



UNIVERSIDAD  
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL  
PIRHUA

# ESTUDIO BIOMECÁNICO PARA UNA PROPUESTA DE IMPLANTE DENTAL CON INFLUENCIA DE CÉLULAS MADRE

Javier Céspedes-Espinoza

Piura, abril de 2017

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Céspedes, J. (2017). *Estudio biomecánico para una propuesta de implante dental con influencia de células madre* (Tesis de licenciatura en Ingeniería Mecánico-Eléctrica). Universidad de Piura, Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico-Eléctrica. Piura, Perú.



Esta obra está bajo una [licencia](#)  
[Creative Commons Atribución-](#)  
[NoComercial-SinDerivadas 2.5 Perú](#)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](#)

**UNIVERSIDAD DE PIURA**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**



**Estudio Biomecánico para una propuesta de Implante Dental con influencia de  
Células Madre**

Tesis para optar el Título de  
Ingeniero Mecánico - Eléctrico

**JAVIER ALBERTO CÉSPEDES ESPINOZA**

**Asesor: Dr. Ing. Carlos Ojeda Díaz**

**Piura, Abril 2017**



*Ad maiorem Dei gloriam*

*Dedicado a Dios, a mi familia y seres queridos*



## Prólogo

*“Con frecuencia, la ciencia no puede proporcionar las respuestas completas que se necesitan. Los ingenieros usan la ciencia para resolver sus problemas siempre que sea posible utilizarla. Pero aunque la ciencia no esté disponible, el problema debe resolverse, y cualquier forma que toma la solución bajo estas condiciones se llama Ingeniería”.*

*- Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*

La ingeniería, desde siempre, ha buscado solucionar los problemas de la humanidad para mejorar la calidad de vida de las personas, cuidando la salud, seguridad y apoyando, en lo posible, al desarrollo multidisciplinar del conocimiento humano. Algunos de los problemas más relevantes para la humanidad han estado relacionados con la práctica médica, como la rehabilitación oral mediante implantes que pretende recuperar la funcionalidad de los dientes perdidos. Sin embargo, aún con el gran desarrollo actual de conocimientos, este tratamiento no constituye una solución infalible, debido a que es muy susceptible de tener deficiencias en el comportamiento biomecánico a largo plazo. Para intentar mejorar esta problemática, existe un esfuerzo global por utilizar la herramienta CAD/CAE de la ingeniería en la predicción y mejoramiento del comportamiento de los implantes en el entorno biológico a largo plazo. En ese sentido, este trabajo pretende presentar un estudio biomecánico que facilite un análisis más completo en la evaluación de propuestas de implantes dentales, así como exponer las ventajas, limitaciones y posibles mejoras.

Un agradecimiento especial al Proyecto N° 215-FINCYT-IA-2013 por permitir el desarrollo de esta tesis dentro del mismo; al Dr. Ing. Carlos Ojeda, coordinador general del proyecto y asesor de la tesis, por facilitar la información y aportar una excelente orientación, experiencia profesional y confianza depositada en este trabajo.



## **Resumen**

El presente trabajo pretende aportar en el análisis del éxito o fracaso de implantes dentales, a través de una investigación teórica y de un estudio biomecánico que analice su desempeño en condiciones mecanobiológicas inherentes a todo tejido vivo. Se analizarán parámetros mecánicos como los desplazamientos, los esfuerzos y la energía de deformación; y por otra parte, el análisis biomecánico considerará las tasas de remodelación ósea y el factor de la influencia de las células madre, fases de integración a través de coeficientes de rozamiento y condiciones de fijación completa.

Para ello se utilizará la metodología de segmentación de imágenes y de CAD/CAE, que permitirán obtener un modelo anatómico virtual de una mandíbula real para evaluar su comportamiento bajo distintas condiciones de carga y geometrías de implantes. A su vez, se implementará un algoritmo que simule la variación de las propiedades del tejido óseo producto de la remodelación, como ocurre en la realidad.

Los resultados del estudio han permitido comprobar la viabilidad de los implantes roscados propuestos sobre las propuestas no roscadas. Así mismo, ha permitido analizar las principales ventajas, limitaciones y mejoras de las propuestas planteadas en el proyecto, en base a su interacción con los tejidos vivos.



## Índice

Introducción.....	1
Capítulo 1. Antecedentes.....	3
1.1 Historia y evolución de los implantes dentales.....	3
1.2 Implantes dentales. Tipos.....	6
1.2.1 Según su relación al hueso.....	7
1.2.1.1 Implantes dentales subperiósticos o yuxta-óseos.....	7
1.2.1.2 Implantes dentales endo-óseos.....	7
1.2.1.3 Implantes dentales transóseos.....	9
1.2.2 Según su longitud.....	9
1.2.3 Según su diámetro.....	10
1.3 Problemática de los implantes dentales.....	10
1.3.1 Fijación y estabilidad.....	15
1.3.1.1 Estabilidad primaria o mecánica.....	15
1.3.1.2 Estabilidad secundaria o biológica.....	17
1.4 Estudios y avances en el país y el mundo.....	21
1.4.1 Estudios y avances nacionales.....	21
1.4.1.1 Proyecto N° 215-FINCYT-IA-2013.....	22
1.4.2 Estudios y avances internacionales.....	24
Capítulo 2. Mekanobiología de tejidos.....	27
2.1 Mekanobiología de tejidos blandos.....	30
2.2 Mekanobiología de tejidos duros.....	33
2.2.1 Hueso cortical y hueso trabecular.....	35
2.2.2 Comportamiento mecánico de los tejidos óseos.....	36
2.2.3 Propiedades mecánicas del tejido óseo.....	39
2.2.3.1 Hueso cortical.....	40
2.2.3.2 Hueso trabecular.....	41

2.3 Remodelación ósea e influencia de células madre.....	44
2.3.1 Remodelación ósea.....	46
2.3.1.1 Proceso de remodelación.....	47
2.3.1.2 Tipos de remodelación.....	48
2.3.2 Teorías de remodelación.....	50
2.3.2.1 Teoría de remodelación ósea basada en la mecánica del daño continuo.....	53
2.3.2.2 Teoría de remodelación ósea basada en el esfuerzo diario.....	54
2.3.2.3 Teoría de remodelación ósea basada en la energía de deformación.....	54
2.4 Mecanobiología en implantes dentales.....	56
 Capítulo 3. Definición y formulación de los modelos anatómicos.....	 61
3.1 Teoría básica sobre segmentación.....	61
3.2 Diseños propuestos de implantes dentales.....	63
3.3 Proceso de obtención del modelo anatómico en Mimics .....	66
3.3.1 Importación de imágenes DICOM.....	67
3.3.2 Segmentación.....	67
3.3.3 Filtrado de la segmentación.....	69
3.3.4 Generación de la geometría 3D de la mandíbula.....	71
3.4 Mallado y asignación de propiedades.....	72
3.4.1 Mallado volumétrico.....	73
3.4.2 Asignación de propiedades.....	75
3.4.2.1 Reconocimiento de la malla volumétrica.....	76
3.4.2.2 Métodos para asignar propiedades.....	76
3.4.2.3 Proceso de asignación de zonas óseas de la mandíbula.....	77
3.5 Simplificación del modelo anatómico para simulación... ..	81
3.6 Preparación para simulación en ANSYS.....	83
3.6.1 Definición de los modelos para análisis mecánico.....	83
3.6.2 Definición de los modelos para análisis con remodelación ósea.....	86
 Capítulo 4. Simulación y análisis de resultados.....	 91
4.1 Simulación mecánica.....	91
4.1.1 Condición de carga A (324 N oblicua).....	91
4.1.1.1 Implante Udep-1.....	91
4.1.1.2 Implante Udep-2.....	97
4.1.2 Condición de carga B (314 N vertical).....	103
4.1.2.1 Implante Udep-1.....	103
4.1.2.2 Implante Udep-2.....	107
4.1.3 Condición de carga C (100 N oblicua).....	111
4.1.3.1 Implante Udep-1.....	111
4.1.3.2 Implante Udep-2.....	115
4.2 Simulación con remodelación ósea.....	119
4.2.1 Implante Udep-2.....	119
4.2.2 Implante UPM-1.....	121
4.3 Análisis de resultados.....	123
Conclusiones.....	127
Referencias.....	131
Anexos.....	151
Anexo A.....	153
Anexo B.....	171

Anexo C.....	185
--------------	-----



## **Introducción**

Aunque en la actualidad existen numerosas propuestas y tipos de implantes dentales, existe confusión sobre cuál diseño es el más adecuado para garantizar su éxito funcional en el largo plazo. La tecnología y desarrollo actual de la ciencia médica no puede evitar totalmente los casos de aflojamientos de implantes dentales luego de ser colocados. El aporte de otras ramas como la ingeniería permitiría evaluar y plantear mejoras para este tratamiento. Con ayuda de propuestas personalizadas de implantes dentales validadas numéricamente a través de simulaciones mecánicas y algoritmos de remodelación ósea que intentan recrear el fenómeno de oseointegración en los implantes dentales de titanio, esta tesis procura dilucidar, de forma general, los criterios que definen el éxito funcional del tratamiento con implantes dentales, tomando en cuenta la naturaleza viva de los tejidos del ser humano.

La primera parte expone los fundamentos teóricos necesarios para una buena comprensión de la biomecánica asociada a los implantes dentales. El capítulo primero marca los antecedentes en el uso de los implantes dentales, describiendo su desarrollo, tipos y la problemática en su fijación. El capítulo dos expone la mecanobiología de los tejidos duros y blandos de la cavidad oral, así como la asociada a los implantes. A su vez, describe las propiedades y el comportamiento de dichos tejidos, el proceso de remodelación ósea y la influencia de las células madre en dicho proceso, como factor inherente a cualquier tratamiento con implantes dentales. Por último, describe las teorías de remodelación utilizadas en la actualidad y las enmarca en el desarrollo de algoritmos para simulación con remodelación ósea.

La segunda parte describe el proceso de evaluación biomecánica virtual con apoyo de herramientas informáticas, así como el análisis de los resultados derivados del mismo. El capítulo tres describe detalladamente el proceso de obtención del modelo anatómico de la mandíbula, pasando por el tratamiento de las imágenes médicas mediante segmentación hasta la preparación y asignación de las propiedades de los modelos para las distintas configuraciones y condiciones de la simulación numérica. El cuarto y último capítulo, presenta ordenadamente los resultados de dichas simulaciones, agrupándolas de acuerdo a la condición de carga y su tipo de simulación: mecánica y biomecánica con algoritmo de remodelación. Así mismo, se presenta un análisis de los resultados a través de tablas y comentarios precisos basados en las simulaciones y el marco teórico investigado.



## Capítulo 1

### Antecedentes

#### 1.1 Historia y evolución de los implantes dentales

Los primeros vestigios que hacen suponer la práctica de implantes dentales en seres humanos se puede encontrar en los tiempos de la antigua Fenicia. En mayo de 1862, como parte de una misión francesa, el Dr. Gaillardot realizó excavaciones cerca de un sepulcro en la Necrópolis de Sidón, Fenicia, actual Líbano. En dicha tumba, encontró una prótesis dental que databa del 400 a.C. Contenía dos dientes tallados en marfil que reemplazaban a dos incisivos y estaban unidos mediante un alambre de oro de 30 centímetros a cuatro dientes naturales (dos incisivos y dos caninos) (Skinner, 2012). Posteriormente, en 1901, el Dr. Charles Torrey, de la Universidad de Yale, encontró una mandíbula haciendo excavaciones al sur de Saída, cerca de donde el Dr. Gaillardot encontró la prótesis fenicia. Esta pieza tenía un hilo de oro que encerraba seis dientes anteriores y los fijaba a la mandíbula (Lemus Cruz L. M., 2009).



**Fig 1.1** Prótesis fenicia de Gaillardot (izquierda) y prótesis fenicia de Torrey (derecha) (Ilhadeatlantida.tripod, s.f.).

Se cree que en América los implantes dentales más antiguos colocados in vivo, pertenecen a los mayas. En 1931, el arqueólogo Wilson Popenoe descubrió una mandíbula en la playa de los Muertos, Honduras. Esta mandíbula data del año 400 d.C y tiene tres fragmentos de concha Sagaamote incrustados en los alvéolos de los dientes incisivos. Los estudios radiológicos posteriores revelaron que dichos fragmentos estaban rodeados de hueso sano, tal como ocurre con el fenómeno de oseointegración<sup>1</sup> de los implantes de titanio actuales (Skinner, 2012) (Lemus Cruz L. M., 2009).



**Fig 1.2** Mandíbula encontrada por Popenoe (Puerto Paranoia, 2010).

Abulcasis, andaluz islámico, nacido en Córdoba (936), describió lo que sería un proceso de reimplantación dentaria del siglo X. Recomendaba reponer los dientes caídos mediante hilos de oro. Posteriormente, las exigencias de los nobles y militares de alto rango originaron que los cirujanos barberos recurrieran a la práctica de trasplantes dentales. Para ello extraían los dientes de donantes soldados, sirvientes o plebeyos y los implantaban en sus clientes nobles. Una alta tasa de fracasos y el riesgo de transmitir enfermedades, les hizo desistir de esta práctica rápidamente (Lemus Cruz L. M., 2009).

Durante el Renacimiento, Ambroise Paré (1517 – 1590), probablemente uno de los personajes más influyentes en la odontología. En sus Obras Completas de 1575, recomendaba, entre otras cosas, el uso de prótesis de dientes tallados en marfil, las cuales irían unidos a los restantes dientes gracias a alambres de oro. Posteriormente, Pierre Fauchard (1678-1761), un cirujano militar residente en París, se interesó por los reimplantes y trasplantes en los dientes, adelantándose en cuarenta años a John Hunter (1728-1793), el primer investigador en ortopedia que, entre otras cosas, demostró que el hueso crecía por dos procesos simultáneos de crecimiento (Ring, 1989).

En 1789, el cirujano dentista Nicolas Dubois de Chémant presentó sus prótesis dentales y restauraciones protésicas de porcelana, las cuales eran bien toleradas. Ese mismo año Luis XVI le autorizó una patente real. Luego de huir de Francia a Inglaterra en 1792, consiguió una autorización de 14 años para producir dentaduras de pasta mineral. En 1799, publicó su libro *Disertación sobre dientes artificiales*. Por su trabajo, es considerado como el precursor de la odontología protésica y principal figura hasta el siglo XIX, cuando Giuseppangelo Fonzi inventó los dientes individuales de porcelana (Ring, 1989).

Durante los siglos XIX y XX, se llevaron a cabo otros esfuerzos por mejorar los implantes dentales, es así que, en 1887, Harris logró implantar una raíz de platino bañada en plomo en un alvéolo creado artificialmente. En las primeras décadas del siglo XX, R. Payne presentó su propia técnica de implantación en el III Congreso Dental Internacional (1901)

---

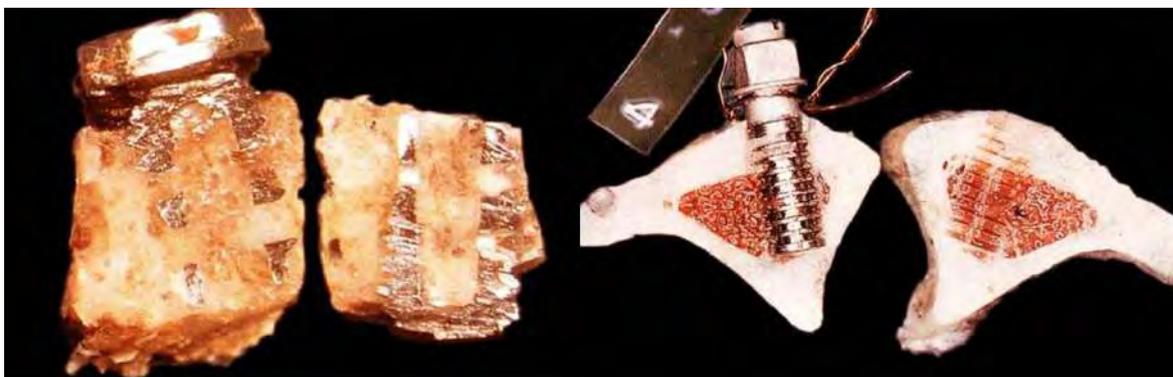
<sup>1</sup> La oseointegración se puede definir como el anclaje de un implante al hueso capaz de satisfacer las exigencias clínicas de funcionamiento como pilar de prótesis, transmitiendo las fuerzas de masticación (oclusales) directamente sobre el tejido óseo, y manteniéndose fijo en el mismo, de forma asintomática, a lo largo del tiempo y en condiciones de carga funcional (Guercio E., 2009).

usando una cápsula de plata en un alvéolo. Ocho años después, Algrave demostró que la técnica de Harris no podía ser exitosa debido a que la plata es tóxica para el hueso. En 1910, Greenfield introdujo una cesta de iridio y oro de 24 quilates en un alvéolo dental. Greenfield es considerado como el científico que documentó las bases de la Implantología moderna en 1915, describiendo desde normas sanitarias hasta conceptos importantes como la necesidad de que el hueso y el implante se hayan integrado antes de proseguir con la siguiente etapa (Bartee, 1995) (Perel, 2006) (D A García, 2006).

Posteriormente, en 1937, algunos investigadores concluyeron que algunos metales y aleaciones eran mejor toleradas que las utilizadas hasta el momento. La ausencia de toxicidad en el Tantalio, Titanio y el Vitalio (aleación de cobalto, cromo y molibdeno) las hacían las mejores opciones en cuanto implantes en el ser humano (MA Iglesias, 2003) (Bartee, 1995).

En el año 1946, Strock diseñó un implante en forma de tornillo de dos etapas que fue implantando sin poste o pilar transmucoso. Dos años más tarde, Formiggini desarrolló el primer implante de tornillo metálico en espiral y por ello es considerado como el “Padre de la implantología endoósea moderna” (Chaturvedi, 2012).

En Suecia, en la década de los 60, el Dr. Brånemark y su grupo de trabajo descubrieron accidentalmente el proceso de Oseointegración mientras utilizaban una cámara de observación de Titanio. Observó que había una adherencia metal-hueso tan fuerte que la unión era firme e íntima, lo suficiente como para ser el soporte de diferentes tipos de prótesis, incluidas las de los dientes (Arenas, 2004) (M D Melo, 2006). Con base en estos nuevos resultados, se iniciaron estudios en perros desdentados con prótesis en forma de tornillo. Es así que en 1982, el Dr. Brånemark presenta el fenómeno de oseointegración y junto con él, su implante de Titanio con forma de tornillo. Este implante no sería un prototipo más sino que estaría garantizado por estudios clínicos de seguimiento y casuísticas acumuladas durante una década.



**Fig 1.3** Cámara de Titanio de Brånemark adherida al hueso (izquierda). Tornillo de titanio oseointegrado (derecha) (Coppedê, 2016).

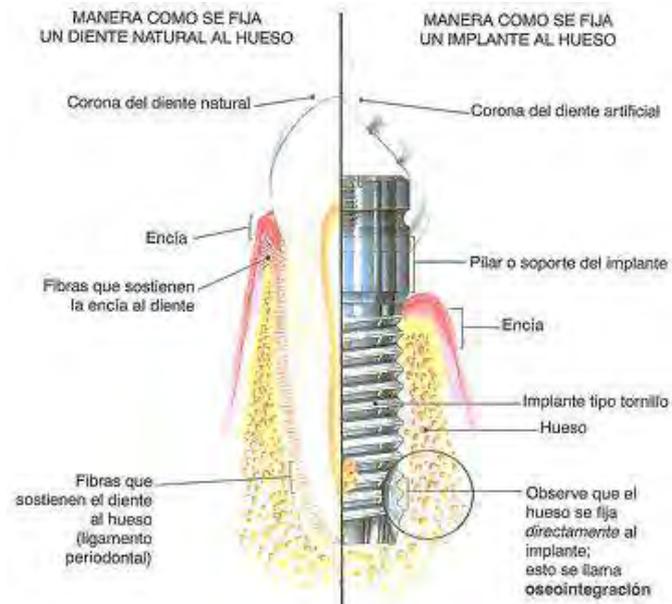
Con este hecho se dio paso a la denominada Era de la Implantología moderna (J Del Río, 2003) (Bartee, 1995) (Matosian, 2003). Sin embargo, los problemas técnicos, como los imprecisos métodos de fresado en el lugar del implante, no permitieron otorgarle una buena estabilidad inicial y evitar los espacios vacíos entre el implante y el hueso. A ello se añadía el problema de que se exponían dichos implantes a carga inmediata<sup>2</sup>, por lo que se aflojaban

<sup>2</sup> La Carga Inmediata constituye un concepto anterior al de la oseointegración en la implantología. Gracias a él se puede exponer el implante dental al medio oral y someterlo a cargas funcionales en forma inmediata. Estudios histológicos han demostrado una mejor condición de la interfase hueso-implante sometida a carga

e incluso se encapsulaban en tejido fibroso (Diago, 2006) (M Newman, 2004) (Moiseiwitsch, 2002). Finalmente en 1999, Brånemark y su equipo publicaron los resultados sobre el concepto de “función inmediata”. Los resultados preliminares arrojaban 98% de éxito en 50 pacientes y la restauración protésica se completaba en pocas horas (Olof, 1993) (L Malchiodi, 2006) (M Newman, 2004).

## 1.2 Implantes dentales. Tipos

Se denomina implante dental al dispositivo o unidad protésica que tiene como función reemplazar a un diente, parcial o totalmente, y que está constituido de un material biológicamente inerte (biocompatible), como el titanio o el óxido de zirconio. La biocompatibilidad es importante para que los tejidos vivos acepten el implante dentro del cuerpo humano e implica que haya ausencia de corrosión, deterioro del material, respuestas inflamatorias no deseables, muerte del tejido adyacente al implante, aumento de anticuerpos, mutación celular, aparición de células cancerígenas, entre otros aspectos (Wikipedia, 2010).



**Fig 1.4** Comparación diente-implante (Navarro, s.f.).

En el mundo existen comercialmente más de 100 diferentes sistemas de implantes dentales disponibles destinados para la restauración de los arcos edéntulos parciales o totales. Esto hace que las restauraciones utilizando implantes dentales pueda volverse dificultoso al tener que elegir el implante correcto de entre una gama tan amplia. Dada la amplia variedad de implantes dentales actuales, en relación al hueso estos pueden ser endoóseos, subperiósticos o yuxtaóseos y transóseos (Chaturvedi, 2012).

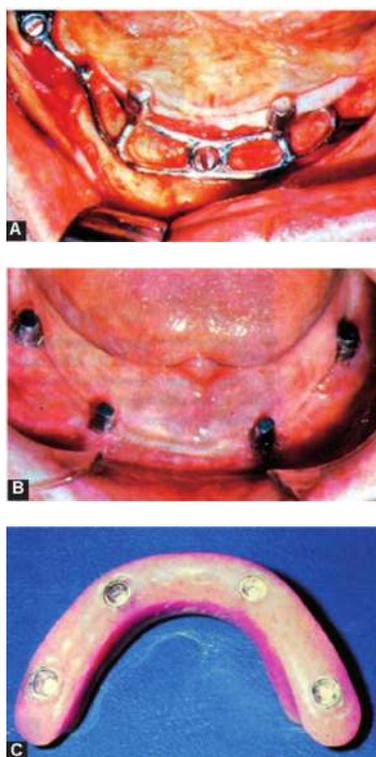
---

funcional. Factores determinantes en el éxito de la carga inmediata parecen ser la estabilidad primaria, reducción de micromovimiento, micro-topografía y longitud de los implantes, torque de inserción, el tipo de prótesis y la oclusión. Aunque no todos los pacientes y no todos los lechos anatómicos están indicados para dientes con carga inmediata, actualmente se ha determinado que la prevención del micromovimiento es crítica para evitar la formación de tejido fibroso alrededor del implante, no debiendo ser mayor de 50 o 100  $\mu\text{m}$  (Cindy Liendo, 2009).

## 1.2.1 Según su relación al hueso

### 1.2.1.1 Implantes dentales subperiósticos o yuxta-óseos

Introducidos en 1940, estos implantes no penetran el hueso sino que recubren su superficie, para ello emplean tanto una subestructura como una supraestructura. Son puestos bajo la mucosa, reposando sobre el maxilar o la mandíbula y son recomendados para pacientes con maxilares parcialmente edéntulos o totalmente edéntulos. Dado que son elementos metálicos hechos a medida, requieren un trabajo previo de laboratorio de prótesis, pues se desarrollan a partir de modelos del maxilar. Generalmente, están hechos en aleaciones de cromo, cobalto y molibdeno, y en ocasiones están recubiertos de cerámica o carbono. Están recomendados para pacientes cuya altura ósea es demasiado poca como para poner un implante endoóseo y no puede usarse las dentaduras convencionales (Navarro, s.f.). A pesar de ello, tienen la desventaja de que suele existir rechazo, la recuperabilidad es difícil, y suele existir una excesiva pérdida ósea asociada al fracaso del implante (Chaturvedi, 2012).



**Fig 1.5** Implante subperióstico o yuxtaóseo colocado debajo del periostio (A). Supraestructura que fija la prótesis (B). Prótesis completa para implantes subperiósticos o yuxtaóseos (C) (Chaturvedi, 2012).

### 1.2.1.2 Implantes dentales endo-óseos

Todos aquellos implantes que para su introducción es necesario despegar la mucosa oral y penetrar la estructura ósea del paciente, son denominados implantes endo-óseos. Estos implantes pueden ser de material metálico, cerámico, carbón vitrificado, material orgánico

o material semi-biológico. Los implantes dentales endo-óseos pueden clasificarse en cuatro grupos: cilíndricos, roscados, a lámina y de cresta delgada (Navarro, s.f.).

### **Implantes endo-óseos cilíndricos**

Los más usados presentan aspecto de tornillo, con una superficie roscada que aumenta la superficie de contacto entre el implante y el hueso. También se encuentran los de superficie no roscada cubierta de hidroxapatita<sup>3</sup>, estos presentan perforaciones que tienen como objeto la mejora de la osteointegración en la interfase hueso-implante. Con esto se ocasiona que el hueso se desarrolle en el interior del implante y se fije por retención mecánica. Dado el lento proceso que esto implica, no son muy usados (Navarro, s.f.).



**Fig 1.6** Implante endo-óseo de tornillo (Navarro, s.f.).

### **Implantes endo-óseos a lámina**

Ideado por L. Linkow, presentan la gran ventaja de evitar una segunda intervención, llegando a terminar su colocación en una sola sesión. Son especialmente recomendados para reemplazar incisivos del maxilar superior, siempre que el hueso sea bastante ancho y profundo, aunque en ningún caso se recomienda su uso para pacientes con edentación<sup>4</sup> total de maxilar superior o inferior.



**Fig 1.7** Implante dental laminado (Navarro, s.f.).

<sup>3</sup> El mineral hidroxapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), constituye entre el 60% y 70% del peso seco del tejido óseo. De hecho, el esmalte dental contiene este mineral, de ahí su importancia en el uso de implantes dentales.

<sup>4</sup> Ausencia de dientes.

## Implantes endo-óseos de cresta delgada

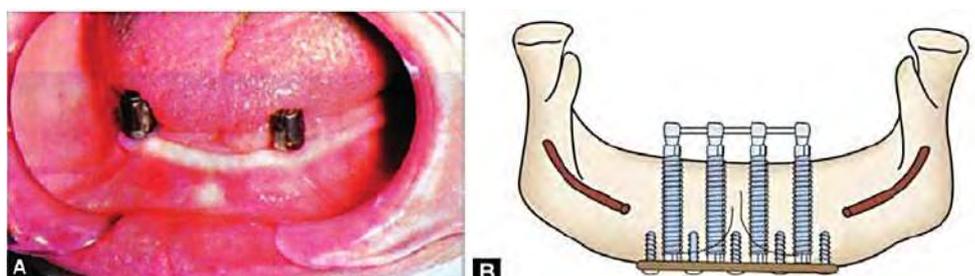
Ideados por M. Charchève, requiere de menos instrumentación y suele no presentar peligros para el paciente, dada su mayor facilidad de instalación. La cabeza del fuste, es decir el pilar donde se fija la prótesis, tiene buenas condiciones de apoyo en el hueso cortical y de inserción por sellado, sin necesidad de emplear algún cemento o resina.



**Fig 1.8** Implante de cresta delgada (Medicina & Prevencion, 2015).

### 1.2.1.3 Implantes dentales transóseos

Es una combinación de los dos tipos anteriores de implantes, el subperióstico y el endoóseo. Pasa a través de todo el espesor del hueso alveolar, penetrando ambas corticales. Su uso está restringido a la zona anterior de la mandíbula para dar soporte a una sobredentadura (Chaturvedi, 2012).



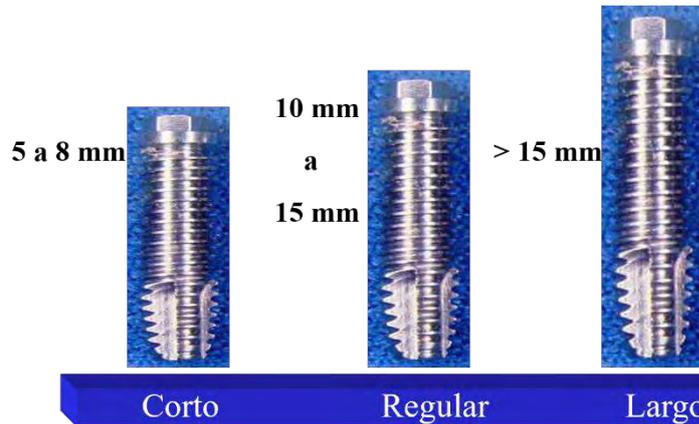
**Fig 1.9** Pilares transmucosos para implantes dentales transóseos (A). Implantes transóseos (B) (Chaturvedi, 2012).

### 1.2.2 Según su longitud

Se sabe que por cada mm de longitud de implante se puede ganar un 10% de oseointegración (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

**Tabla 1.1** Tipos de implantes dentales según su longitud (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

Tipos de implantes dentales según su longitud		
Cortos	Regulares	Largos
5-8 mm	10-15 mm	> 15 mm



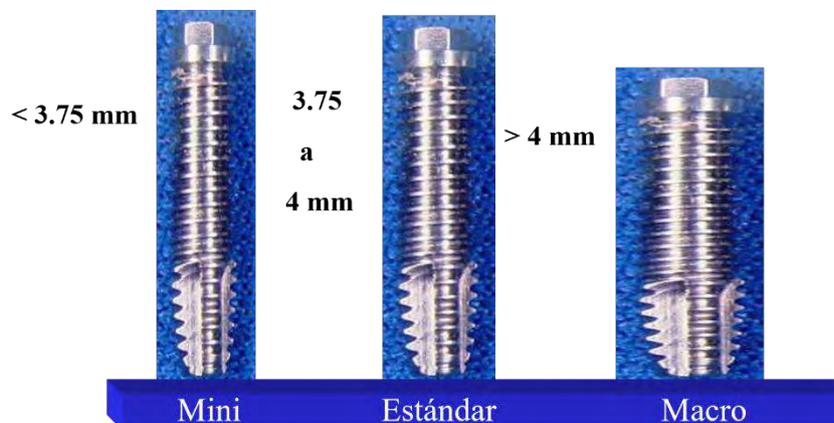
**Fig 1.10** Tipos de implantes según su longitud (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

### 1.2.3 Según su diámetro

Se sabe que por cada mm de diámetro de implante se gana un 40% de oseointegración (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

**Tabla 1.2** Tipos de implantes dentales según su diámetro (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

Tipos de implantes dentales según su diámetro		
Mini	Estándar	Macro
< 3.75 mm	3.75-4 mm	> 4 mm



**Fig 1.11** Tipos de implantes según su diámetro (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

## 1.3 Problemática de los implantes dentales

Según la Sociedad Española de Periodoncia y Osteointegración (SEPA), se estima que el 98% de los implantes se integran en el hueso tras su colocación. Luego de 15 años más del 90% de implantes colocados en el maxilar superior y en la mandíbula siguen funcionando apropiadamente (SEPA, 2015). De esta forma los implantes dentales se ubican

entre las técnicas quirúrgicas con mayor confiabilidad aplicada en humanos, siempre que el proceso de oseointegración sea exitoso.

Hasta el momento existe evidencia de que las tasas de éxito de los tratamientos con implantes son altas, sin embargo los fracasos se producen, por lo que un análisis que permita determinar los factores que contribuyen al fracaso, podría limitar la incidencia de estos, en los pacientes que presentan estos factores, de esta misma forma orientar al paciente y al clínico en el proceso de planificación del tratamiento y consentimiento informado (Patrick B-CW, 2005) (Bornstein M, 2009).

En general, los problemas más comunes referidos a los implantes dentales están relacionados con infecciones, dolor y/o daños en vasos sanguíneos, nervios, y dientes colindantes. Sin embargo, estos problemas, son fácilmente solucionados por los profesionales y, detectados y tratados a tiempo no suponen gravedad alguna (Odontología-US, 2012).

A pesar de ello el fracaso del tratamiento puede suceder tanto en etapas iniciales como en las tardías. Al inicio del tratamiento existe la posibilidad de que el implante no se integre completamente, esto ocurre generalmente por infecciones o malas condiciones biológicas del paciente. En el largo plazo, aun después de la oseointegración, las inconvenientes pueden originarse por alteraciones originadas a causa de desajustes o fracturas de la prótesis o de los elementos de unión de la prótesis con los implantes, sin descartar tampoco las infecciones. En los últimos años se ha comprobado una alta frecuencia de trastornos asociados a los tejidos periimplantarios, conocidos como periimplantitis, que pueden conducir a la pérdida del hueso periimplantario y, finalmente, a la pérdida del implante y de la restauración que soportaba. Se estima que al menos 1 de cada 4 personas con implantes dentales podrían sufrir periimplantitis. Este grupo de patologías suelen prevalecer a partir de los 5-7 años de tener los implantes en función, pudiendo afectar hasta un 80% de los pacientes y un 12-35% de los implantes (Diario ABC S.L, 2014).

De acuerdo a un estudio chileno (Domínguez J, Estudio de asociación entre enfermedades sistémicas y el fracaso de implantes dentales, 2013) sobre el fracaso de implantes dentales relacionados a variables sistémicas, el análisis de regresión logística simple arrojó que algunas variables sistémicas (osteoporosis, diabetes, hipotiroidismo, otra enfermedad, estado nutricional y sexo) no fueron estadísticamente significativas (valor  $p > 0.005$ ) (Tabla 1.3). Para el estudio se utilizó como medida el Odd Ratio, el cual es una medida de efecto utilizada comúnmente en la presentación de los resultados de las investigaciones de salud. Matemáticamente se define como el cociente de dos Odds (Jaime Cerda, 2013). El Odd es una forma de representar un riesgo y se define como el cociente entre el número de veces que ocurre el suceso frente a cuántas veces no ocurre. Por ejemplo, un odds de 3 indica que 3 personas sufrirán el suceso frente a 1 que no lo hará (Molinero, 2001).

**Tabla 1.3** Distribución de las variables para determinar fracaso, frecuencia y proporción en el estudio de Domínguez (Domínguez J, Estudio de asociación entre enfermedades sistémicas y el fracaso de implantes dentales, 2013).

VARIABLES CLÍNICAS	FRECUENCIA	PROPORCIÓN
<b>Movilidad</b>		
Presente	2	2.78
Ausente	70	97.22
<b>Dolor</b>		
Sin	72	100
Con	0	0
<b>Profundidad al Sondaje <math>\geq 7</math></b>		
< 7	71	98.61
$\geq 7$	1	1.39
<b>Exudado</b>		
Sin	72	100
Con	0	0
<b>Reabsorción Ósea Radiográfica</b>		
Perdida ósea < 2 mm	35	48.61
Perdida ósea entre 2 y 4 mm	29	40.28
Perdida ósea > 4 mm hasta la mitad del implante	5	6.94
Perdida ósea > a la mitad del implante	3	4.17
<b>Radiolucidez Apical Radiográfica</b>		
Presente	6	8.33
Ausente	66	91.67
<b>Antecedentes de Pérdida</b>		
No	66	91.67
Si	6	8.33
<b>Total</b>	<b>72</b>	<b>100.00</b>

Luego de revisar las historias clínicas y pasar una entrevista personal se encontró que 6 de los pacientes tenían antecedentes de pérdida de implantes. Sin embargo, ningún paciente presentó dolor, ni exudado<sup>5</sup> del implante seleccionado durante el examen.

**Tabla 1.4** Regresión logística entre fracaso de implantes dentales y variables sistémicas en el estudio de Domínguez (Domínguez J, Estudio de asociación entre enfermedades sistémicas y el fracaso de implantes dentales, 2013).

<sup>5</sup> Presencia de líquido de un cuerpo o del recipiente en que está contenido, por transpiración o a través de alguna rendija del mismo cuerpo.

Fracaso	Odd Ratio	P	[95% Conf. Interval]
Edad	1.07	0.018*	1.01 / 1.13
Genero	0.71	0.684	0.13 / 3.65
Osteoporosis	1.30	0.715	0.30 / 5.56
Hipertensión	6	0.027*	1.23 / 29.21
Diabetes	1.92	0.307	0.54 / 6.74
Hipotiroidismo	2.17	0.262	0.55 / 8.48
Otra enfermedad	1.89	0.325	0.53 / 6.74
Enutricional	1.32	0.414	0.67 / 2.60
Asa I	0.15	0.021	0.031 / 0.75
Asa II	4.51	0.032*	1.13 / 17.89
Asa III	2.15	0.543	0.18 / 25.59
Fuma	0.34	0.187	0.06 / 1.68

\* Estadísticamente significativos.

El estudio muestra que para la variable hipertensión se obtuvo un Odd Ratio de 6, lo cual fue estadísticamente significativo. La variable edad, aunque fue estadísticamente significativa, obtuvo un Odd Ratio de 1.07. Para este estudio, Domínguez concluye que el análisis de cada una de las variables sistémicas como la hipertensión, presentan una asociación con el fracaso de implantes dentales. Esto no ocurre con las variables osteoporosis, hipotiroidismo, diabetes, edad, estado nutricional, género y el hábito de fumar.

Problemas igualmente serios están relacionados con (Odontología-US, 2012):

- Rechazo del implante por parte del organismo, el cual no reconoce el objeto extraño y lo combate ocasionando complicaciones severas.
- Rechazo más alergia a alguno de los componentes del implante. Aunque se usa titanio en la fabricación de implantes debido a su biocompatibilidad, existe evidencia de personas alérgicas a este material y su implantación puede llevar a un fracaso del proceso.

Para estos casos, será necesario retirar inmediatamente los implantes y buscar otras alternativas terapéuticas (Odontología-US, 2012). Otro grave problema ocurre cuando el hueso sobre el que descansan los implantes dentales se debilita, produciéndose una pérdida de masa ósea periimplantaria<sup>6</sup>. Por esta razón, deben considerarse los siguientes criterios:

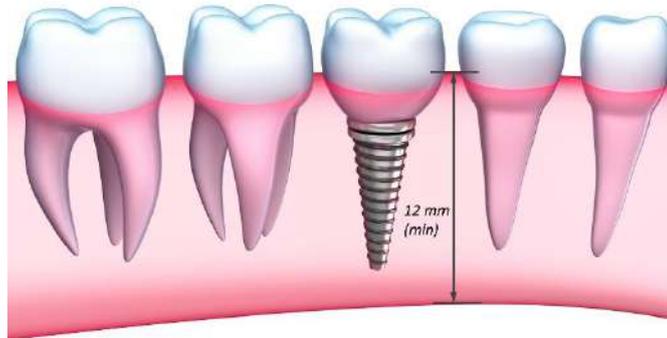
- Antes de realizar alguna implantación, se debe comprobar si existe hueso suficiente para descartar un injerto previo.
- Tomar radiografías de control en el lugar de implantación.

Para el caso de implantes dentales, algunos especialistas sugieren que (Balboa, 2015):

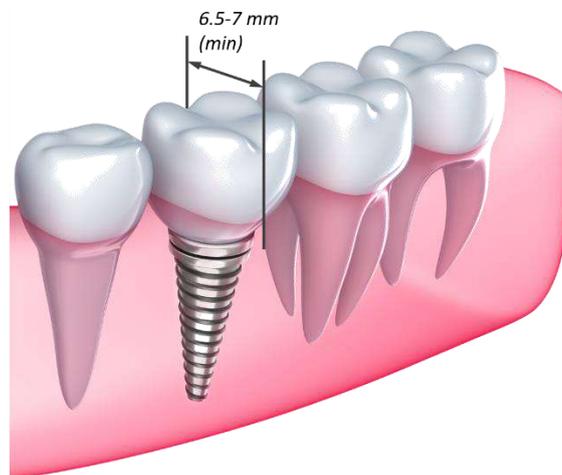
- La zona periimplantaria posea una **altura mínima** de 12 mm para colocar un implante de 11.5 o 10 mm y considerando un margen de seguridad.
- El **ancho mínimo** de hueso periimplantario debería ser de 6,5 a 7 mm. Un implante típico debería medir de 3,75 a 4,5 de diámetro, reservando 1 mm de zona periimplantaria.

<sup>6</sup> Zona ósea que rodea al implante.

- En caso no hubiese hueso suficiente, se podría realizar **rellenos de senos maxilares**. Esto representa una cirugía complementaria al implante, implica un riesgo añadido y más presupuesto, así como más cuidados y mayor tiempo de recuperación.

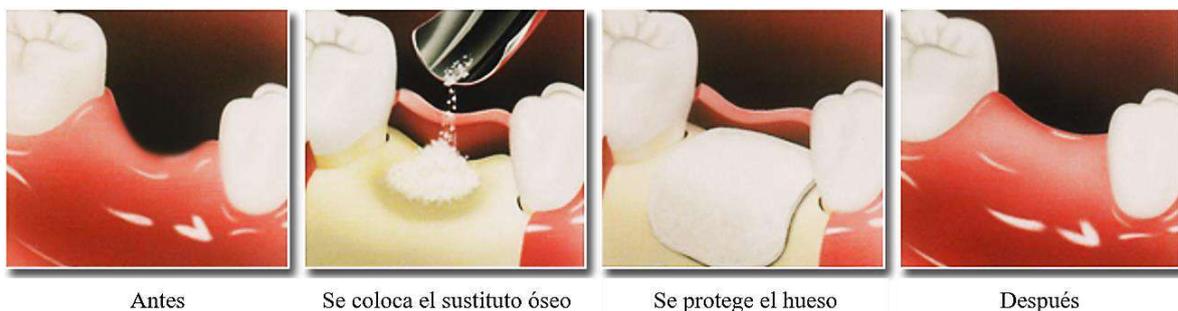


**Fig 1.12** Altura mínima de hueso para implantes dentales. La figura se ha adaptado de (DentalTotal, 2016). Los valores se han tomado de (Balboa, 2015).



**Fig 1.13** Ancho mínimo de hueso para implantes dentales. La figura se ha adaptado de (DentistaMostoles, 2015). Los valores se han tomado de (Balboa, 2015).

### Injerto Óseo



**Fig 1.14** Injerto óseo para pacientes con hueso insuficiente para el tratamiento con implantes dentales (ClinicaDentalBernabeu, 2016).

A pesar de todo, hablar de la terminología referente al fracaso de un implante dental oseointegrado es, a menudo, confusa (Misch CE M. P., 2008) (Misch CE M. R., 2006). Es necesario realizar un seguimiento minucioso para revelar un implante con fallas y ejecutar

un tratamiento adecuado (Manor Y, 2009) (Ferreira C, 2010) (L, 2008). Un implante dental fracasado podría comprender una gran variedad de situaciones clínicas que van desde implantes dentales que se mueven y presentan síntomas hasta implantes que muestran más de 0,2 mm hueso periimplantario perdido después del primer año de carga, así como sacos con sangramiento mayores de 5 mm al sondaje (Misch CE M. P., 2008) (Misch CE M. R., 2006).

### 1.3.1 Fijación y estabilidad

Mención aparte merece la importancia de una correcta fijación y estabilidad de los implantes tanto en el corto como en el largo plazo. La estabilidad se define, en términos generales, como el conjunto de eventos que deben ocurrir para lograr una respuesta biológica equilibrada que permita la presencia de un cuerpo extraño (implante) sujeto a grandes esfuerzos por largos períodos, sin causar una disminución significativa de las propiedades biológicas y mecánicas del receptor (cavidad implantaria). Con ello se busca estabilizar inicialmente el implante (estabilidad primaria) y estimular el crecimiento del hueso dentro de la superficie del mismo en el largo plazo para alcanzar la estabilidad mecánica total (estabilidad secundaria) (Gómez, 2000).

#### 1.3.1.1 Estabilidad primaria o mecánica

Es el anclaje del implante que limita los micromovimientos relativos en la interfase hueso-implante, inducido por la carga de unión fisiológica que ocurre inmediatamente después de la intervención quirúrgica. También suele denominarse estabilidad mecánica porque se logra en el momento de la cirugía de inserción y depende fundamentalmente de un adecuado diseño del implante y la técnica quirúrgica. En términos sencillos se puede definir como la sujeción mecánica inicial del implante tras el proceso de implantación (N. Lioubavina-Hack, 2006), es decir, está determinada por el contacto inicial entre hueso e implante (R. Andrés-García, 2009). Una buena estabilidad primaria depende de ciertos factores importantes, los cuales pueden ser resumidos como se muestra a continuación (Quirante, 2014):

**Tabla 1.5** Factores que influyen en la estabilidad primaria (Quirante, 2014).

Factores	Modalidades
1. Cantidad y calidad ósea	Clasificación en tipos de hueso según su densidad, presencia de hueso cortical, densidad de la trabeculación ósea.
2. Técnica quirúrgica	Técnica de inserción (fresado no homogéneo, pérdida del eje axial durante el fresado, etc.), congruencia entre el implante y la preparación del lecho óseo, anclaje bicortical, implantes post-extracción, experiencia del profesional.
3. Características del implante	Morfología: cónico, cilíndrico, separación entre espiras, diámetro, longitud, tipo de superficie, etc.

La estabilidad primaria de los implantes dentales puede estar determinada por factores en el corto y en el largo plazo. A corto plazo, los factores importantes que determinan la estabilidad primaria son: la densidad ósea, estructura trabecular del hueso, la técnica quirúrgica, el número de implantes, el diseño de los implantes utilizados y su distribución en el arco dentario (J Gutierrez, 2002). En el largo plazo, la estabilidad primaria se ve favorecida por un diseño oclusal correcto que logre controlar las cargas masticatorias, la ausencia de extensiones y la unión rígida de todos los implantes. A pesar de ello, el factor más determinante sería la densidad y calidad del hueso: un implante colocado en áreas compactas de hueso tendrá una mayor estabilidad inicial, y podrá soportar mejor las fuerzas de la masticación, esto se ve respaldado por los análisis RFA<sup>7</sup>, los cuales muestran que los implantes con buena estabilidad inicial o primaria la mantienen en los 3 o 4 meses siguientes a su implantación (Cindy Liendo, 2009).

Ya se sabe que de una buena estabilidad primaria depende la funcionalidad del implante a corto y mediano plazo. La estabilidad primaria es fundamental para evitar la aparición de tejido fibroso en la interfase hueso-implante, sea de tipo reparativo o cicatricial, que sumado a las cargas que soporte, podría conducir a una fibrointegración del implante o a un bajo índice de contacto hueso-implante, e incluso al fracaso prematuro del implante (Bränermark, 1987).

Algunas características geométricas del implante también parecen favorecer la estabilidad del implante tales como la forma anatómica, el paso de rosca decreciente, las roscas no cortantes en la porción apical con el fin de comprimir el hueso. Finalmente, es preciso anotar que la técnica quirúrgica también juega un rol importante en la estabilidad del implante. La destreza del cirujano, así como la precisión del sistema de fresado son básicos para un correcto ajuste. Sin embargo, no debe existir un ajuste o apriete excesivo en las paredes del alveolo dental, ya que originaría un cuadro de isquemia<sup>8</sup> que impediría la cicatrización del hueso peri-implantario (Cindy Liendo, 2009).

La ausencia prolongada de esfuerzos en una zona o segmento óseo determinados da como resultado una tasa negativa de recambio mineral, es decir, una pérdida acelerada de masa ósea regional cuya consecuencia sobre la prótesis se manifiesta como aflojamiento e inestabilidad. Este fenómeno se conoce como *stress shielding* y es uno de los principales problemas que deben evitarse. Estudios clínicos demuestran que sin una estabilidad absoluta, es decir, sin reducir al mínimo la micromovilidad temprana del implante, es imposible obtener la fijación biológica o estabilidad secundaria. Por tanto, una menor micromovilidad garantiza una mayor estabilidad primaria (Cameron H. U, 1973).

La carga inmediata es un concepto anterior a la oseointegración. Sin ella no es posible exponer un implante dental a las cargas funcionales y al medio oral en forma inmediata. Parece ser que los factores que determinan el éxito de la carga inmediata son la estabilidad primaria, reducción de micromovimiento, micro-topografía y longitud de los implantes, torque de inserción, el tipo de prótesis y la oclusión. De especial relevancia es el rango adecuado de micromovimiento, ya que es un factor crítico para evitar la formación de tejido fibroso periimplantario, no debiendo ser mayor de 50 o 100  $\mu\text{m}$ , si bien no todos los pacientes

---

<sup>7</sup> Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA por sus siglas en inglés).

<sup>8</sup> Detención o disminución de la circulación de sangre a través de las arterias de una determinada zona, que comporta un estado de sufrimiento celular por falta de oxígeno y materias nutritivas en la parte afectada.

son candidatas a la carga inmediata (Cindy Liendo, 2009). Aun así, es necesario que exista un cierto grado de micromovimiento, el cual favorece la estimulación de los osteoblastos. Los estudios experimentales, demuestran que el hueso responde favorablemente a las cargas compresivas y revelan que existe entre un 60 y 80% de contacto hueso-titanio en la superficie de los implantes de carga inmediata (J Gutierrez, 2002).

### 1.3.1.2 Estabilidad secundaria o biológica

La estabilidad secundaria o biológica se refiere a la estabilidad que logra el implante después del proceso de curación primaria que ocurre luego de la implantación. La estabilidad secundaria aumenta como resultado de la formación de nuevas células óseas en el lugar del implante y el fenómeno de oseointegración (Quirante, 2014). La oseointegración se define como la unión íntima, a nivel microscópico, entre el hueso vivo y la superficie del implante, la cual es clínicamente evidente en la posibilidad de soportar cargas funcionales en ausencia de efectos adversos como la inflamación, movilidad y dolor. La oseointegración también involucra una serie de procesos fisiológicos de reabsorción y aposición<sup>9</sup> ósea, los cuales determinan la formación de tejido óseo alrededor del implante, permitiendo una mejor unión entre hueso-implante (R. Andrés-García, 2009). Esta es la razón por la que la oseointegración es considerada el principio básico de los implantes de titanio (Cindy Liendo, 2009).

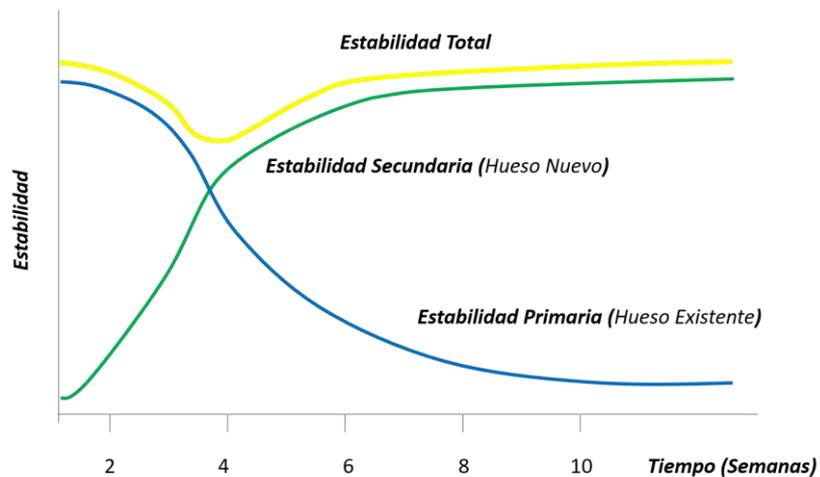
Al igual que ocurre con la estabilidad primaria, existen factores que influyen en una buena estabilidad secundaria, Manresa Quirante los resume de la siguiente forma (Quirante, 2014):

**Tabla 1.6** Factores que influyen en la estabilidad primaria (Quirante, 2014).

Factores
1. Estabilidad primaria
2. Regeneración y curación ósea
3. Condiciones de la superficie del implante
4. Propiedades mecánicas del tejido óseo

Generalmente, la estabilidad primaria o mecánica es más alta inmediatamente después de la colocación del implante debido a la compresión mecánica del hueso, y disminuye a lo largo de las semanas siguientes. La estabilidad secundaria o biológica, por su parte, no aparece inmediatamente después del proceso de implantación sino que se evidencia con la generación de nuevas células óseas, aumentando con el paso del tiempo. Por tanto, se puede decir que gracias a la oseointegración, la estabilidad mecánica inicial se complementa y/o es reemplazada por la estabilidad secundaria, de forma tal que la estabilidad final del implante resulta la suma de ambas. Aun así, se sabe que semanas después de la implantación es probable una disminución en la estabilidad seguida de un aumento, luego del cual el implante se convierte en biológicamente estable (Quirante, 2014).

<sup>9</sup> Proceso por el que se adjuntan o injertan ciertas partículas o microorganismos a un órgano, célula, etc.



**Fig 1.15** Variación de la estabilidad total implantaria como consecuencia de la disminución de la estabilidad primaria y la aparición de la estabilidad secundaria (S. Raghavendra, 2005).

De acuerdo a la figura anterior se aprecia que la estabilidad total sufre una disminución cerca de la semana 4, debido a la disminución de la estabilidad mecánica inicial. Esto ocurre porque los tejidos, que se vieron afectados y traumatizados por las mismas técnicas y procedimientos quirúrgicos de implantación, son absorbidos para dar paso nuevo tejido óseo. Está demostrado que la estabilidad secundaria aumenta después de 4 semanas de la colocación del implante (M. Atsumi, 2007). Así mismo, las propiedades mecánicas del tejido óseo están determinadas por la composición del hueso en la zona periimplantaria y es posible que aumenten durante el período de cicatrización y curación, ya que el hueso trabecular tiende a estar sometido a una transformación en hueso cortical denso en la interfase hueso-implante (Meredith, 1998).

Es importante, por tanto, lograr una oseointegración exitosa del implante dental. En términos generales se considera que la oseointegración es exitosa cuando alcanza el éxito clínico, radiológico e histológico. El éxito clínico se alcanza cuando existe ausencia de movilidad, de dolor y además el implante emite un sonido metálico ante la percusión. El éxito radiológico implica ausencia de áreas radiolúcidas y pérdida ósea vertical de hasta 0.2 mm por año. El éxito histológico se alcanza cuando existe una unión íntima entre hueso e implante (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

Al igual que ocurre con la estabilidad primaria, también existen factores que podrían comprometer el éxito de la oseointegración y por ende, de la estabilidad secundaria. Actualmente, se considera que las causas más frecuentes que conllevan al fracaso de los implantes dentales son:

### **Tabaquismo**

A pesar de que existen muchos estudios acerca de la influencia del tabaquismo en los fracasos de los implantes, los resultados difieren debido a los criterios con los que los autores definen el fracaso de los implantes. Sin embargo, estos están siendo perfeccionados con el desarrollo de la investigación en el tiempo (Domínguez J, 2013).

Algunos autores, como Twito y Sade (Twito D, 2014) encontraron una diferencia significativa entre los implantes fallidos y entre los que fuman hasta 30 cigarrillos al día con los que fuman más de 30 cigarrillos al día (Twito D, 2014). Busenlechner (Busenlechner D, 2014) presenta un estudio en el que la tasa de supervivencia de 8 años para implantes

colocados en los fumadores se reduce significativamente a 76,5 %, lo que significa un riesgo con más de 3 veces de fracaso de los implantes en los fumadores en comparación con los no fumadores (Busenlechner D, 2014). Por su parte, Domínguez (Domínguez J, 2013) encontró un riesgo relativo de 1,70 para el fracaso temprano. Para el fracaso tardío encontró un riesgo relativo de 1,87, por lo que existiría una relación entre el tabaco y el fracaso del implante dental, mientras que Lemus (Lemus Cruz LM, 2012) indicó que el 20,23 % del fracaso de los implantes dentales tiene un riesgo relativo de 1,56, para un estudio de 173 pacientes fumadores; lo que también indicaría una asociación entre fracaso y tabaquismo.

En otro estudio, Palma (Palma-Carrió C, 2011) señala que aproximadamente uno de cada tres fracasos correspondía a los fumadores. También señala que uno de cada cinco pacientes con los primeros fracasos fumaban más de 10 cigarrillos al día, mientras que el 12,3 % de los pacientes con implantes sin fallar eran fumadores (Palma-Carrió C, 2011). Sánchez (Sánchez Garcés A, 2011) indica que los fumadores tienen un factor de riesgo añadido debido a que su cicatrización es más difícil, lo que a su vez puede comprometer significativamente su vida, puesto que la regeneración ósea exitosa en los no fumadores llega hasta el 95 % en contraste con el peligroso 5 % de los que mayormente fuman (Sánchez Garcés A, 2011).

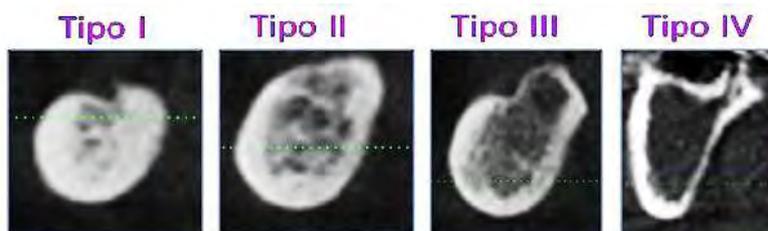
### Diabetes

En un estudio prospectivo, Sánchez demuestra que la diabetes provoca problemas en la cicatrización durante la osteointegración, basándose en el fracaso de implantes por movilidad en 14 pacientes diabéticos (Sánchez Garcés A, 2011). Por otro lado, Domínguez (Domínguez J, 2013) en un estudio de 48 pacientes diabéticos encuentra 15 fracasos, lo que representa un riesgo relativo de 2,75. Por tanto, dichos autores concluyen que para pacientes con diabetes y mal control metabólico, el tratamiento con implantes dentales está contraindicado (Sánchez Garcés A, 2011) (Domínguez J, 2013).

### Tipo de hueso y oseointegración

El hueso puede ser clasificado en función de su calidad ósea, tal y como fue definida por Lekholm y Zarb en 1985 (Lekholm U, 1985):

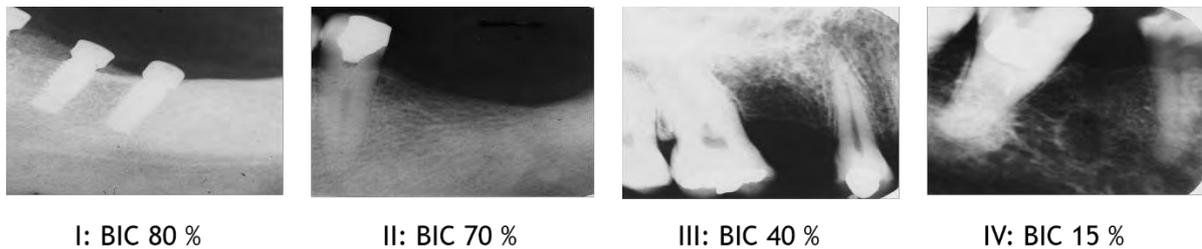
- **Tipo I:** Hueso compacto homogéneo y mala irrigación, con trabéculas óseas separadas por espacios medulares pequeños.
- **Tipo II:** Espesa y ancha capa de hueso compacto con núcleo de hueso trabecular denso.
- **Tipo III:** Delgada capa de hueso cortical rodeando hueso trabecular denso de resistencia favorable.
- **Tipo IV:** Capa delgada de hueso cortical alrededor de un núcleo de hueso esponjoso de baja densidad.



**Fig 1.16** Tipo de hueso en función de la calidad (Propdental, 2013).

También se pueden explicar estos tipos en términos del porcentaje de superficie de contacto hueso implante BIC (Bone Implant Contact). A esto también se le conoce como Tasa de Oseointegración (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004):

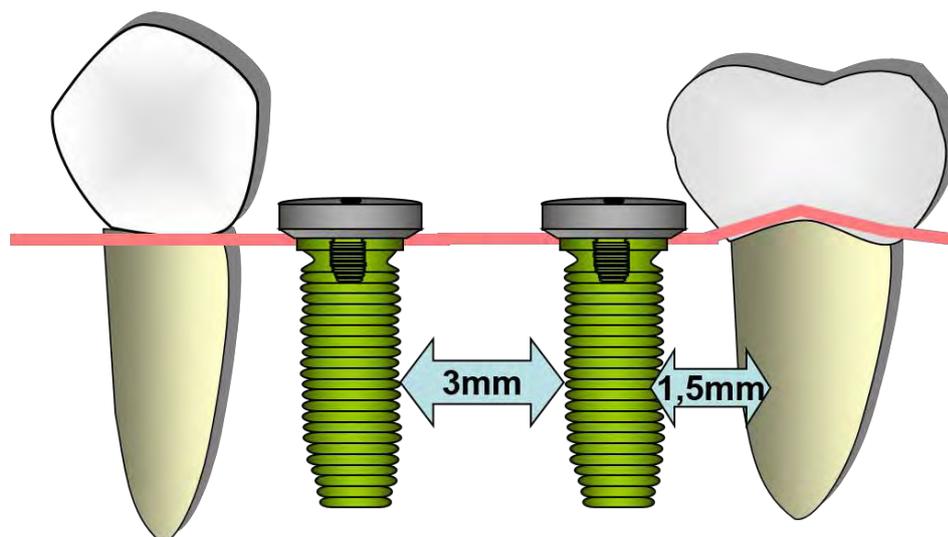
- **Tipo I:** Superficie de contacto, entre el hueso y el implante, al 80%.
- **Tipo II:** Superficie de contacto, entre el hueso y el implante, al 70%.
- **Tipo III:** Superficie de contacto, entre el hueso y el implante, al 40%.
- **Tipo IV:** Superficie de contacto, entre el hueso y el implante, al 15%.



**Fig 1.17** Tipo de hueso en función de la calidad (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

En ese sentido Sánchez indica que el tipo IV es el tipo de hueso con mayor riesgo para la oseointegración, en contraste con el tipo II que es el más adecuado y conlleva al éxito de la oseointegración (Sánchez Garcés A, 2011). Por su parte, Busenlechner (Busenlechner D, 2014) indicó que un requisito anterior a la oseointegración es un suficiente volumen y calidad ósea adecuada en el lugar de recepción del implante. Ambos parámetros a menudo son comprometidos cuando los dientes se pierden por la inflamación crónica o trauma.

Para Lemus (Lemus Cruz LM, 2012), un factor que afecta al éxito de los implantes ocurre cuando no se respeta el espacio mínimo entre implantes; siendo este preferentemente de 3 mm a 5 mm, dependiendo del tipo de hueso entre implante y diente, y siendo el mínimo de 2 mm. Respetar estos espacios también permite un adecuado protocolo de higiene. Otros autores sugieren que la distancia mínima entre implantes sea de 3 mm y la distancia mínima entre el implante y el periodonto sea de 1,5 mm (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).



**Fig 1.18** Distancias entre implantes y dientes (Centro Odontológico de Investigación y Docencia, 2004).

## **Sobrecarga y fractura del implante**

Se sabe que en ortodoncia, cuando se utiliza un implante como anclaje, las cargas a las que está sometido son relativamente bajas, siendo fuerzas de alrededor de 5 N y momentos de 2 N.cm. Sin embargo, cuando se habla de las cargas que intervienen en la masticación, resultan ser mucho más elevadas. Los momentos alcanzan el rango de 10 a 40 N.cm. Incluso, después de oseointegrarse, existen registros de fracasos de implantes dentales por fatiga en el rango de 1.000 a 1.500 N en dirección axial y de 200 a 300 N en dirección lateral (Brunski JB, 2002). Según Twito y Sade (Twito D, 2014), los implantes colocados en regiones posteriores de la mandíbula o del maxilar, tienen mayor riesgo de fracturas, especialmente en la zona del primer molar inferior en función de la sobrecarga oclusal.

Por su parte, Sánchez (Sánchez Garcés A, 2011) indica la fractura del implante como poco frecuente, que ocurre entre 0,2 % y 1,5 % de los casos, y que podría deberse a diversas razones: defectos de diseño del implante, defectos de los materiales del implante, unión no pasiva entre el implante y la prótesis, o por sobrecarga mecánica. También señala que la fractura de tornillos de fijación de prótesis es más común que la fractura de implantes, y que generalmente se debe a una falla por fatiga del metal tras una sobrecarga. Otra conclusión importante, apunta a que más del 80 % de fracturas se encuentran en las regiones molares y premolares, y que además, en su mayoría ocurren entre tres y cuatro años después de ser sometidos a cargas.

## **Infección**

En un estudio, Annibali (Annibali S, 2008) habla acerca del factor de infección el cual indica que los implantes dentales se pueden contaminar. Esto puede verse favorecido por la presencia de tejido óseo necrótico, traumatizado y por un deterioro de los mecanismos de defensa de acogida de los implantes. Por su parte, Sánchez (Sánchez Garcés A, 2011) y Sakka (Sakka S, 2011) coinciden en que, si bien la infección del implante es una causa común de insuficiencia, gracias a la eficacia de los antibióticos profilácticos, la infección parece no influir en el riesgo de fracaso del implante y otras complicaciones (Sánchez Garcés A, 2011) (Sakka S, 2011).

## **1.4 Otros estudios en el país y el mundo**

### **1.4.1 Estudios y avances nacionales**

En el ámbito nacional, el desarrollo de estudios referidos a mejoras relacionadas con implantes dentales así como a su tecnología de fabricación, se encuentran principalmente en artículos y revistas científicas universitarias. Aunque, en su mayoría, constituyen reportes de casos clínicos y el análisis de resultados de los mismos al aplicar ciertas técnicas nuevas o relativamente nuevas, existen también estudios relacionados con la fabricación y/o mejora de prótesis dentales.

En el año 2012, el Dr. Rodolfo Valdivia Maibach, cirujano dentista de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH), junto a Teodocio Granados Borja, Técnico Dental, escribieron un artículo sobre la práctica de puentes dentales fijos y removibles (Rodolfo Valdivia Maibach & Teodocio Granados Borja, 2012). El artículo describía un estudio *in vivo* en un paciente para el que se fabricó un puente fijo con púnticos de extensión, el cual llevaba un segmento fijo cementado y uno removible. El puente cumplía con los requisitos biomecánicos y de anclaje, y permitía al paciente manejar la prótesis para realizar su aseo

diario. Después de 5 años de uso y controles periódicos al paciente, se determinó que dicho tipo de puente fijo-removible funciona perfectamente.

En el año 2012, la Revista Estomatológica Herediana, analizó algunos reportes de casos de pilares personalizados y sistemas cerámicos con tecnología CAD-CAM (Alexis Huamaní Chávez, 2012). En dicho reporte se describían procesos de escaneo y diseño de estructura de zirconia en el sistema CAD-CAM Kavo-Everest.

Recientemente, en el año 2014, la misma revista publicó un artículo de revisión de las coronas dentales unitarias libres de metal en la sección posterior (Enrique Gabriel Castro Aguilar, 2014). Tras una revisión exhaustiva, se llegó a la conclusión de que, a pesar de las ventajas mecánicas de la zirconia sobre otros cerámicos, es susceptible a la formación de fracturas en la unión infraestructura-cerámica de revestimiento. Dicho fenómeno está relacionado con las diferencias del coeficiente de expansión térmica entre los mismos, las tensiones térmicas de enfriamiento residual y el propio diseño de la infraestructura. Se planteó cambios específicos en la infraestructura de las coronas de zirconia, todo ello enfocado a optimizar el apoyo de la cerámica de recubrimiento. Así mismo, se recomendó la utilización de coronas monolíticas de zirconia translúcida, obteniéndose resultados prometedores en estudios *in vitro*.

En la actualidad, la tendencia es llegar a prescindir por completo de los implantes dentales. Es por ello que el hospital Luis Negreiros de EsSalud está aplicando una técnica de autotrasplante dental utilizando las terceras molares, conocidas comúnmente como muelas del juicio (EsSalud, 2015). Según el Cirujano Dentista William Córdova Chávez, el proceso consiste en extraer las terceras molares que no tienen función masticatoria e implantarlas inmediatamente en los espacios donde había molares que fueron extraídas por su mal estado<sup>10</sup>. La recuperación es posible debido a que en los espacios donde se encontraban los molares extraídos se caracterizan por tener un alto contenido de células madre que permiten una sorprendente regeneración del tejido óseo y blando garantizando una excelente recuperación. Luego de 4 semanas el paciente ya será capaz de consumir alimentos blandos, y después de 3 meses tendrá una masticación de alimentos correcta y natural. Según EsSalud, actualmente los pacientes beneficiados con este tratamiento gozan de una buena y natural salud bucal.

#### **1.4.1.1 Proyecto UDEP Contrato N° 215-FINCYT-IA-2013:**

En el año 2013, la Universidad de Piura con apoyo de fondos gubernamentales destinados a investigación a través del Fondo Nacional de Ciencia y Tecnología (FINCYT), desarrolló un proyecto denominado *“Investigación y Desarrollo para una Propuesta de Implantes Dentales, a través de un Diseño Biomecánico Simplificado, con mejoras en el proceso de Oseointegración y la Investigación de la Adaptabilidad del Tratamiento con el uso de Células Madre”*.

---

<sup>10</sup> Luego de los exámenes preoperatorios respectivos, el primer paso es retirar la pieza dental en mal estado; luego se procede a retirar la molar del “juicio” y se coloca en el lugar del molar dañado inmovilizándose con resina.



**Fig 1.19** Cronología del Proyecto N° 215-FINCYT-IA-2013 (Udep, 2016).

Desde un principio el proyecto se planteó el objetivo de lograr un diseño prototipo de implante dental mejorado y adecuado a la morfología y característica particular del paciente. Esto a través de la simulación de la fijación del implante por CAD/CAE en la estructura ósea, obtención de prototipos por CAD/CAM y la influencia de las células madre en la fijación. En la fase final del proyecto, se contó con el apoyo de especialistas de Europa, por lo que se diseñaron y fabricaron prototipos porosos, para este fin se recurrió a la colaboración del Laboratorio de Fabricación de la Universidad Politécnica de Madrid, España. Los procedimientos ejecutados en el proyecto se pueden resumir como sigue (Udep, 2016):

1. Obtención de tomografías del maxilar del paciente
2. Reconstrucción 3D del maxilar en SW Mimics
3. Identificación de medidas del implante dental en SW Mimics
4. Construcción de macrogeometría del Implante dental en SW SolidWorks
5. Diseño de 4 Implantes Roscados Tentativos
6. Comparación y Selección del Implante Roscado Óptimo por simulación numérica con ANSYS.
7. Adquisición del material para la elaboración del Implante
8. Fabricación de prototipos de implantes dentales personalizados por mecanizado en Fresadora CNC



**Fig 1.20** Desarrollo del proyecto N° 215-FINCYT-IA-2013 (Udep, 2016).

Los resultados de la investigación fueron dados a conocer a través de ponencias nacionales como internacionales. Se presentaron ponencias en tres congresos internacionales uno en Chile y dos en Europa (Alemania y Budapest), ponencias que a su vez fueron publicadas como artículos y como resumen en revistas indexadas. A nivel local, se realizaron seminarios y un taller, con asistencia de estudiantes y profesionales relacionados a la odontología (Udep, 2016).



**Fig 1.21** Prototipos de implantes dentales roscados y porosos del proyecto N° 215-FINCYT-IA-2013 (Udep, 2016).

#### 1.4.2 Estudios y avances internacionales:

En el ámbito internacional existen diversos esfuerzos académicos y científicos por mejorar el diseño y aplicación de los implantes dentales actuales. En esa línea, se concentran los esfuerzos en el estudio de casos clínicos sobre propuestas de implantes, búsqueda de materiales nuevos y trabajo con técnicas que incluyan con tejidos o células implantadas.

Los nuevos diseños de implantes buscan mejorar la estabilidad primaria<sup>11</sup> en huesos de baja densidad y distribuir mejor las cargas biomecánicas. Existe evidencia experimental y clínica que demuestra un beneficio para diseños que eliminan el cuello pulido, que presentan cuerpo cónico, con ápice autorroscante, con doble o triple hilo y perfiles de rosca redondeadas (Martínez-González JM, 2002). Según Martínez-González et al. (2002) en el caso de existir un espesor de mucosa menor a 3mm, el tejido blando reabsorbería el hueso hasta conseguir dicho espesor y así desarrollar un correcto sellado biológico<sup>12</sup>. Este proceso es independiente del diseño del implante. El objetivo actual es reducir la transmisión de fuerzas de compresión al hueso adyacente de la zona coronal<sup>13</sup>, para ello se investigan diseños en los que se añade a la zona cervical<sup>14</sup> del implante un anillo de 0,1 mm de espesor a base de HA-polietileno, el cual serviría como rompe-fuerzas a ese nivel. Ensayos mediante elementos finitos han arrojado resultados acerca de la distribución de este nuevo diseño al hueso de 9,8 MPa ante carga vertical, y de 89,5 MPa ante carga horizontal, a diferencia de la distribución 12,1 MPa y 134,6 MPa en los implantes sin anillo de HA-polietileno (Abu-Hammad OA, 2000).

<sup>11</sup> La estabilidad primaria se define como la resistencia y rigidez de la unión hueso-implante antes de producirse la osteointegración. Se considera una necesidad mecánica para evitar el micro-movimiento inicial en la interfase hueso-implante.

<sup>12</sup> El sellado biológico gingival consiste en la formación de tejidos blandos en torno a los implantes y en la unión de la mucosa gingival al cuello de los implantes dentales. Es fundamental, puesto que evita la entrada de agentes patógenos y sustancias inadecuadas al hueso.

<sup>13</sup> Porción del diente cubierta por el esmalte.

<sup>14</sup> También conocido como cuello del diente, es la unión de la corona con la raíz y se sitúa en la encía marginal.

Desde inicios del tercer milenio ya se buscaba mejorar la fijación de los implantes, utilizando implantes dentales de titanio poroso con osteoblastos<sup>15</sup> autólogos<sup>16</sup>. Los resultados mostraron que esta técnica aceleraba significativamente la formación de tejido óseo y aumentaba significativamente el contacto hueso-implante (K.-H. Frosch, 2003).

Además de la utilización de titanio poroso, también se ha recurrido a la búsqueda de nuevas alternativas de mejora en la rehabilitación oral con implantes dentales. La utilización del Plasma Rico en Plaquetas (García García V, 2004) ha resultado ser una innovación en el campo odontológico y ha mostrado buenos resultados en tejidos blandos, sin embargo, a nivel de tejido óseo los resultados de su utilización no son del todo claros. Se sabe que sella el alvéolo evitando su contaminación y proporciona una gran concentración de factores de crecimiento, además, es un excelente osteoconductor<sup>17</sup> y osteoinductor<sup>18</sup>. Al ser un material autólogo no genera un efecto antigénico ni de contagio de enfermedades.

En el año 2012, un estudio (M. Atari, 2012) demostró la estabilidad y potencial uso de DPPSCs<sup>19</sup> en aplicaciones de ingeniería de tejido óseo, especialmente referidas a la regeneración de dicho tejido.

En 2013, un estudio de 3 años buscaba evaluar la eficacia clínica de la carga inmediata de implantes dentales de titanio con superficies porosas mejoradas de tantalio trabecular (MTTP). Los resultados iniciales indicaron que la carga inmediata de implantes MTTP era seguro y eficaz en las condiciones de estudio controladas (Marcus Schlee, 2013).

En ese mismo año ya se reportaban casos clínicos de pacientes en los que se utilizó gránulos de titanio poroso alrededor de implantes para mitigar los efectos de reabsorción ósea (Thor, 2013). Esta técnica ya se usaba en el campo de la ortopedia para la estabilización de fracturas de la meseta tibial y para la fijación de prótesis femorales. La evidencia científica la convierte en una nueva alternativa de uso potencial en el área maxilofacial y la disponibilidad de gránulos porosos de titanio en el mercado actual lo convierte en un tratamiento mucho más factible.

Otra preocupación en la investigación actual es determinar si el diámetro y la longitud de los implantes dentales son factores determinantes de la estabilidad primaria. Para ello se realizó una prueba con 17 implantes de diámetros 3.75, 4.25 y 5.0 mm y longitudes de 10 y 11.5 mm (Cervantes Haro N, Abril 2014). Se midió el coeficiente de estabilidad<sup>20</sup> (ISQ) mediante Osstell Mentor® durante la cirugía de colocación. Se encontró un ISQ mayor en los implantes de diámetro estrecho (3.75 mm) y cortos (10 mm) con un valor de 75.5 y 76.0 respectivamente. Para los implantes de 4.25 mm y 5.0 mm se obtuvieron ISQ de 74.7, y 74.33, respectivamente, y para el implante largo (11,5 mm) el ISQ fue de 70.85. En ambos parámetros, diámetro y longitud de los implantes, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con  $p$  mayores a 0,05, por lo que se concluye que la longitud y el diámetro no son factores determinantes del coeficiente de estabilidad primaria. Para el

---

<sup>15</sup> Los osteoblastos son las células del hueso encargadas de sintetizar la matriz ósea. Están involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos.

<sup>16</sup> De la propia persona.

<sup>17</sup> Un osteoconductor hace que el tejido óseo y conjuntivo, crezcan por aposición, es decir, cuando se incorporan capas nuevas a las ya existentes en la formación de los huesos o de los dientes.

<sup>18</sup> Un osteoinductor tiene la capacidad para reclutar y diferenciar adecuadamente las células requeridas para el crecimiento y regeneración del tejido óseo.

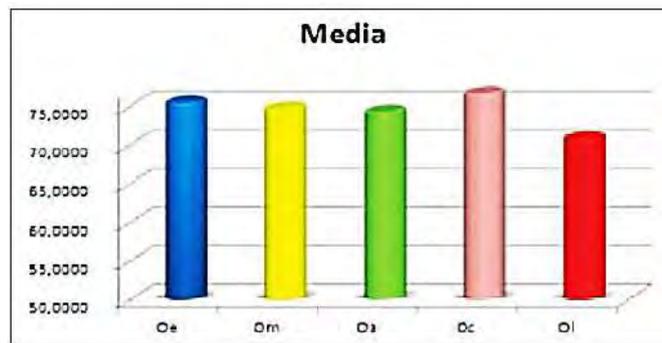
<sup>19</sup> Células madre pluripotentes de la pulpa dental.

<sup>20</sup> El Coeficiente de Estabilidad del Implante (ISQ) es una escala de medición desarrollada por Osstell para ser utilizada con el método de Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA) en la medición de la estabilidad de un implante.

análisis estadístico se ha utilizado el Software SPSS® y para el estudio comparativo se aplicó la prueba t de *Student* para muestras independientes con un nivel de significancia del 95%. La tabla siguiente resume los resultados de la prueba:

**Tabla 1.5** Resultados obtenidos en los diferentes grupos de estudio (Cervantes Haro N, Abril 2014).

	Media	Límite inferior	Límite superior	Desviación típica	Error típico	Mediana
Oe	75,5000	65,3591	83,6409	5,0745	2,8723	73,0000
Om	74,7000	68,2217	81,1783	9,0560	2,8638	76,0000
Oa	74,3333	55,6888	92,9782	7,5055	4,3333	74,0000
Oc	76,7000	72,6667	80,7333	5,6382	1,7829	77,0000
OI	70,8571	62,6468	79,0674	8,8775	3,3554	72,0000



**Fig 1.22** Diagrama de barras representativo de las medias en unidades ISQ (Cervantes Haro N, Abril 2014).

Como se mencionó anteriormente, los esfuerzos actuales apuntan a llegar a prescindir del uso de implantes dentales de todo tipo. En ese aspecto, Arany et al (P. R. Arany, 2014) descubrieron que aplicar un haz de láser de baja potencia a la pulpa dental de ratas tenía la capacidad de estimular la formación de dentina terciaria, la cual es una sustancia parecida al hueso. El haz de láser de baja potencia activa de forma latente el factor de crecimiento TGF- $\beta$ , el cual conduce a la generación de especies reactivas de oxígeno y a la diferenciación de las células madre dentales en odontoblastos (dentina-células formadoras de hueso). Debido a que los láseres ya se utilizan en odontología, es posible que este tratamiento pueda pronto ser utilizado en la regeneración dental en personas.

## **Capítulo 2**

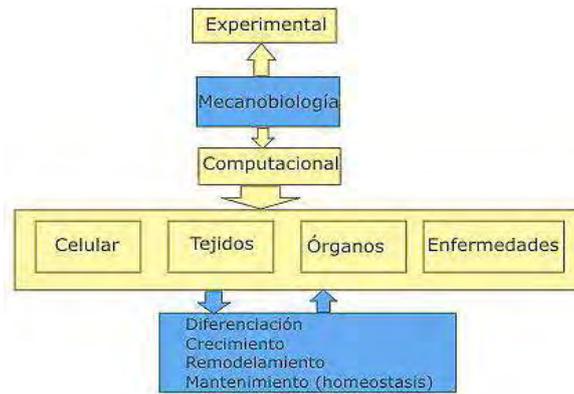
### **Mecanobiología de tejidos**

La Mecanobiología estudia la interacción entre las señales mecánicas y los procesos biológicos que se producen a nivel celular y tisular<sup>21</sup>. Combinando técnicas biológicas experimentales (modelos in vitro e in vivo) y técnicas computarizadas (modelos matemáticos e informáticos), la mecanobiología logra crear la interacción entre la mecánica y la biología. La carga mecánica tiene un papel decisivo en el crecimiento, adaptación, regeneración y bioingeniería de los tejidos vivos dado que puede influir en la proliferación, diferenciación y metabolismo celular (Cano J, 2007).

La mecanobiología puede dividir su campo de aplicación en cuatro grandes áreas: mecanobiología celular, de tejidos, de órganos, y de patologías y enfermedades. En la figura 2.1 se puede observar una clasificación sobre la mecanobiología, específicamente, la mecanobiología computacional.

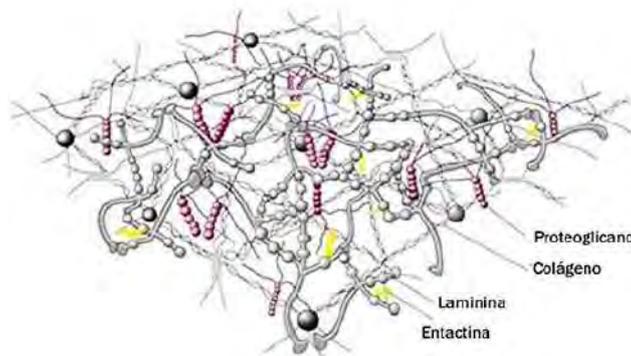
---

<sup>21</sup> De los tejidos del organismo o relacionado con ellos.



**Fig 2.1** Clasificación de la mecanobiología computacional (Nancy Landinez Parra, 2011).

La mecanobiología de tejidos establece el comportamiento mecánico y extracelular. En esta área, un punto importante es el estudio de la homeostasis<sup>22</sup>, la conservación y producción de matriz extracelular (Nancy Landinez Parra, 2011). La matriz extracelular (MEC) se define como una entidad estructuralmente compleja que rodea y soporta las células que se encuentran en los tejidos de todos los mamíferos. A la matriz extracelular también se le conoce como tejido conectivo (King, 2015). A su vez, este tejido se encuentra formado por proteínas y compuestos que son secretados por las células y que forman una especie de red que soporta, da elasticidad, comunica a las células del tejido y permite el paso de moléculas (CienciaMx, 2011).



**Fig 2.2** Matriz extracelular (CienciaMx, 2011).

Antes de continuar es necesario aclarar que desde el punto de vista de la biomecánica, ninguno de los tejidos vivos puede compararse a otro material de ingeniería. Esto se debe a que los tejidos vivos presentan un continuo proceso de regeneración y remodelación que permite mejorar sus estructuras en función de los esfuerzos a los que se ven sometidos (Cano J, 2007). En ese sentido el crecimiento biológico de los tejidos del organismo tiene un papel importante. El crecimiento biológico es un proceso mediante el cual se adiciona masa viva, se configura su forma y se ajustan las dimensiones finales de los órganos que se encuentran en fase de desarrollo. En el caso del cuerpo humano, en el proceso de crecimiento se

<sup>22</sup> Es una propiedad de los organismos vivos que consiste en su capacidad de mantener internamente una condición estable. Para ello compensan los cambios en su entorno mediante intercambio regulado de materia y energía con el exterior (metabolismo).

encuentran dos tipos de tejidos: el tejido duro y el tejido blando. El **tejido duro** puede desarrollarse mediante la aposición<sup>23</sup> de masa sobre la superficie del tejido, lo que se conoce como **desarrollo intramembranoso**; o mediante el proceso de formación de un molde de cartílago y un posterior reemplazo por tejido óseo, como ocurre en el caso de los huesos largos, proceso conocido como **desarrollo endocondral**. Por el contrario, los **tejidos blandos**, como los vasos sanguíneos o ligamentos, experimentan un **crecimiento volumétrico** que genera tensiones residuales internas sobre los órganos (Nancy Landinez Parra, 2011).

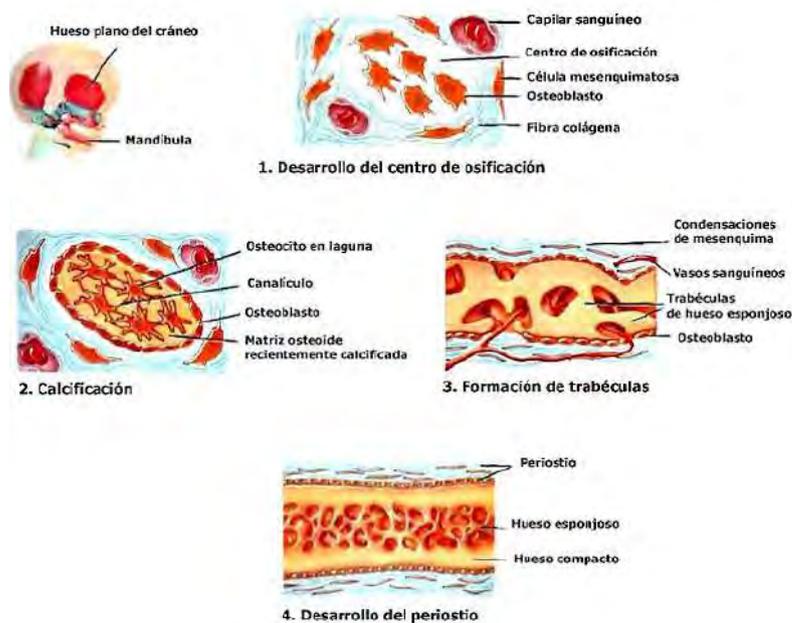


Fig 2.3 Desarrollo intramembranoso (Anatolandia, 2015).

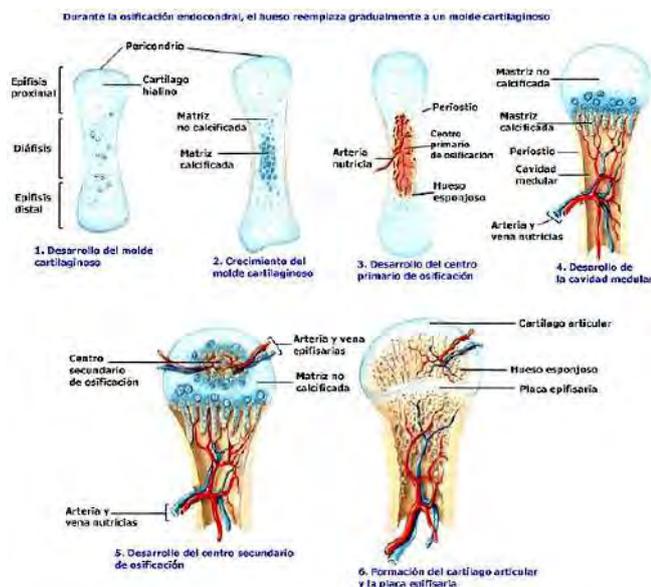


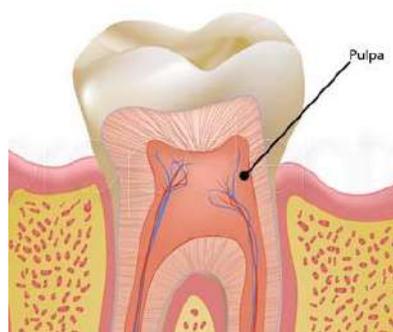
Fig 2.4 Desarrollo endocondral (Anatolandia, 2015).

<sup>23</sup> Proceso por el que se adjuntan o injertan ciertas partículas o microorganismos a un órgano, célula, etc.

## 2.1 Mecanobiología de Tejidos Blandos

Los dientes están formados por tejidos diferentes entre sí, dispuestos de forma armónica para cumplir los objetivos de sus funciones. Como tejido blando propiamente del diente se encuentra la pulpa dentaria. Sin embargo, es importante añadir el estudio de un tejido más, el ligamento periodontal, el cual se encuentra fuera del diente pero cumple funciones importantes en la mecánica del mismo.

La **pulpa dentaria** es un tejido conectivo compuesto de una matriz que contiene fibras colágenas dispuestas irregularmente. Contiene una arteria, una vena y una fibra nerviosa que brinda vitalidad al órgano dentario. Su función es contener los vasos sanguíneos en su interior, irrigando e innervando al diente, por lo que es el responsable de la sensibilidad dentaria. El contenido fibroso de la pulpa se incrementa con la edad y forma haces más gruesos (Romero, 2013). La pulpa también se encarga de mantener la vitalidad de la dentina, siendo la fuente de abastecimiento de las sustancias necesarias para su reparación (EcuRed, 2016).



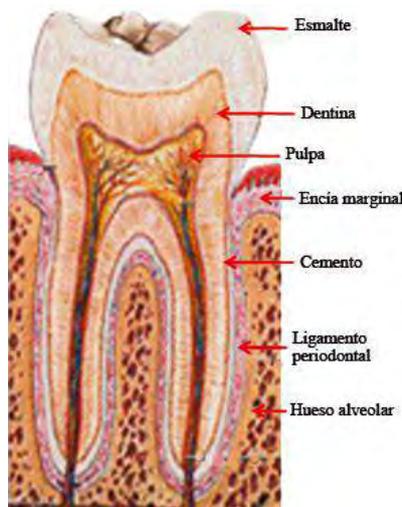
**Fig 2.5** Pulpa dentaria (PropDental, 2013).

Las funciones principales de la pulpa dentaria se pueden resumir como sigue (EcuRed, 2016):

**Tabla 2.1** Funciones de la pulpa dental (EcuRed, 2016).

Funciones de la pulpa dentaria	
<b>Inductora</b>	Induce a las células vecinas para que generen los tejidos que rodean al diente, principalmente durante la formación del mismo.
<b>Formativa</b>	Forma dentina y la sigue formando durante toda la vida del diente.
<b>Reparativa</b>	Reacciona ante agentes externos formando una dentina reaccionaria (terciaria).
<b>Metabólica</b>	Es un tejido vivo en permanente formación.
<b>Sensitiva</b>	Inerva el diente.

Otro tejido blando también importante para el estudio de la mecanobiología asociada a los implantes dentales es el **ligamento periodontal** o **periodonto**. El ligamento periodontal es un tejido conectivo con fibras ricas en colágeno que tienen como función conectar el cemento de la raíz dental (cemento radicular) con el alveolo óseo, suspendiendo el diente en dicho alveolo y absorbiendo la fuerza durante el proceso de masticación. Es un tejido con buena irrigación sanguínea y tiene la capacidad de regenerarse constantemente. Como sostienen algunos investigadores, mantener una capacidad masticatoria óptima a lo largo de la vida de la individuo es una prioridad fisiológica y, en ese sentido, el periodonto es un órgano con una elevada capacidad de adaptación que permite optimizar la posición de los dientes dentro de los maxilares, lo cual es esencial para mantener una oclusión óptima a lo largo del tiempo (Ramos-Márquez, 2013).



**Fig 2.6** Tejidos del diente y del periodonto (Landín, 2012).

Desde el punto de vista de los biomateriales, el ligamento periodontal se define como una compleja sustancia de fibra reforzada, que responde a la fuerza de manera viscoelástica y con comportamiento no lineal (Wise GE, 2008). Otros investigadores consideran al ligamento periodontal como un tejido isotrópico viscoelástico de comportamiento lineal; mientras que otros lo consideran anisotrópico de comportamiento lineal y no lineal (Li Y, Expression of osteoclastogenesis inducers in a tissue model of periodontal ligament under compression, 2011) (Mabuchi R, Cell proliferation and cell death in periodontal ligaments during orthodontic tooth movement, 2002). Estas dificultades en la definición de su comportamiento, parecen surgir, entre otras cosas, por las características intrínsecas que posee el ligamento periodontal, por lo que se hace difícil interpretar los resultados de los estudios. En tal sentido, las diferencias de los valores obtenidos en relación a las propiedades mecánicas del ligamento periodontal, podrían ser explicadas por los supuestos en los que se basan los investigadores, es decir, comportamiento lineal o no lineal, isotrópico o anisotrópico, elástico o viscoelástico; así como en las técnicas utilizadas. Las técnicas numéricas usadas en el estudio de la biomecánica del ligamento periodontal se han centrado fundamentalmente en cuatro tipos específicos: modelo constitutivo elástico-lineal, hiperelástico, viscoelástico y de múltiples fases (Fill TS T. R., 2012). Por otro lado, algunos investigadores analizan la respuesta del periodonto en condiciones fisiológicas, y otros en condiciones biomecánicas aumentadas, como las realizadas en el tratamiento ortodóntico (Fill TS C. J., 2011). Bajo el análisis de esta última perspectiva, se ha determinado un comportamiento lineal en la fase de inicio, y no lineal en una fase posterior a ella; esto explica por qué fuerzas de grandes magnitudes no conducen necesariamente a desplazamientos proporcionalmente mayores (Kawarizadeh A, 2004). La literatura no relaciona los aumentos en la magnitud de la fuerza y la tasa de movimiento dental, salvo para un rango muy bajo de alrededor de **10 cN** en la que sí existe una relación dosis – respuesta (Van Leeuwen EJ, 2010).

La presión hidráulica que ejerce el flujo sanguíneo presente en el ligamento periodontal actúa como primer amortiguador de las fuerzas en los dientes (fuerzas oclusales) y se regula por la ley de Pascal, según la cual todo líquido transmite la misma presión por unidad de área en todas direcciones (Elizalde S, Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico, 2002). Cuando una fuerza oclusal se ejerce sobre una pieza dentaria, la raíz transmite la presión al tejido periodontal, que a su vez la transfiere a los vasos sanguíneos. Frente a esta compresión, los vasos sanguíneos vacían parte de su contenido a los vasos de

donde provienen, principalmente por sus anastomosis<sup>24</sup> con las venas de los tabiques interdentes. De esta forma se amortigua la carga, lo que reduce el riesgo de un daño que pudiera causarse en los tejidos periodontales.

Gracias a diversos estudios que han realizado mediciones respecto al cambio de la posición de los dientes frente a fuerzas ortodónticas, se puede señalar que frente a una fuerza, se produce un cambio inicial e inmediato en la posición de los dientes. Esto podría ser facilitado por una rápida reubicación de fluidos, posiblemente debido a la alta porosidad del ligamento periodontal (Jónsdóttir SH, 2006) (Van Driel WD, 2000). Lo anterior concuerda con lo que mencionan recientes investigaciones al señalar que los fluidos del ligamento periodontal pueden cumplir una función importante no solo para la amortiguación, sino en la transmisión de las fuerzas que actúan sobre los dientes (Wise GE, 2008).

Debido a esto, podría decirse que el mecanismo hidráulico vascular mencionado anteriormente constituye el primer amortiguador frente a las fuerzas, y cuando esta es superada, es la barrera fibrilar la que constituye el segundo mecanismo que restringe el movimiento dentario (Ramos-Marquez, 2013). Si la magnitud de la fuerza vence este segundo mecanismo, será el hueso alveolar quien se adapte para permitir el movimiento dentario, esto lo logra a través de mecanismos de remodelado (S. Elizalde, 2002). Sin embargo, es importante que el diente tenga cierta movilidad respecto del hueso que lo sostiene y el responsable de dicho movimiento o movilidad, es el tipo de unión llamado gonfosis. Esta propiedad de articulación se caracteriza por la capacidad del hueso periodontario de seguir al diente en sus desplazamientos funcionales, continuando “anclado” por medio de nuevas fibras que lo unen al hueso alveolar (Elizalde S, Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico, 2002). Se sabe que estas fibras son de naturaleza colágena y actúan como una malla que amortigua impactos. Las fibras periodontales no tienen un curso recto sino más bien ondulado o serpenteante, esto frente a la presión ejercida sobre el diente provoca una tensión en sus fibras, desapareciendo así sus ondulaciones y permitiendo un aparente alargamiento, de tal modo que la presión dentaria se transforma en fuerzas de tensión que actúan sobre el cemento radicular y hueso alveolar (Manns A D. G., 1988).

Para adaptarse a los cambios de posición de los dientes, las fibras del ligamento periodontal deben ser degradadas y sintetizar nuevas fibras, esta remodelación no ocurre necesariamente en todos los sitios de forma equitativa; al parecer, hay cierta flexibilidad para permitir cambios rompiendo cadenas cortas de fibras de colágeno y dejando otros intactos (McCulloch CA, 2000). Esta flexibilidad en los sistemas de adaptación permite que tanto la tensión mecánica de baja como de alta magnitud, induzcan la producción de colágeno tipo I (Ozaki S, 2005).

A partir de la evidencia fenomenológica de que el crecimiento es inducido por estímulos mecánicos, se construyeron modelos que describían la cinemática del crecimiento. La cinemática del crecimiento fue descrita inicialmente por Skalak et al. (Skalak G, 1982), y ha sido desarrollada ampliamente por muchos otros autores en décadas posteriores, entre los que se pueden mencionar Cowin (Cowin S. , 2001), Doblaré y García-Aznar (Doblaré M, 2006) y Humphrey (Humphrey, 1995). Posteriormente a Skalak et al., Oster y Murray (Oster GF, 1983) construyeron un modelo mecanobiológico que constituyó la fusión entre el modelo de reacción difusión con las cargas mecánicas. Gracias a este modelo se han simulado procesos de condensación mesenquimal<sup>25</sup> que incluyen procesos biológicos y mecánicos. Recientemente, Namy et al. (Namy P, 2004), describen un ejemplo en donde se determinan las condiciones críticas del espacio de parámetros del modelo para que se

---

<sup>24</sup> Unión de vasos sanguíneos de pequeño calibre a uno de mayor grosor o calibre.

<sup>25</sup> Tejido del organismo embrionario.

produzca la tubulogénesis<sup>26</sup> en un tejido sometido a campos de tracción celular en una caja de Petri. Paralelamente esta tendencia, y a partir de la evidencia experimental, se crearon modelos donde las cargas mecánicas afectaban la formación de tejidos, pero que, a diferencia de los modelos antes descritos, no incluían ecuaciones de reacción difusión de sustancias químicas.

## 2.2 Mecanobiología de tejidos duros

Los tejidos duros de interés para la implantología dental, son los que están presentes en un diente. Estos son la dentina, el esmalte o enamel y el cemento radicular (**figura 2.7**).



**Fig 2.7** Tejidos duros y blandos en un diente (OrtodonciaMax, 2009).

La **dentina** es el tejido más abundante en el diente puesto que ocupa el mayor volumen de todos y se ubica tanto en la corona<sup>27</sup> como en la raíz<sup>28</sup> del diente. A pesar de ser dura, está altamente inervada, debido a la gran cantidad de terminaciones nerviosas que posee (OrtodonciaMax, 2009). La dentina es la responsable de dar el color característico al diente y según el periodo y tipo de formación, se pueden identificar tres tipos de dentina: la dentina primaria, la dentina secundaria y la dentina terciaria. La dentina primaria se forma hasta cuando el diente alcanza su longitud total, según algunos autores, o hasta que el diente entra en oclusión, según otros autores. La dentina secundaria es aquella dentina que se forma durante toda la vida, y la dentina terciaria es la que se forma en respuesta a estímulos patológicos. Se sabe que la dentina y la pulpa se forman a partir de la papila dentaria y por eso suele aceptarse que la dentina y la pulpa no son tejidos separados sino que se debe entender como un órgano pulpodentario (Romero, 2013).

El **esmalte** es el tejido más duro del cuerpo, es traslúcido y está constituido por millones de prismas por lo que es altamente mineralizado. Posee cristales llamados hidroxiapatita y algunas sustancias proteicas orgánicas. No tiene inervación ni irrigación sanguínea ni tampoco tiene capacidad de regeneración. Envuelve toda la corona dentaria, protegiendo a la dentina y aislándola del medio bucal (Lamela, 2016) (OrtodonciaMax, 2009) (Romero, 2013).

Finalmente está el **cemento radicular** cubre a la dentina de la raíz dental. Es un tejido duro y amarillo, no tiene irrigación ni inervación, está mineralizado pero sí puede regenerar. En él se insertan las fibras del ligamento periodontal, el cual sirve de unión entre

<sup>26</sup> Formación de túbulos (tubo o conducto pequeño, especialmente del riñón o del testículo) en células epiteliales o endoteliales.

<sup>27</sup> Parte expuesta del diente.

<sup>28</sup> Parte no visible del diente.

la raíz del diente y el hueso maxilar o mandibular, dependiendo de donde esté ubicado el diente (OrtodonciaMax, 2009) (Romero, 2013) (Lamela, 2016).

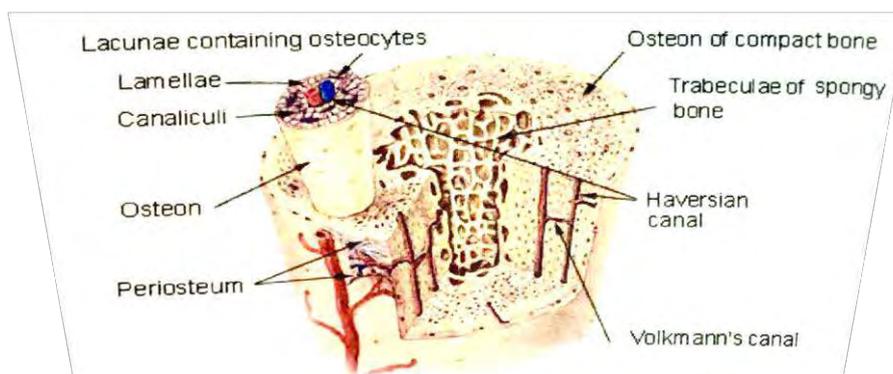
Además de los tejidos duros del diente propiamente dichos, existe un tejido externo de suma importancia para la mecánica del diente: el **hueso alveolar**. Este hueso de los maxilares, superior o inferior, contiene las cuencas o alveolos donde van alojados los dientes, las paredes de estos alveolos se denominan procesos alveolares. Es fino y compacto, con perforaciones que permiten la inervación y la irrigación sanguínea (Lamela, 2016).

De especial interés, por su fuerte participación en la mecánica bucal, es el tejido óseo, el cual presenta una composición particular. Se sabe que el hueso no es un material uniforme, está compuesto por colágeno, agua, mineral de hidroxiapatita y pequeñas cantidades de proteoglicanos y proteínas no colaginosas (R. B. Martin, 1998).

- **Colágeno:** Es una estructura proteica que, por sí misma, puede organizarse espontáneamente en fuertes fibras. Se conocen más de doce tipos de fibras de colágeno en la actualidad. El colágeno Tipo I es el más abundante en el cuerpo humano. Está presente en las cicatrices, siendo el producto final cuando el tejido se cura para repararse, también puede encontrarse en tendones, ligamentos y piel. El colágeno es el responsable de la flexibilidad y la resistencia del hueso. También favorece la nucleación de cristales minerales óseos, los cuales otorgan rigidez ósea y resistencia a la compresión (Gross, 2006).
- **Minerales:** El hueso tiene minerales que consisten casi por completo de cristales de hidroxiapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ). Los cristales individuales son barras con simetría hexagonal, midiendo aproximadamente  $50 \times 50 \times 400$  angstroms ( $1 \text{ } [\mu\text{m}] = 10,000$  angstroms [ $\text{Å}$ ]). El mineral óseo no es puro pues contiene muchas sustituciones estructurales (por ejemplo, carbonato, fluoruro, citrato). Estas impurezas se rigen por la composición de los fluidos corporales y, a su vez, afectan a la solubilidad del mineral óseo (Gross, 2006).
- **Proteoglicanos:** La sustancia fundamental del hueso consiste en proteoglicanos. En particular, la decorina y el biglycan son especies pequeñas de los proteoglicanos que se encuentran en el hueso. Aunque el papel específico de los proteoglicanos no se conoce exactamente, la decorina es conocida por modular el montaje de fibrillas de colágeno (Gross, 2006).
- **Proteínas no colaginosas:** Estas proteínas contienen bastantes moléculas cuyas funciones tampoco son muy claras. La proteína no colaginosas más abundante es la osteocalcina, que es secretada por los osteoclastos y parece ser importante en la mineralización del hueso nuevo. También es un quimio-atrayente para las células óseas y su concentración sérica es un excelente método para determinar de forma no invasiva las tasas de recambio óseo. Otras proteínas no colaginosas en el hueso incluyen osteopontina y osteonectina. El agua aparece en la matriz ósea calcificada en dos condiciones diferentes, una parte es libre y la otra parte está unida a otras moléculas. La mineralización del osteoide (la parte orgánica del hueso extracelular) desplaza parte de su agua. Por lo tanto, el contenido de agua del nuevo tejido óseo cambia a medida que se mineraliza (Gross, 2006).

## 2.2.1 Hueso cortical y hueso trabecular

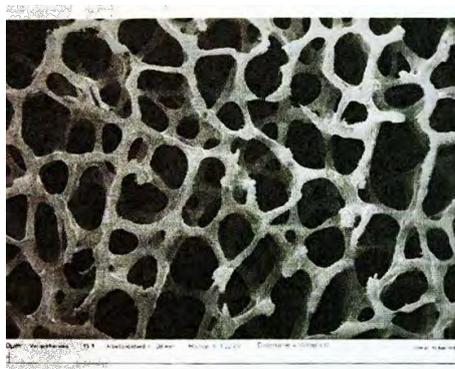
En principio hay dos tipos de hueso determinados por la porosidad (fracción de volumen de tejidos blandos). La porosidad del hueso puede variar menos del 0% al 100%, sin embargo, la mayoría de los tejidos óseos son de porosidad o muy baja o muy alta, mientras que sólo una pequeña parte posee porosidad intermedia. Estos dos tipos de tejido óseo se refieren a **hueso compacto o cortical** y **hueso trabecular o esponjoso**, respectivamente, como se muestra en la **figura 2.8**. Esta combinación de hueso trabecular y cortical forma una estructura tipo sándwich, muy conocida en ingeniería debido a sus propiedades estructurales (Currey J. D., *Bones: Structure and Mechanics*, 2002).



**Fig 2.8** Hueso cortical y trabecular. Algunas características importantes (Young, 2005).

### Hueso Trabecular

El hueso trabecular o esponjoso es un tipo de hueso esponjoso y poroso (**figura 2.9**) que puede encontrarse en los huesos cuboidales, los huesos planos e irregulares, como el esternón, la pelvis y la columna vertebral y al final de todos los huesos largos (Keaveny T. G., 1994) . Su porosidad varía entre el 75% y el 95%. Posee poros interconectados, cuya escala es del orden de 1 mm, que están llenos de médula ósea. La matriz ósea tiene la forma de placas o puntales llamados trabéculas, las cuales tienen aproximadamente 200  $\mu\text{m}$  de diámetro. La disposición de las trabéculas no es única, ya que la mayoría constituyen una malla orientada al azar. Sin embargo, algunas veces parecen organizarse en arreglos ortogonales (Gross, 2006).



**Fig 2.9** Micrografía SEM del sustrato del hueso trabecular de una vértebra (Penzkofer, 2005).

## Hueso Cortical

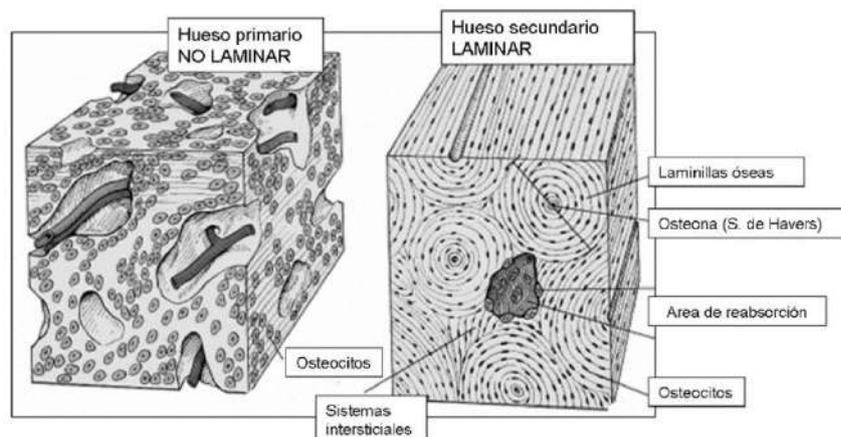
El hueso cortical o compacto es una formación ósea densa en los ejes de los huesos largos. Constituye una especie de corteza o “cáscara” alrededor de los cuerpos vertebrales y otros huesos esponjosos. Su porosidad varía de 5% a 10% y sus poros consisten en espacios clasificados de la siguiente manera (Gross, 2006):

- **Los canales de Haver** están aproximadamente alineados al eje largo del hueso. Su diámetro tiene aproximadamente 50  $\mu\text{m}$  y contienen nervios y capilares. Los canales de Haver se nombran en honor del médico inglés Clopton Havers (1691).
- **Los canales de Volkmann** son canales cortos y transversales que conectan los canales de Havers entre sí y con las superficies externas del hueso. Estos canales también incluyen vasos sanguíneos y probablemente nervios. Se nombran así en honor del cirujano Richard von Volkmann (1830-1889).
- Las **cavidades de reabsorción** son espacios temporales excavados por osteoclastos en la etapa inicial de remodelación. Estas cavidades tienen un diámetro de aproximadamente 200  $\mu\text{m}$ .

Se debe considerar también, que el hueso es una estructura de porosidad dinámica. Su porosidad puede cambiar como resultado de una condición patológica o como una respuesta adaptativa normal frente a un estímulo mecánico o fisiológico. Esto conduce a una mayor densidad en el hueso trabecular, o a una menor densidad en el hueso cortical. Tales cambios afectan fuertemente las propiedades mecánicas del hueso (Gross, 2006).

### 2.2.2 Comportamiento mecánico de los tejidos óseos

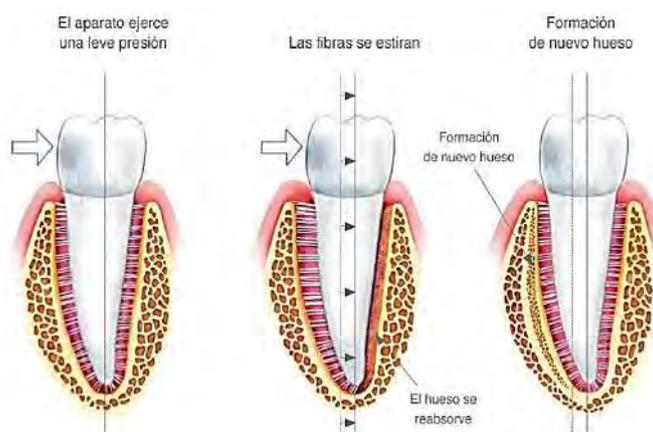
Las propiedades mecánicas del hueso están determinadas por un factor principal: la configuración del colágeno de la matriz del hueso. Tenemos dos tipos: el primario y el laminar. El hueso primario o no laminar presenta una matriz con un bajo nivel de organización, puesto se forma rápidamente como respuesta a una agresión; en cambio, el hueso laminar tiene una matriz con un alto nivel de organización que se forma lentamente a razón de menos de 1  $\mu\text{m}$  por día. Sus laminillas están bien organizadas y compuestas de capas de colágeno alternas, lo que proporcionan la resistencia y rigidez al hueso laminar (Roberts W. , 2000).



**Fig 2.10** Hueso laminar y no laminar (Universidad de Valencia, 2016).

La capacidad de los huesos de adaptarse es controlada por un conjunto de señales metabólicas y mecánicas, donde principalmente la biomecánica controla los mecanismos de modelado y remodelado óseo. El **modelado** es un proceso en el cual se altera el tamaño y la forma del hueso, manifestándose como focos de reabsorción y, principalmente, de formación ósea. El **remodelado** es un proceso que consiste en el recambio del hueso existente. Más adelante se explicará a detalle los mecanismos de modelado y remodelado, enfocándose en las células madre las cuales son responsables de este fenómeno.

Se puede entender lo anterior si se toma el ejemplo de una pieza dentaria que se desplaza como consecuencia de fuerzas o tratamientos ortodónticos. Cuando se desplaza un diente con un ligamento periodontal sano, el modelado óseo mantiene la relación estructural entre la zona cervical, la encía y la cresta alveolar. Este proceso genera una asociación entre el modelado del alveolo y el remodelado del hueso alveolar adyacente, de forma que va disminuyendo la densidad ósea en la dirección del movimiento dental y al mismo tiempo se remodela el hueso relativamente inmaduro que se forma en la interfase del ligamento periodontal (Roberts W. , 2000) (Figura 2.6). Por tanto, se puede decir que sin la presencia estos mecanismos de modelado anabólico (formación) y catabólico (reabsorción), el proceso alveolar no sería capaz de adaptarse a las cargas mecánicas sean de carácter funcional o terapéuticas (Ramos-Marquez, 2013).



**Fig 2.11** Efecto de fuerzas ortodónticas sobre el ligamento periodontal y hueso peridentario (Damaris Carrillo, 2010)



**Fig 2.12** Osteoclastos en el proceso de remodelado (Amgen, 2012).



**Fig 2.13** Osteoblastos en el proceso de modelado (Amgen, 2012).

Esta movilidad fisiológica que presentan los tejidos periodontales se debe, a juicio de algunos investigadores, a un perfecto equilibrio de dos factores: mecánico y biológico (Manns A D. G., 1988) (Manns A B. J., 2011). El **factor mecánico** se constituye gracias a las fuerzas que actúan sobre el diente. Estas fuerzas, dependiendo de la dirección, magnitud, frecuencia o el punto de aplicación de las mismas, pueden fomentar o incrementar la movilidad de la pieza dentaria. El **factor biológico** se refiere a la capacidad de reacción óseo-periodontal del diente y a los mecanismos neuromusculares de reacción como respuesta ante esas fuerzas. La capacidad óseo-periodontal está representada por la resistencia que ofrecen los tejidos de soporte dentario. Se considera que cuando ambos factores se encuentran en equilibrio, hay de **biomecánica positiva**. Cuando existe esto el diente presenta una posición estable dentro de su alvéolo, lo que se denomina estabilidad dentaria (Figura 2.14).



**Fig 2.14** Esquema de los factores biomecánicos que influyen en la movilidad dentaria (Manns A B. J., 2011).

También se puede analizar el fenómeno de la mecánica dentaria desde el punto de vista de la **magnitud de la fuerza**. Se sabe que el periodonto está diseñado para resistir grandes cargas siempre que sean de duración corta. En ese sentido, algunos investigadores (Kılıç N, 2010) analizaron la respuesta del movimiento dental frente a fuerzas ortodónticas en conejos y concluyeron que las cargas continuas y de baja magnitud, son las más efectivas para lograr la movilidad dentaria; lo que concuerda con otro estudio realizado en perros (Van Leeuwen EJ, 2010) donde las tasas de movimiento dental no varían significativamente frente

a cargas de **10 a 300 cN**. Respecto a la **dirección de la fuerza**, se sabe que pueden ser tanto axiales como no axiales; siendo éstas últimas más peligrosas, puesto que generan momentos en la cresta alveolar muy destructivos si la magnitud de la carga es grande. Por ello se dice que las fibras periodontales resisten de mejor manera las fuerzas axiales, pues provoca que todas sus fibras se tensen uniformemente a la vez que estimulan todo el periodonto (Manns A B. J., 2011).

En lo que respecta a la **frecuencia** de la fuerza, se dice que las fuerzas continuas son las más efectivas para lograr movilidad dentaria; aun así, las fuerzas intermitentes también pueden generar una reacción que puede perdurar después de retirada la carga (Profitt WR, 2008). Se sabe también que en la zona de tensión los cambios se producen más rápidamente que en la de compresión, esto puede dar una idea del nivel de proliferación celular en dicha zona (Mabuchi R, 2002).

Cuando se aplican fuerzas a los dientes, se origina una serie de eventos en el ligamento periodontal, donde se inducen grupos de tejidos y células, y a su vez, se manifiesta una variedad de factores de regulación, diferenciación celular y remodelación de tejidos blandos y hueso alveolar (Wise GE, 2008) (Jónsdóttir SH, 2006) (Ozaki S, 2005) (Yamaguchi, 2009). Los principales fenómenos celulares que ocurren son la reabsorción ósea producida por los osteoclastos en el lado de presión, y el depósito de hueso nuevo por los osteoblastos en el lado de tensión. Sin embargo, estos cambios implican necrosis y reducción de la anchura del ligamento periodontal (McCulloch CA, 2000) (Mabuchi R, 2002). Cuando una fuerza es detectada por los osteoblastos, estos liberan mediadores químicos que inducen a la remodelación ósea a través de mecanismos de liberación autocrina<sup>29</sup> o paracrina<sup>30</sup>. Se sabe que una de las abundantes proteínas que se produce durante la carga mecánica es la osteopontina y se cree que juntamente con otras más, se encarga de la regularización de la mineralización y la cohesión del tejido en los sitios de tensión mecánica (Ozaki S, 2005). Además, también se cree que puede inducir a la migración de osteoclastos al sitio de reabsorción (Kaku M, 2005).

A pesar de ello, en biomecánica periodontal, los estudios que analizan la respuesta del ligamento periodontal durante un periodo determinado arrojan resultados cuyas interpretaciones no pueden extrapolarse a periodos más extensos, como por ejemplo, en los tratamientos ortodónticos (Jónsdóttir SH, 2006) (Xie R, 2008) (Kaku M, 2005), ya que durante la duración de los tratamientos existe una remodelación de los tejidos periodontales. Por ello, el ligamento periodontal cambia continuamente su morfología y sus propiedades biomecánicas, la reabsorción y el crecimiento óseo también cambian; así mismo como los niveles de tensión y el comportamiento celular. (Jónsdóttir SH, 2006).

### **2.2.3 Propiedades mecánicas del tejido óseo**

Para determinar las propiedades mecánicas del tejido óseo, se cargan muestras pequeñas y uniformes en condiciones definidas. En materiales homogéneos, tales

---

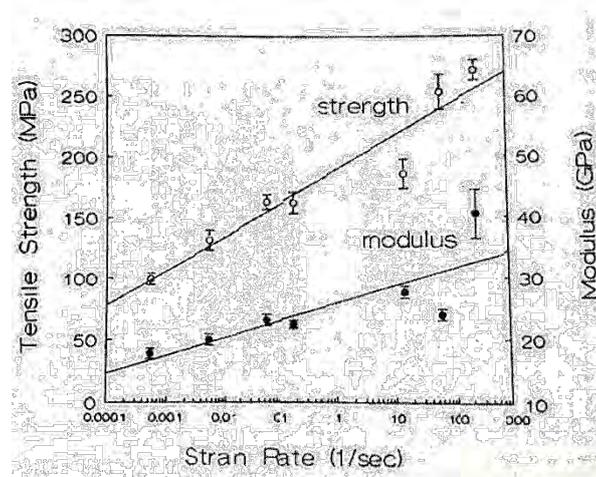
<sup>29</sup> La liberación autocrina es una secreción química que afecta a la misma célula que secretó la sustancia, por tanto, los receptores para la sustancia química secretada están sobre la misma célula que la sintetizó.

<sup>30</sup> La liberación paracrina es un tipo de comunicación celular mediante secreción química que afecta a una célula vecina a la célula emisora, como es el caso de muchas hormonas.

condiciones de ensayo conducen a esfuerzos uniformes en toda la muestra. La deformación resultante se puede medir y se puede establecer la relación esfuerzo-deformación. Con varios tipos de carga se pueden determinar las propiedades del material en tensión, compresión, flexión y torsión (Burstein A. C., 1972) (Burstein A. R., 1976) (Burstein A. Z., 1975) (Carter D. S., 1978) (Currey J. D., 1988) (Currey J. , 1988) (Reilly, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, 1975) (Reilly, 1974) (Schaffler, 1988).

### 2.2.3.1 Hueso cortical

Las propiedades mecánicas del hueso cortical están influenciadas por diversos factores, uno de ellos es la **velocidad** a la que se carga el tejido óseo. La carga rápida de muestras de hueso cortical conduce a un aumento de los módulos elásticos y la resistencia final en comparación con las muestras cargadas más lentamente. Una forma de cuantificar la velocidad de deformación, es haciendo referencia a la velocidad de deformación [ $s^{-1}$ ] a la que se expone el tejido. En las actividades normales, generalmente el hueso se somete a tasas de deformación inferiores a  $0,01 s^{-1}$ . Se dice que los materiales como el hueso son dependientes del tiempo o viscoelásticos, como se muestra en la figura 2.15. Esto significa que las características tensión-deformación y propiedades de resistencia dependen de la velocidad de deformación aplicada. A pesar de ello, según (Fondrk, 1988), esta tasa de dependencia es relativamente débil.



**Fig 2.15** Influencia de la velocidad de deformación sobre la resistencia a la tracción y el módulo de hueso cortical (Wright, 1976).

Otro factor que influye en el comportamiento esfuerzo-deformación del hueso cortical es la **orientación** de la microestructura ósea con respecto a la dirección de carga. El hueso cortical es más fuerte y más rígido en la dirección longitudinal (dirección de la orientación del osteón) que en la dirección transversal. Además, las muestras de hueso cargadas en una dirección perpendicular a los osteones tienden a fallar de una manera más frágil, con poca deformación no elástica después de fluir. Los materiales como el hueso, en los cuales las propiedades elásticas y de resistencia dependen de la dirección de la carga aplicada, son denominados materiales anisotrópicos. Por lo tanto, tanto la velocidad de

deformación como la dirección de la carga aplicada deben especificarse al describir el comportamiento del material (Gross, 2006).

La tabla 2.2 resume los valores finales de resistencia del hueso cortical femoral adulto bajo diversos modos de carga, tanto en dirección longitudinal como en transversal. Estos indican que la resistencia del material del tejido óseo depende del tipo de carga, de la carga misma y de las direcciones transversales. Se ve que las muestras transversales son más débiles que las muestras longitudinales tanto en tensión como en compresión. La resistencia al cortante (determinada por ensayos de torsión alrededor del eje longitudinal y esfuerzos cortantes de reflexión a lo largo de planos transversales y longitudinales) es aproximadamente un tercio de la resistencia a la compresión. Los valores de módulo elástico para el hueso cortical femoral adulto se muestran en la Tabla 2.3.

**Tabla 2.2** Resistencia del hueso cortical femoral a partir de (Hayes, 1985). Valores medios de (Reilly, 1975).

Modo de carga	Esfuerzo último (MPa)	
Longitudinal	Tensión	133
	Compresión	193
	Cortante	68
Transversal	Tensión	51
	Compresión	133

**Tabla 2.3** Módulo elástico del hueso cortical femoral (Hayes, 1985). Valores medios tomados (Reilly, 1975).

<b>Longitudinal</b>	17.0 GPa
<b>Transversal</b>	11.5 GPa
<b>Cortante</b>	3.3 GPa

Se hace evidente que el módulo elástico longitudinal es aproximadamente 50% mayor que el módulo de elasticidad transversal. Así también, el módulo cortante para torsión alrededor del eje longitudinal es aproximadamente un quinto del módulo longitudinal.

### 2.2.3.2 Hueso trabecular

El hueso esponjoso o trabecular es un material complejo con marcada heterogeneidad, sus propiedades elásticas y de resistencia varían de acuerdo a los lugares anatómicos, envejecimiento y enfermedad. Desde el punto de vista de la ingeniería de materiales, el hueso trabecular se clasifica como un material compuesto (composite), anisotrópico, sólido y con porosidades celulares abiertas. Al igual que muchos otros

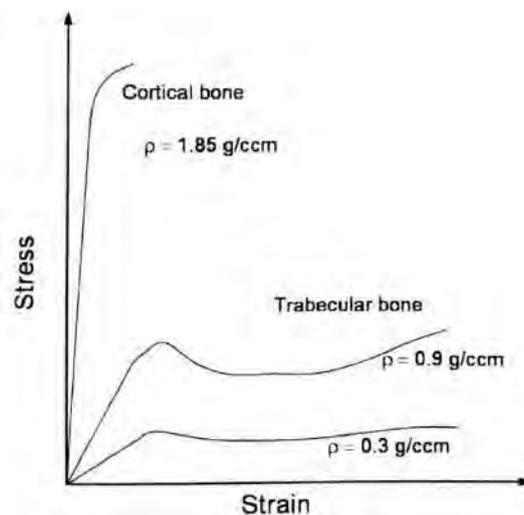
materiales biológicos, su comportamiento es viscoelástico y susceptible a daños durante la carga cíclica (Keaveny T. G., 1994) (Dendorfer, 2005).

Otra característica crítica que distingue al hueso trabecular de muchos otros tejidos biológicos es su marcada heterogeneidad que conduce a grandes variaciones en las propiedades mecánicas. Esta heterogeneidad resulta de variaciones en la fracción de volumen, la arquitectura y propiedades de los tejidos, en ese orden de importancia (Gross, 2006). Los valores medios de módulo y resistencia pueden diferir en más de un orden de magnitud, según se muestra en la tabla 2.4. Se hace evidente la pérdida sustancial de propiedades mecánicas producto del envejecimiento en los seres humanos. Por ejemplo, el esfuerzo último se reduce en casi un 7% y 11% por década para el fémur proximal humano y la columna vertebral, respectivamente, para las edades de entre 20 y 100 años (McCalden, 1997) (Mosekilde L. &, 1987) (Mosekilde L. , 1986). Así también, la resistencia no disminuye significativamente hasta después de los 30 años (Mosekilde L. &, 1987) (Mosekilde L. , 1986).

El hueso trabecular también es anisotrópico tanto en módulo como en resistencia (Mosekilde L. &, 1987). Comparándolo con materiales compuestos reforzados con fibra, el grado de anisotropía es leve, sin embargo, su importancia biomecánica en términos de resistencia del hueso entero o de rendimiento óseo-implante queda por cuantificarse. Por ejemplo, a mayor porosidad, la resistencia a la compresión del hueso trabecular se vuelve más anisotrópica.

**Tabla 2.4** Valores medios de módulo y esfuerzo último para diferentes lugares anatómicos.

Lugar anatómico (referencia)	Rango de edad	Módulo [MPa]	Resistencia última [MPa]
<b>Vertebra [71]</b>	15-87	$67 \pm 45$	$2.4 \pm 1.6$
<b>Tibia proximal [62]</b>	59-82	$445 \pm 257$	$5.3 \pm 2.9$
<b>Fémur proximal [80]</b>	58-85	$441 \pm 271$	$6.8 \pm 4.8$
<b>Calcáneo [66]</b>	No reportado	$68 \pm 84$	$1.4 \pm 1.3$
<b>Tibia prox. de bovino [56]</b>	No aplicable	$2380 \pm 777$	$24 \pm 8.3$



**Fig 2.16** Curvas típicas de esfuerzo-deformación para hueso trabecular de diferentes densidades (Hayes, 1985).

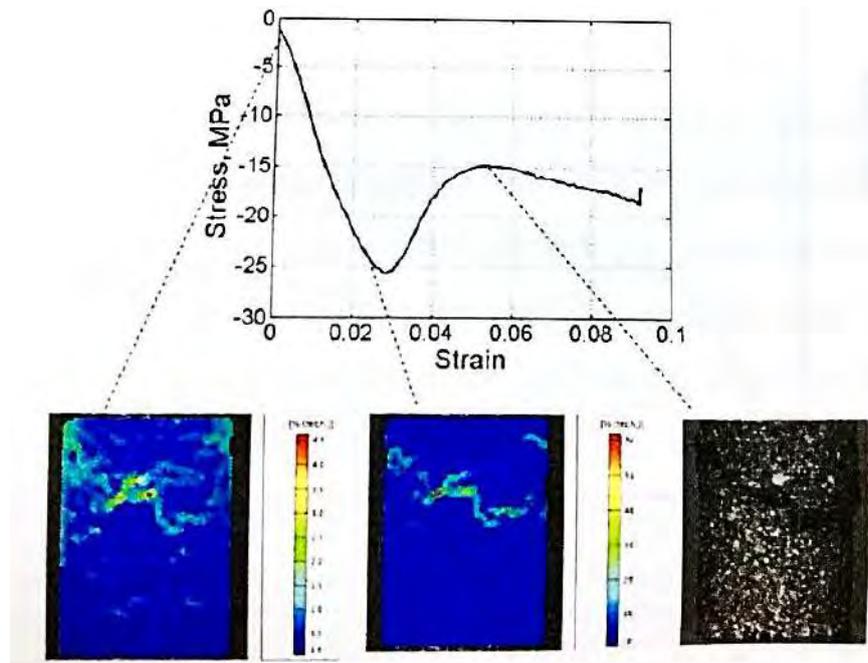
La figura 2.16 muestra que el módulo de elasticidad y el esfuerzo de falla del hueso trabecular dependen principalmente de la densidad aparente, la cual es producto de la fracción volumétrica del hueso y la densidad del tejido trabecular:

$$\rho_{aparente} = \frac{1}{V} \int_V \rho_{tejido} dV = \frac{BV}{TV} \rho_{tejido}$$

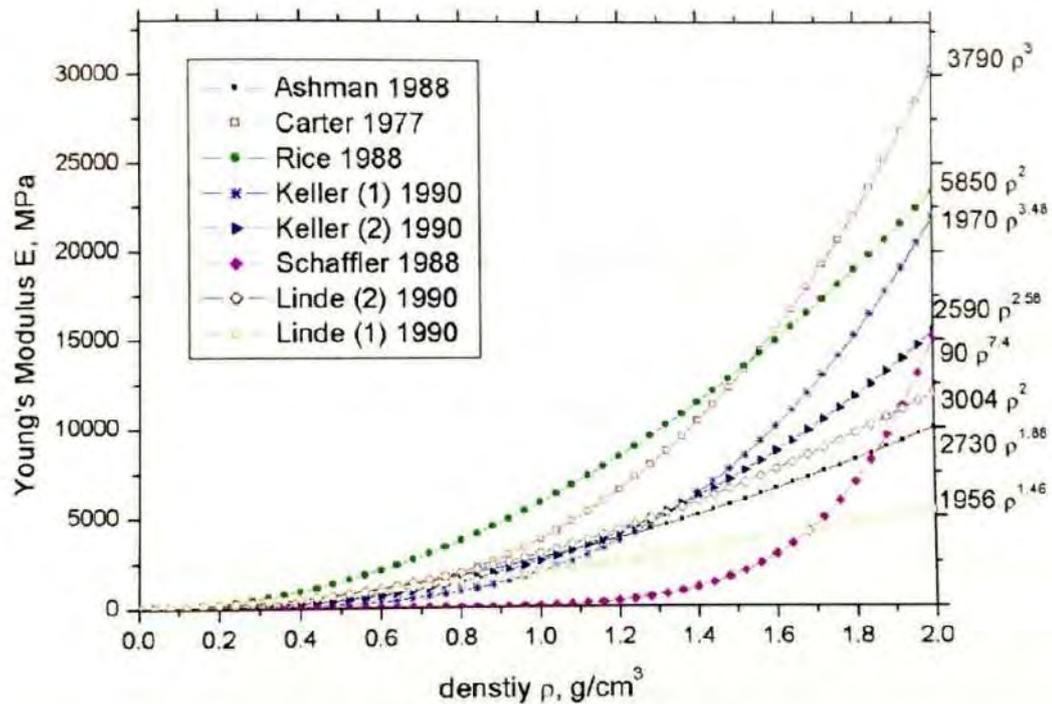
Donde  $\rho_{tejido}$  es la densidad del tejido trabecular y  $BV/TV$  es la fracción volumétrica del hueso (Volumen del hueso dividido por el volumen total).

Es necesario aclarar, sin embargo, que la forma exacta de esta relación aún sigue siendo motivo de controversia. Parece ser que la mayor parte de la controversia se deriva de la dependencia de esta relación con el lugar anatómico (Keaveny T. M., 1993), la dirección de la carga (C., 1985), y el error de aproximación por el hecho de ignorar la anisotropía y los efectos de la muestra final (Keaveny T. M., 1993) (Keaveny T. M., 1993) (Keaveny T. M., 1997) (Linde F. H., 1992) (Odgaard A. &, 1991) (Odgaard A. H., 1989) (Lindey & Hvid, 1989) (Jacobs, 1999) en las pruebas mecánicas.

La figura 2.17 muestra las propiedades de esfuerzo-deformación del hueso trabecular. Se hace evidente grandes diferencias con el hueso cortical, sin embargo, son similares al comportamiento de compresión de muchos materiales de ingeniería porosos que se utilizan para absorber la energía en el impacto (Gibson, 1988). La curva esfuerzo-deformación para el hueso trabecular presenta una región elástica inicial seguida de fluencia, la cual se produce al empezar la fractura de las trabéculas. Después de eso sigue una región de meseta, que se crea progresivamente con fractura y más fractura trabecular. Las trabéculas fracturadas empiezan a llenar los espacios de la médula. La carga adicional de hueso trabecular después del cierre del poro, se asocia con un marcado aumento en el módulo de la muestra (Mow, 2005).



**Fig 2.17** Esfuerzo vs deformación de una muestra de hueso trabecular bajo compresión (Penzkofer, 2005).

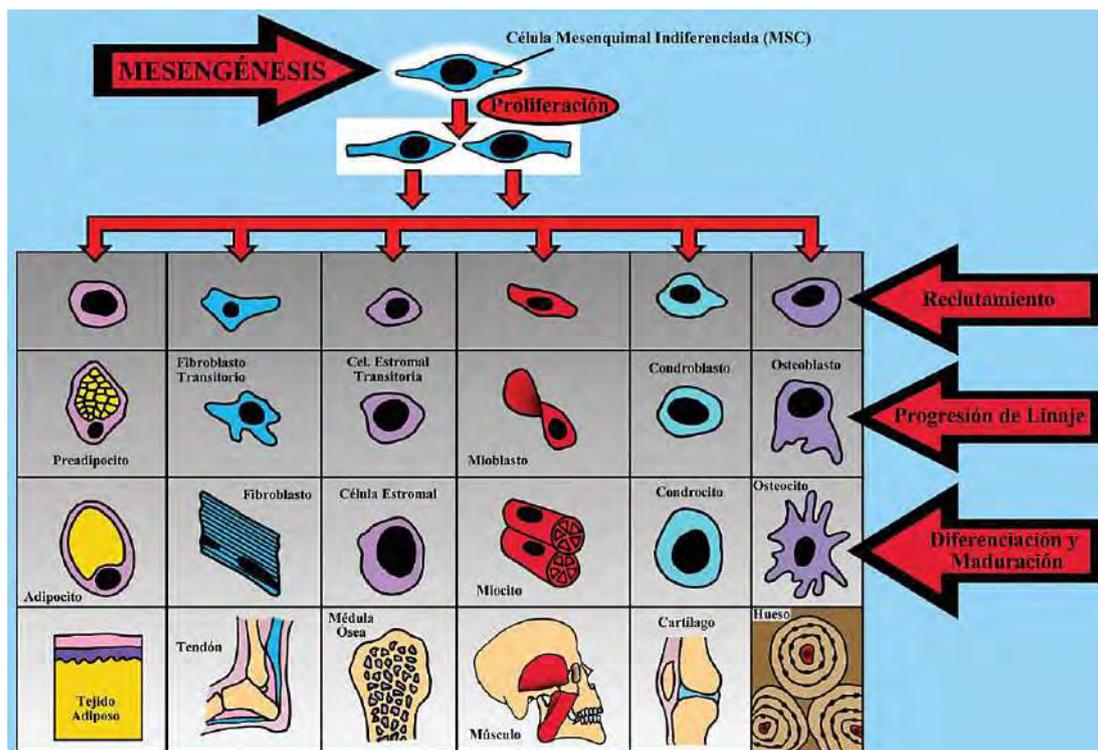


**Fig 2.18** Determinación experimental del módulo de Young  $E$  vs densidad  $\rho$  (Schaffler, 1988) (Carter D. R., 1977) (Ashman, 1988) (Keller, 1990) (Linde F. P., 1990) (Rice, 1988).

### 2.3 Remodelación ósea e influencia de las Células Madre

Aunque no está claro si ocurre lo mismo en el caso de las fuerzas en implantes dentales, las fuerzas ortodónticas deforman la matriz extracelular y activan las células del tejido que rodea al diente, facilitando el movimiento de los dientes. Se sabe que el esfuerzo mecánico (presión hidrostática), puede regular la diferenciación de las células madre, por mecanismos aún desconocidos. Las células madre mesenquimales indiferenciadas son muy sensibles a la presión estática o dinámica, ya que esta induce la puesta en marcha de señales para el inicio de la diferenciación osteoblástica. Estos mecanismos mecanobiológicos pueden jugar un papel importante en la respuesta biológica frente a los movimientos dentales sometidos a ortodoncia (Mérida, 2011). Cuando actúan las fuerzas ortodónticas se produce una serie secuencial de hechos celulares y moleculares como son: generación de señales, transducción, reorganización del citoesqueleto, expresión génica, diferenciación, proliferación, síntesis y secreción de productos específicos, y apoptosis<sup>31</sup>. Las fuerzas aplicadas originan remodelación de tejidos mineralizados que rodean al diente y no mineralizados incluyendo vasos sanguíneos y elementos neurales (Krishnan V, 2009).

<sup>31</sup> Destrucción o muerte celular provocada o programada por el propio organismo, con el fin de autocontrolar su desarrollo y crecimiento. Está desencadenada por señales celulares controladas genéticamente.

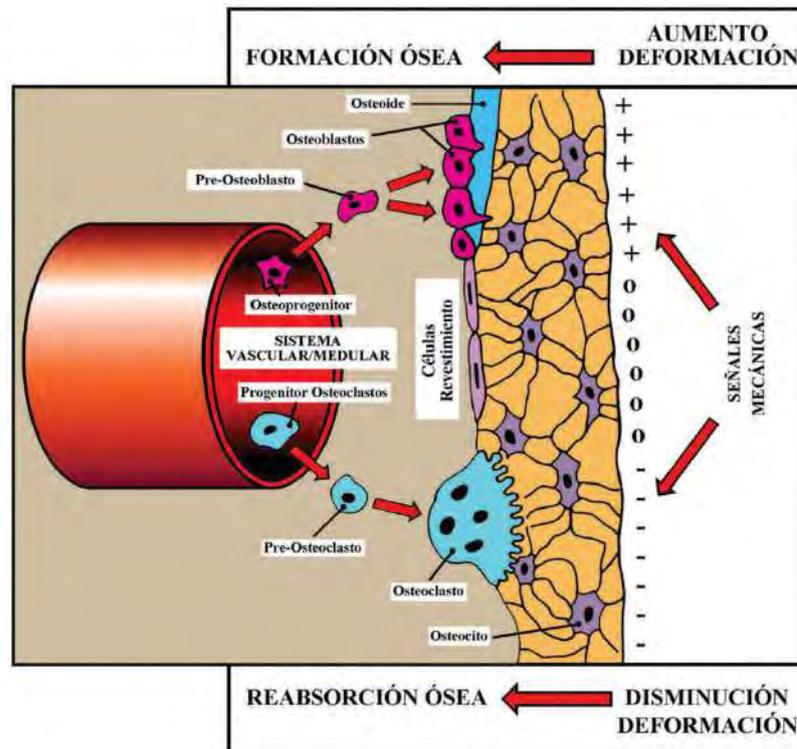


**Fig 2.19** Derivación del linaje a partir de células mesenquimales (Cano J, 2007).

Gracias a los trabajos iniciales de Frost (Frost H. , Mathematical elements of bone, 1964) (Frost H. , 1987) se considera de manera general que el hueso es capaz de renovarse a sí mismo a lo largo de la vida. Este proceso lo realiza mediante las unidades multicelulares básicas (BMUs, por sus siglas en inglés<sup>32</sup>), las cuales están conformadas por grupos de **osteoblastos** y **osteoclastos** que primero reabsorben el hueso y posteriormente lo van rellenando por tejido óseo nuevo. Más adelante se explicará las BMUs a detalle.

En el año 2000, Smit y Burger (TH Smit, 2000) establecieron la hipótesis que planteaba que si la deformación en el hueso disminuye (debido al desuso) se activan los osteoclastos, mientras que si la deformación en el hueso aumenta (sobrecarga media) se activan los osteoblastos para rellenar la unidad multicelular básica (BMU). Se debe resaltar que esta hipótesis se obtuvo de observar medidas de esfuerzos no mayores a 16 MPa, deformaciones no mayores de 3.074  $\mu\epsilon$  y modelos virtuales de trabécula ideales, es decir, sin obtenerlas de trabéculas in vivo. McNamara et al (LM McNamara, 2006) precisan que esta hipótesis ocurre generalmente por debajo de 4.000  $\mu\epsilon$ , sin embargo, existirían también otros estímulos diferentes necesarios para activar osteoclastos u osteoblastos para esfuerzos y deformaciones mayores a 4.000  $\mu\epsilon$ .

<sup>32</sup> Bone Multicellular Units



**Fig 2.20** Esquema del acoplamiento en el remodelado óseo según las cargas aplicadas (Cano J, 2007).

Como ya se ha mencionado anteriormente, el hueso no se comporta como los materiales inertes que se usan en la ingeniería, debido a que se ve sometido a cambios sustanciales en cuanto a su estructura, forma y composición según el entorno mecánico y fisiológico. Lo anterior es un proceso adaptativo que se conoce como remodelación ósea (Doblaré, 2004). En términos prácticos, la remodelación ósea elimina el hueso más viejo y lo reemplaza con hueso nuevo recién formado. También repara los daños microscópicos también y así se evita la acumulación de daño por fatiga que podría terminar en fractura por fatiga. Algunos autores también consideran que la remodelación ósea adapta el esqueleto humano para lograr su eficiencia mecánica (Gross, 2006).

### 2.3.1 Remodelación ósea

Según se sabe, a medida que se desarrollan los huesos largos, estos deben crecer tanto en diámetro como en longitud. El crecimiento en diámetro se logra mediante la osificación intramembranosa-perióstica. Sin embargo, a medida que el crecimiento se produce, basta con añadir material para hacer los órganos óseos más largos y más grandes. Los huesos también deben ser moldeados de varias maneras, es decir, el hueso debe ser removido en algunos lugares mientras que se agrega en otros. Esta escultura, que combina actividad osteoclástica (reabsorción ósea) en algunos lugares y actividad osteoblástica (formación ósea) en otros, lo que se conoce como modelado. Así también, el daño por fatiga debe ser reparado dentro de los huesos y su arquitectura interna debe ajustarse a condiciones de carga variables, tanto durante el desarrollo del esqueleto como durante el resto de la vida. Esta reparación implica el retiro y el reemplazo del hueso en lugares particulares por las acciones combinadas de los osteoclastos y de los osteoblastos que trabajan en el mismo sitio. Este

proceso de reemplazo se conoce como remodelación. Por lo tanto, el modelado y la remodelación se refieren a las acciones de osteoclastos y osteoblastos en la alteración de la morfología y la sustitución de porciones del esqueleto. Se puede diferenciar al modelado del remodelado de varias maneras (Gross, 2006):

1. El modelado implica acciones independientes de osteoclastos y osteoblastos. Remodelación implica secuencialidad, acciones acopladas por los dos tipos de células.
2. Los resultados del modelado cambian el tamaño del hueso, su forma o ambos. La remodelación no suele afectar el tamaño y la forma.
3. La tasa de modelado depende de la edad y se reduce considerablemente después de la madurez esquelética. La remodelación es independiente de la edad y ocurre a lo largo de toda la vida, aunque también se reduce sustancialmente después de que el crecimiento se detiene.
4. El modelado en un sitio particular es continuo y prolongado, mientras que el remodelado es episódico, cada episodio tiene un comienzo y un final definitivos.

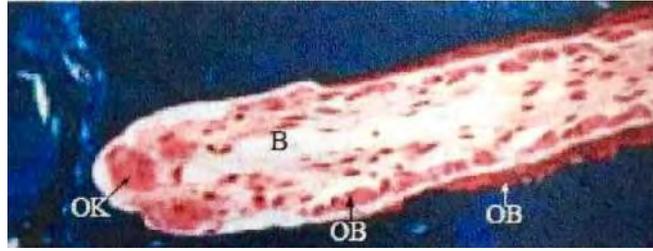
### 2.3.1.1 Proceso de remodelación

La remodelación ósea sólo ocurre a nivel de las superficies internas de la matriz ósea (superficies trabeculares del hueso esponjoso y sistema de hueso compacto de Havers). El hueso sólo puede ser añadido o removido por las células óseas en estas superficies. Se han identificado cuatro tipos de células óseas que pueden clasificarse de acuerdo a sus funciones (Doblaré, 2004).

- **Osteoblastos:** Son las células mesenquimales diferenciadas que producen hueso. Se crean en la capa de periostio o tejido estromal de la médula ósea.
- **Osteoclastos:** Son las células que eliminan el hueso, desmineralizándolo con ácido y disolviendo colágeno con enzimas. Estas células también se originan de la médula ósea.
- **Células de revestimiento óseo:** Son osteoblastos inactivos que no están enterrados en hueso nuevo. Permanecen en la superficie cuando la formación ósea se detiene y pueden reactivarse en respuesta a estímulos químicos y/o mecánicos (Miller, 1992).
- **Osteocitos:** Al igual que las células de revestimiento óseo, son osteoblastos que están enterrados en la matriz ósea y se comunican con el resto de las células a través de canalículos (Cowin S. , 1999).

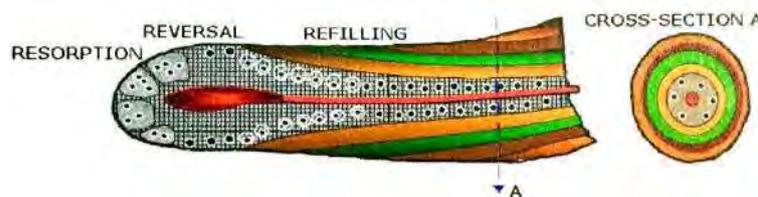
#### Unidad multicelular básica:

El proceso de remodelación no se efectúa individualmente por cada célula, sino mediante grupos de células que actúan como unidades organizadas (Doblaré, 2004). Estas unidades se denominan unidades multicelulares básicas (BMUs), término acuñado por Frost (Frost H. M., Bone remodeling dynamics, 1963).



**Fig 2.21** Fotomicrografía de una unidad multicelular básica osteonal (Gross, 2006).

Cada BMU consiste en aproximadamente diez osteoclastos (OC) y varios cientos de osteoblastos (OB) que trabajan juntos para llevar a cabo el proceso de remodelación. Existen tres etapas principales en la vida de un BMU: activación, reabsorción y formación (ARF). La activación ocurre cuando una señal química o mecánica, hasta hoy no se sabe con exactitud, ocasiona que los osteoclastos se formen y empiecen a eliminar el hueso en alguna parte del esqueleto. Los osteoclastos reabsorben un volumen de hueso en forma de zanja, en las superficies óseas o en hueso compacto, de aproximadamente 200  $\mu\text{m}$  de diámetro que procede a lo largo de la superficie o a través de la corteza, moviéndose alrededor de 40  $\mu\text{m}/\text{día}$ . Luego de que los osteoclastos hayan pasado un cierto punto, los osteoblastos se diferencian de las células mesenquimales durante un período de varios días y comienzan a reemplazar el tejido reabsorbido. La formación es mucho más lenta que la reabsorción. En los seres humanos el período de remodelación total es de aproximadamente 4 meses, donde aproximadamente 3 semanas para la reabsorción y 3 meses para el formación, respectivamente.



**Fig 2.22** Esbozo esquemático de una BMU osteonal. Vista transversal en la parte derecha (Gross, 2006).

La porción de hueso nuevo producido por el BMU se denomina unidad estructural ósea, ya sea que la remodelación ocurra en hueso cortical o trabecular o en una superficie endóstica o perióstica. Así, un osteón secundario en el hueso cortical es una unidad estructural ósea. No existe un nombre común para las unidades estructurales del hueso trabecular, aunque a veces se denominan osteones trabeculares o paquetes óseos.

### 2.3.1.2 Tipos de remodelación

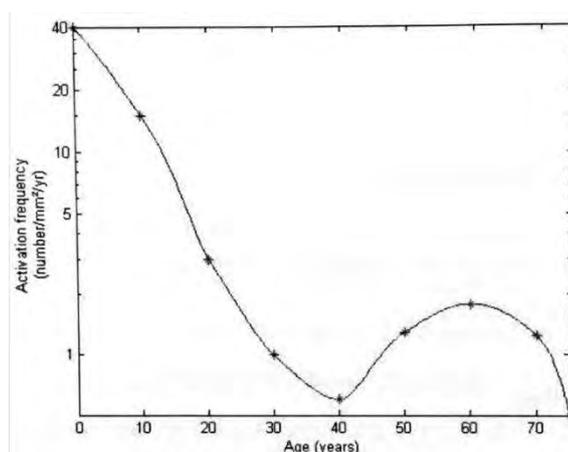
El proceso de remodelación se puede tipificar en relación a la ubicación o el tipo de hueso donde se produce.

#### a) Remodelación osteonal

Cuando un BMU excava a través de hueso compacto, un osteón secundario se crea. La figura 2.21 muestra la cabeza de una BMU de osteón en sección longitudinal, con un túnel hacia la izquierda. Se pueden ver algunos osteoclastos en la superficie de reabsorción

(OK), osteoblastos (OB) en el centro y una línea osteoidal en la superficie de relleno. El extremo delantero de una BMU contiene un capilar (B) para suministrar nutrientes, y probablemente para suministrar las células progenitoras para osteoclastos y osteoblastos. Debido a que las BMU osteonales se aíslan profundamente dentro de la corteza, este suministro vascular debe mantenerse. Por lo tanto, el túnel no puede ser completamente relleno, y cada BMU deja un nuevo canal de Havers en el hueso. En cada canal de Havers hay dos capilares: un 'suministro' y un 'retorno'. Estos vasos se conectan con la vasculatura en el canal medular o en la superficie perióstica.

En la edad adulta, alrededor del 5% del hueso compacto es reemplazado por BMU osteonales cada año. La figura 2.23 muestra cómo la tasa de remodelación cambia con la edad para el caso de la costilla humana. Esta tasa es muy alta en niños, se reduce en adultos jóvenes, para subir y caer de nuevo en personas mayores.



**Fig 2.23** Tasa de activación BMU vs edad para las costillas humanas. Datos de (Frost H. M., 1964).

### b) Remodelación trabecular

Las trabéculas del hueso se remodelan de forma similar, con la excepción que las BMU trabajan en su superficie, cavando y rellenoando zanjas. Debido a que una BMU tiene aproximadamente el mismo diámetro que una trabécula, no puede excavar longitudinalmente dentro de una trabécula sin romper constantemente sus lados. El hueso trabecular del adulto humano es reemplazado por las BMU a una tasa relativamente alta, alrededor del 25% cada año.

### c) Remodelación endóstica y perióstica

En principio, la remodelación también puede ocurrir en superficies endósticas<sup>33</sup> y periósticas<sup>34</sup>. Este tipo de remodelación podría ser responsable de que los huesos largos se expandan radialmente con la edad en adultos y niños. Esta expansión se lograría en el caso que la formación excediera la reabsorción en la superficie perióstica y en la superficie del canal medular.

<sup>33</sup> Superficie interna de la cavidad medular del hueso.

<sup>34</sup> Membrana de tejido conectivo concentrada de tejido vascular, fibrosa y resistente, que cubre los huesos por su superficie externa excepto en lugares de inserción de ligamentos, tendones, y superficies articulares.

### 2.3.2 Teorías de remodelación ósea

Otra aproximación al estudio de la adaptación ósea por influencia mecánica es el uso de simulaciones virtuales computacionales. Julius Wolff, un anatomista alemán (1836-1902), postuló que se podría establecer una fórmula matemática para relacionar los cambios en la estructura ósea con los cambios en el estímulo mecánico. Esta ley se puede escribir como:

$$\Delta Estructura\ \acute{o}sea = f(\Delta Est\acute{m}ulo\ mec\acute{a}nico, Mecanismos\ fisiol\acute{o}gicos)$$

En otras palabras, el cambio en la estructura ósea debe ser alguna función del cambio en el estímulo mecánico y los mecanismos fisiológicos asociados. En la década de 1970, se desarrollaron las teorías matemáticas de la adaptación ósea para predecir los cambios en la forma y densidad ósea basados en la deformación, el esfuerzo o densidad de la energía de deformación (SED). Estos algoritmos han alcanzado cierto éxito en la predicción de la arquitectura ósea normal, sin embargo, como ocurre con los experimentos, no nos dan la historia completa. Stephen C. Cowin y sus compañeros de trabajo propusieron una de las primeras teorías fundamentales de la remodelación ósea en 1976. Desarrollaron una sofisticada continuidad, la teoría termomecánica, llamada elasticidad adaptativa (Cowin S. a., 1976) (Hegedus, 1976) (Cowin S. C., 1978). En este modelo, el hueso se define como un medio poroso con dos fases: una estructura elástica y un líquido extracelular. Según este modelo, la adaptación es un medio que reacciona químicamente, controlado por la deformación. Emplearon una extensión de la mecánica continua en la que las reacciones químicas y la geometría ósea se ven obligadas a obedecer los principios termodinámicos, principios de masa y principios de impulso. El punto de partida fue la ecuación:

$$\frac{dm}{dt} = c_{ij}(\varepsilon_{ij} - \varepsilon_{ij}^*)$$

Donde  $\varepsilon_{ij}$  es el tensor de deformación y  $\varepsilon_{ij}^*$  es una referencia que se volvería homogénea en su densidad (Firoozbakhsh, 1980). Para esfuerzo monoaxial y ciertos coeficientes de remodelación, Firoozbakhsh y Cowin demostraron que el modelo de elasticidad adaptativa es equivalente a un modelo presentado anteriormente por Pauwels. Con el fin de correlacionar esta teoría con estudios experimentales, Cowin et al simplificaron, en 1985, el modelo para ajustar sólo dos de los coeficientes  $c_{ij}$  (Cowin S. C., 1985).

En 1984, Hart et al implementaron un modelo de elasticidad adaptativa enfocado en elementos finitos que permitió el uso de conceptos de remodelación junto con modelos de geometría irregular, distribución de material no homogéneo y propiedades de materiales anisotrópicos (Hart R. T., 1984) (Hart R. T., 1984). En 1990, Hart actualizó el modelo para explicar el efecto del hueso recién formado (osteóide) y concluyó que el proceso de maduración ósea superficial puede ser un mecanismo eficaz para reducir los esfuerzos de sobrecarga (Hart R. T., 1990). Incluso, si bien el modelo de elasticidad adaptativa fue capaz de reproducir los cambios en la sección transversal del hueso, cada experimento requirió valores muy variados para los coeficientes.

En 1986, Fyhrie et al (Fyhrie, 1986) postularon que el hueso era un material auto-optimizante, que adapta su orientación y densidad en respuesta a su estado de esfuerzo/deformación. La ecuación de estado de optimización de Fyhrie fue:

$$\rho \rightarrow \min$$

Tal que:

$$Q(\rho, \sigma, \Theta) \leq Q_{max}$$

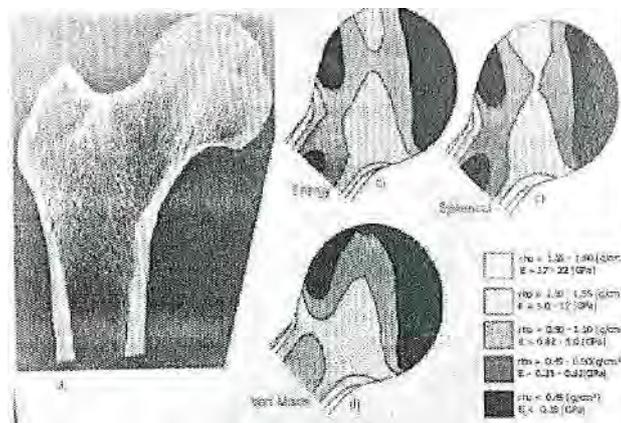
Donde  $\rho$  es la densidad,  $\Theta$  es la orientación del hueso trabecular,  $\sigma$  es el esfuerzo del hueso y  $Q_{max}$  es una medida de un objetivo de remodelación para el hueso. Asumió la relación de la función estructura como:

$$E = a\rho^b$$

Con esto, Fyhrie fue capaz de mostrar la siguiente relación entre la densidad ósea y el esfuerzo:

$$\rho = \left( \frac{\sigma_p^T F_n \sigma_p}{2Q_{max}} \right)^{\frac{1}{B}}$$

Donde  $F$  es la matriz de las constantes,  $\rho$  es la densidad ósea,  $Q_{max}$  es la medida final de remodelación ósea, y  $B$  es el coeficiente de la relación de la función estructura. Aplicando diferentes matrices  $F$  a la relación anterior Fyhrie fue capaz de predecir la distribución de la densidad ósea en la cabeza femoral similar a la mostrada:



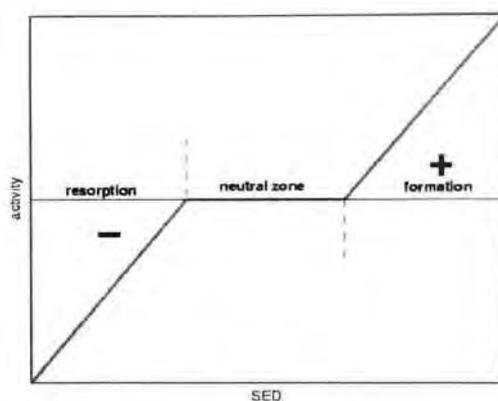
**Fig 2.24** Distribución de densidad en la cabeza femoral según Fyhrie (Gross, 2006).

Posteriormente, Rik Huiskes (Huiskes, 1987) y Dennis Carter (Carter D. R., 1992) desarrollaron dos modelos continuos parecidos que tenían la ventaja de implicar menos constantes de respuesta. En ambos, el estímulo mecánico se caracterizó por una función escalonada de la densidad de energía de deformación. Iterativamente, este estímulo se ajustó el valor establecido para actualizar la distribución de densidad aparente. La densidad ósea verdadera se refiere al hueso como una sustancia o material (nivel de tejido), mientras que la densidad ósea aparente se refiere al hueso como un hueso entero como un órgano (nivel continuo) (Carter D. R., 1992). Estos modelos fueron capaces de reproducir, en parte, la distribución aparente de densidad ósea después de la remodelación. Efectivamente, los

resultados obtenidos en ambos casos son prácticamente idénticos (Huiskes, 1987) (Beaupré, 1990) (Weinans, 1992) (Tovar, 2004).

Huiskes et al (1987) (Huiskes, 1987) sugirieron el uso de la densidad de energía de deformación (SED) como un estímulo mecánico adecuado tanto para el remodelado superficial como interno, de modo que se supere el problema de identificación de parámetros en el modelo de elasticidad adaptativa de Cowin. Así mismo, también se definió una zona de equilibrio que no supone ningún cambio en la masa ósea. El modelo propuesto se puede describir matemáticamente como:

$$\frac{dE}{dt} = \begin{cases} c(u - (1 + s)u^*) & \text{si } u > (1 + s)u^*, \\ 0 & \text{si } (1 - s)u^* \leq u \leq (1 + s)u^*, \\ c(u - (1 - s)u^*) & \text{si } u < (1 - s)u^*, \end{cases}$$



**Fig 2.25** Función de adaptación de acuerdo a la ecuación anterior (Gross, 2006).

Donde  $E$  es el módulo elástico para el punto considerado,  $u$  es el SED actual,  $u^*$  es el valor homeostático o de equilibrio de SED y  $2s$  es el ancho de la zona de equilibrio (Tovar, 2004). La ecuación y la figura anterior representan la idea de Frost (1983) de adaptación ósea en el esqueleto adulto. Por encima de un cierto nivel de esfuerzo, o en este caso SED, la masa ósea aumenta probablemente debido al modelado de fracturas por esfuerzo. Por debajo de cierto umbral, la masa ósea disminuye. Entre estos niveles la estructura ósea se mantiene. Frost propuso también que cuando el esfuerzo en el hueso en desuso es equivalente a  $100 \mu\epsilon$  o menos, ocurrirá una resorción ósea, mientras que en el hueso en uso excesivo, equivalente a  $1500 \mu\epsilon$  o más, el hueso crecerá (Frost H. , 2003). La tabla siguiente resume algunos de los valores de Esfuerzo Mínimo Efectivo (MES) sugeridos por Frost:

**Tabla 2.5** Valores sugeridos de MES (*minimum effective strain*) (Frost H. , 2003).

Valores sugeridos de MES			
		Deformación ( $\mu\epsilon$ )	Esfuerzos aprox. (MPa)
<b>MESr</b>	Rango de umbral para la remodelación ósea en desuso	50-100	1-2
<b>MESm</b>	Umbral de remodelación ósea	1000-1500	20
<b>MESp</b>	Rango de micro-daño operativo del hueso	3000	60
<b>Fx</b>	Resistencia última y resistencia a la fractura	25 000	120

### 2.3.2.1 Teoría de remodelación ósea basada en la mecánica del daño continuo (*Continuum damage mechanics, CDM*)

Se sabe que se pueden generar pequeños daños a nivel microscópico en el hueso cuando el implante se somete repetidamente a cargas cíclicas (Vanrietbergen, 1993) (Mellal, 2004) (Bourauel, 2000) (Corn, 1989) (Hazelwood, 2001) (Nowzari, 2006). La acumulación de estos micro-daños óseos alrededor del implante dental suele considerarse como impulsores del proceso de remodelación ósea (Prendergast P. H., 1996).

El algoritmo basado en la mecánica de daños de la remodelación ósea define un parámetro de daño escalar  $\omega$ , que varía de 0 a 1, tal que 0 corresponde al hueso no dañado y 1 corresponde al hueso fracturado en un punto. Además, al igual que con los algoritmos generales de remodelación, presenta una zona de equilibrio de daño de remodelación,  $\omega_{re}$ , para el tejido óseo. Las grietas son causadas por la amplitud de esfuerzo cíclico  $\sigma_a$ , y la tasa de daño es equivalente a  $\partial\omega/\partial N$ , donde  $N$  es el número de ciclos de carga (McNamara, 1997). Una expresión que describe el daño acumulativo en términos de la diferencia entre reparación de daños y formación de daños se da en función del tiempo  $t$  (McNamara, 1997):

$$\text{Estímulo} = \int_{-\infty}^t (\dot{\omega} - \dot{\omega}_{re}) dt$$

Esta teoría de remodelación es específica del sitio o lugar óseo, de modo que la remodelación depende de la amplitud del esfuerzo en un punto basado en los siguientes dos supuestos (Daniel Lin, 2009):

- Siempre existe un nivel preexistente de daño microscópico óseo en la zona de equilibrio de remodelación.
- La tasa de reparación biológica natural de daño microscópico es una constante determinada sólo por el esfuerzo fisiológico.

Prendergast y Taylor (Prendergast P. T., 1994) desarrollaron un modelo para la remodelación ósea acumulada dañada. Si  $R$  se define como la superficie ósea que es reabsorbida o remodelada, entonces:

$$\frac{dR}{dt} = C \cdot \Delta\omega$$

Donde  $C$  es la constante de remodelación. Reemplazando  $\Delta\omega$  por la ecuación del estímulo, la expresión anterior se convierte en:

$$\frac{dR}{dt} = C \int_{t=0}^t (\dot{\omega} - \dot{\omega}_{re}) dt$$

Esta expresión puede considerarse como una forma general de la ecuación de remodelación basada en el daño. No obstante, es difícil predecir el crecimiento de la grieta en el hueso usando modelos lineales de elementos finitos (Li W. L., 2006) (Ichim, 2007).

### 2.3.2.2 Teoría de remodelación ósea basada en el esfuerzo diario

Turner (Turner C. , 1998) afirmó que cuando el hueso se remodela, para adaptarse al ambiente de carga, se enfoca prioritariamente en la carga mecánica más reciente y en menor medida en el evento de carga pasado. Beupre et al (Beupré, 1990) formularon el modelo matemático del estímulo del esfuerzo diario  $\psi$  como:

$$\psi_{diario} = \left( \sum_{i=1}^N n_i \sigma^m \right)^{\frac{1}{m}}$$

Donde  $n_i$  es el número de ciclos de carga, y  $m$  es una constante empírica.

Sin embargo, algunos inconvenientes con el estímulo del esfuerzo diario consisten en (Daniel Lin, 2009):

- El número de ciclos de carga puede variar dependiendo de los grupos de población.
- La magnitud del patrón de masticación puede variar según la ingesta de distintos alimentos, ya que las personas tienden a tener hábitos alimenticios diferentes.
- Es extremadamente difícil obtener una estimación de la "carga de alimentación promedio".

En consecuencia, la predicción de la remodelación ósea dental utilizando este algoritmo requerirá numerosos datos estadísticos acerca de la variación del patrón de masticación humana agrupándolos por temas de edad, culturales y de género, lo que puede llevar mucho tiempo.

### 2.3.2.3 Teoría de remodelación ósea basada en la densidad de energía de deformación (*Strain energy density, SED*)

Un estímulo mecánico utilizado ampliamente en los algoritmos de remodelación ósea es la densidad de energía de la deformación (SED) (Weinans, 1992) (Bourauel, 2000) (Corn, 1989). La gran ventaja de la energía de deformación es su naturaleza escalar. Por lo tanto, las propiedades direccionales del tensor esfuerzo/deformación pueden eliminarse cuando se trata de las variables de control de remodelación. De acuerdo a Mellal et al. (Mellal, 2004), el proceso de remodelación en el hueso alveolar se puede calcular por analogía con el algoritmo de remodelación desarrollado para el hueso largo, siempre que se realicen algunas ligeras modificaciones a los valores de referencia y constantes en la ecuación. La densidad de energía de la deformación se puede calcular como (Mellal, 2004) (Bourauel, 2000):

$$u = \frac{1}{2} \sigma \cdot \varepsilon$$

Donde  $\sigma$  y  $\varepsilon$  representan el esfuerzo mecánico y la deformación, respectivamente.

La ecuación de remodelación puede escribirse como:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left( \frac{\sigma \cdot \varepsilon}{2\rho} - (1 \pm \delta) \Xi \right)$$

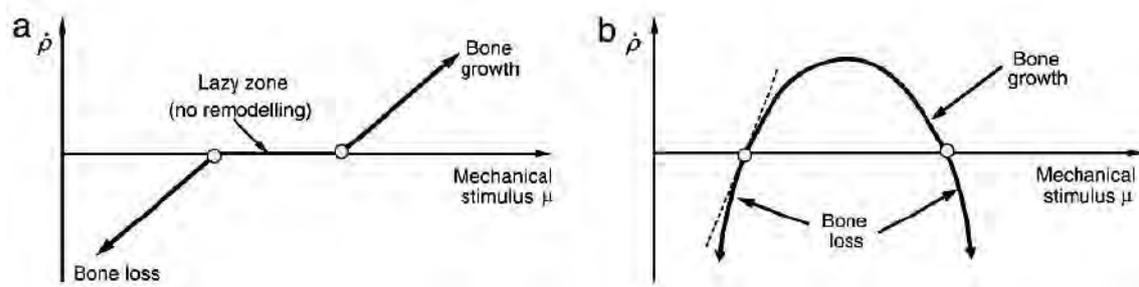
Donde  $\delta$  es una constante que representa la amplitud de la zona de equilibrio o “zona ociosa” alrededor del valor de umbral  $\Xi$ . De acuerdo con la literatura (Weinans, 1992), (Turner C. A., 1997), (Bourauel, 2000), estos parámetros se pueden establecer como  $B = 1.00 \text{ (g/cm}^3\text{)}$ ,  $\Xi = 0.004 \text{ J/g}$ , y  $\delta = 10\%$ . Así, la “zona ociosa” se define como  $0.0036 \leq U/\rho \leq 0.0044$  para ámbitos dentales. Se puede linealizar la ecuación remodelación usando un intervalo de tiempo pequeño  $\Delta t$ , de modo que resulta:

$$\Delta\rho = b \left( \frac{U}{\rho} - (1 + \delta)\Xi \right) \cdot \Delta t, \text{ para aposición ósea}$$

$$\Delta\rho = b \left( \frac{U}{\rho} - (1 - \delta)\Xi \right) \cdot \Delta t, \text{ para reabsorción ósea}$$

Estas ecuaciones pueden usarse para calcular el cambio en la densidad ósea dental  $\rho$  de manera incremental con el intervalo de tiempo  $\Delta t$ . Para conseguir valores realistas de densidad ósea, es necesario realizar numerosas iteraciones con un pequeño paso  $\Delta t$ . De esta forma se puede minimizar el efecto de los errores acumulativos causados por la linealización (Daniel Lin, 2009). Para el caso de restauraciones dentales, puesto que es probable que los implantes sean sometidos a carga oblicua (Robert, 1997) (Hoshaw, Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling., 1994) (Khraisat, 2004), el uso del algoritmo SED puede incorporar automáticamente el efecto de la dirección de las cargas a los que son sometidos.

Gráficamente, la tasa de cambio de la densidad se modela como una curva cuadrática mostrada en la Fig. 2.26 (b), donde la línea punteada es la tasa de cambio de densidad tradicional vs el SED aplicado, mientras que la línea continua representa la nueva tasa de cambio de densidad frente a la carga aplicada (Daniel Lin, 2009).



**Fig 2.26** Respuesta ósea vs estímulos mecánicos en el hueso (a) regla de remodelación sin sobrecarga de reabsorción, modelo de Frost (1983) (b) regla de remodelación con reabsorción por sobrecarga (Daniel Lin, 2009).

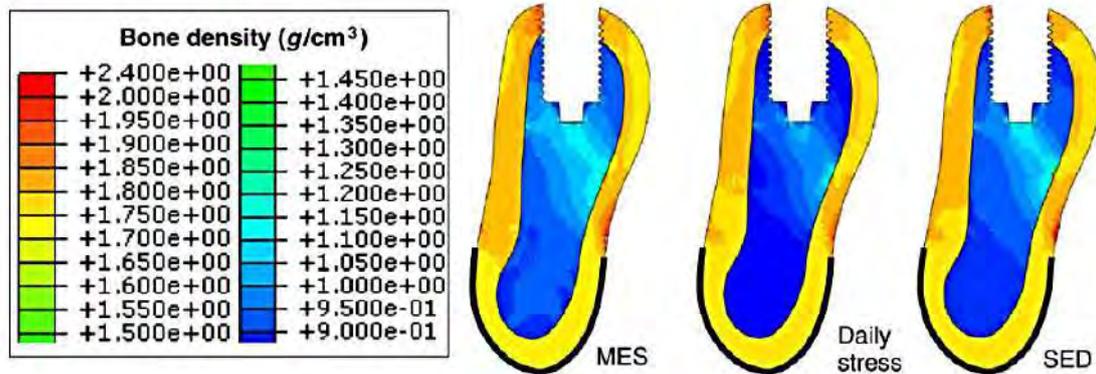
Por lo tanto, añadiendo el efecto de reabsorción ósea debida a sobrecarga e incorporando el término cuadrático en la ecuación de remodelación:

$$\frac{\partial\rho}{\partial t} = B \left( \frac{U}{\rho} - (1 + \delta)\Xi \right) - D \left( \frac{U}{\rho} - (1 + \delta)\Xi \right)^2$$

Donde todas las variables llevan la misma definición que la ecuación de remodelación con una constante D adicional de  $60 \text{ (g/cm}^3\text{)}^3/\text{MPa}^2$  (Li I. L., 2007).

Para comparar los efectos del uso de varios estímulos mecánicos típicos en la remodelación, a continuación se muestran las densidades de un modelo 2D de una sección

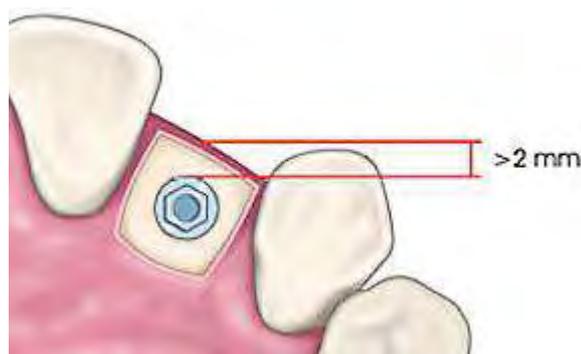
vestibular lingual después de un proceso de cicatrización de 24 meses. En el modelo, se aplicó una carga oclusal de 200 N sobre la superficie de la corona sujeta en la parte inferior del hueso cortical como se muestra en línea curva negra. La simulación mostrada se realizó en ABAQUS con una subrutina de remodelación escrita en un script de Python. Se observa claramente las diferencias en las de densidades finales. Durante el proceso de remodelación, se encontró que SED parece más estable y converge más rápido (Daniel Lin, 2009).



**Fig 2.27** Efecto de diferentes estímulos mecánicos sobre las distribuciones de densidad (Daniel Lin, 2009).

## 2.4 Mecanobiología en Implantes Dentales

Cuando se pierde un diente y su respectivo ligamento periodontal, solo el 50% del soporte vascular restante es suficiente para mantener la encía y la estructura ósea remanente. Debido a este fenómeno fisiológico se sabe que al ubicar un implante dental entre dos dientes periodontalmente perfectos, las papilas se vuelven a formar espontáneamente. Sin embargo, es necesario que entre el implante y los dientes haya una distancia de 2 mm, para que se permita la preservación de la papila y conseguir una estética natural (PropDental, 2013).



**Fig 2.28** Distancia recomendada entre implante y dientes adyacentes (PropDental, 2013).

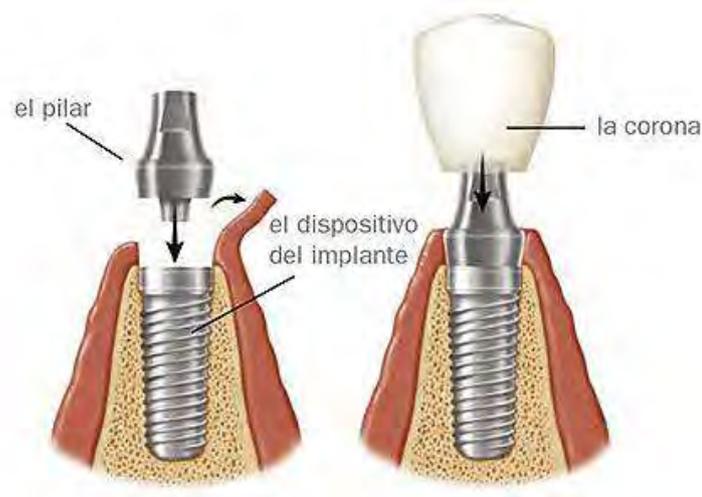
Una buena oseointegración con implantes dentales necesita procurar conservar la morfología propia y natural del hueso, así como minimizar la cantidad de hueso removido para la implantación (Branemark P. , 1985). De igual forma, el material del implante debe cumplir ciertos requerimientos como ausencia de corrosión, de disolución del material, de reabsorción tanto del tejido óseo como del material, resistencia mecánica, entre otros (H. Spiekermann, 1994). En ese sentido y como ya se ha mencionado anteriormente, el uso de

titanio y sus aleaciones (Ti-6Al-4V es la más utilizada) es el estándar actual como materia prima de los implantes dentales. Además de sus propiedades mecánicas, puede producir una capa pasiva protectora de óxido de titanio al contacto con el aire o agua, la cual presenta excelentes propiedades que favorecen la oseointegración (H. Spiekermann, 1994).

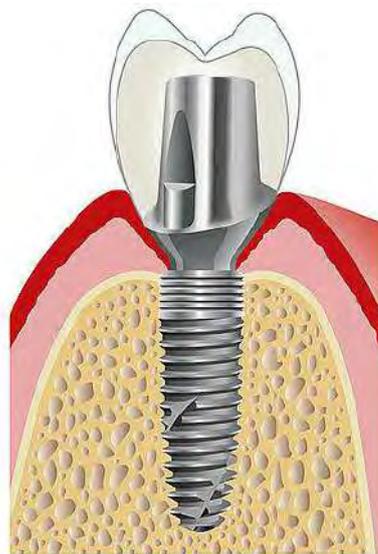
Los materiales de implante y la osteointegración asociada son de gran importancia para el éxito del tratamiento protésico. Bajo esa línea, el recubrimiento superficial ha sido ampliamente utilizado para mejorar la osteointegración (Jansen, 2000). Se sabe que el recubrimiento de hidroxiapatita (HA) (de Groot, 1987) (Ogiso, 1992) (Hansson, 2003) podría acelerar la estabilización inicial del implante debido a su excelente biocompatibilidad y capacidad de integración al hueso (Block, 1987) (Weinlaender, 1992) (Froum, 1998). Una superficie rugosa en el implante es deseable puesto que al ser irregular, incrementa el área superficial, facilitando la osteointegración y promoviendo la cicatrización temprana en la osteogénesis periimplantaria (Winter W. H., 2004) (Liu, 2008). Aunque la alternativa más común siguen siendo los implantes de titanio rugoso, actualmente existe una tendencia creciente a utilizar implantes revestidos de HA rugosa para una fijación celular más extensa (Debruijn, 1993) (van Blitterswijk, 1994) y (Courteneyharris, 1995).

Otro factor igualmente importante es el diseño del implante dental, el cual debe considerar la minimización en la perturbación del hueso periimplantario (Branemark P. , 1985). Esto se logra al procurar imitar la geometría de la raíz dental del diente (Tauber, 2007). Actualmente, los implantes dentales pueden ser tipificados geoméricamente como implantes cónicos roscados y no roscados; y como implantes cilíndricos roscados y no roscados. Según la ley de Ante, la cual especifica que la superficie radicular de los implantes debe ser igual o mayor a la de los dientes que reemplazará (Cano, 2010), se debe esperar que exista una mayor tasa de éxito de los implantes roscados sobre los no roscados, ya que poseen una mayor área de contacto. Además de ello, la geometría roscada favorece una mejor distribución de esfuerzos que evita la falla tanto del implante como del hueso periimplantario (R. Hunter, 2007). Dentro de los implantes dentales roscados encontramos que pueden ser de una sola pieza (o monobloque) o utilizar pilar. El pilar es una estructura fija que puede ser sujeto mediante cementación o mediante tornillos, lo cual le da la ventaja de ser removible. Sin embargo, también favorece la concentración de esfuerzos y si, por motivos estéticos, presentara un ángulo, su resistencia disminuye y aumenta su riesgo de falla (M. Soncini, Dental Biomechanics. Ch. Testing the reliability of dental implant devices, 2003). Los implantes de una sola pieza o monobloque, en cambio, presentan mayor simplicidad en su fabricación, menor concentración de esfuerzos, un solo procedimiento quirúrgico y la ventaja de prevenir la formación de colonias bacterianas en la interfase de los elementos que conforman el sistema implantario (R. Hunter, 2007).

En la figuras siguientes se ilustran los implantes dentales monobloque y con pilar (o de dos fases).



**Fig 2.29** Implante con pilar o de dos fases (Ferrus, 2017).



**Fig 2.30** Implante dental monobloque o de una sola fase (BEGO, 2017).

Si bien el mecanismo de remodelación aún debe entenderse completamente, se sabe que, cuando el hueso detecta un cambio en la señal biomecánica, se produce el proceso de remodelación para acomodarse a este nuevo entorno y nuevas condiciones. Como consecuencia de este proceso, la rigidez estructural global (por ejemplo, el módulo de Young) de los tejidos óseos cambia gradualmente. De esta forma se logra que el tejido global vuelva al estado estacionario o de equilibrio ("zona ociosa") del remodelado óseo. Como se ha mencionado anteriormente, la osteointegración en la zona dentaria tiene lugar para permitir un proceso de cicatrización periimplantario en los primeros 3 a 6 meses después de la implantación. Después de este periodo, el implante dental aumenta su estabilidad como resultado de la remodelación funcional en el hueso circundante. De esta forma se alcanza un "estado estacionario" positivo de remodelación a lo largo del tiempo, donde el hueso está correctamente acoplado y tasa de fracaso de implante es muy baja (Roberts W. S., 1992). Para una osteointegración adecuada es recomendable respetar un período de cicatrización de 4 a 6 meses para el maxilar y de 3 a 4 meses para la mandíbula (Albrektsson, 1981)

(Branemark P. , 1983). Dicha cicatrización deberá ser inmovilizada para el establecimiento de un cierto grado de unión ósea antes de tomar una carga mecánica completa (Soballe, 1993; Gan, 2004). Sin embargo, varios estudios también han sugerido que cargar el implante con baja magnitud de fuerza puede promover la osteogénesis periimplantaria temprana (Piattelli, 1993) (Simmons, 1999) (Meyer, 2004) (Romanos, 2004) (Winter W. H., 2004). Una de sus ventajas es que reduce drásticamente el tiempo de curación para beneficiar el proceso de remodelación ósea. Clínicamente (SzmucklerMoncher, 1998), parece que la ausencia de carga no es un requisito importante para la osteointegración exitosa, en su lugar, la ausencia de micromovimiento es un factor principal para la cicatrización. Se ha sugerido que 50  $\mu\text{m}$  es un umbral general de movimiento tolerable y se puede aumentar hasta 100  $\mu\text{m}$  para un implante con una superficie bioinerte (Daculsi, 1990) (Steflik, 1992).

También se debe tener en cuenta que una carga excesiva en el implante origina grandes esfuerzos en la interfase, con el consecuente daño a la red de fibras durante la fase temprana de la cicatrización, causando un fallo prematuro (SzmucklerMoncher, 1998); (Lopes, 2002) (Daculsi, 1990) (Steflik, 1992) (Chiapasco, 2004) (Degidi, 2005). Según algunos investigadores, los mecanismos para reabsorber el hueso alveolar, con el fin de mantener la unidad periodontal, pueden basarse en mecanismos de reabsorción ósea directa y/o indirecta; los cuales son mecanismos adaptativos que dependen de la magnitud de la fuerza que se aplique al tejido periodontal (Elizalde S, 2002). La reabsorción ósea directa se produce cuando la fuerza aplicada reduce la circulación sanguínea. Si la fuerza es de baja intensidad como para no bloquear totalmente la irrigación, se producirá una actividad osteoclástica que reabsorberá la pared ósea. Si la fuerza es intensa se producirá una oclusión sanguínea, lo que paraliza la actividad vital. Dado que este fenómeno impide la reabsorción directa del hueso, otros mecanismos adaptativos entran en juego para reabsorber el hueso, tales como el reclutamiento de osteoclastos de zonas lejanas. Si la fuerza es demasiado intensa, de forma tal que los osteoclastos no puedan llegar a tiempo a la zona, lo que ocurrirá será que se reabsorberá la raíz en lugar del hueso circundante (Elizalde S, 2002) (Xie R, 2008). Para la maduración de los osteoclastos, uno de los más importantes inductores del proceso osteoclastogénico es el activador RANK (activador del receptor nuclear Kappa) (Yamamoto T, 2006) (Li Y, 2011) (Kaku M, 2005). Un hallazgo interesante respecto a este activador radica en que su producción se activa frente a una fuerza compresiva de 25  $\text{g}/\text{cm}^2$ , la cual es igual a la presión arterial de los terminales capilares del ligamento periodontal (Kaku M, 2005).

Como se ha mencionado en el capítulo anterior, los fracasos de los implantes están relacionados principalmente con la pérdida ósea crestal (Callan, 1998). Los estudios revelan que la pérdida marginal de hueso entre 0,09 mm y 0,16 mm suele ocurrir en los hilos del implante al final del primer año, seguido por una pérdida entre 0,05 mm y 0,13 mm en el siguiente año. Esta pérdida de hueso crestal alrededor del implante dental es principalmente contribuida por dos factores. La primera está asociada con la periimplantitis, una inflamación en los tejidos periimplantarios que puede causar una pérdida sustancial de hueso crestal (Alberktsson, 1994) (Callan, 1998). La segunda es la sobrecarga oclusal del implante dental, que puede causar reabsorción ósea (Hoshaw, 1994) (Kozlovsky, 2007).



## Capítulo 3

### Definición y formulación de los modelos anatómicos

El avance de tecnología aplicada a la medicina ha permitido realizar estudios y diagnósticos cada vez más precisos pero también ha abierto nuevas puertas al desarrollo de mejores estudios y análisis de elementos biológicos de manera informática. En este campo, la introducción de las tomografías computarizadas ha facilitado la aplicación del método de elementos finitos en la simulación del comportamiento mecánico en estructuras biológicas<sup>35</sup> y, principalmente, en el desempeño de dispositivos artificiales<sup>36</sup> dentro de entornos biológicos humanos.

#### 3.1 Teoría básica sobre segmentación

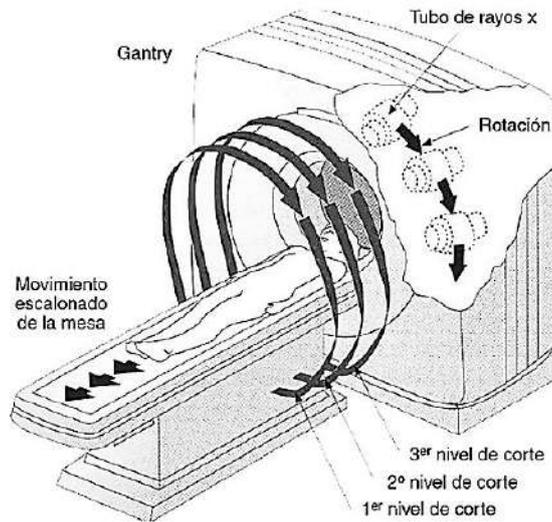
Un tomógrafo computarizado (TC) es un aparato de rayos X en el cual sus detectores reemplazan la función de una placa radiográfica. Posee un tubo que emite un haz de rayos X paralelos que atraviesan al paciente, los detectores reciben el haz atenuado mientras realizan un movimiento circunferencial alrededor del paciente. A su vez, un ordenador analiza la información recogida por los detectores y reconstruye la imagen en forma digital para mostrarla en una pantalla o monitor. Los cortes de la tomografía axial computarizada (TAC) son perpendiculares al eje corporal del paciente (Figura 3.1). Cada uno de estos cortes se puede entender como “rodajas o rebanadas” de un cierto espesor y de un número definido de elementos volumétricos (voxels). En el monitor o pantalla del tomógrafo se representan imágenes bidimensionales (píxels) de estos voxels. Es importante seleccionar previamente un adecuado espesor de la imagen tomográfica, puesto que la estructura en estudio puede

---

<sup>35</sup> Huesos, tejidos, entre otros.

<sup>36</sup> Dispositivos creados por el hombre para suplir o corregir el funcionamiento defectuoso de ciertos órganos del cuerpo humano, como por ejemplo: prótesis.

estar incluida en todo el espesor del corte o sólo en una parte de la misma. La práctica común prefiere de 8 a 10 mm de espesor de imagen tomográfica para exploraciones torácicas y abdominales, mientras que para estudios de columna, de cráneo, entre otros, se prefiere de 2 a 5 mm de espesor. Sin embargo, la decisión final dependerá del aparato y de la patología en estudio (Muñiz & Casanovas, 2006).



**Fig 3.1** Obtención de imágenes tomográficas en un TC (Muñiz & Casanovas, 2006).

Según el grado o coeficiente de atenuación de la radiación recibida por los detectores respecto de la radiación inicial, los algoritmos matemáticos asignan a cada voxel un valor numérico o número CT. El nivel de absorción de la radiación es diferente para cada tejido y se ve reflejado en el amortiguamiento de los rayos X que los atraviesan (J. F. Ramírez Patiño, 2013). Para medir la densidad se utiliza una escala de grises o unidades Hounsfield (uH). Se sabe que el nivel de amortiguamiento es una función directa de la densidad del material (TSID, 2001), por tanto es factible usar las unidades Hounsfield para caracterizar la variación de la densidad en las zonas de interés. Este hecho es importante y se aprovechará más adelante. A continuación se muestran algunos valores o rangos de valores de uH (Muñiz & Casanovas, 2006):

**Tabla 3.1**

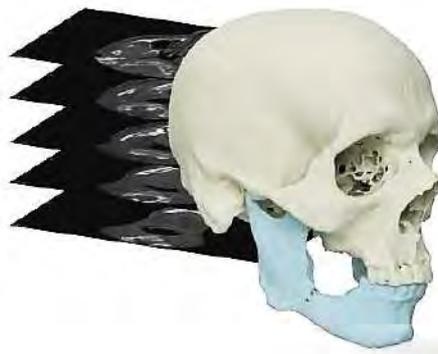
Algunos valores de unidades Hounsfield (uH) (Muñiz & Casanovas, 2006).

Estructura	uH
Agua	0
Grasa	-70 a -90
Tejidos blandos	30 a 70
Hueso	500
Aire	-1000

Se sabe que el ojo humano es capaz de reconocer aproximadamente 20 tonos de grises mientras que un monitor puede representar un máximo de 256. De ahí la necesidad de apoyarse en softwares especializados que asignen un valor de gris a cada estructura de la imagen tomográfica. Se recomienda que el nivel de densidad medio o “centro de la ventana” sea lo más cercano posible a la densidad teórica del tejido de interés, puesto que los valores

pueden variar de un individuo a otro. Por ejemplo, para el tejido óseo se recomienda un valor medio de 300 uH con un “ancho de ventana” de aproximadamente 1500 uH (Muñiz & Casanovas, 2006). El uso de tomografía como herramienta para obtener valores acertados de densidad y luego relacionarlos con las propiedades mecánicas del hueso es un hecho común para modelos numéricos (B. Helgason, 2008) (T. Kaneko, 2004) (S. Pettersen, 2009).

Dentro del marco del proyecto se escaneó un grupo de imágenes tomográficas de mandíbulas de pacientes peruanos. Estas imágenes serían luego importadas al software Mimics®<sup>37</sup> para la reconstrucción de los modelos anatómicos mediante el proceso de segmentación.



**Fig 3.2** Representación de la reconstrucción mediante segmentación en Mimics ® (Materialise.com, 2017).

Las imágenes recopiladas corresponden a 4 pacientes adultos edéntulos de diferente sexo, a quienes se les realizaron tomografías de zona mandibular. Las imágenes fueron guardadas en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)<sup>38</sup> con las siguientes características técnicas:

**Tabla 3.2**  
Datos técnicos de las tomografías computarizadas

Resolución	Tamaño de pixel	Espaciado	Slices
213x213 px	0.320 mm	0.320 mm	249

El número total de radiografías realizadas para obtener la mandíbula fue de 249 para los pacientes PIU-01, PIU-03, PIU-04 y 212 para el paciente PIU-02.

### 3.2 Diseños propuestos de implantes dentales

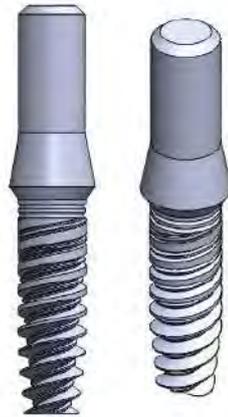
Se diseñaron algunos prototipos de implantes para someterlos a cargas mecánicas mediante simulación en ANSYS. Estos modelos se basaron en los diseños que ofrece el

<sup>37</sup> Software especialmente desarrollado por Materialise para el procesamiento de imágenes médicas. Es utilizado para la segmentación de imágenes médicas (que provienen de CT, MRI, micro-CT, CBCT, Ultrasonido 3D, Microscopía Confocal) y permite reconstruir modelos 3D muy precisos de la anatomía del paciente.

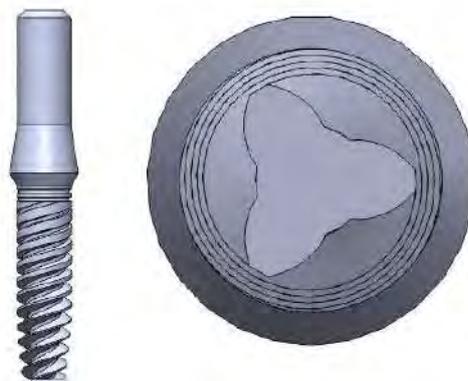
<sup>38</sup> DICOM (\*.dcm) es el estándar de codificación, almacenamiento y transmisión de imágenes con aceptación universal por parte de la comunidad médica. Presenta la ventaja de almacenar información como el nombre del paciente, el tipo de escáner, las dimensiones de la imagen, entre otros, y por otra parte, almacenar los datos correspondientes a la imagen tomográfica propiamente dicha.

mercado actual de implantes dentales. Se propusieron dos implantes roscados. El primero, denominado UDEP-1, fue un implante de rosca cónica de doble entrada con microrosca (Figura 3.3). Su diseño se basó principalmente en el implante comercial Nova y tomando la característica de la microrosca de un implante comercial de Euroteknika. El segundo, denominado UDEP-2, fue un implante de rosca cónica de triple entrada (Figura 3.4). Su diseño también se basó en el implante Nova, aunque a diferencia de la rosca de doble entrada, el diseño propuesto tiene una rosca de triple entrada (Udep & Fincyt, 2014).

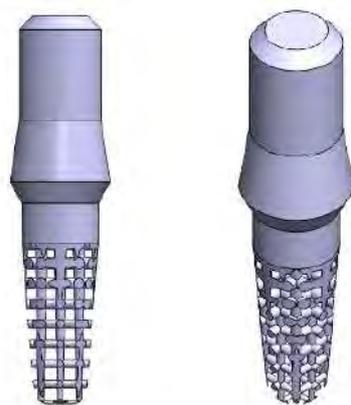
Adicionalmente, se trabajó con la Universidad Politécnica de Madrid (UPM) para diseñar otras dos propuestas de implantes dentales (Figuras 3.5 y 3.6). El equipo de investigación de UPM propuso diseños de implantes dentales porosos con la finalidad de que se pudiese experimentar y evaluar en un futuro la factibilidad de la regeneración y crecimiento del hueso en su estructura con ayuda de células madre. De este modo, los implantes no solo realizarían una función principalmente mecánica sino también biológica al servir como *Scaffolds* o andamios donde se pudiese cultivar cepas de células madre mesenquimales que podrían mejorar la fijación e integración con la mandíbula. La idea de crear diseños de implantes porosos no es nueva, ya hay evidencia de ensayos clínicos realizados con implantes de titanio cuya sección media porosa era de tantalio trabecular [11]. De hecho, actualmente la empresa Zimmer comercializa estos implantes trabeculares con niveles de porosidad superiores al 80 %. Los poros permitirían interconectar la estructura ósea y su vascularización.



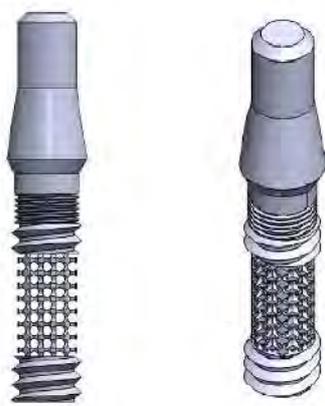
**Fig 3.3.** Modelo de implante UDEP-1 (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.4.** Modelo de Implante UDEP-2 (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.5.** Modelo de Implante cónico poroso UPM-1 (Udep & Fincyt, 2015).



**Fig 3.6.** Modelo de Implante cilíndrico roscado con porosidad UPM-2 (Udep & Fincyt, 2015).



**Fig 3.7.** Implante de sección media metálica trabecular de tantalio poroso y microporosidades cervicales texturizadas (M. Schlee, 2013).

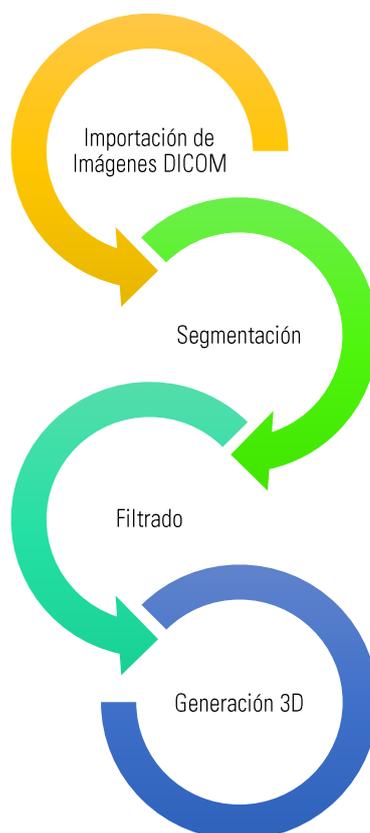
Todos los implantes son de una aleación de titanio (Ti-6Al-4V) que constituye el estándar de los actuales implantes comerciales. La siguiente tabla resume las propiedades mecánicas utilizadas para la fase de análisis por elementos finitos.

**Tabla 3.3**  
Propiedades mecánicas de los implantes

Esfuerzo de fluencia a compresión	Esfuerzo de fluencia a tracción	Esfuerzo último	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson	Resistencia al cortante
930 MPa	930 MPa	1070 MPa	96 GPa	0.36	35.294 GPa

### 3.3 Proceso de obtención del modelo anatómico en Mimics

Las imágenes DICOM fueron importadas al software Mimics para la reconstrucción 3D. La geometría del hueso es calculada basándose en la radiodensidad y en el reconocimiento de contornos. La radiodensidad que presentan los cuerpos permite que sean diferenciados y correctamente interpretados en la radiografía. En la figura siguiente se muestra el esquema del proceso básico que se realizó para la obtención de la geometría de los modelos utilizados



**Fig 3.8** Proceso de obtención de modelo 3D en Mimics. Adaptado de: (UDEP & Fincyt, 2014).

A continuación se explicará, de manera resumida, cada uno de los procedimientos utilizados para obtener el modelo anatómico de la mandíbula. Para una explicación detallada paso a paso revisar el **Anexo A**.

### 3.3.1 Importación de imágenes DICOM

Luego de almacenar las imágenes tomográficas en formato \*.dcm (DICOM), se crea un nuevo proyecto en Mimics para importar los archivos de las tomografías.

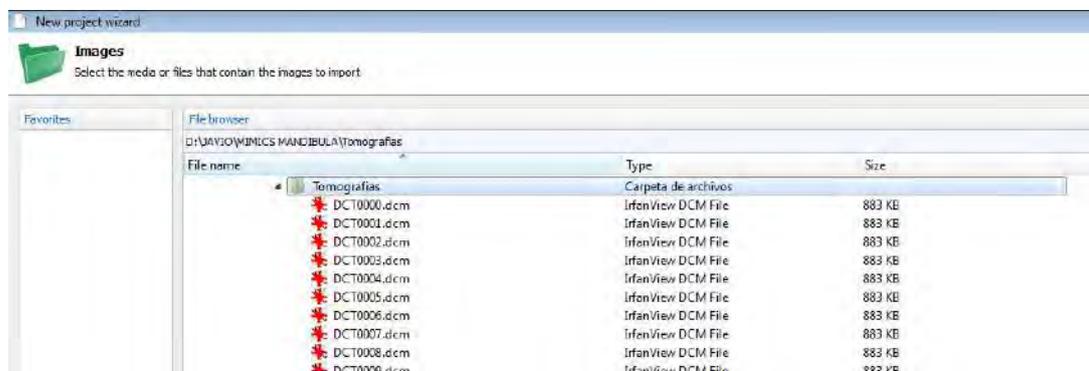


Fig 3.9 Interfase de importación de archivos \*.dcm en Mimics.

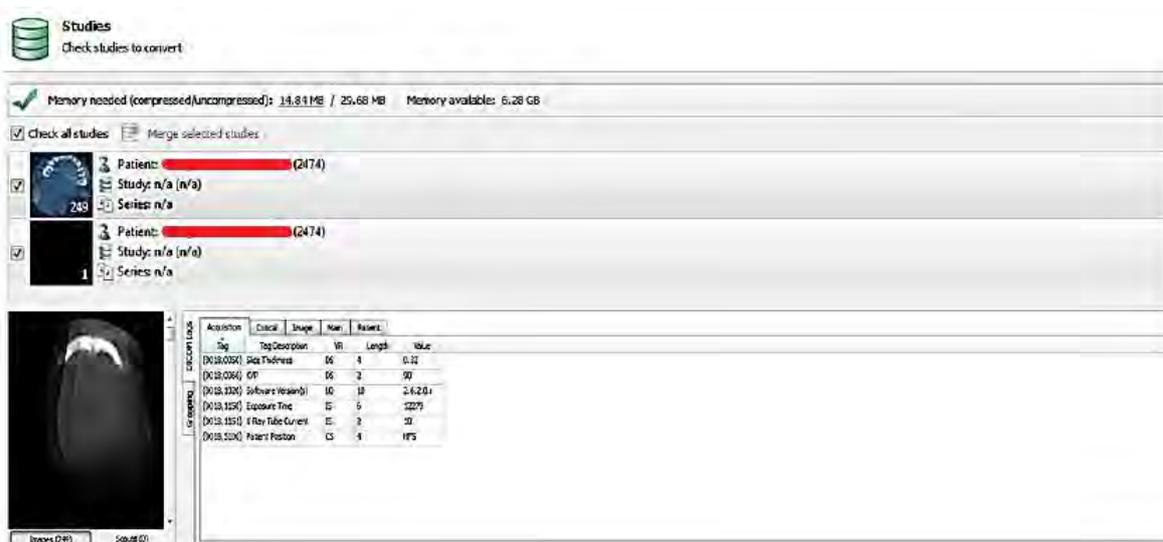
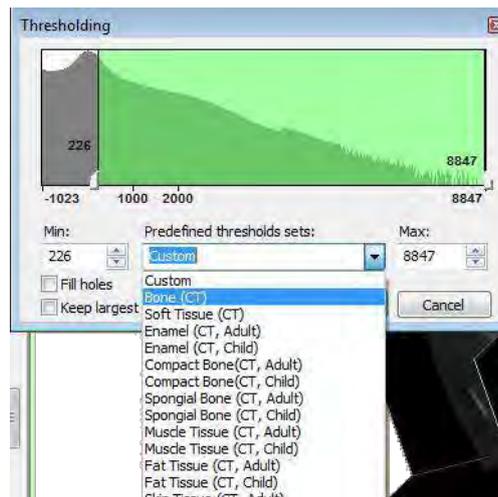


Fig 3.10 Cuadro de diálogo de la información que contiene el archivo DICOM. (UDEP & Fincyt, 2014).

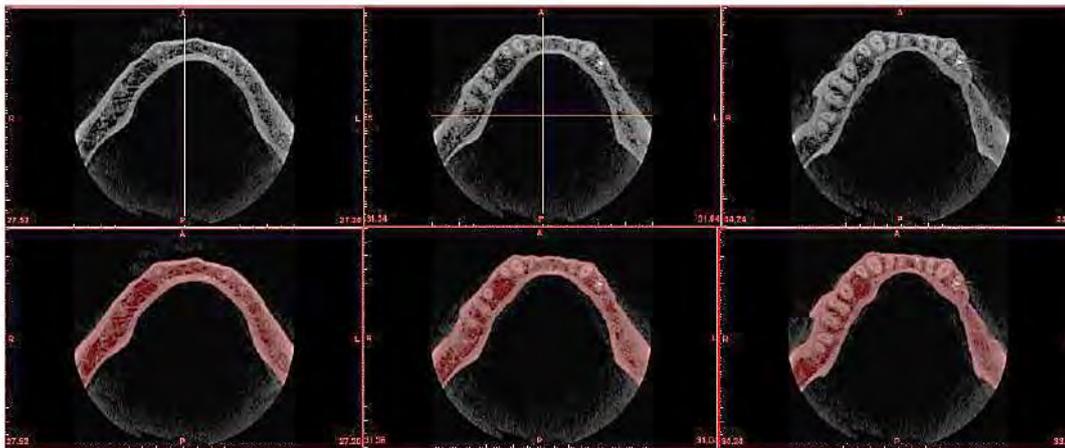
### 3.3.2 Segmentación

Como ya se ha explicado anteriormente, en el proceso de segmentación se busca clasificar y agrupar los píxeles o vóxeles que comparten las mismas propiedades. Estas propiedades pueden corresponder a un tipo de tejido en el cual se tenga interés. Con esta finalidad, el software Mimics® posee la función *Thresholding* a través de la cual se puede “aislar” un tejido en particular de acuerdo a sus unidades Hounsfield (uH).



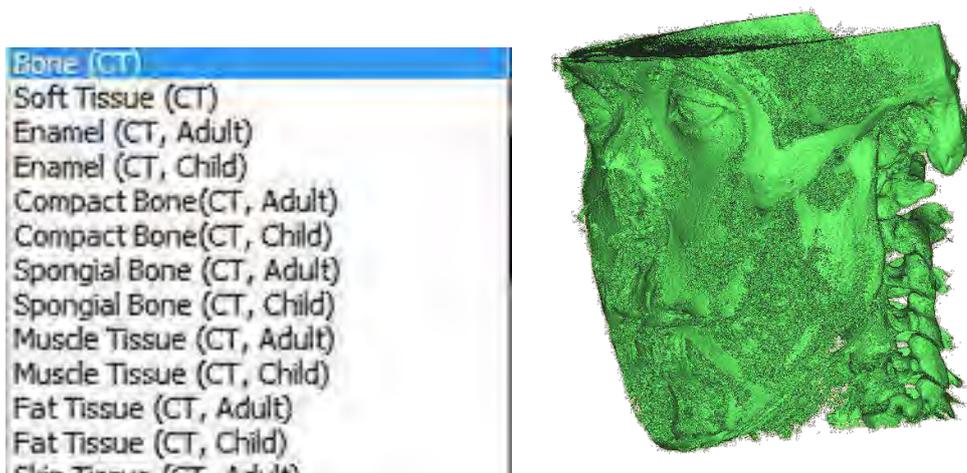
**Fig 3.11** Segmentación con la herramienta Predefined Thresholds.

De este modo, la herramienta selecciona los píxeles que están dentro del rango de uH escogido. En la Figura 3.5 se muestra un conjunto de tomografías sin seleccionar (1° fila) y otro conjunto (2° fila) seleccionado para un rango de 226 a 3071 uH, rangos que corresponden a hueso cortical y trabecular, respectivamente.

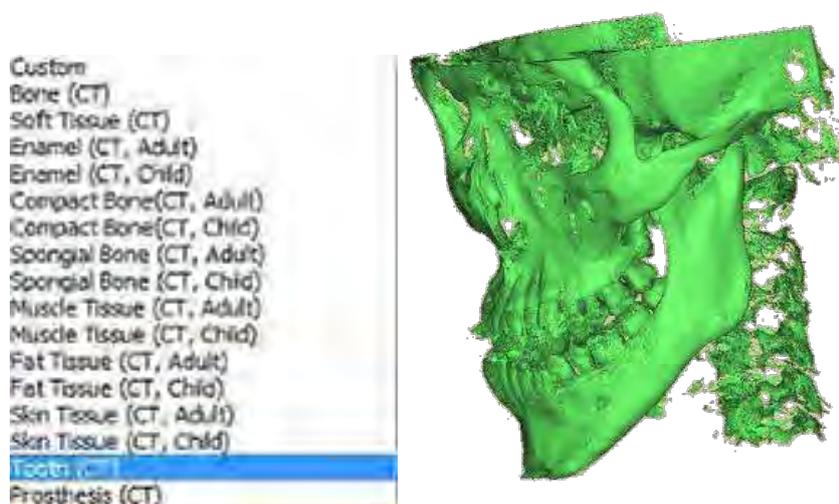


**Fig 3.12** Tomografías sin rango seleccionado (gris) y con rango seleccionado (rojo) (UDEP & Fincyt, 2014).

Es necesario resaltar que la herramienta anterior presenta rangos predefinidos para diferentes tejidos, los cuales se pueden seleccionar de acuerdo al tejido de interés. Sin embargo, al basarse en valores teóricos, se debe utilizar únicamente para una primera aproximación. Las siguientes imágenes muestran los resultados de seleccionar el rango de valores predefinidos de hueso y diente.



**Fig 3.13** Modelo obtenido para Predefined Thresholds Set Bone.

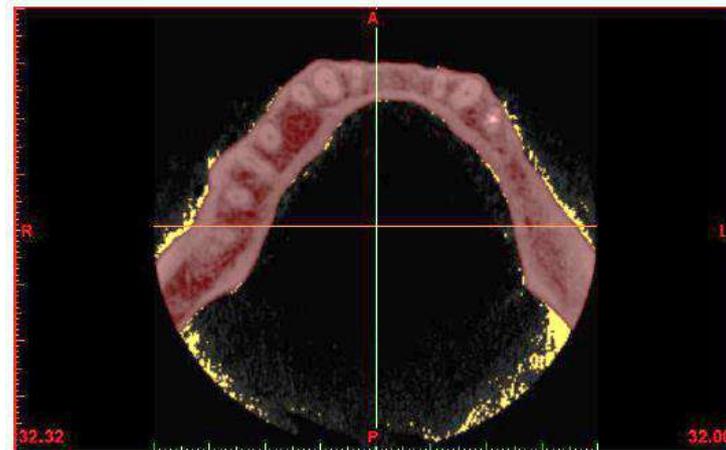


**Fig 3.14** Modelo obtenido para Predefined Thresholds Set Tooth.

Lo anterior evidencia la limitación de las herramientas basadas en los valores teóricos obtenidos de la literatura, los cuales generalmente son calculados en base a estudios estadísticos que intentan generalizar en lo posible las características de una muestra humana. No obstante, las propiedades de los tejidos pueden variar de un individuo a otro, aun tratándose de los mismos tejidos. Por tanto, es necesario considerar estas herramientas como una primera aproximación para el tejido en estudio.

### 3.3.3 Filtrado de la segmentación

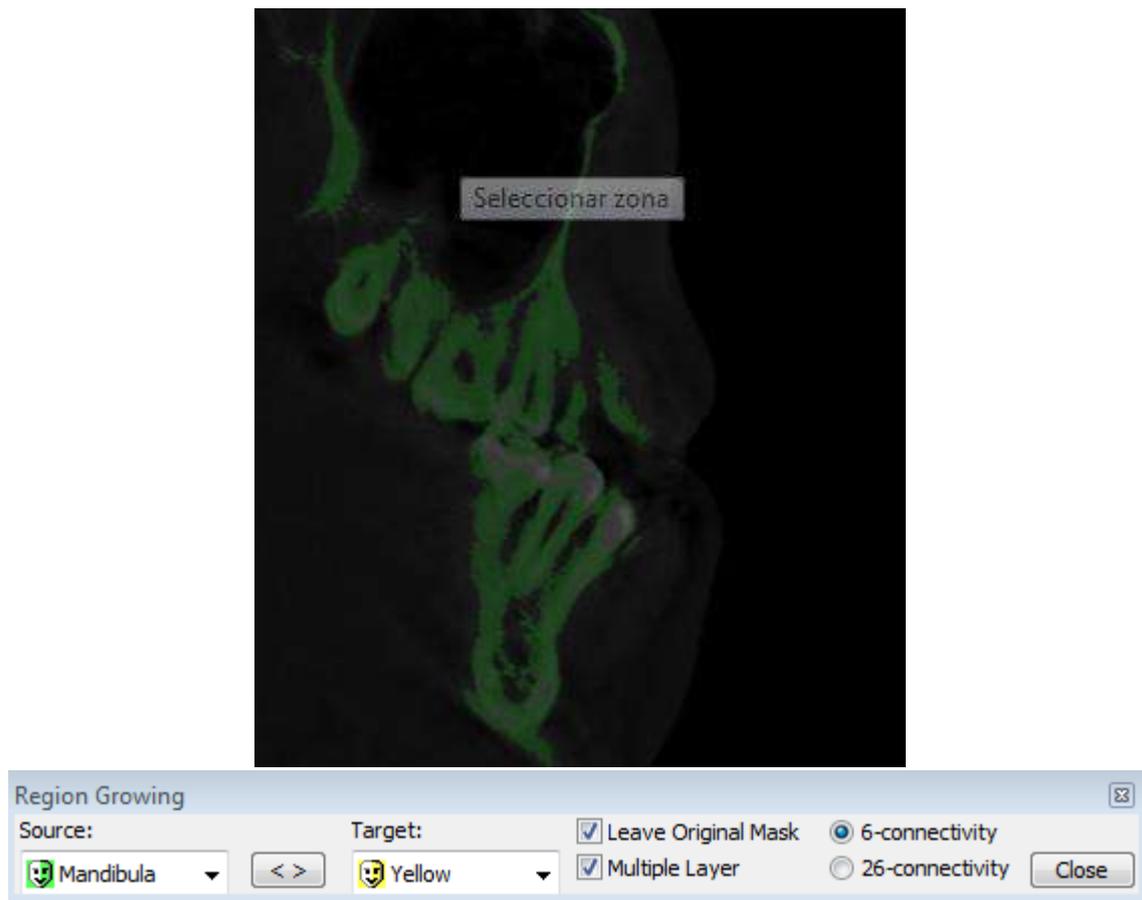
Debido a las limitaciones del procedimiento anterior, es necesario filtrar los tejidos anteriores para aislar el tejido de interés. Este proceso de filtrado puede realizarse con herramientas 2D o 3D. El procedimiento elimina los píxeles/vóxeles flotantes y los posibles ruidos de las imágenes tomográficas. Para un filtrado bidimensional se utiliza la herramienta *edit mask*. En la imagen mostrada se aprecia una imagen tomográfica filtrada (rojo). Nótese los píxeles flotantes y ruidos eliminados (amarillo).



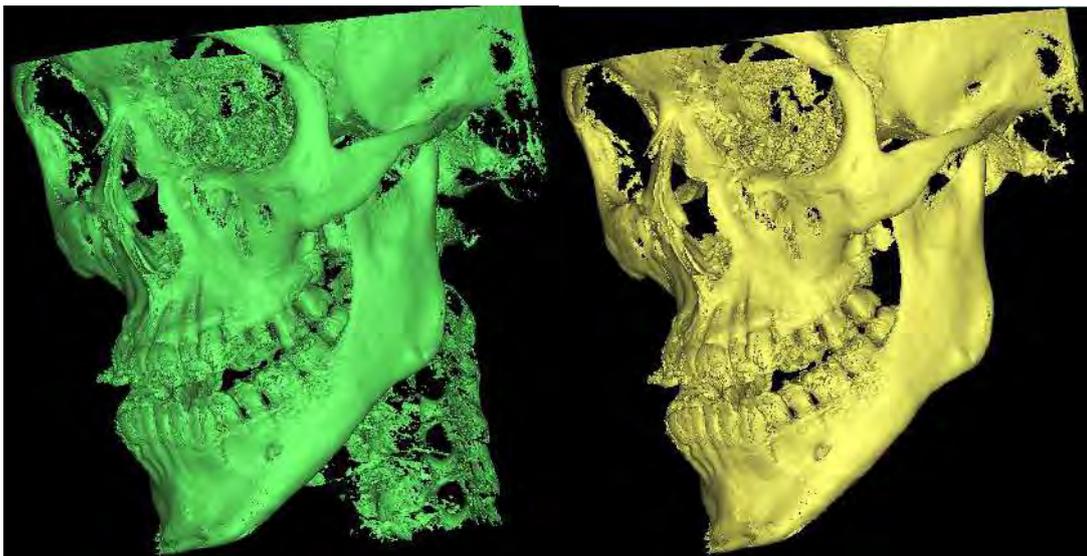
**Fig 3.15** Imagen tomográfica filtrada de la mandíbula (UDEP & Fincyt, 2014).

Este procedimiento de filtrado deberá realizarse en cada una de las imágenes tomográficas que componen el tejido.

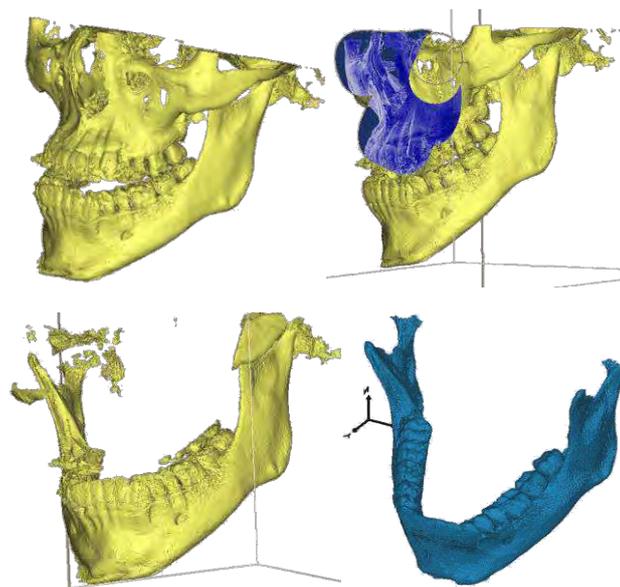
El procedimiento tridimensional incluye el uso de herramientas como *Region Growing* (para eliminar vóxeles flotantes y ruidos), *Edit Mask 3D* (para borrar vóxeles manualmente) y *Multiple Slice Edit* (para cortar en dos planos seleccionados). Las imágenes siguientes ilustran el procedimiento:



**Fig 3.16** Uso de la herramienta Region Growing.



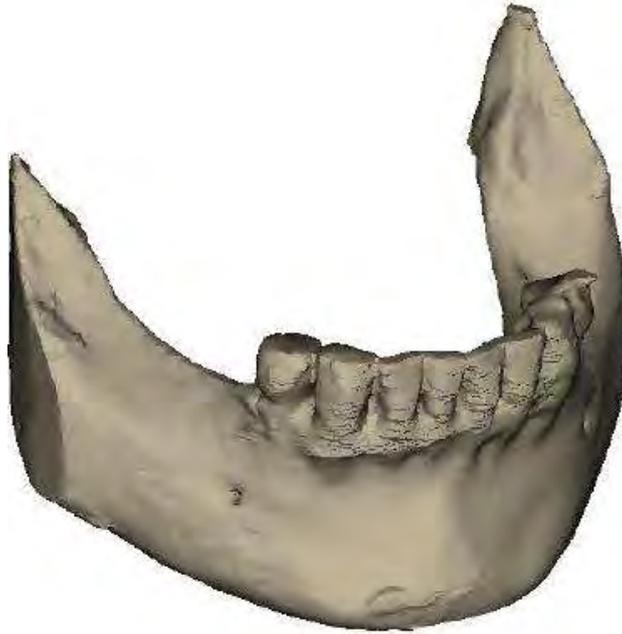
**Fig 3.17** Modelo antes (verde) y después (amarillo) de usar Region Growing. Nótese que los vóxeles flotantes y las vértebras han sido eliminadas, logrando una mejor definición del modelo.



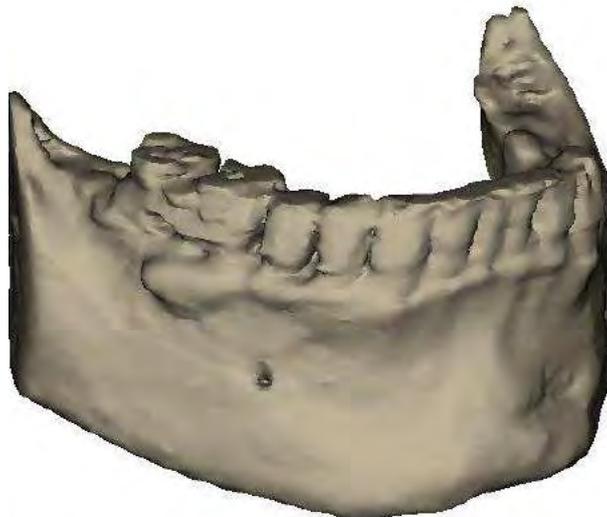
**Fig 3.18** Proceso de obtención de un modelo 3D de mandíbula luego usar Multiple Slice Edit y Edit Mask 3D.

### 3.3.4 Generación de la geometría 3D de la mandíbula

Después de realizar correctamente el procedimiento de filtrado, se puede generar el modelo tridimensional con la herramienta *Calculate 3D* de modo automático. Las imágenes siguientes ilustran la generación de los modelos 3D de los pacientes Piu-01 y Piu-03.



**Fig 3.19** Modelo final del paciente Piu-01 (UDEP & Fincyt, 2014).



**Fig 3.20** Modelo final del paciente Piu-03 (UDEP & Fincyt, 2014).

### **3.4 Mallado y asignación de propiedades**

Antes de utilizar el modelo anatómico de mandíbula para las simulaciones con tecnología CAE, es necesario preparar el modelo, asignarle propiedades de mandíbula real y optimizarlo en cuanto a su malla. Esto se debe a que los modelos obtenidos en la fase anterior presentan un mallado superficial, no volumétrico, lo que les da la apariencia de estructura hueca o “cascarón”.

### 3.4.1 Mallado volumétrico

Para la simulación CAE del modelo, es necesario pasar del formato \*.dcm a \*.stl, esto se logra con el módulo adicional 3-Matic. Con este módulo se logra una malla volumétrica a partir de la malla superficial lograda con el proceso anterior. Gracias a ello, se optimiza el modelo STL para un posterior estudio en elementos finitos.

La figura 3.21 muestra las mallas volumétricas y superficiales de los modelos obtenidos de los pacientes Piu.01 y Piu-03.



**Fig 3.21** Mandíbula Piu-01 y Piu-03 mallada volumétricamente y superficialmente, respectivamente (UDEP & Fincyt, 2014).

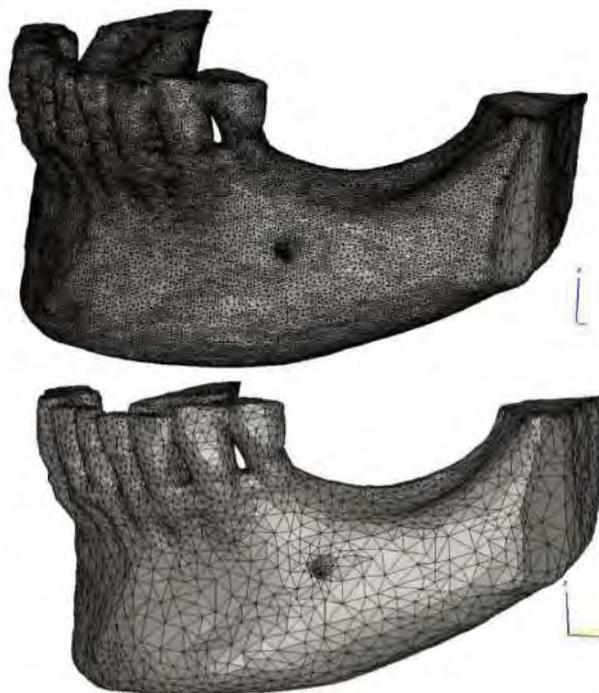
El mallado volumétrico permite obtener triángulos equiláteros en lugar de triángulos irregulares. Esto se hace con la finalidad de obtener mayor confiabilidad de los resultados durante las simulaciones por elementos finitos.

Los pasos realizados para la obtención de la malla se detallan a continuación. Cabe resaltar que el modelo anatómico escogido fue Piu-01 debido a que representaba un caso crítico con reabsorción ósea avanzada causada por ausencia de piezas dentarias:

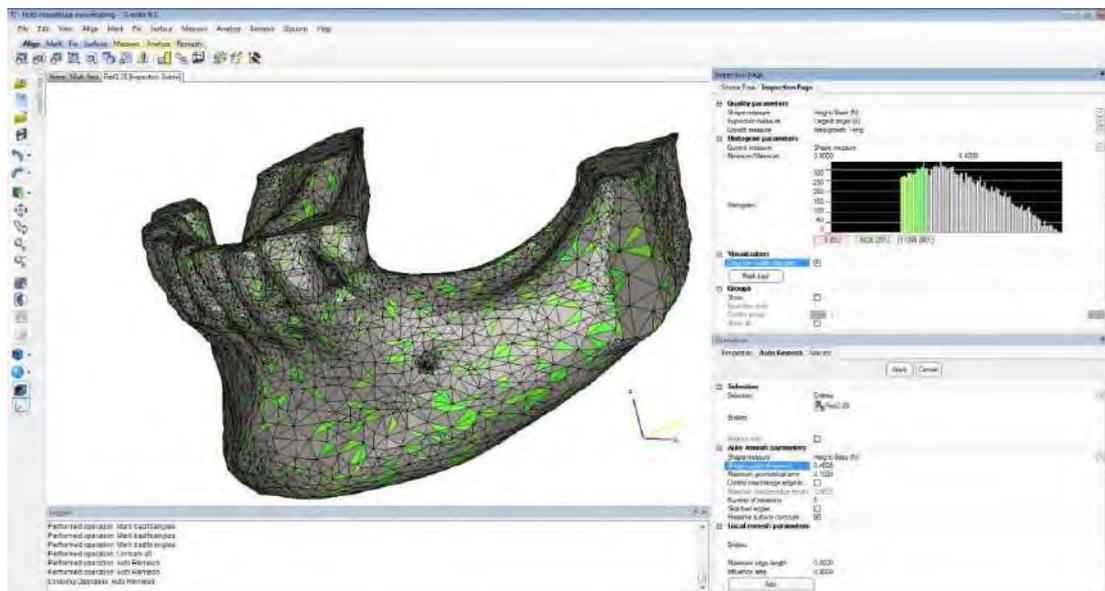


**Fig 3.22** Proceso para la obtención del mallado volumétrico (UDEP & Fincyt, 2014).

- **Smooth o reducción de detalles:** Esta función suaviza las superficies del modelo para reducir la probabilidad de errores superficiales.
- **Reducción del número triángulos:** Reducir el número de triángulos es una práctica común para la obtención de un nivel de precisión y mallado óptimo para una simulación de elementos finitos que no comprometa grandes recursos de carga computacional y por ende, mayores tiempos de simulación (**figura 3.23**). Esto no distorsiona la geometría del modelo, pero ayuda a aligerar el modelo en gran medida.
- **Inspection Scene:** En el mallado es necesario que los triángulos posean una calidad adecuada. Esta herramienta identifica aquellos triángulos que no posean la calidad necesaria fijada por el usuario (**figura 3.24**).
- **Shape Measure:** Para el proyecto se realizó la medición de la calidad de malla con el grupo *Shape Measure*, el cual se basa en las propiedades que determinan un triángulo: base, altura, ángulos, círculo inscrito y circunscrito. Se utilizó un remallado cuyo valor máximo recomendado por el software correspondió a 0.4. Así mismo, se determinaron los máximos errores geométricos como el máximo tamaño de arista de los triángulos (mm). Es importante este paso para el remallado y preparación del mallado volumétrico.
- **Calidad y ejecución del mallado volumétrico:** Luego del mallado superficial se debe realizar el mallado volumétrico con tetraedros, los cuales deben tener caras lo más regular posible para obtener resultados muy confiables durante el análisis por elementos finitos. La calidad del mallado volumétrico depende de la calidad de los tetraedros de 4 nodos utilizados para este proyecto.



**Fig 3.23** Proceso de reducción del número de triángulos (UDEP & Fincyt, 2014).



**Fig 3.24** Reconocimientos de triángulos de baja calidad (UDEP & Fincyt, 2014).

### 3.4.2 Asignación de propiedades

Como ya se ha mencionado anteriormente, existe una correlación entre las unidades Hounsfield (uH) de las tomografías y la densidad aparente del hueso. De igual forma, es necesario que se relacione cuantitativamente las propiedades del material a cada elemento del modelo por elementos finitos. Rho (1995) encontró una relación lineal entre la escala de

grises (uH) y la densidad aparente en la tibia proximal con un coeficiente de correlación igual a 0.80, el cual es una aproximación aceptable (Rho et al, 1995). McBroom (1985) reporta una correlación igual a 0.89 entre las uH y la densidad aparente del hueso trabecular de la vértebra (McBroom et al, 1985). A continuación se describe el procedimiento ejecutado para la asignación de las propiedades del hueso en el modelo anatómico obtenido en la fase anterior.

### 3.4.2.1 Reconocimientos de la malla volumétrica

Luego de realizar el mallado volumétrico en el módulo 3-Matic, esta se importa al software Mimics para su posterior asignación de propiedades.

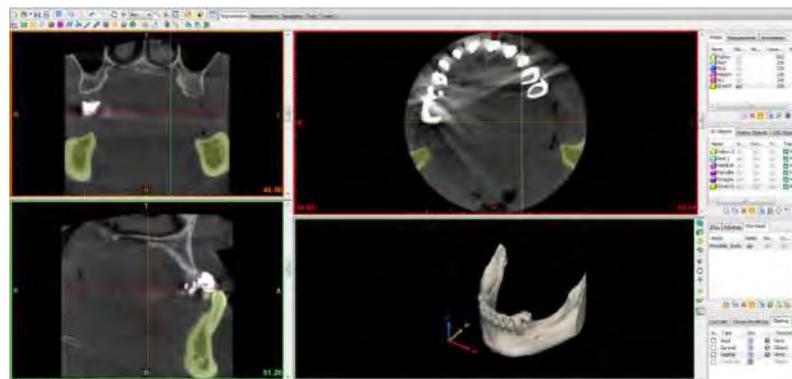


Fig 3.25 Importación de malla volumétrica (UDEP & Fincyt, 2014).

### 3.4.2.2 Métodos para asignar propiedades

Con la función *Material Assignment* se detalla la cantidad de elementos con sus respectivos valores de grises en unidades Hounsfield (uH), esta información se convertirá en propiedades de material en función de cada valor o rango de uH.

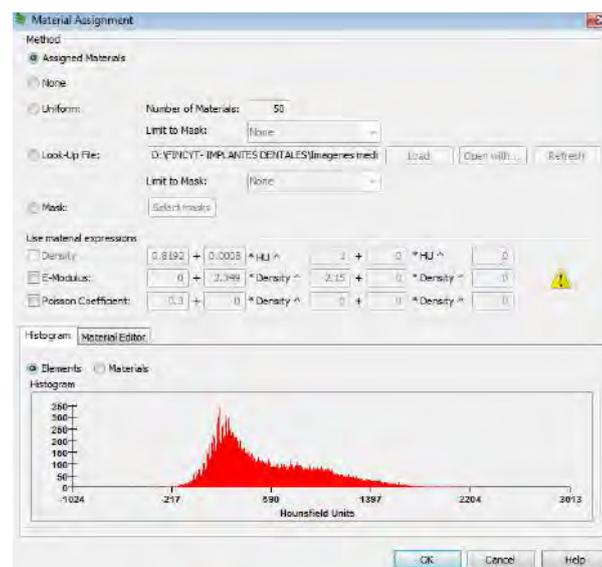


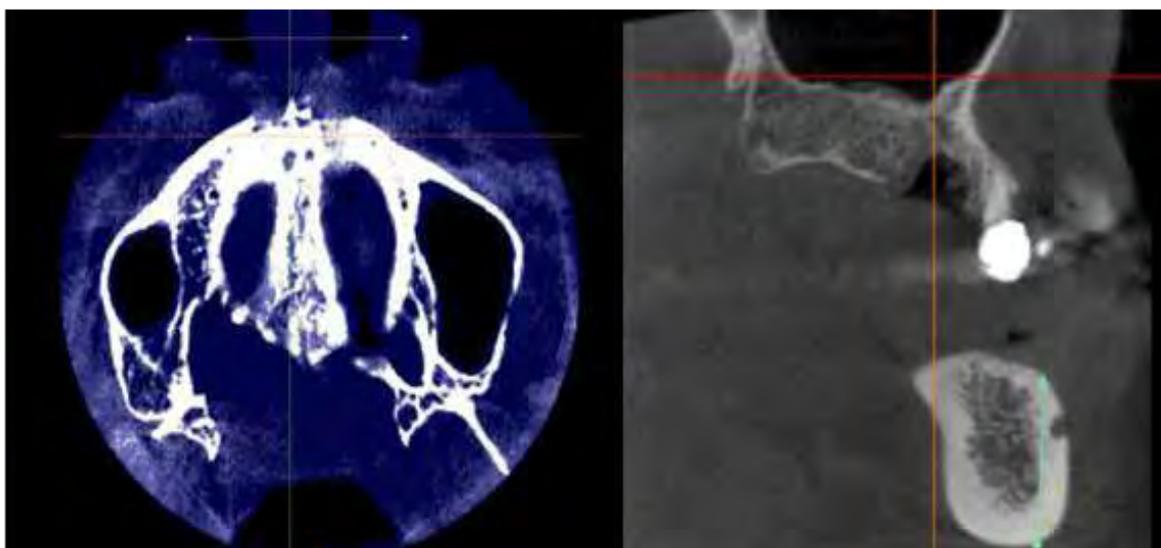
Fig 3.26 Cuadro de diálogo de la herramienta *Material Assignment* (UDEP & Fincyt, 2014).

Existen dos métodos propiamente dichos para la asignación de las propiedades, el método uniforme y el método *Look-up file*. Con ambos métodos se discretizan los valores uH del modelo, subdividiendo en intervalos correspondientes a una propiedad de material. La diferencia está en la manera en que se lleva a cabo la discretización.

### 3.4.2.3 Proceso de asignación de zonas óseas de la mandíbula

Gracias al método *Look-up file* es posible ingresar al modelo anatómico datos como el módulo de Young, coeficiente de Poisson y densidad correspondientes a los valores o rangos de valores de uH en un formato \*.xml.

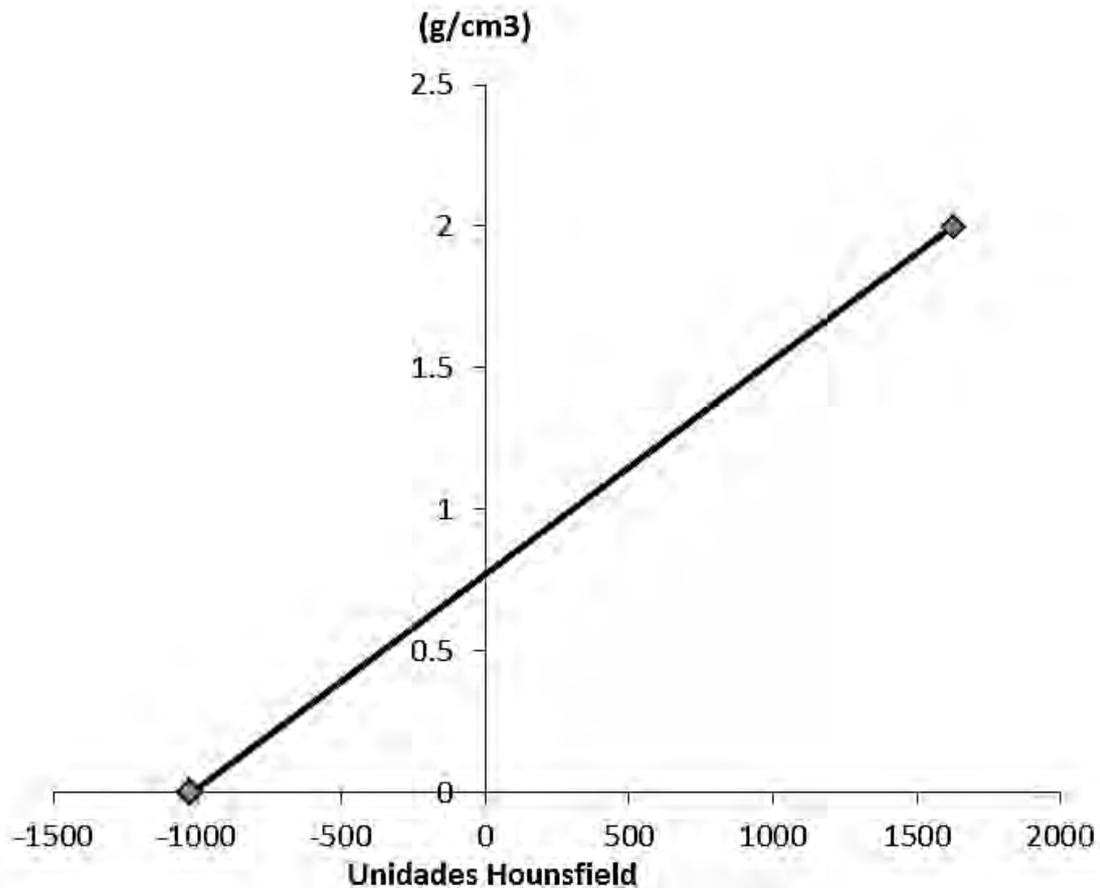
Primero se determinó la ecuación que relacionaba la densidad con las unidades uH de las tomografías, para ello fue necesario basarse en 2 puntos cuyas ubicaciones fueran conocidas en las imágenes tomográficas.



**Fig 3.27** Puntos de referencia de hueso cortical y aire para la medición de unidades uH (UDEP & Fincyt, 2014).

En la figura anterior se aprecian los dos puntos de referencia tomados del paciente Piu-01. Los puntos corresponden al aire (-1024 uH) y al hueso cortical (1626 uH). De acuerdo a la literatura, la densidad del hueso trabecular y cortical de la mandíbula puede variar desde 0.9 a 1.2 g/cm<sup>3</sup> y desde 1.74 a 2.0 g/cm<sup>3</sup>, respectivamente (O'Mahony, 2001). Teniendo en cuenta lo anterior, se pudo relacionar linealmente las uH y la densidad aparente del hueso con la siguiente expresión:

$$\rho = 0.77283 + 0.00075471 (uH)$$



**Fig 3.28** Función de la escala de grises y la densidad del hueso (UDEP & Fincyt, 2014).

O'Mahony (2001) relaciona matemáticamente el módulo de Young (GPa) con la densidad ( $\text{g/cm}^3$ ) para hueso trabecular mediante la expresión (O'Mahony, 2001):

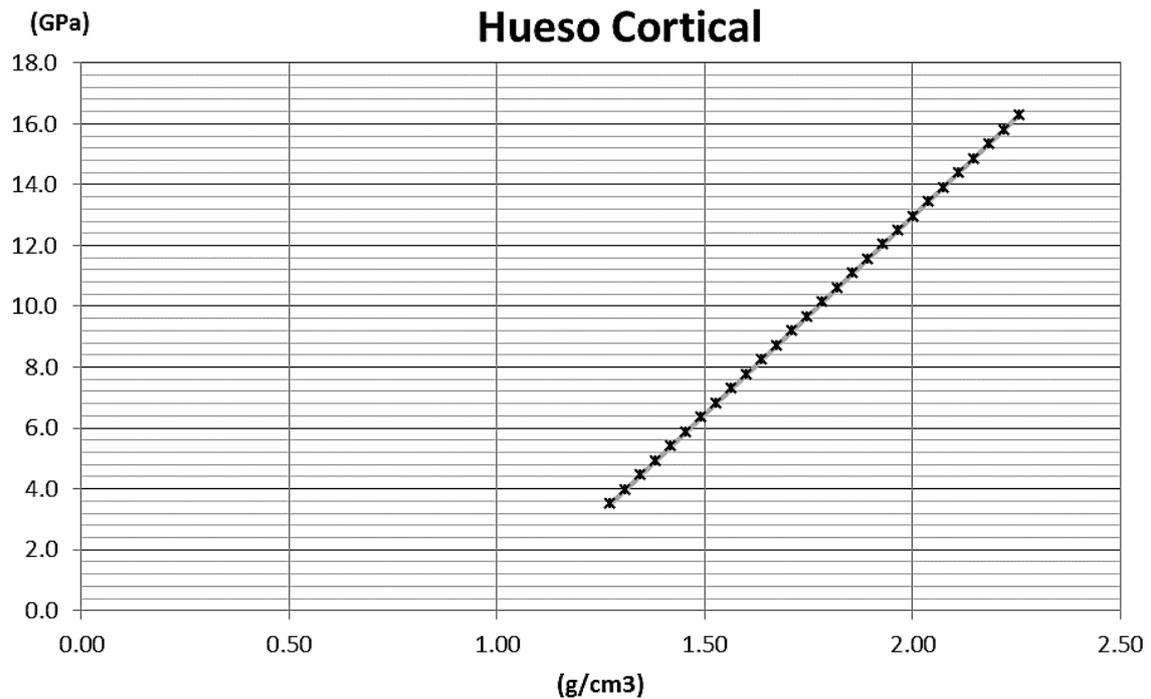
$$E = 2.349\rho^{2.15}$$

Mientras que Rho (1995) relaciona el módulo de Young (GPa) con la densidad ( $\text{g/cm}^3$ ) para hueso cortical como (Rho et al, 1995):

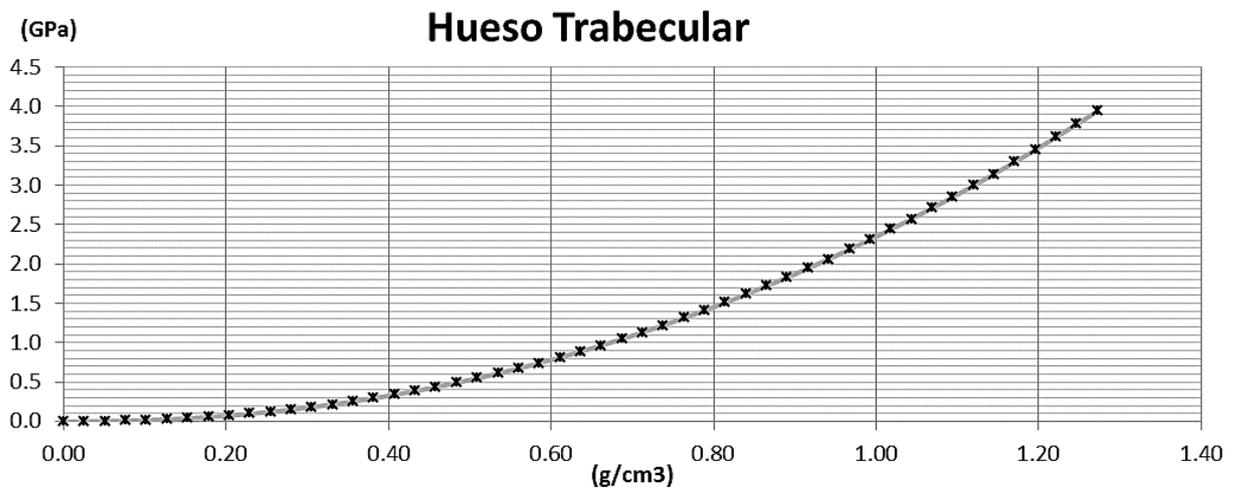
$$E = -13.05 + 13\rho$$

Con las ecuaciones anteriores, y considerando un coeficiente de Poisson de 0.3, se procedió a asignar las propiedades (densidad y módulo de Young) del modelo anatómico de acuerdo a cada tejido:





**Fig 3.29** Gráfica que relaciona el módulo de Young con la densidad para hueso cortical (UDEP & Fincyt, 2014).



**Fig 3.30** Gráfica que relaciona el módulo de Young con la densidad para hueso trabecular (UDEP & Fincyt, 2014).

Los datos anteriores se almacenaron y se ingresaron en un archivo \*.xml. Un resumen de los datos puede verse a continuación (Figura 3.31). Finalmente ese archivo fue ingresado a Mimics resultando en un modelo anatómico con tejidos de propiedades diferentes representados por una escala de colores (Figura 3.32).

```

mandibulapiu_01.xml
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<LookupTable>
  <Header>
    <Version>
      <Major>1</Major>
      <Minor>0</Minor>
    </Version>
    <Units>hounsfield</Units>
  </Header>
  <Table>
    <Interval>
      <Start>-1024</Start>
      <Density> 0</Density>
      <Emod>0e9</Emod>
      <PR>0</PR>
    </Interval>
    <Interval>
      <Start>-990</Start>
      <Density> 0.03</Density>
      <Emod>0.000878e9</Emod>
      <PR>0.3e0</PR>
    </Interval>
    <Interval>
      <Start>-957</Start>
      <Density> 0.05</Density>
      <Emod>0.003894e9</Emod>
      <PR>0.3e0</PR>
    </Interval>
  </Table>
</LookupTable>

```

Fig 3.31 Datos de ingreso en formato \*.xml (UDEP & Fincyt, 2014).

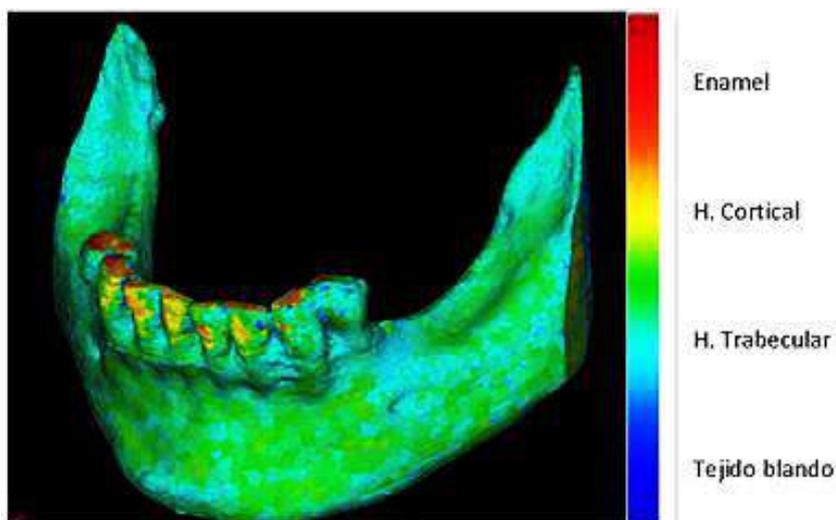


Fig 3.32 Asignación de propiedades en la zona anatómica (UDEP & Fincyt, 2014).

### 3.5 Simplificación del modelo anatómico para simulación

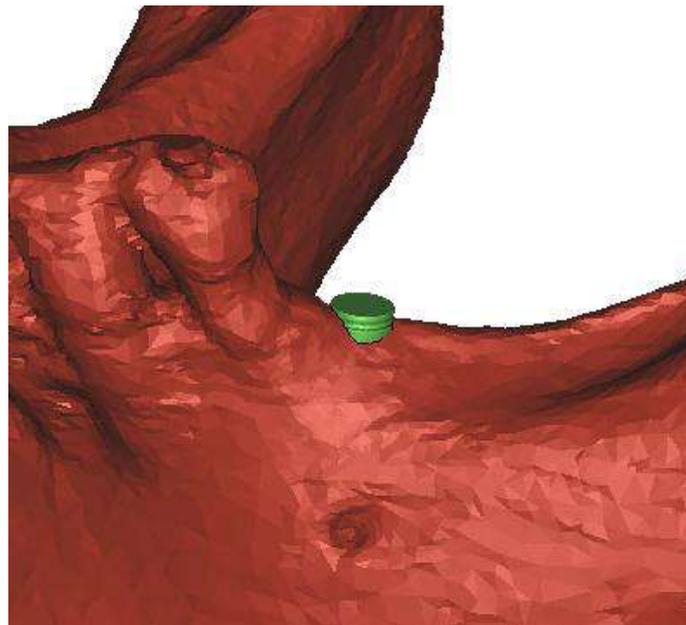
Se decidió considerar al hueso como un material lineal-elástico isotrópico luego de considerar la literatura disponible sobre el tema (A. Mellal, 2004) (O. Kayabasi. E.

Yüzbaşıoğlu, 2006) (C. Field, 2008) (M. Soncini, 2003). Así mismo, para efectos de la simulación en ANSYS fue necesario fijar valores de las propiedades del hueso. Se tomó como módulo de elasticidad para hueso cortical y trabecular, 16.28 GPa y 1.83 GPa, respectivamente; en tanto que el coeficiente de Poisson se fijó en 0.3 (Tabla 3.5). Estos valores se basaron en los valores máximos de la asignación realizada en utilizando el software Mimics de acuerdo a (C. Ojeda, 2014) y son valores cercanos a la literatura (A. Mellal, 2004) (O. Kayabasi. E. Yüzbaşıoğlu, 2006) (G. Odin, 2010).

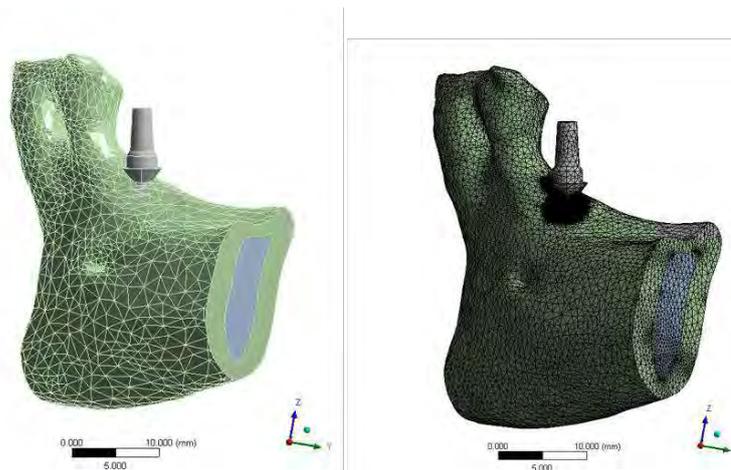
**Tabla 3.5**  
Propiedades mecánicas finales del modelo anatómico

Tejido óseo	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson	Bulk Módulus	Resistencia al cortante
<b>Trabecular</b>	1 830 MPa	0.3	1 525 MPa	703.85 MPa
<b>Cortical</b>	16 280 MPa	0.3	13 567 MPa	6 261.5 MPa

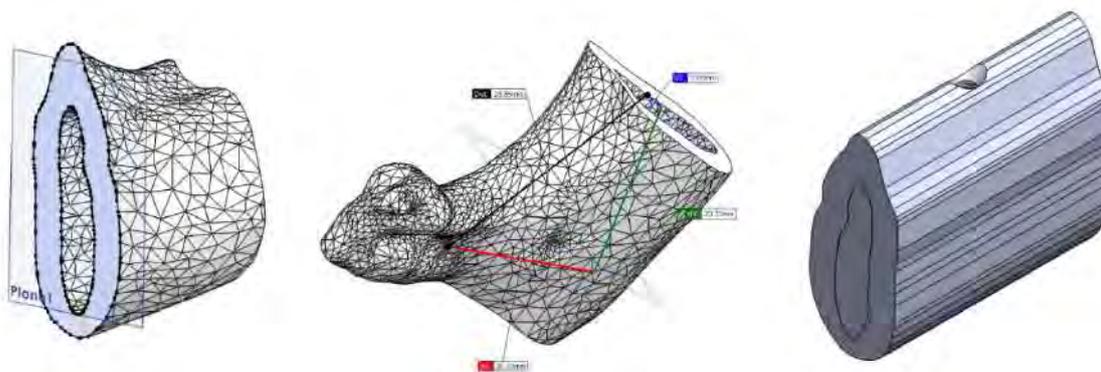
La fase de preparación previa a la simulación en software de elementos finitos necesitó de algunas simplificaciones necesarias referidas al ensamblaje hueso-implante. Primero se realizó una operación booleana para ensamblar el modelo anatómico de la mandíbula reconstruida y un implante representativo (Figura 3.33). Sin embargo, aparecieron dificultades para la simulación del implante dentro de una mandíbula completa, por lo que se decidió simplificar el modelo únicamente a la zona de impacto del implante, para ello se tomó una parte representativa de la mandíbula (Figura 3.34). Posteriormente, la aparición de problemas numéricos y simulaciones incompletas, aún después de períodos extensos y continuos de simulación, obligaron a simplificar todavía más el modelo. Uno de los modelos culminó 4 de 5 substeps después de 5 días de correr la simulación. La simplificación final de la geometría consistió en tomar la sección transversal de la zona de la mandíbula donde se posicionaría el implante, y extruirla (ver Figura 3.35). Esta es la geometría final utilizada en las distintas simulaciones (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.33** Mandíbula reconstruida con implante representativo (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.34** Simplificación del modelo a la zona de impacto del implante (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.35** Simplificación final del modelo, nótese la ubicación de la sección escogida (Udep & Fincyt, 2014).

### 3.6 Preparación para simulación en ANSYS

La fase de simulación de ANSYS incluyó dos etapas. La primera fue la simulación mecánica del ensamblaje hueso-implante para diferentes grados de oseointegración, en la cual se consideraba a los tejidos vivos como entidades de propiedades constantes en el tiempo. La segunda fase consistió en una simulación biomecánica del mismo ensamblaje, considerando la adaptación de los tejidos vivos frente a las cargas mecánicas, en la cual podrían alterar sus propiedades en el tiempo. En el **Anexo B** se muestra más detalladamente la configuración de los modelos utilizados en la interfase de ANSYS; así mismo, en el **Anexo C** se encontrará el algoritmo de remodelación empleado.

#### 3.6.1 Definición de los modelos para análisis mecánico

La fase de simulación mecánica fue realizada en ANSYS. Para ello se simuló el ensamblaje hueso implante obtenido en la fase anterior. Con ello se pudo analizar el comportamiento mecánico del hueso periimplantario (cortical y trabecular) al aplicar fuerzas de naturaleza masticatoria sobre la cabeza del implante.

El sistema hueso-implante, con sus variaciones UDEP-1 y UDEP-2, fueron sometidos a simulación bajo distintas cargas y condiciones de frontera, como se indican en la Tabla 3.6.

**Tabla 3.6**

Condiciones de frontera y de carga para las simulaciones en ANSYS (Udep & Fincyt, 2014).

Implante	Condiciones de Frontera	Carga A	Carga B	Carga C
UDEP-1	Doble empotramiento	324 N Oblicua	314 Vertical	100 N Oblicua
UDEP-2	Doble empotramiento	324 N Oblicua	314 Vertical	100 N Oblicua

Estas cargas fueron seleccionadas de la literatura. La carga oblicua A de 324 N es la carga máxima presentada por (T. Morneburg, 2002) en la zona anterior, la inclinación fue tomada de (O. Kayabasi. E. Yüzbasioğlu, 2006). La carga vertical B de 314 N y la carga C oblicua de 100 N, que corresponde a la carga media en la zona anterior de la mandíbula, son presentadas también por (T. Morneburg, 2002).

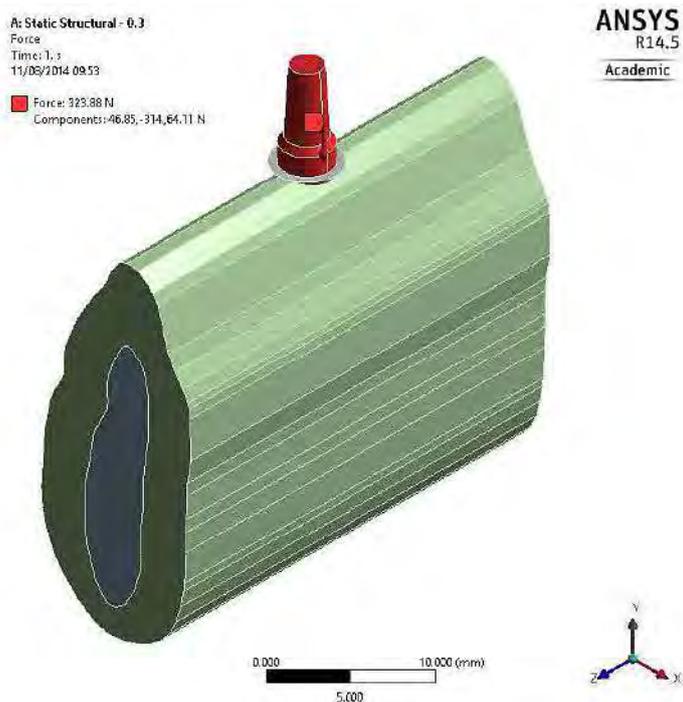
Aunque la literatura consultada no especifica una relación entre la concentración de células madre, la oseointegración y los coeficientes de rozamiento, se realizó una variación del coeficiente de rozamiento para realizar el análisis por elementos finitos sin tener en cuenta los factores que influyen en este cambio. Los valores de coeficiente de rozamiento utilizados en las simulaciones de los modelos fueron 0.3, 1 y condición de fijación completa sin rozamiento (bonded). Otros parámetros considerados para la configuración del modelo numérico son resumidos a continuación (Tabla 3.7).

**Tabla 3.7**

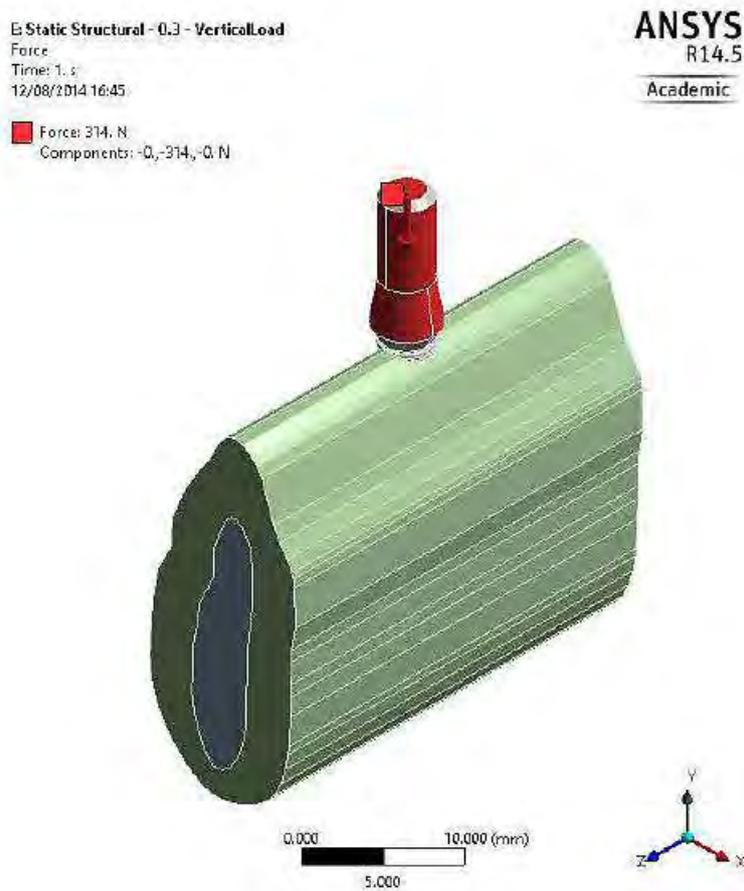
Configuración del modelo numérico en ANSYS (Udep & Fincyt, 2014).

Condición general de contacto	Pure Penalty
<b>Detección de contacto</b>	Nodal-Normal to target
<b>Rigidez normal de contacto</b>	0.01
<b>Factor de amortiguación para estabilización de contacto</b>	0.35
<b>Tolerancia de convergencia de fuerza</b>	0.5 %
<b>Referencia mínima</b>	0.01 N (Autocalculada por Solver)
<b>Tolerancia de convergencia de desplazamiento</b>	0.5 %
<b>Referencia mínima</b>	0.005 mm (Autocalculada por Solver)
<b>Line Search (acelera la convergencia)</b>	Activado
<b>Coefficiente de amortiguación</b>	0.35 (a partir del 1° substep)
<b>Límite de fuerza de estabilización</b>	0.9

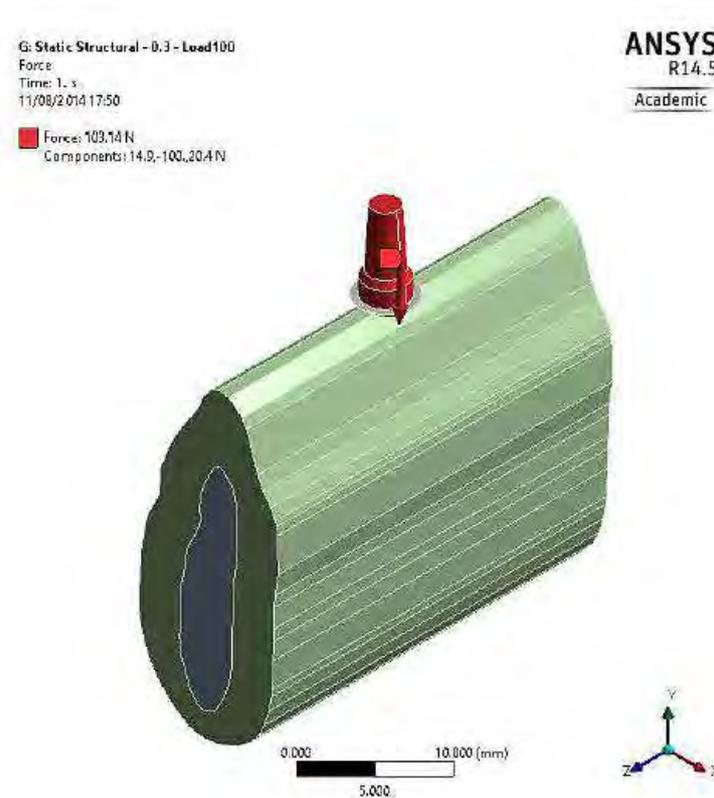
Tomando en cuenta todo lo anterior, se generan las condiciones de carga en el modelo en ANSYS, como se muestra en las figuras siguientes.



**Fig 3.36** Modelo anatómico con carga oblicua A de 324 N (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.37** Modelo anatómico con carga vertical B de 314 N (Udep & Fincyt, 2014).



**Fig 3.38** Modelo anatómico con carga oblicua C de 100 N (Udep & Fincyt, 2014).

### 3.6.2 Definición de los modelos para análisis con remodelación ósea

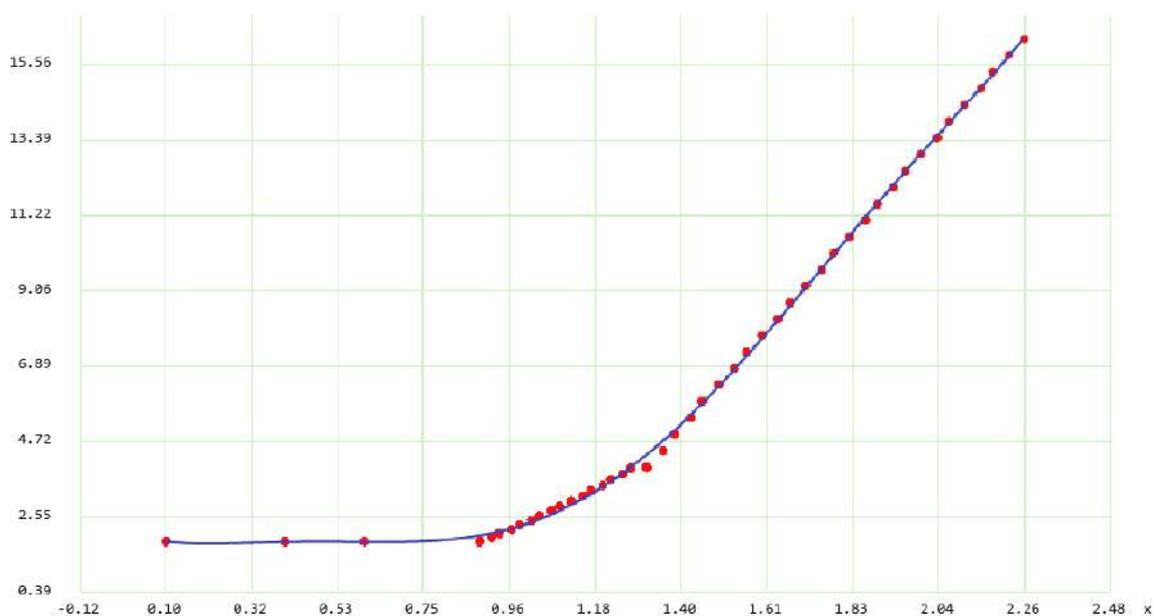
Como se he mencionado anteriormente, una simulación más cercana a la realidad debería considerar la adaptación de los tejidos vivos sometidos a cargas mecánicas, mediante la cual dichos tejidos pudieran alterar sus propiedades y responder mejor ante tales esfuerzos. Actualmente se están desarrollando algoritmos que permiten simular de manera aproximada la remodelación ósea que sufren los tejidos vivos sometidos a cargas mecánicas. Dichos algoritmos se basan en las teorías de remodelación expuestas en el capítulo anterior y constituyen una mejor aproximación al comportamiento biomecánico del sistema hueso-implante.

Dentro de ANSYS, se implementó y utilizó el algoritmo BORA (BOne Remodeling Algorithm), el cual sigue el principio de remodelación ósea basada en la teoría de la densidad de la energía de deformación (*Strain energy density*, SED), el principio con más acogida y mayor uso en la formulación de algoritmos de remodelación. Los parámetros y constantes utilizados para definir el modelo y su remodelación se resumen en la tabla 3.8. Algunos parámetros pudieron obtenerse de la fase Mimics mientras que otros valores, que requerían de una validación clínica real, tuvieron que ser asumidos. La expresión de la densidad ( $\rho$ ) se determinó relacionando los valores de la escala de Hounsfield y los valores de densidad obtenidos de las tomografías computarizadas, tal y como se presentó en el apartado 3.4.2.3. De igual forma, la ecuación de la curva del módulo de elasticidad (E) se aproximó como una función de la densidad (figura 3.39). Para el caso de las constantes K y B, al ser parámetros clínicos, se decidió asignarlas arbitrariamente.

**Tabla 3.8**  
Parámetros y variables del algoritmo BORA (Udep & Fincyt, 2015).

Propiedad	Valor
Densidad ( $\rho$ )	$0,773171 + 0,00075447 \times HU$ [g/cm <sup>3</sup> ]
Estímulo de referencia ( $k$ )	0.000042 [J/g]
Constante empírica de remodelación ( $B$ )	100 [g/cm <sup>3</sup> ] <sup>2</sup> /[MPa · unidad de tiempo]
Módulo de elasticidad ( $E$ )	$2,1445 - 4,9661 \rho + 22,933 \rho^2 - 45,912 \rho^3 + 42,412 \rho^4 - 16,655 \rho^5 + 2,3549 \rho^6$ [GPa]

El método del algoritmo de remodelación BORA aplicado es el descrito por Uwe Winter (Winter U. , 2004). Es un análisis estructural estático en elementos finitos y comportamiento lineal elástico, donde después de cada iteración se actualizan la densidad y el módulo de elasticidad de la malla ósea, de acuerdo a un modelo predefinido de remodelación ósea. Las ecuaciones que gobiernan la actualización de la densidad en BORA se basan en los conceptos de remodelación ósea y ecuaciones matemáticas presentadas por Weinans (H. Weinans, 1992), quien eligió la densidad de energía de deformación como la fuente del estímulo mecánico. Así mismo, está establecido que el algoritmo termine si alcanza la convergencia o el número máximo de iteraciones especificado (ver Figura 3.40).



**Fig 3.39** Curva de módulo de elasticidad vs densidad (Udep & Fincyt, 2015).

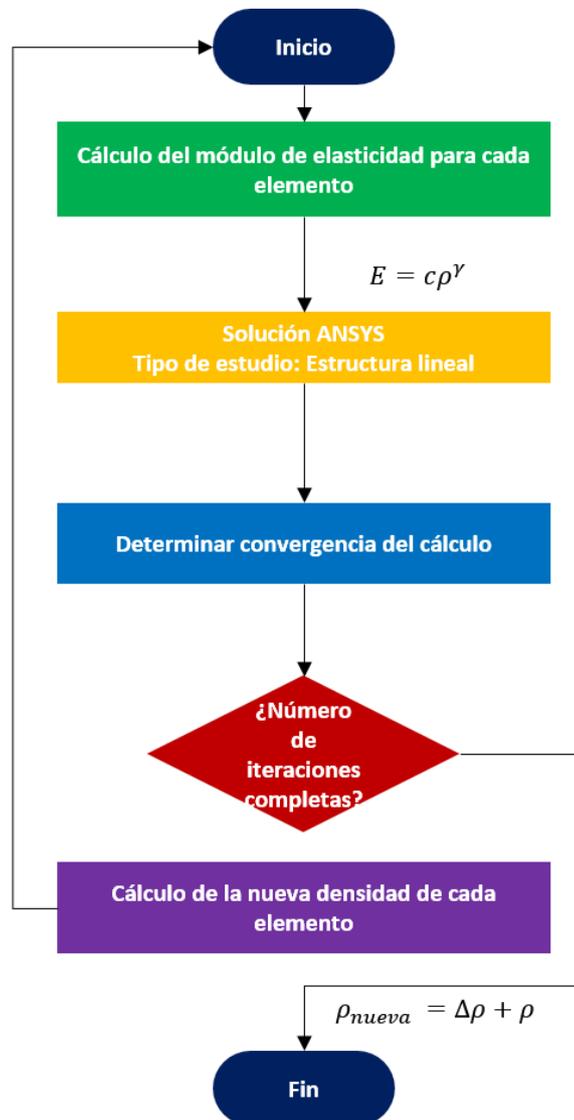
Los modelos seleccionados para esta etapa fueron los que mejor comportamiento habían tenido en la etapa de simulación mecánica. Así mismo, considerando que el algoritmo BORA no es lineal y que los modelos estructurales con rozamiento tampoco son lineales, se buscó la mayor simplificación posible que garanticen evitar requerimientos excesivos de capacidad computacional. Se simuló bidimensionalmente UDEP-2 y UPM-1 tridimensionalmente, ambos en condición de fijación completa (bonded). Las configuraciones y condiciones de carga se resumen a continuación (Tabla 3.9).

**Tabla 3.9**

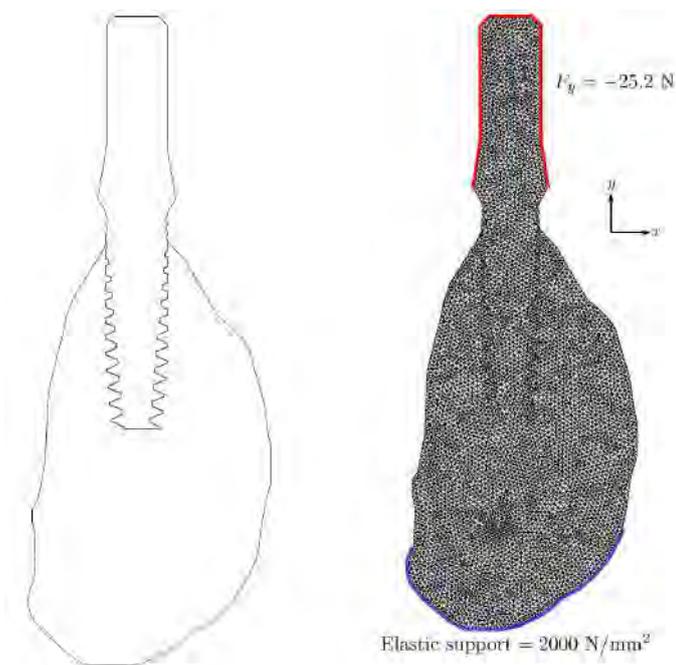
Configuración y condición de carga de los modelos utilizados en la simulación con remodelación (Udep & Fincyt, 2015).

Modelo	UDEP-2	UPM-1
<b>Carga</b>	25.2 N Vertical	324 N Oblicua
<b>Malla</b>	Tetraédrica 2D (1 mm)	Tetraédrica 3D
<b>Nodos</b>	6 083	122 538
<b>Elementos</b>	11 340	516 016
<b>Condición de contacto</b>	Bonded	Bonded
<b>Condición de simulación</b>	Weak Springs	Large Deflection ON
<b>Spring Stiffnes</b>	Manual	
<b>Spring Stiffnes Value</b>	0.001 N/mm	
<b>Large Deflection</b>	ON	

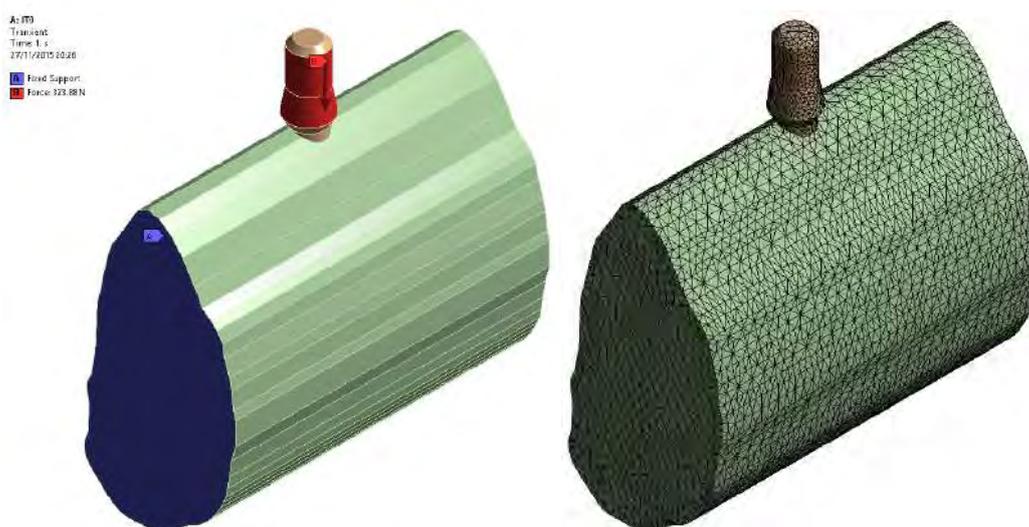
Las figuras 3.41 y 3.42 muestran las mallas y las condiciones de frontera de los dos modelos mencionados anteriormente, para la simulación con remodelación en ANSYS.



**Fig 3.40** Diagrama de flujo del algoritmo BORA. Adaptado de (Winter U. , 2004).



**Fig 3.41** Modelo bidimensional de Udep-2 (izquierda). Modelo mallado con condiciones de carga y de frontera (derecha) (Udep & Fincyt, 2015).



**Fig 3.42** Modelo tridimensional de UPM-1 con condiciones de frontera y de carga (izquierda). Modelo mallado (derecha) (Udep & Fincyt, 2015).



## **Capítulo 4**

### **Simulación y análisis de resultados**

Los modelos anatómicos expuestos en el capítulo anterior fueron sometidos a diferentes condiciones mecánicas y biomecánicas para estudiar su comportamiento y analizar su desempeño biomecánico. Se mostrarán los diagramas y resultados de las distintas simulaciones y algunos comentarios. Posteriormente se analizará, desde el punto de vista biomecánico, los resultados de las simulaciones con una perspectiva global y/o detallada dependiendo del caso.

#### **4.1 Simulación mecánica**

##### **4.1.1 Condición de carga A (324 N oblicua)**

###### **4.1.1.1 Implante Udep-1**

###### **Coefficiente de rozamiento 0.3 (324 N Oblicua):**

Los resultados muestran que los desplazamientos relativos asumen los valores de 0.01855 mm, 0.00213 mm y 0.01867 mm para hilo superior, medio e inferior, respectivamente. Dado la magnitud del error, los valores pueden considerarse confiables hasta el orden de  $10^{-3}$ .

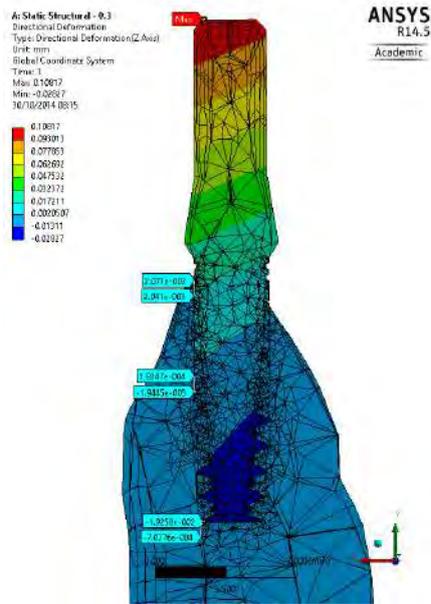


Fig 4.1 Deformación horizontal del ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

Tabla 4.1 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)

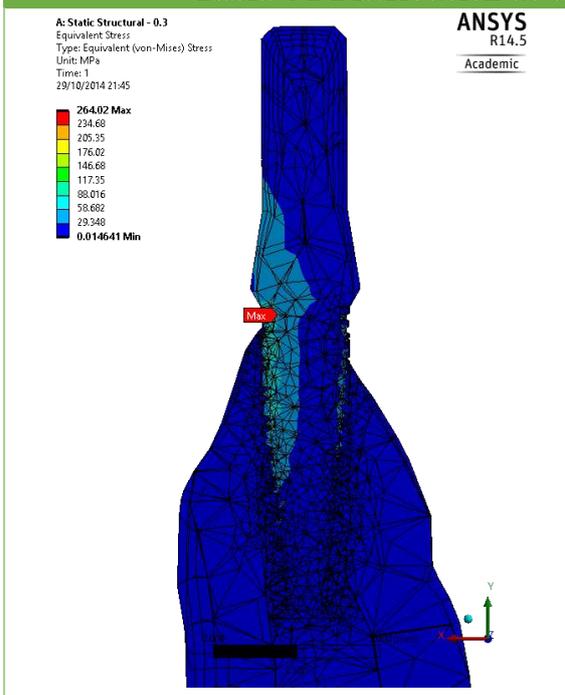


Fig 4.2 Ensamblaje

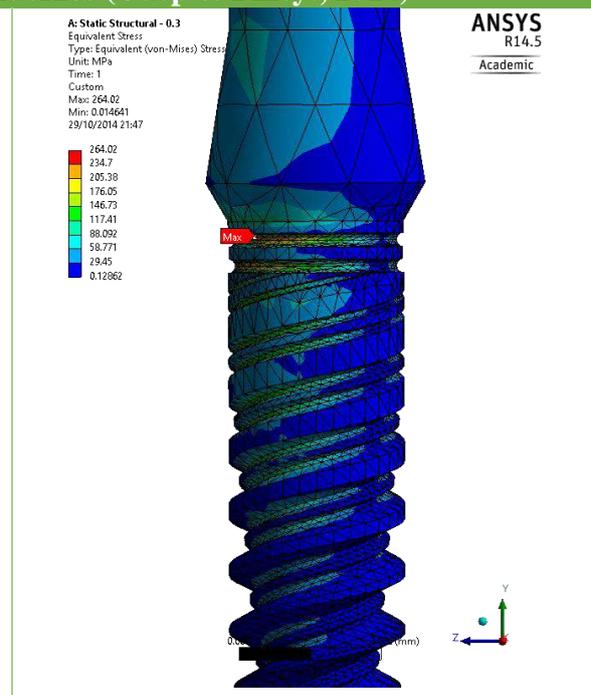
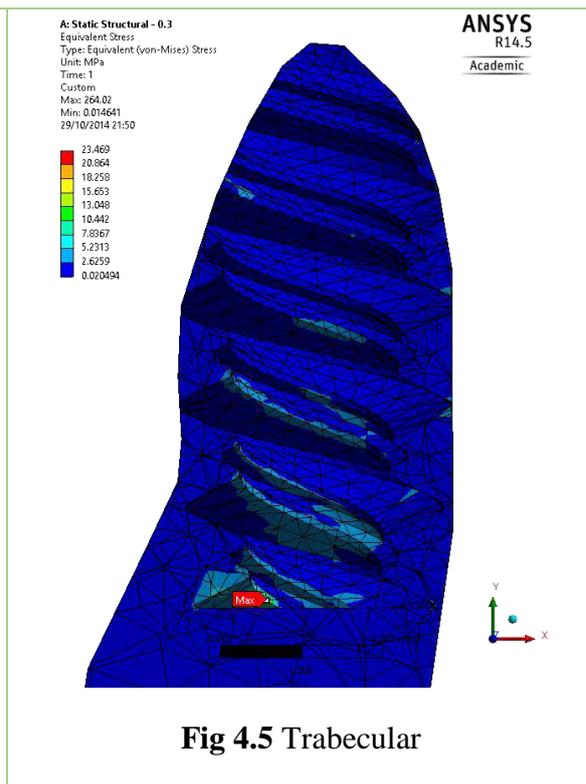
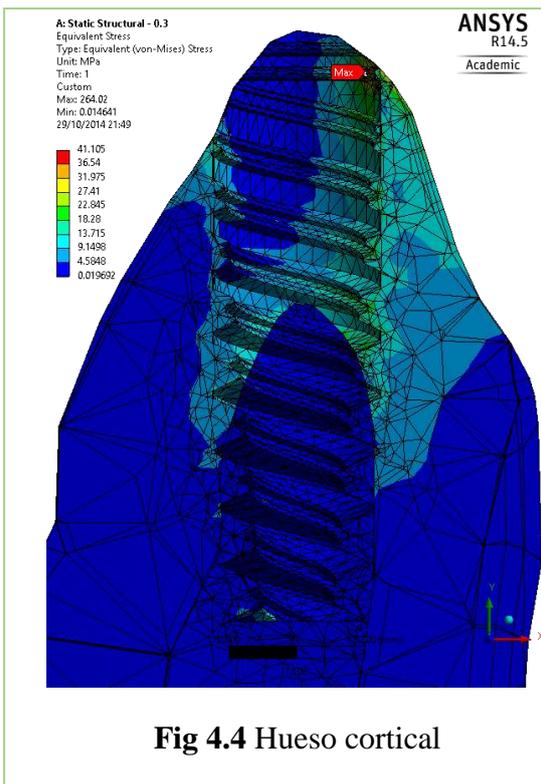
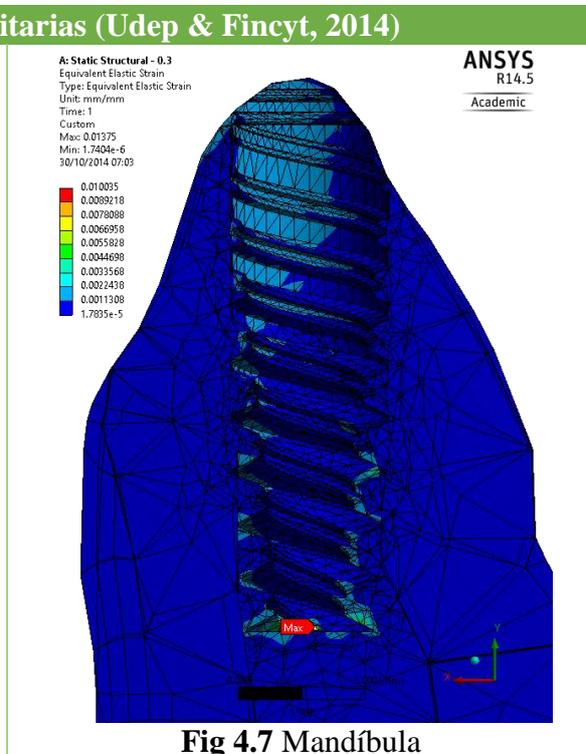
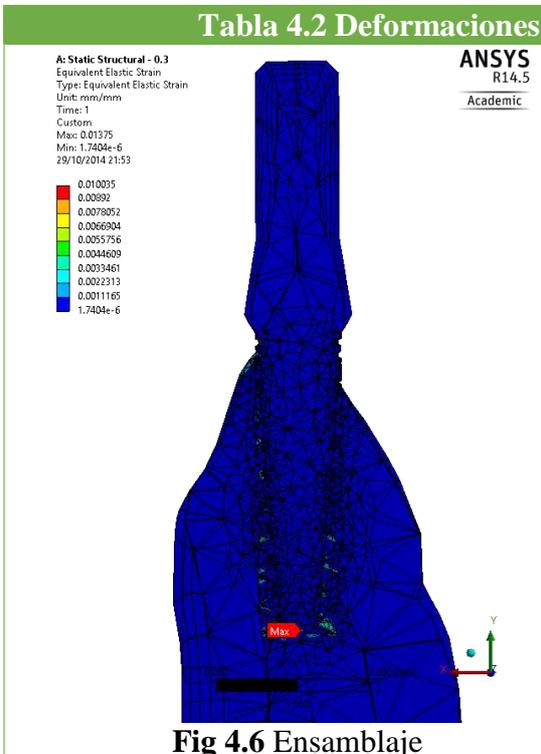


Fig 4.3 Implante



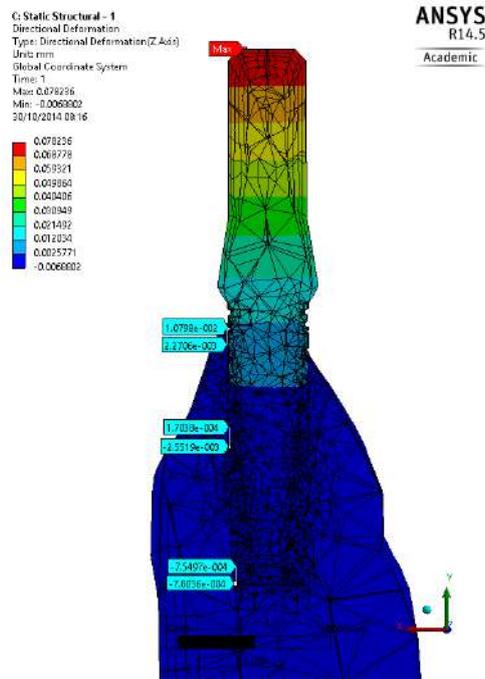
Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 264 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 41 MPa y 23.469 MPa, respectivamente.

**Tabla 4.2 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que las deformaciones unitarias no exceden el valor máximo de 0.01375, ubicado en la raíz del implante. En la mandíbula dicho valor es 0.010035.

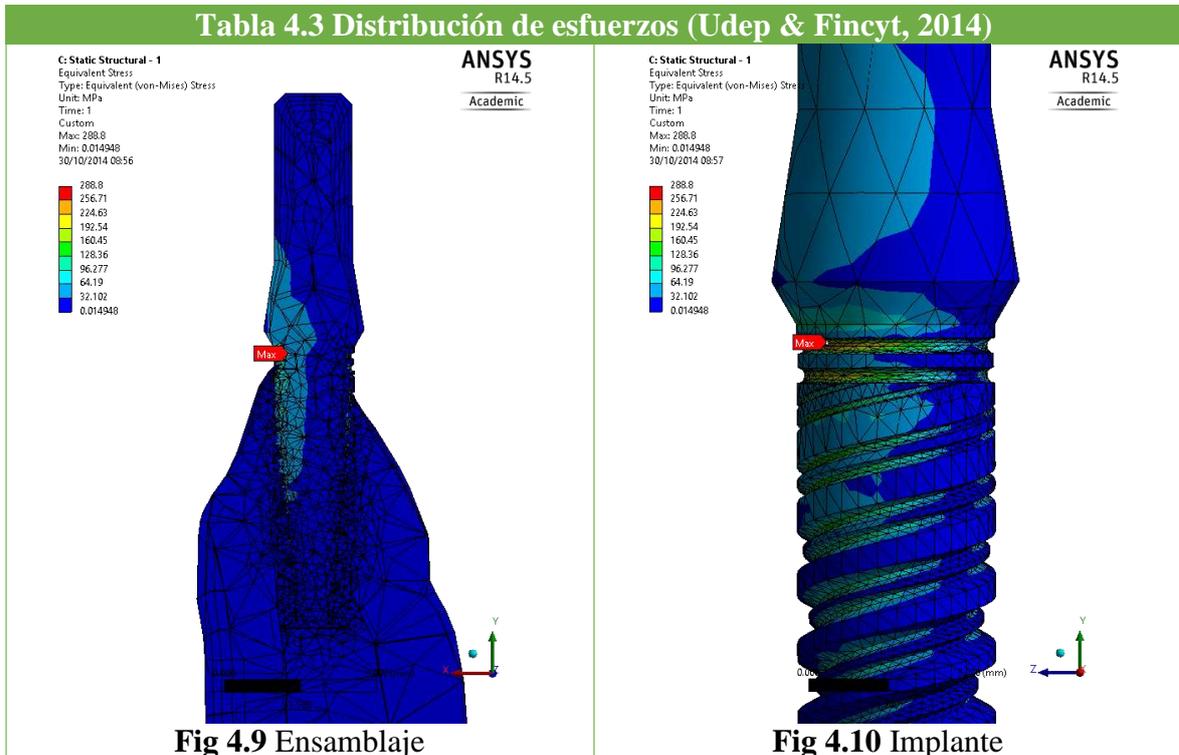
**Coefficiente de rozamiento 1 (324 N Oblicua):**

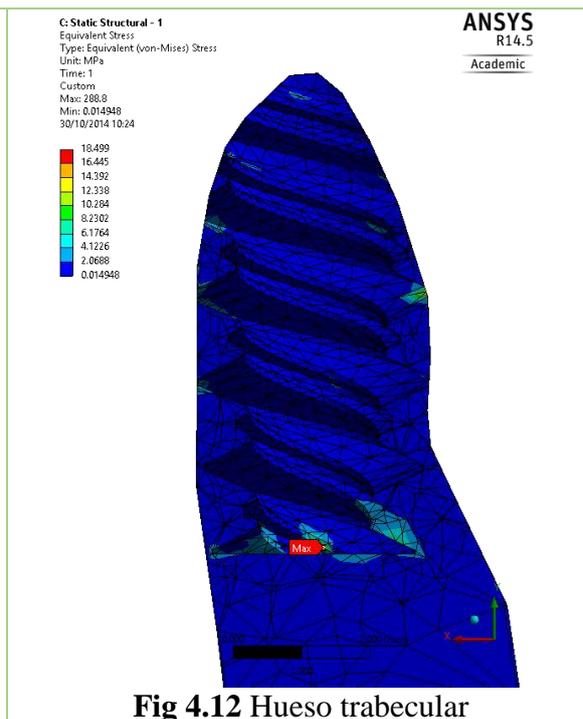
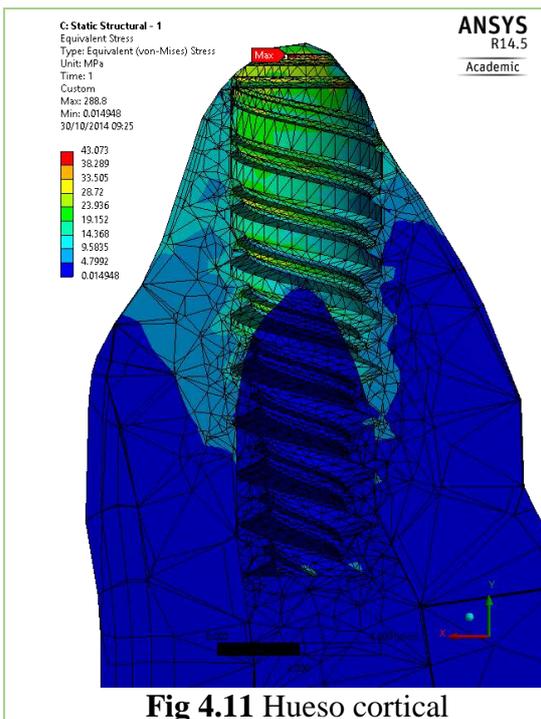


**Fig 4.8** Deformación horizontal del ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

Los desplazamientos relativos en los hilos superior, medio e inferior corresponden a 0.008527 mm, 0.002722 mm y 0.00002539 mm, respectivamente. Dada la magnitud del error, los valores son confiables hasta el orden de los  $10^{-3}$ .

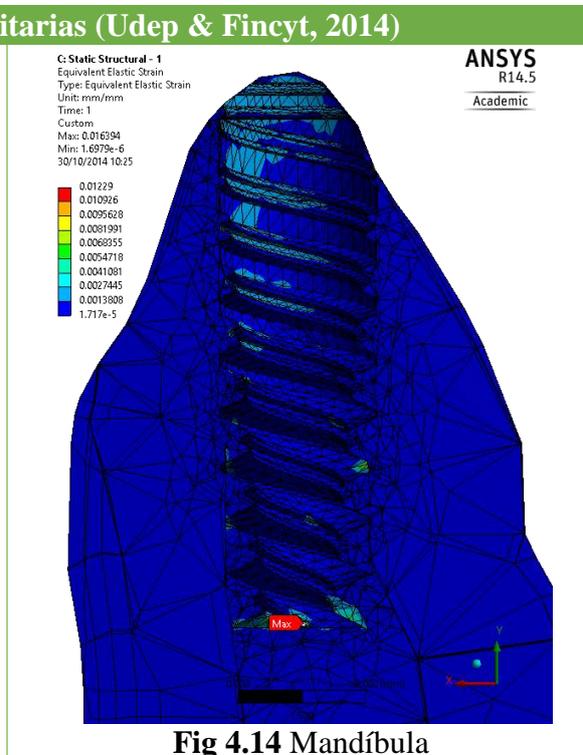
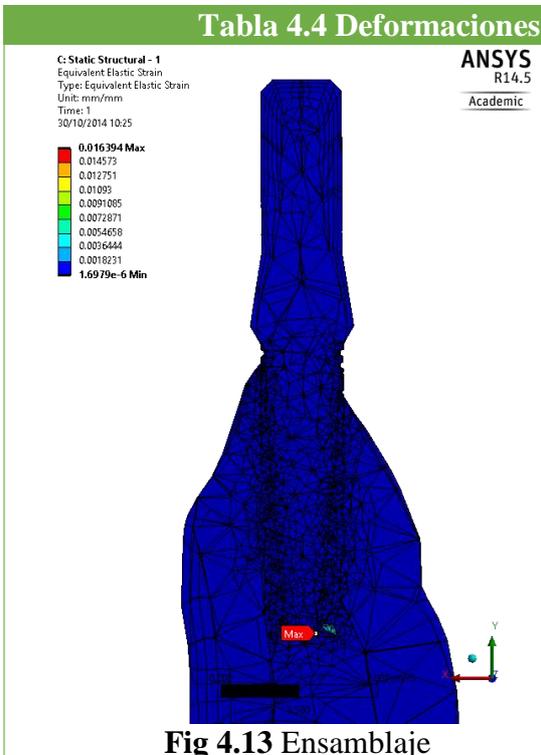
**Tabla 4.3** Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)





Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 288.8 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 43.073 MPa (cuello) y 18.499 MPa (raíz), respectivamente.

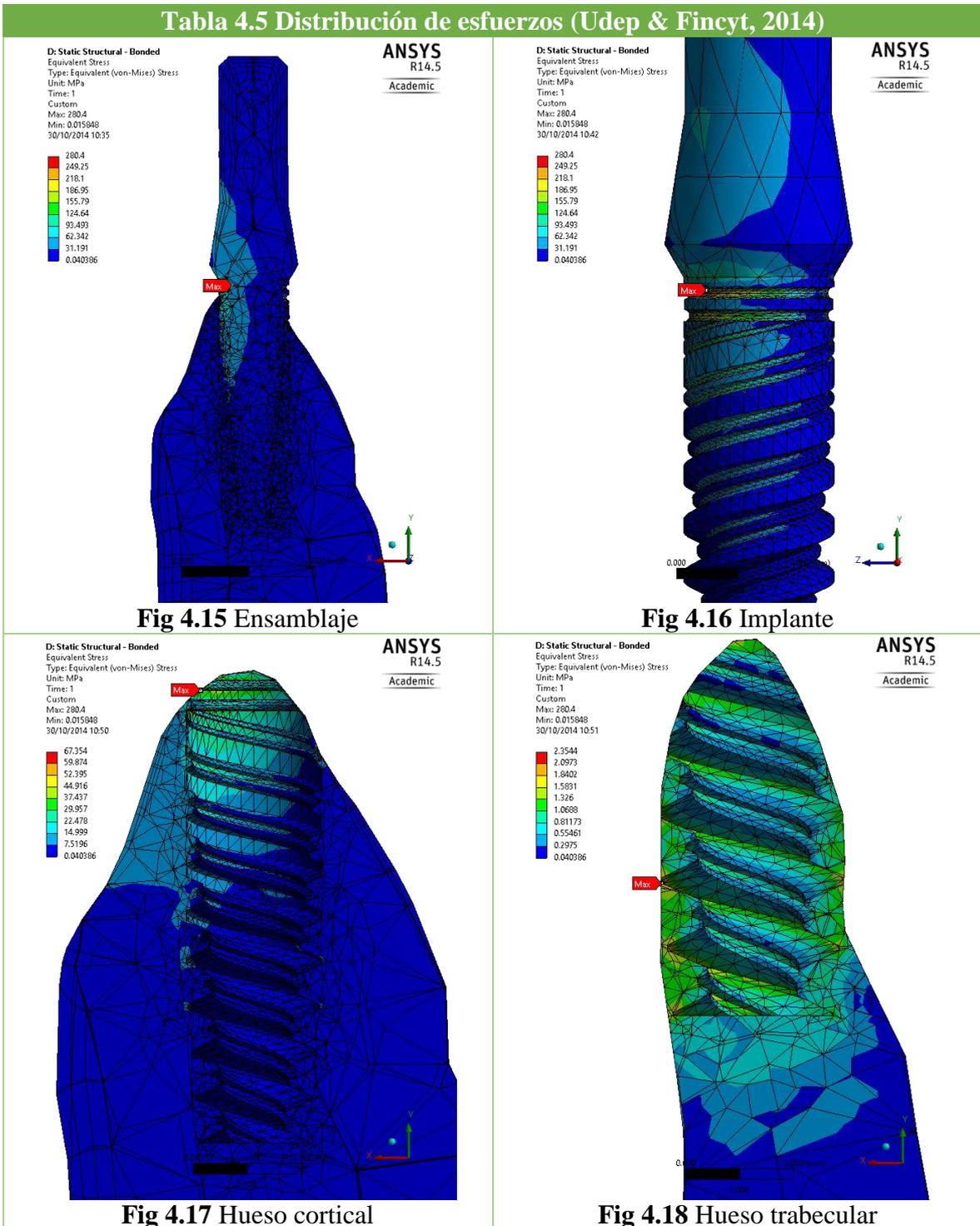
Tabla 4.4 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)



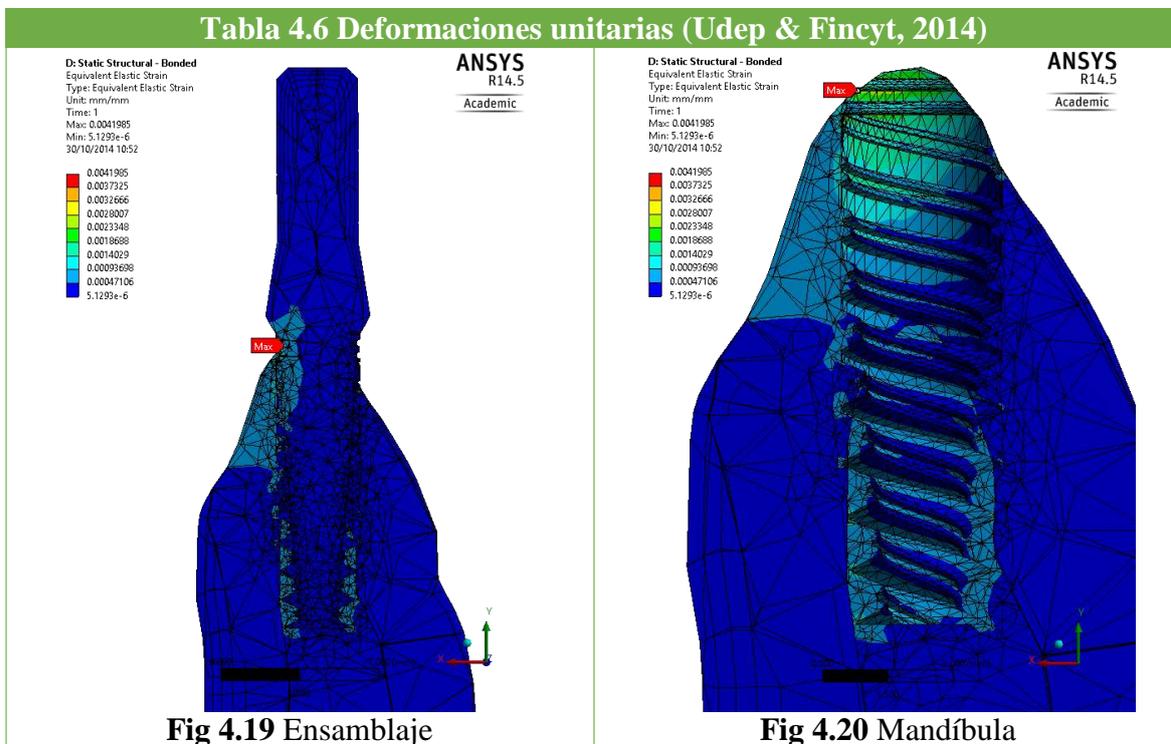
Los resultados muestran que los valores máximos de deformaciones unitarias están ubicados en la raíz del implante, con un valor de 0.016394 en el implante y 0.01229 en el hueso mandibular.

**Fijación completa (Bonded) (324 N Oblicua):**

No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.



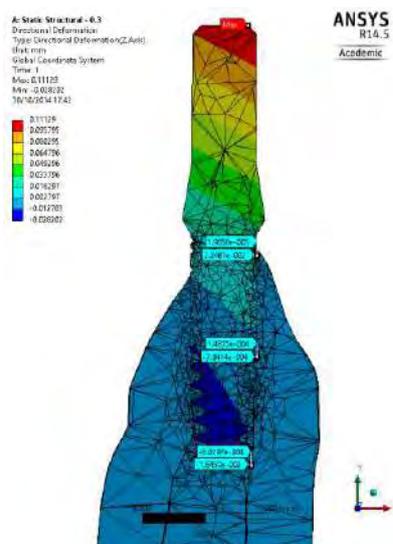
Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 280.4 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 67.354 MPa (cuello) y 2.3544 MPa (raíz), respectivamente.



Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor máximo de 0.0041985.

### 4.1.1.2 Implante Udep-2

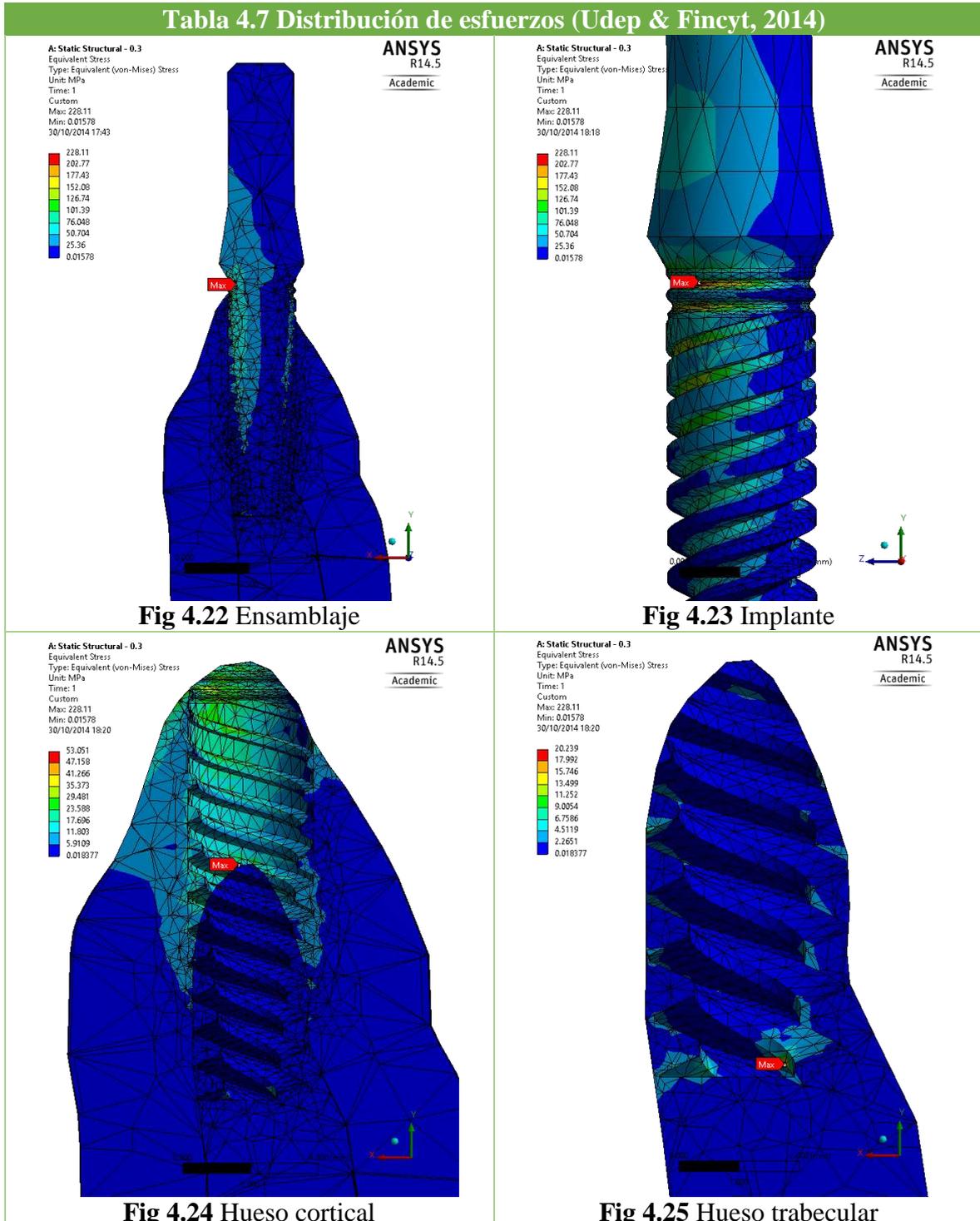
**Coefficiente de rozamiento 0.3 (324 N Oblicua):**



**Fig 4.21** Deformación horizontal en el ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

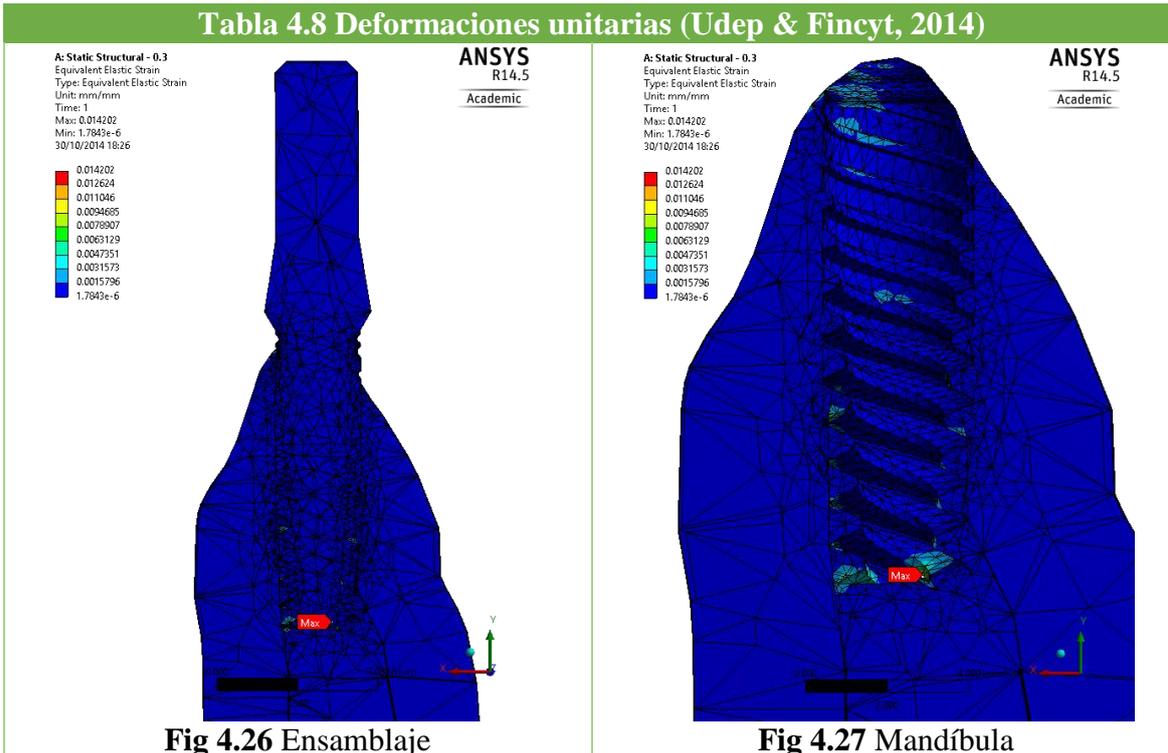
Los resultados muestran que los desplazamientos relativos alcanzan los valores máximos de 0.0205 mm en el hilo superior, 0.0205 mm, 0.0008529 mm en el hilo medio y 0.01567 mm en el hilo inferior. Dada la magnitud del error, se debe considerar como confiable los valores hasta una magnitud de  $10^{-3}$ .

**Tabla 4.7 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 228.11 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 53.051 MPa (hilo medio) y 20.239 MPa (raíz), respectivamente.

Tabla 4.8 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)



Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria están ubicados en la zona de la raíz del implante, con un valor de 0.014202.

**Coefficiente de rozamiento 1 (324 N Oblicua):**

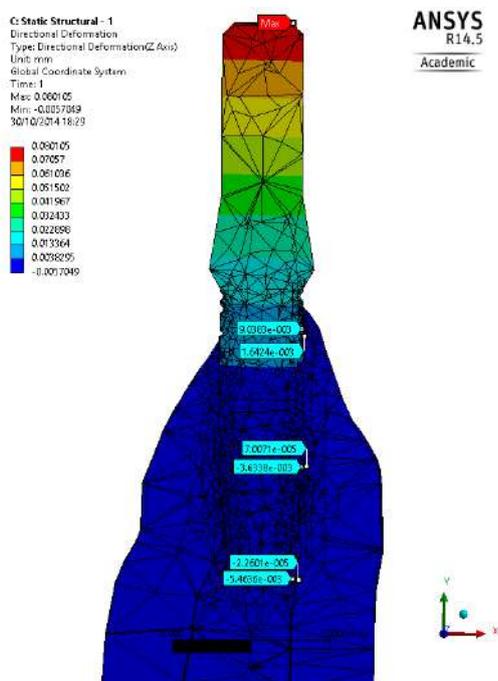
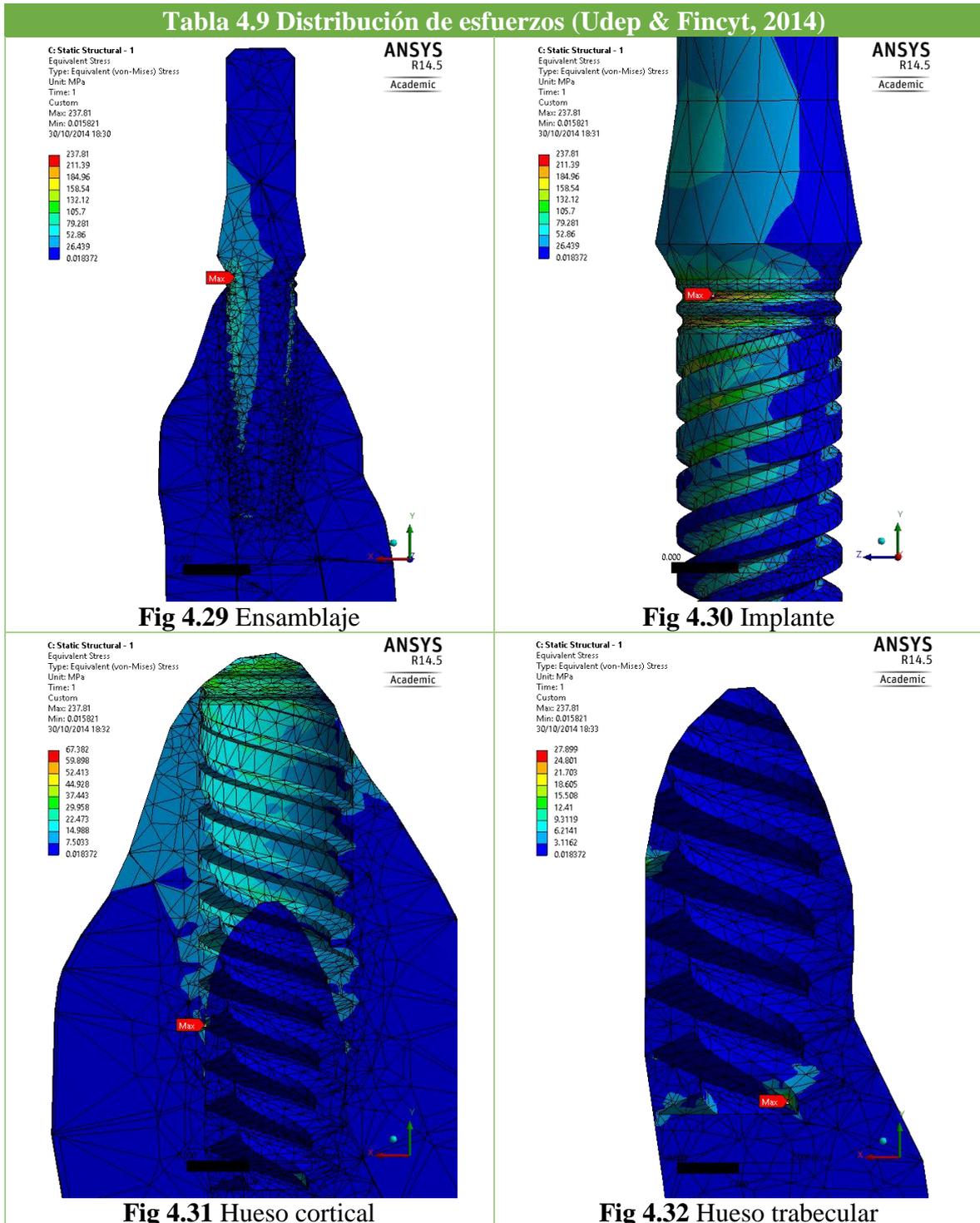


Fig 4.28 Deformaciones horizontales en el ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

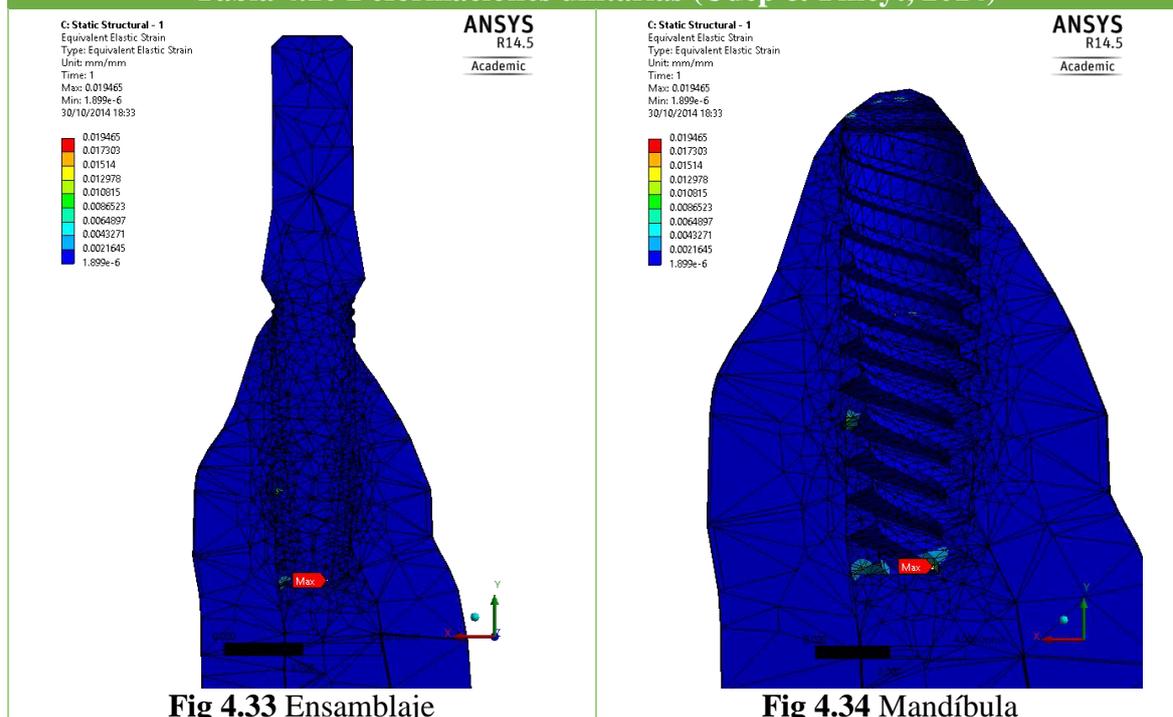
Los resultados muestran que los valores de desplazamiento relativo en el hilo superior, medio e inferior son 0.007396 mm, 0.003704 mm y 0.00544 mm, respectivamente. Dada la magnitud del error, los valores son confiables hasta el orden de  $10^{-3}$ .

**Tabla 4.9 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 237.81 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 67.382 MPa (hilo medio) y 27.899 MPa (raíz), respectivamente.

Tabla 4.10 Deformaciones unitarias (Udep &amp; Fincyt, 2014)

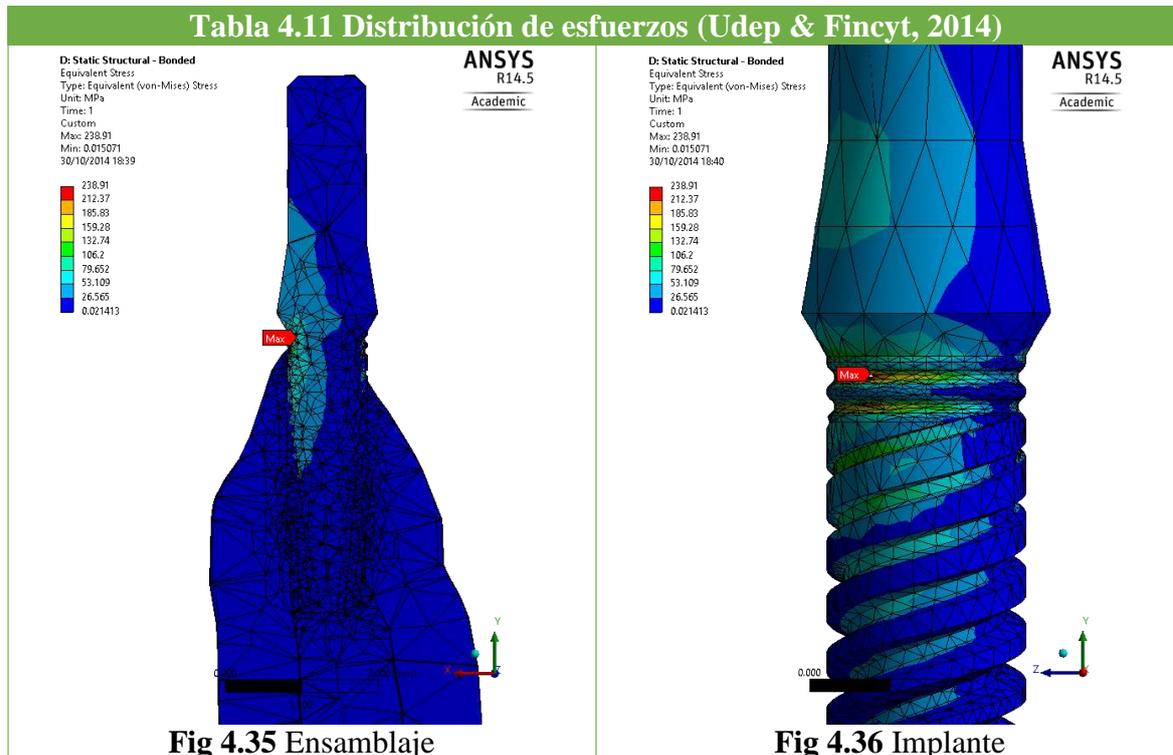


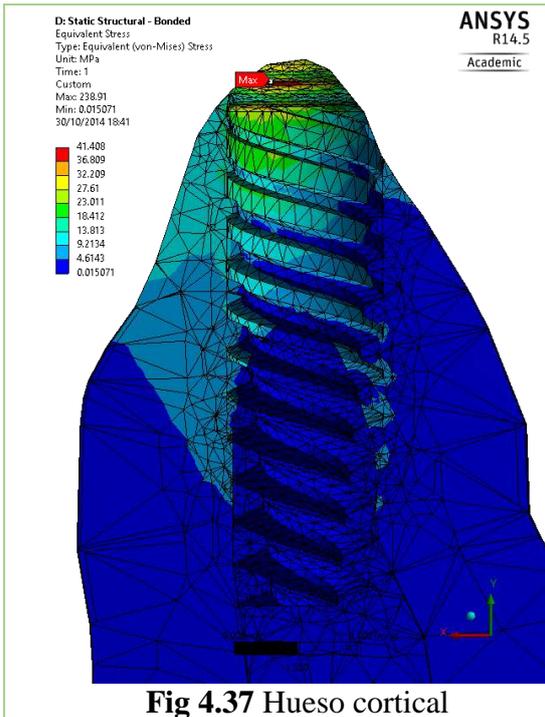
Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria están ubicados en la zona de la raíz del implante, con un valor de 0.019465.

### Fijación completa (Bonded):

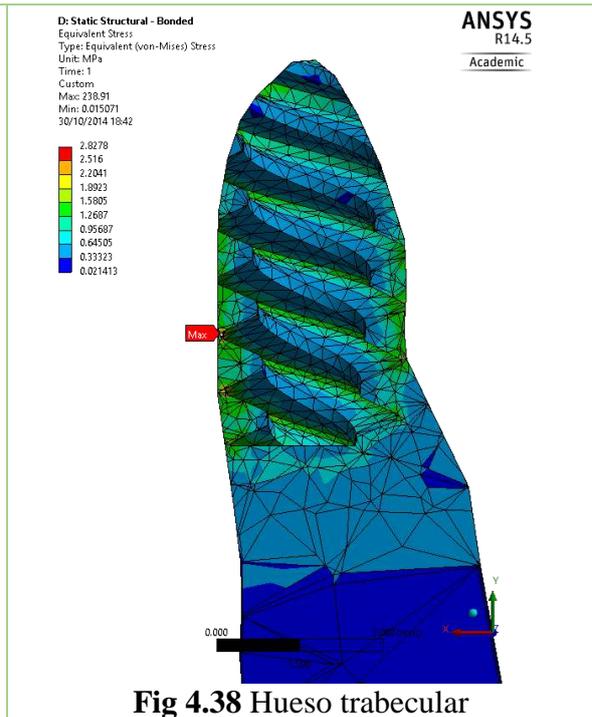
No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.

Tabla 4.11 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)





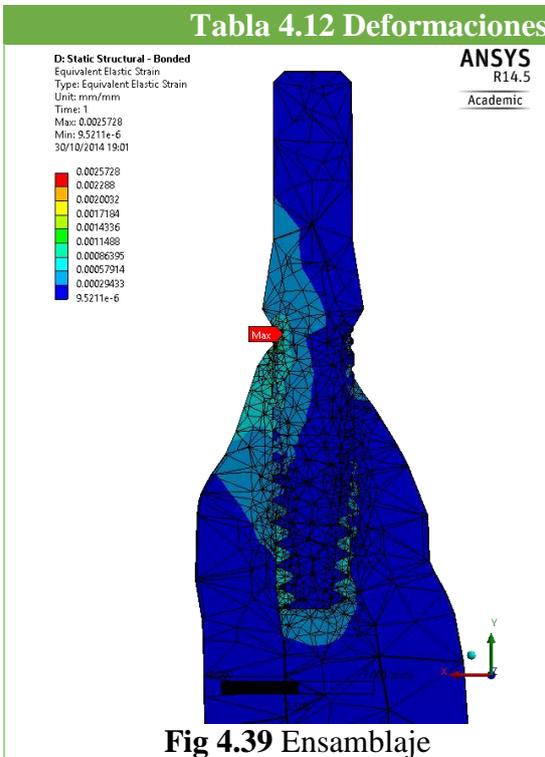
**Fig 4.37** Hueso cortical



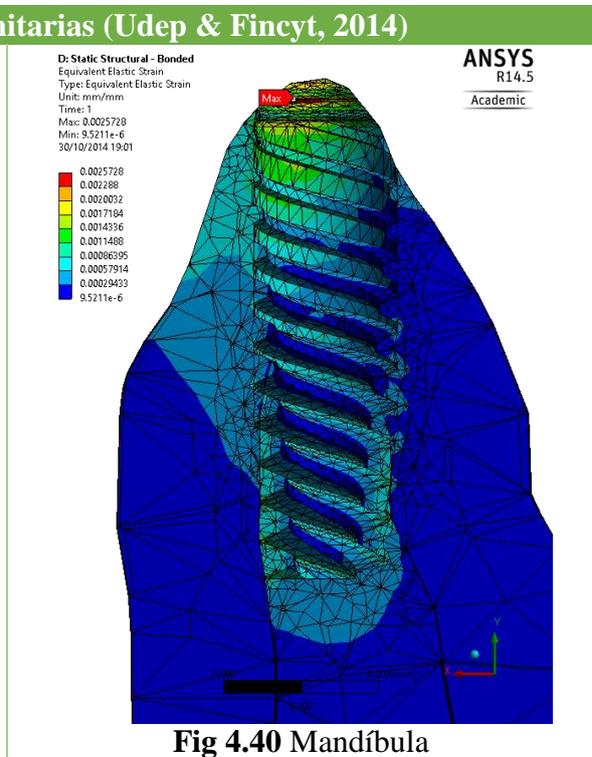
**Fig 4.38** Hueso trabecular

Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 238.91 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 41.408 MPa (cuello) y 2.8278 MPa (hilo inferior), respectivamente.

**Tabla 4.12** Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)



**Fig 4.39** Ensamblaje



**Fig 4.40** Mandíbula

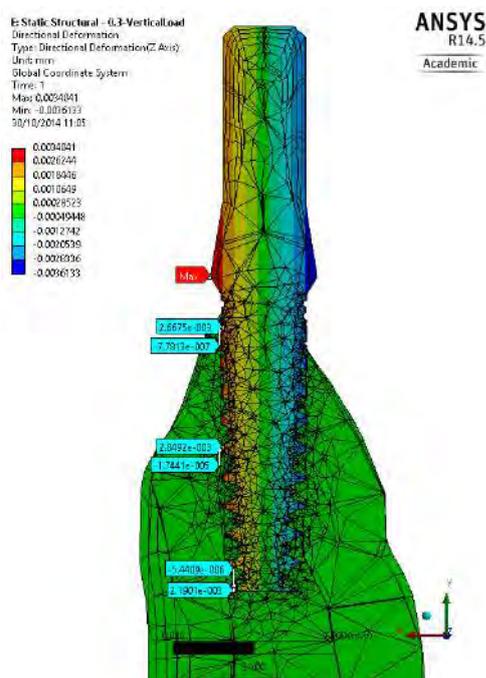
Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentran en la zona del cuello del implante, con un valor de 0.0025728.

## 4.1.2 Condición de carga B (314 N vertical)

### 4.1.2.1 Implante Udep-1

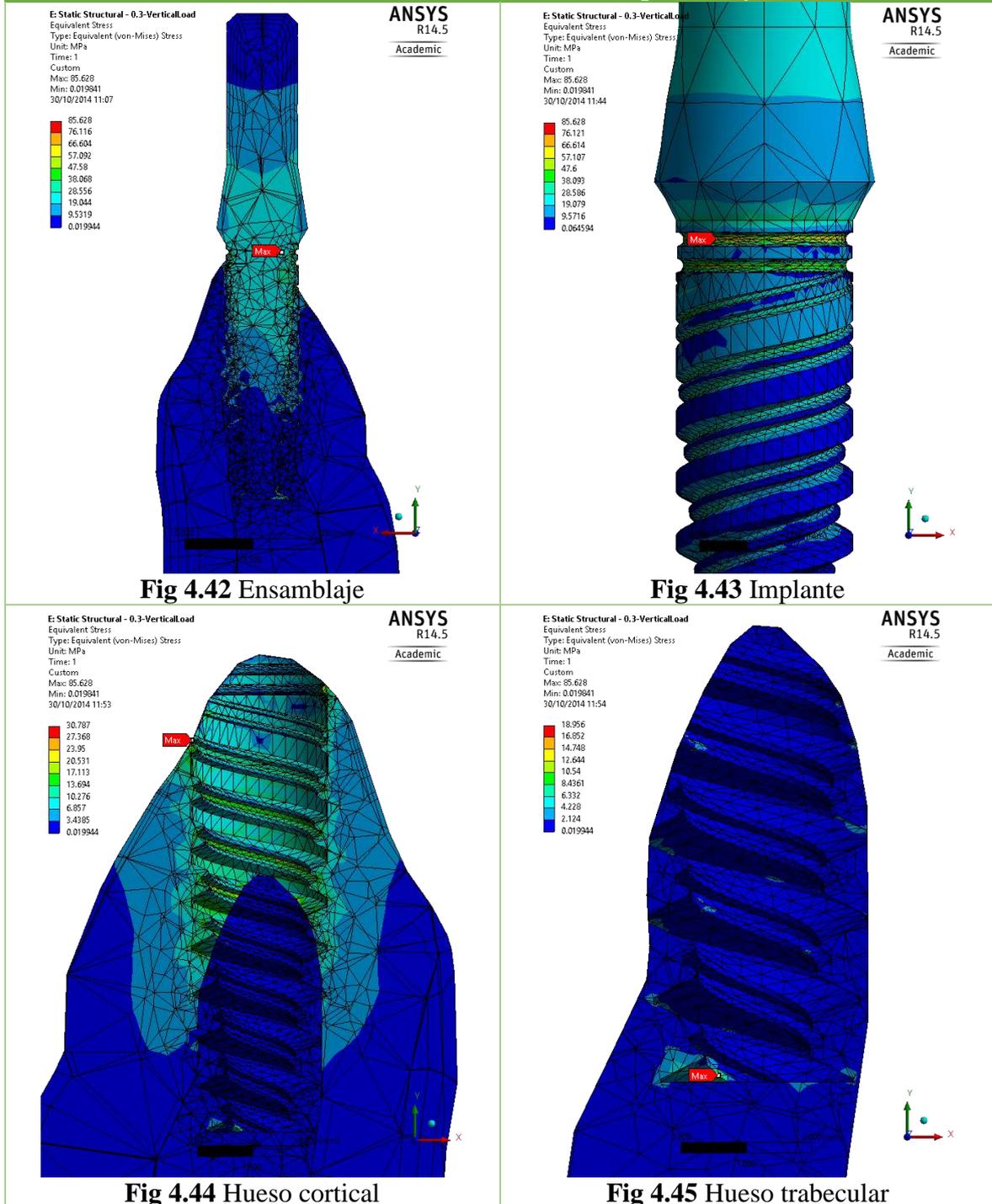
#### Coefficiente de rozamiento 0.3 (314 N vertical):

Los resultados muestran que los valores de desplazamiento relativo en el hilo superior, medio e inferior son, respectivamente, 0.002668 mm, 0.002867 mm y 0.002185 mm. Dada la magnitud del error, los valores son confiables hasta un orden de  $10^{-3}$ .



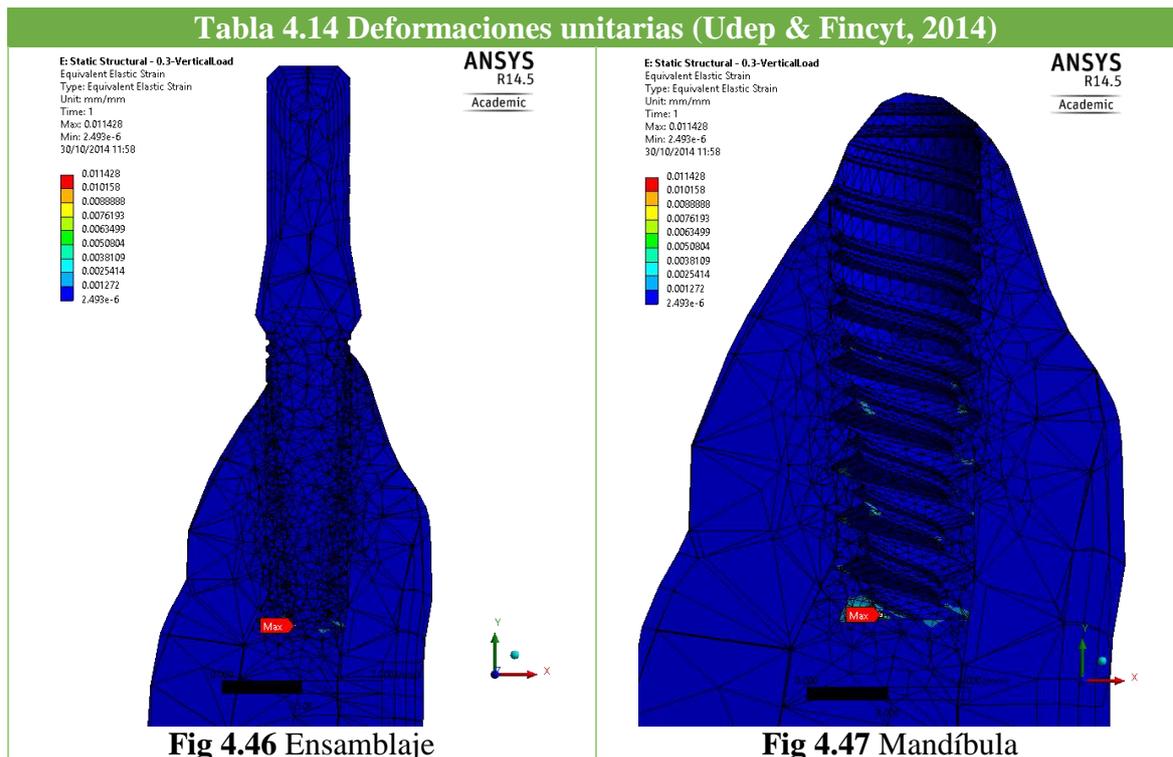
**Fig 4.41** Deformación horizontal en el ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

**Tabla 4.13 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 85.628 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 30.787 MPa (hilo superior) y 18.956 MPa (hilo inferior), respectivamente.

Tabla 4.14 Deformaciones unitarias (Udep &amp; Fincyt, 2014)

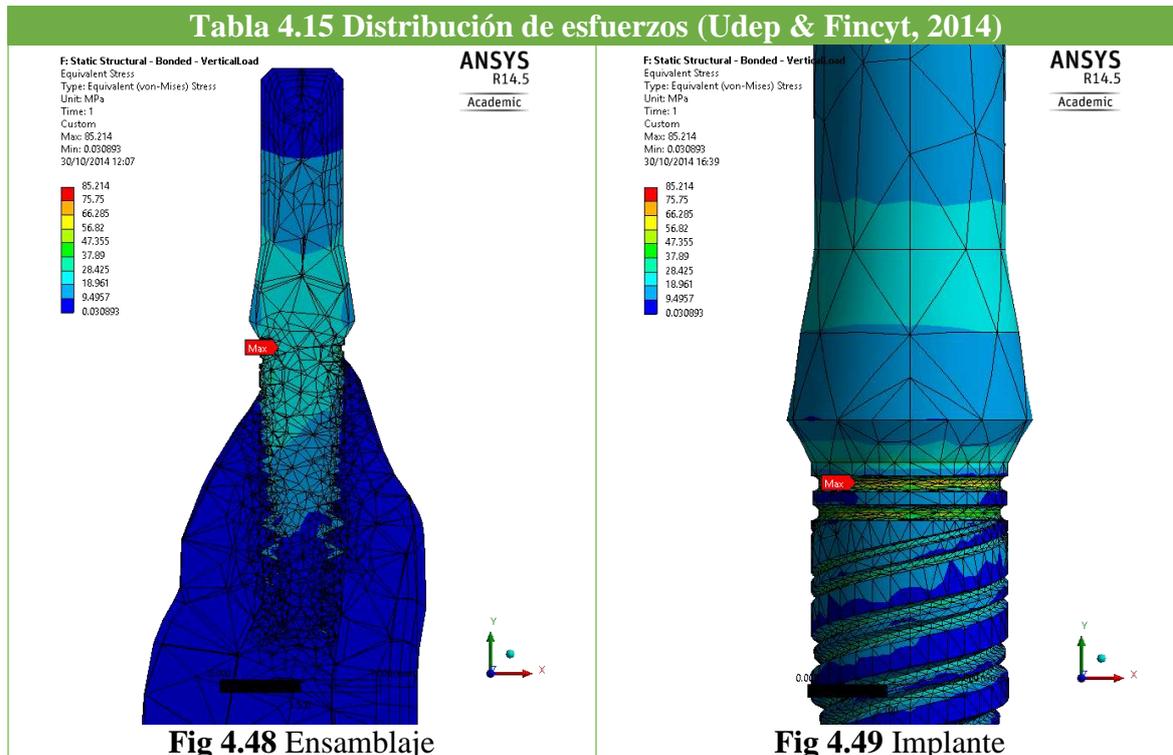


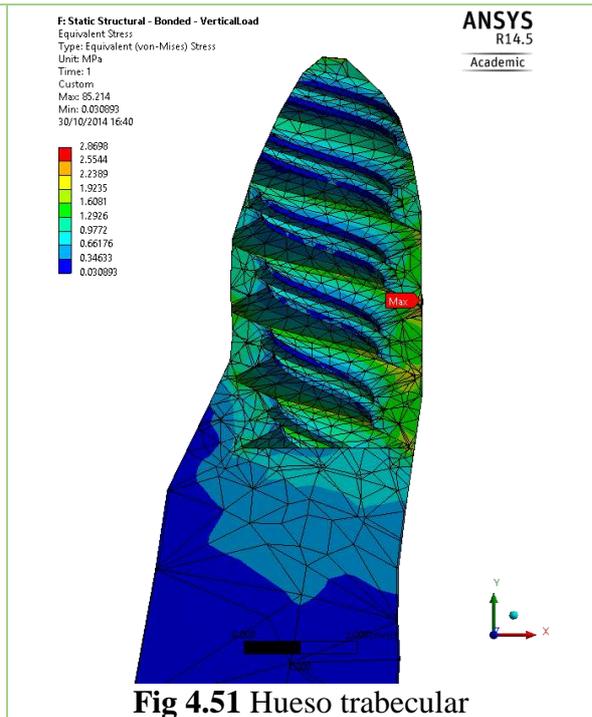
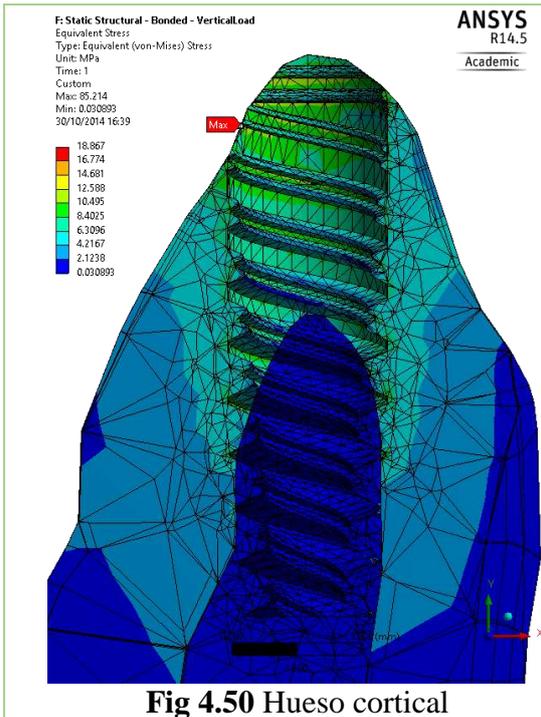
Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentran en la zona del cuello del implante, con un valor de 0.011428.

#### Fijación completa (Bonded) (314 N vertical):

No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.

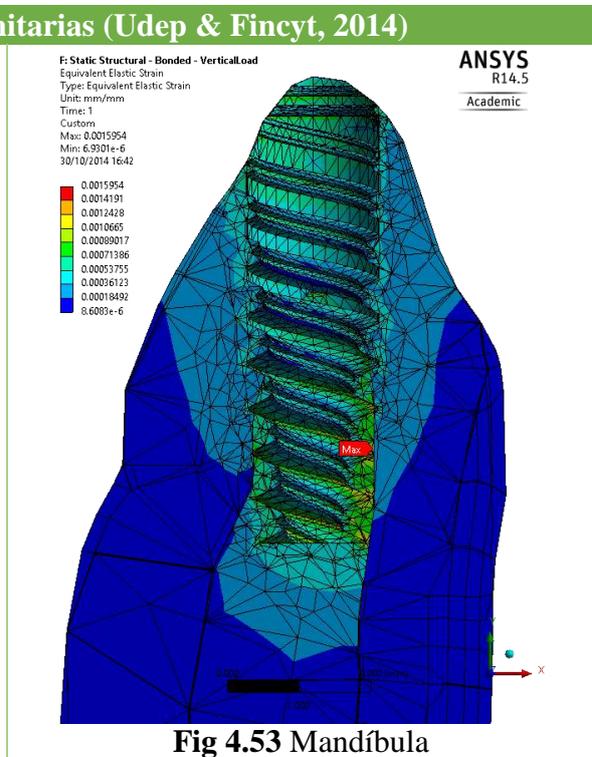
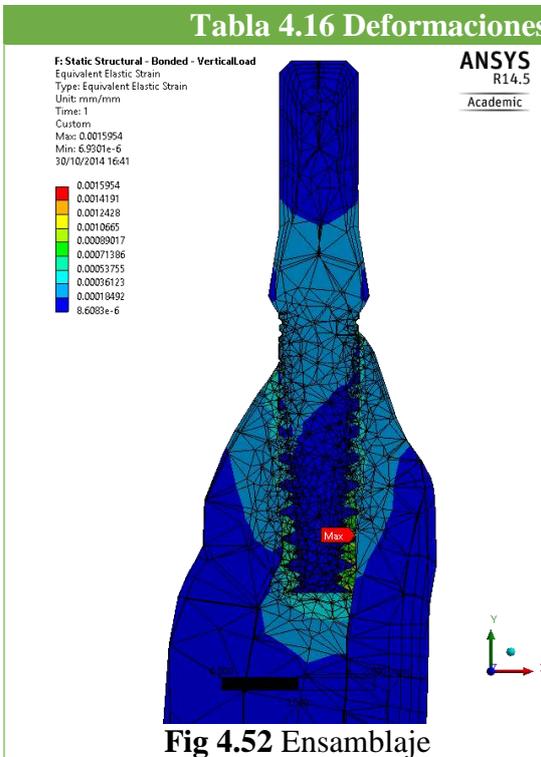
Tabla 4.15 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)





Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 85.214 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 18.867 MPa (cuello) y 2.8698 MPa (hilo inferior), respectivamente.

**Tabla 4.16 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentran en el hilo inferior del implante, con un valor de 0.0015954.

#### 4.1.2.2 Implante Udep-2

##### Coefficiente de rozamiento 0.3 (314 N vertical):

Los resultados de desplazamiento relativo para hilo superior, medio e inferior son, respectivamente, 0.004984 mm, 0.00523 mm, 0.0042 mm. Dada la magnitud del error, los valores deben ser considerados confiables hasta el orden de  $10^{-3}$ .

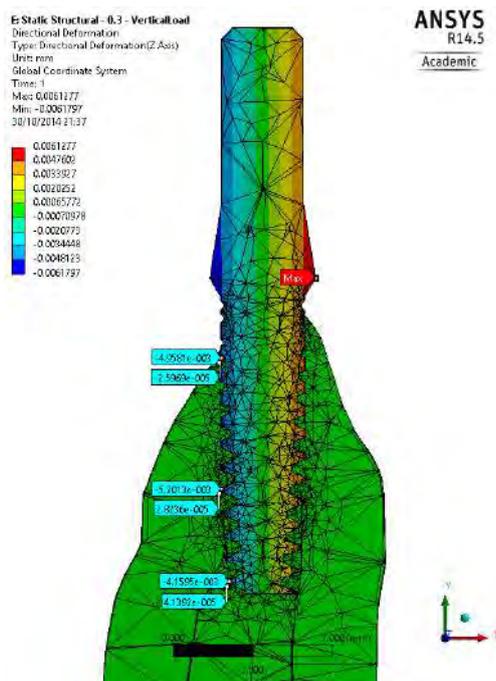
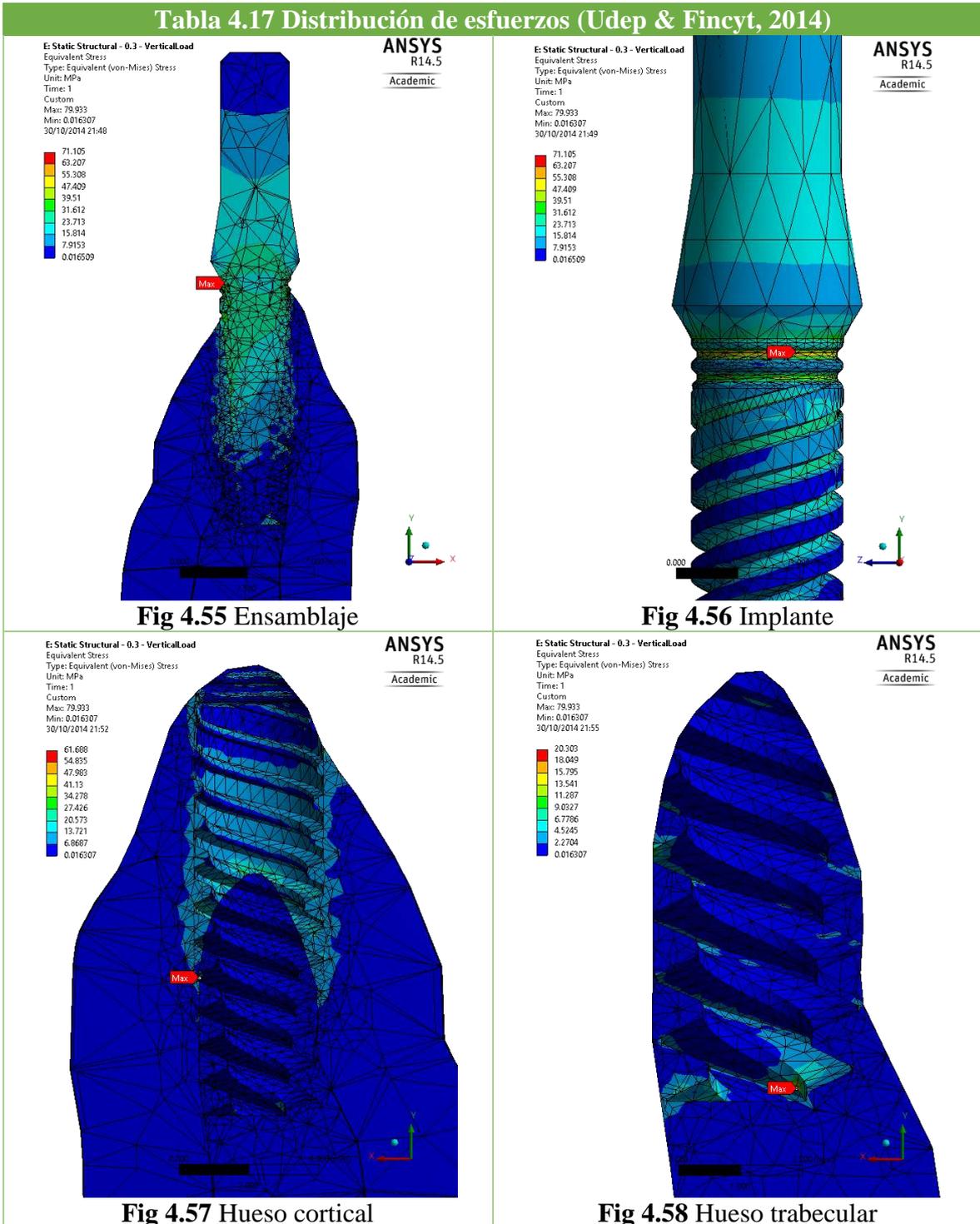


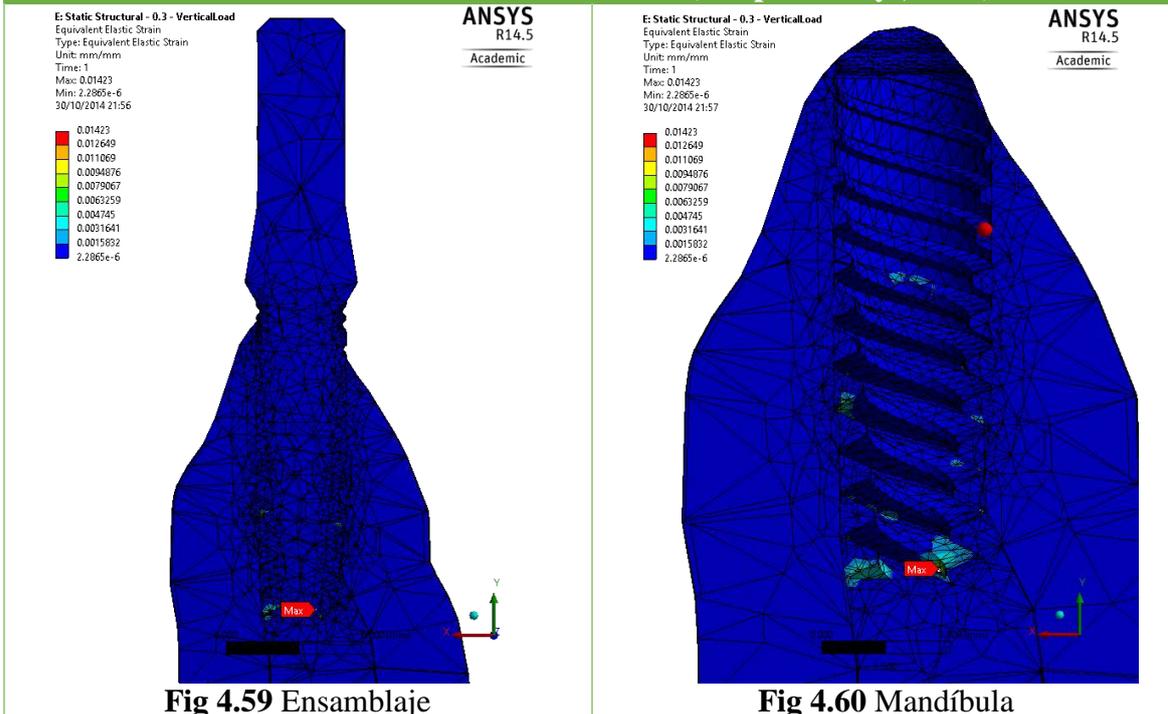
Fig 4.54 Deformación horizontal del ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

**Tabla 4.17 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)**



Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 79.933 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 61.688 MPa (hilo medio) y 20.303 MPa (raíz), respectivamente.

**Tabla 4.18 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)**

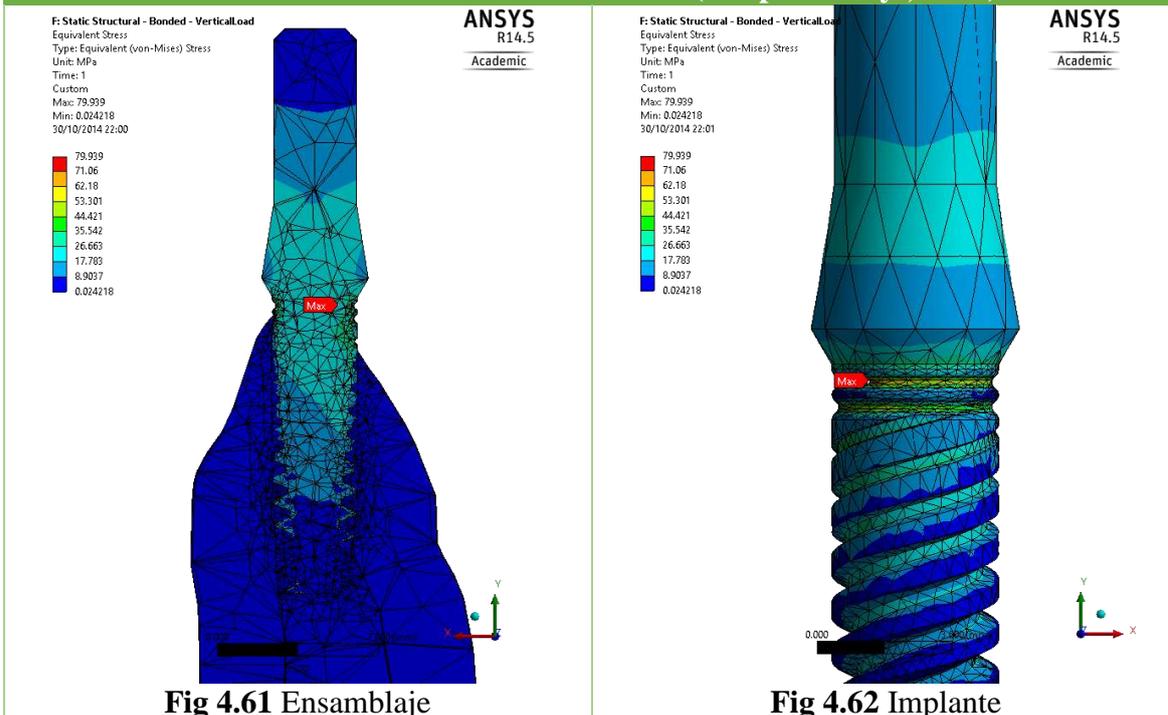


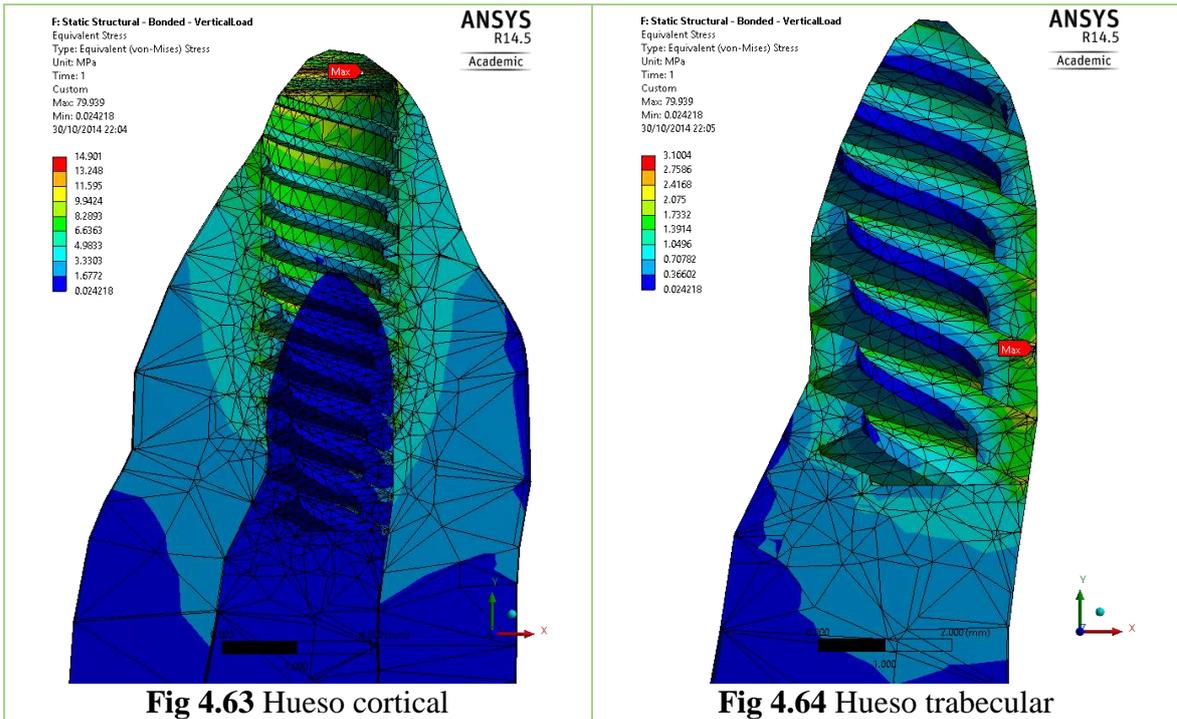
Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentran en la raíz del implante, con un valor máximo de 0.01423.

**Fijación completa (Bonded) (314 N vertical):**

No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.

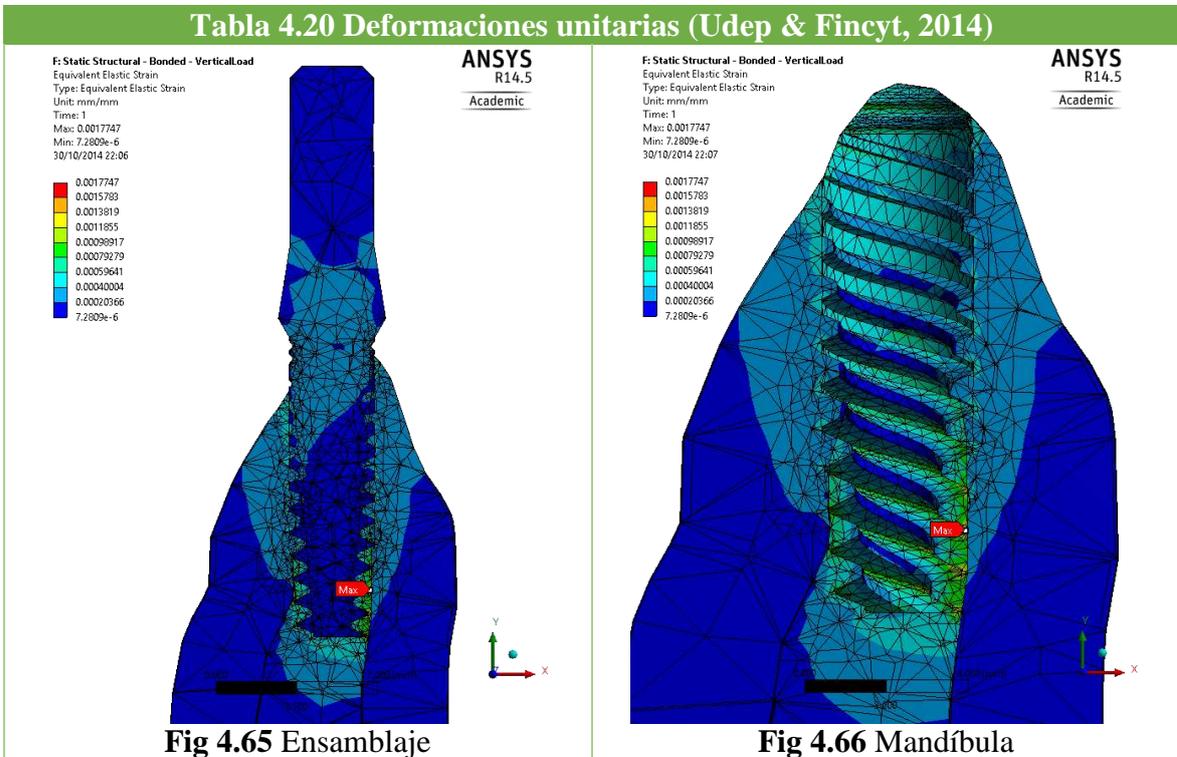
**Tabla 4.19 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2014)**





Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 79.939 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 14.901 MPa (cuello) y 3.1004 MPa (hilo inferior), respectivamente.

**Tabla 4.20 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)**

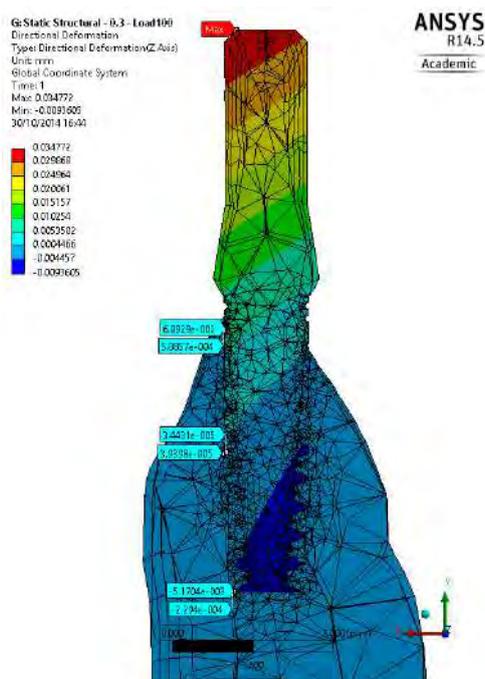


Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentran en la zona del hilo inferior del implante, con un valor máximo de 0.0017747.

### 4.1.3 Condición de carga C (100 N oblicua)

#### 4.1.3.1 Implante Udep-1

Coefficiente de rozamiento 0.3 (100N Oblicua):



**Fig 4.67** Deformación horizontal del ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

Los valores de desplazamiento relativos en el hilo superior, medio e inferior, son, respectivamente, 0.006304 mm, 0.000004967 mm y 0.004941 mm. Dada la magnitud del error, los valores pueden considerarse confiables hasta el orden de las  $10^{-3}$ .

Tabla 4.21 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)

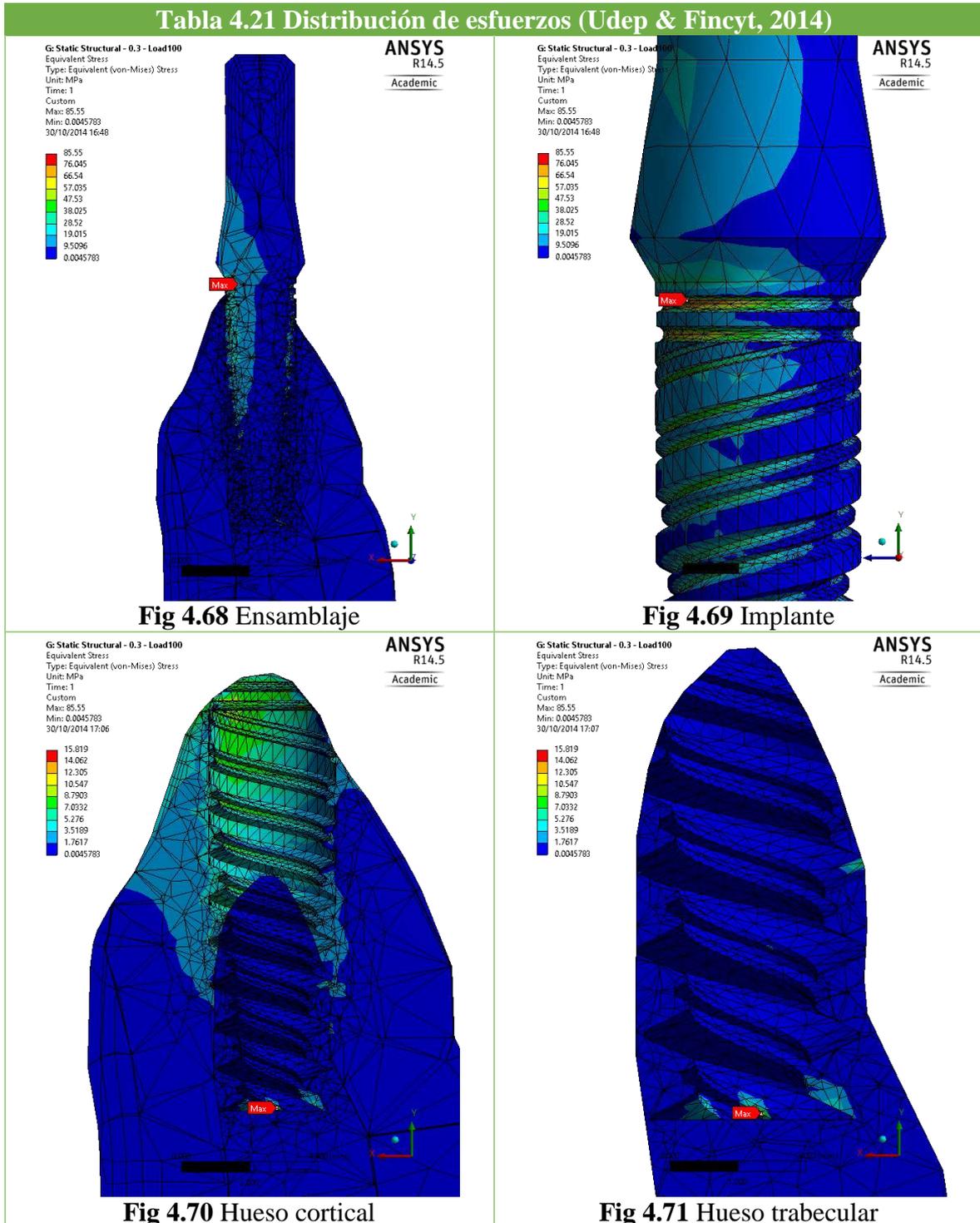


Fig 4.68 Ensamblaje

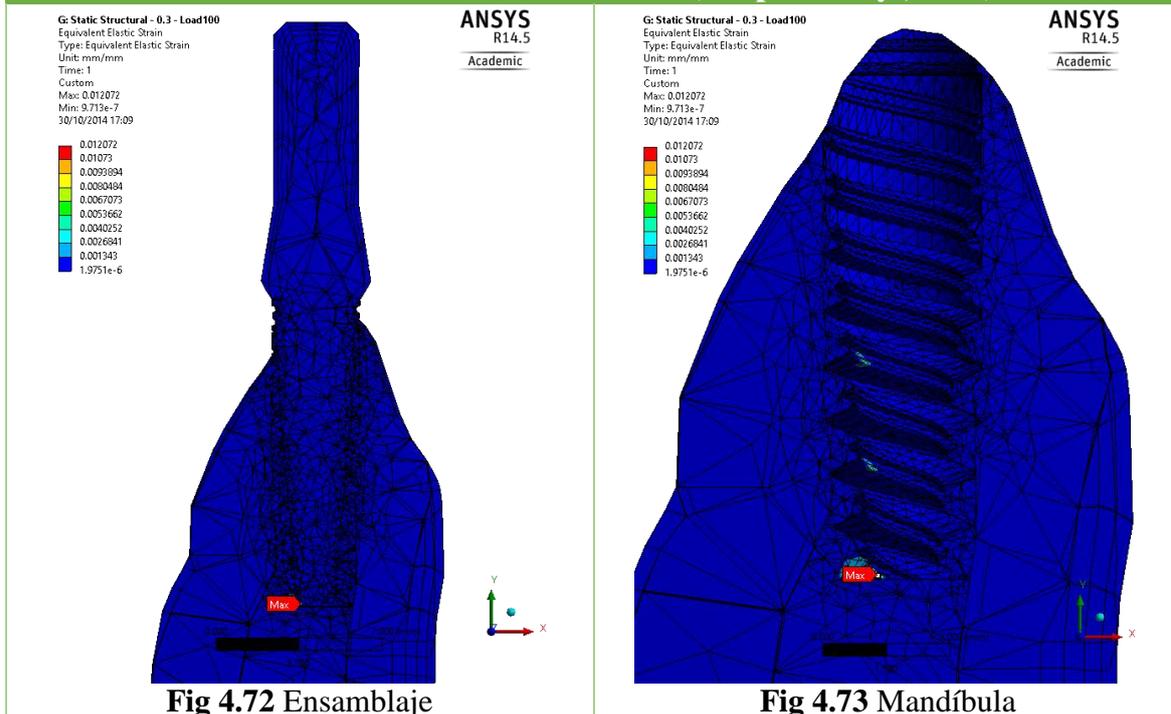
Fig 4.69 Implante

Fig 4.70 Hueso cortical

Fig 4.71 Hueso trabecular

Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 85.55 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 15.819 MPa (hilo inferior) y 15.819 MPa (raíz), respectivamente.

Tabla 4.22 Deformaciones unitarias (Udep &amp; Fincyt, 2014)

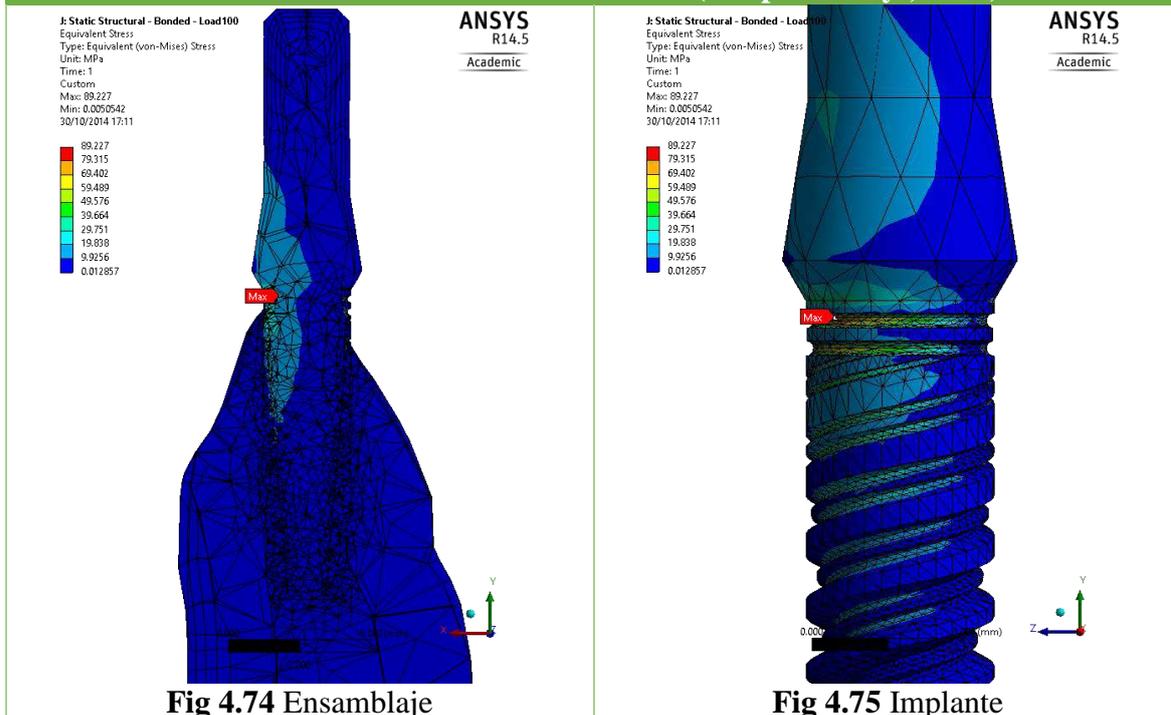


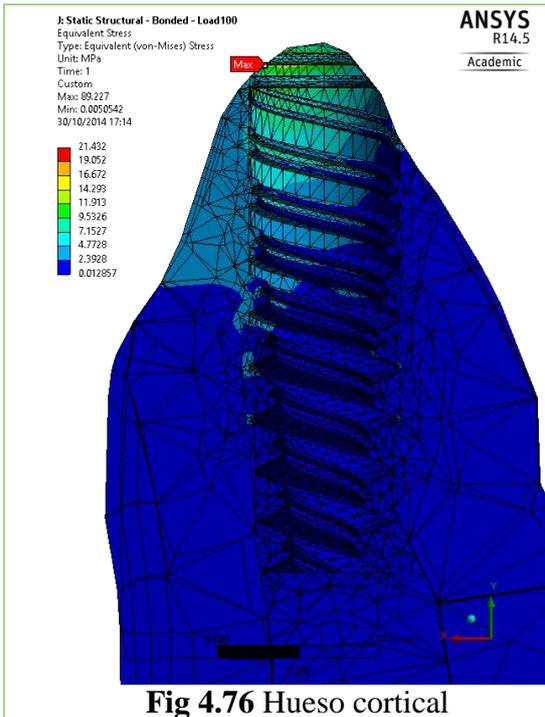
Los resultados muestran que los valores máximos de deformación unitaria se encuentra en la raíz del implante, con un valor máximo de 0.012072.

#### Fijación completa (bonded) (100N Oblicua):

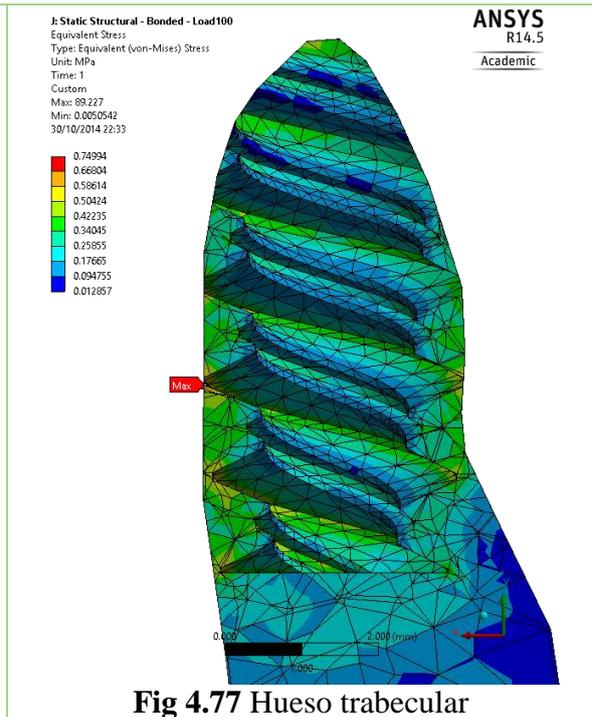
No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.

Tabla 4.23 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)





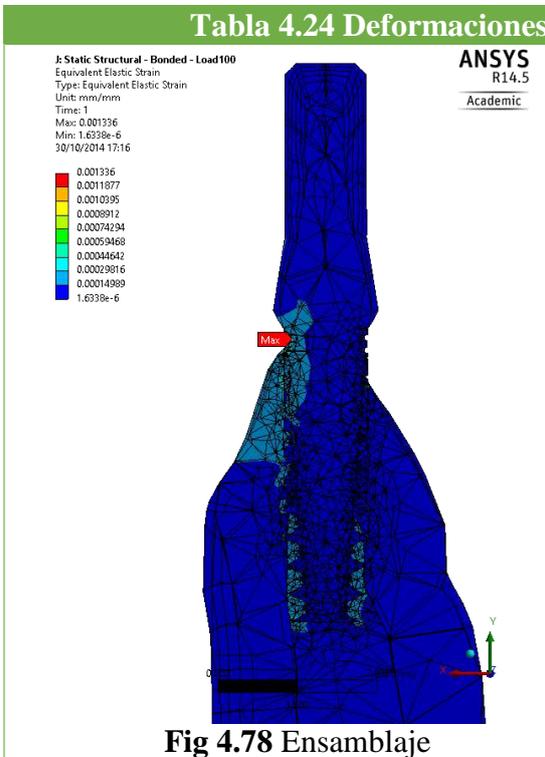
**Fig 4.76** Hueso cortical



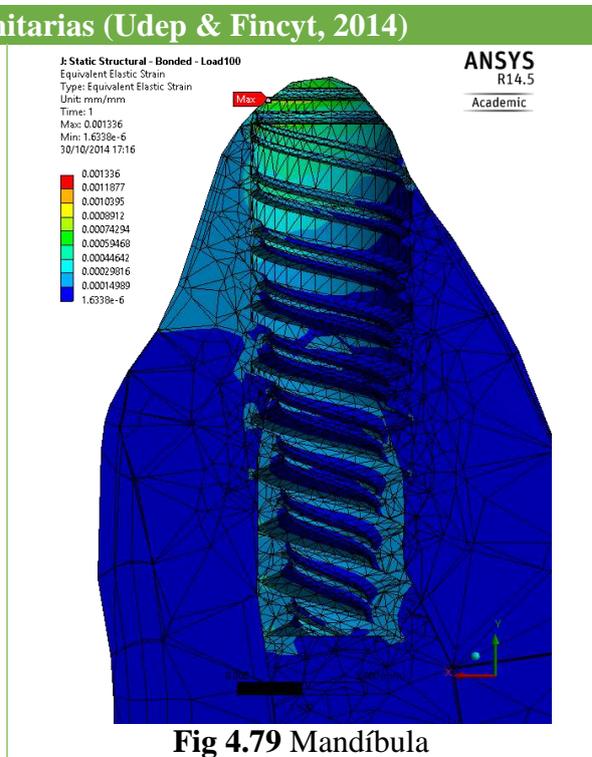
**Fig 4.77** Hueso trabecular

Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 89.227 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 21.432 MPa (cuello) y 0.74994 MPa (hilo inferior), respectivamente.

**Tabla 4.24** Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)



**Fig 4.78** Ensamblaje

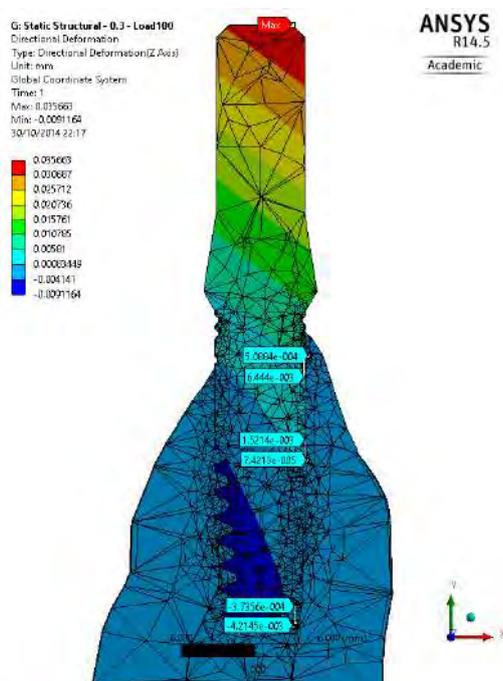


**Fig 4.79** Mandíbula

Los resultados muestran que el valor máximo de deformación unitaria se encuentra en la zona del cuello del implante, con un valor de 0.001336.

### 4.1.3.2 Implante Udep-2

**Coefficiente de rozamiento 0.3 (100N Oblicua):**



**Fig 4.80** Deformaciones horizontales en el ensamblaje (Udep & Fincyt, 2014).

Los valores de desplazamiento relativo en el hilo superior, medio e inferior son, respectivamente, 0.005935 mm, 0.001447 mm y 0.00384 mm. Dada la magnitud del error, los valores pueden considerarse confiables hasta un orden de  $10^{-3}$ .

Tabla 4.25 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)

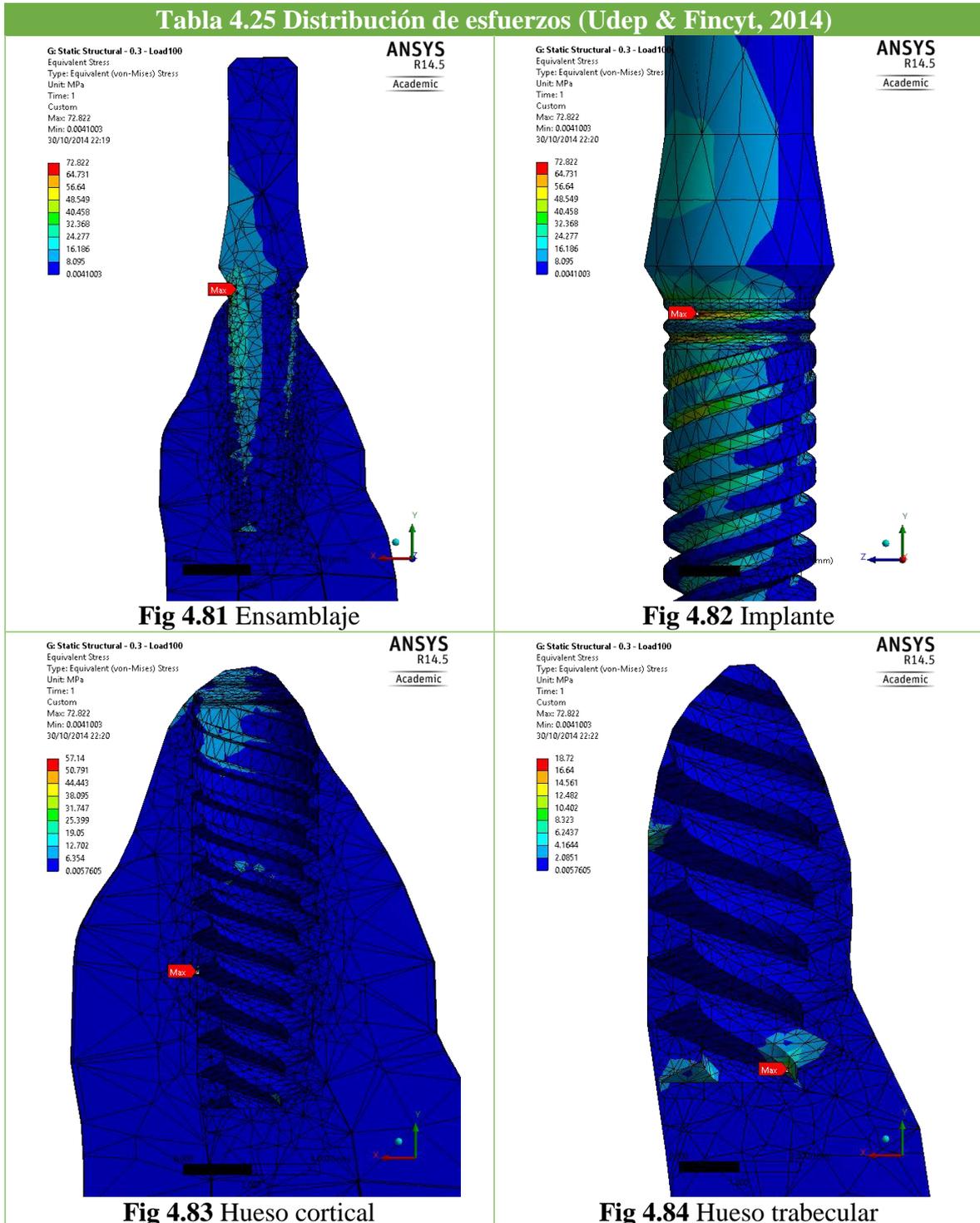


Fig 4.81 Ensamblaje

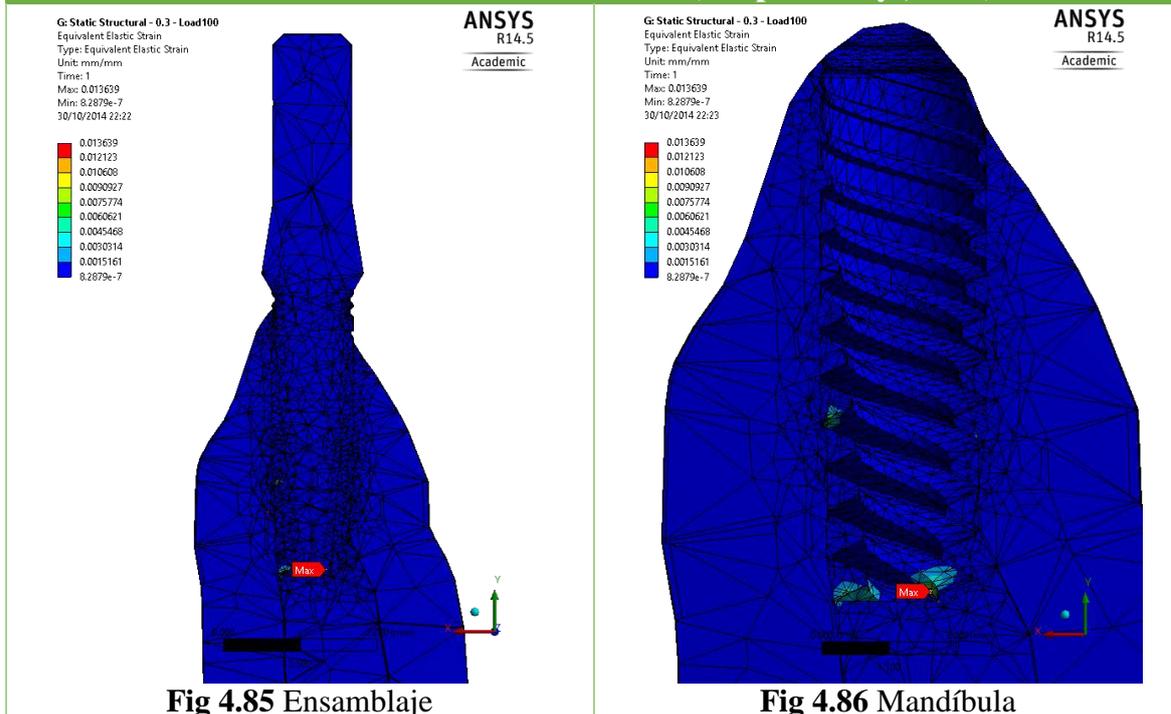
Fig 4.82 Implante

Fig 4.83 Hueso cortical

Fig 4.84 Hueso trabecular

Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 72.822 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 57.14 MPa (hilo medio) y 18.72 MPa (raíz), respectivamente.

Tabla 4.26 Deformaciones unitarias (Udep &amp; Fincyt, 2014)

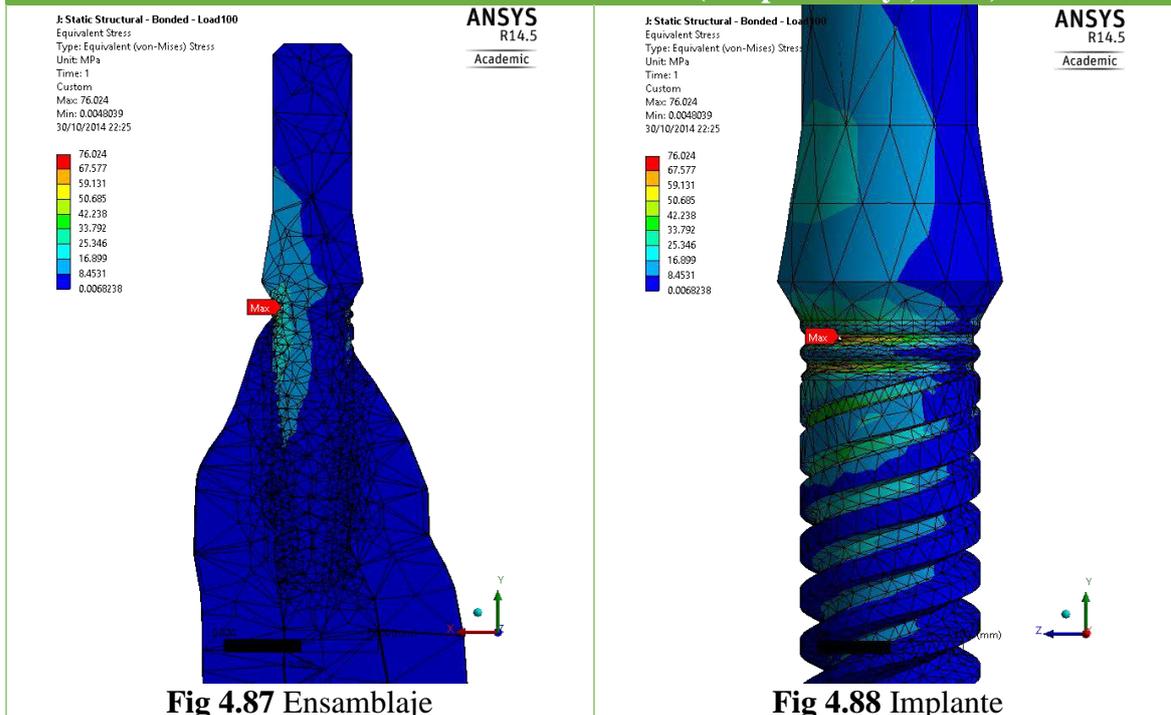


Los resultados muestran que la deformación unitaria máxima está ubicada en la raíz del implante, con un valor de 0.013639.

#### Fijación completa (Bonded) (100N Oblicua):

No se presentan desplazamientos relativos dado que hay fijación completa.

Tabla 4.27 Distribución de esfuerzos (Udep &amp; Fincyt, 2014)



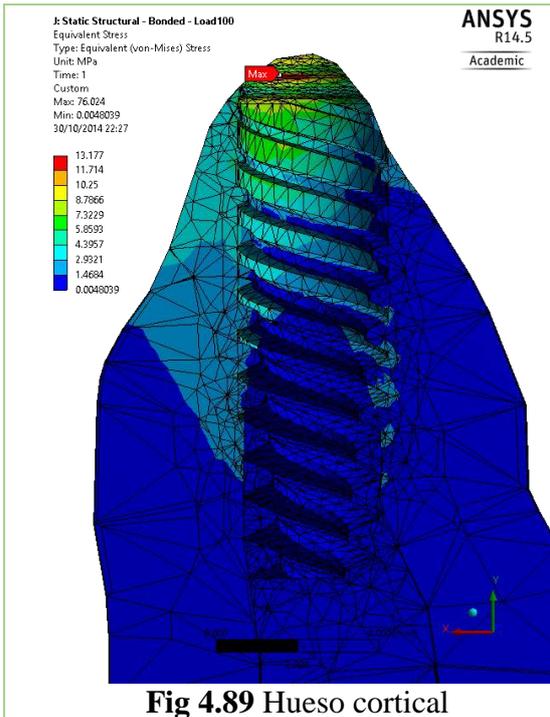


Fig 4.89 Hueso cortical

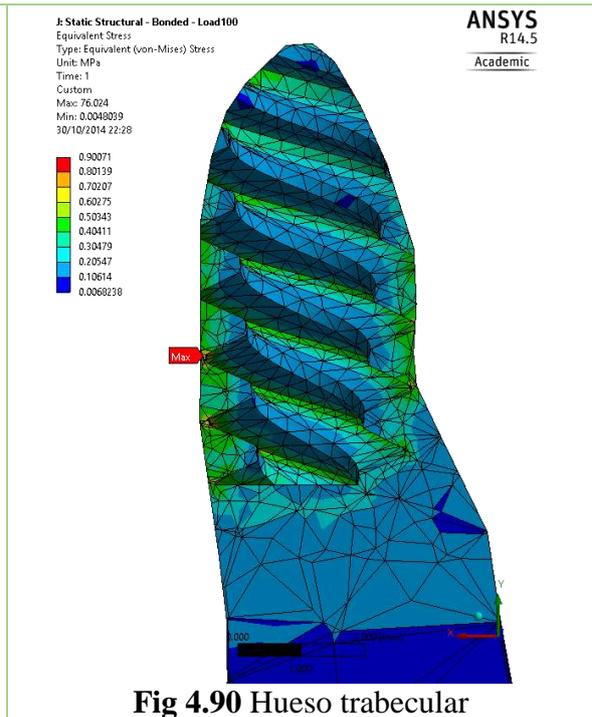


Fig 4.90 Hueso trabecular

Los resultados muestran que los valores máximos de esfuerzo están ubicados en la zona del cuello del implante, con un valor de 76.024 MPa. Para el hueso cortical y trabecular, los esfuerzos máximos corresponden a 13.177 MPa (cuello) y 0.090071 MPa (hilo inferior), respectivamente.

Tabla 4.28 Deformaciones unitarias (Udep & Fincyt, 2014)

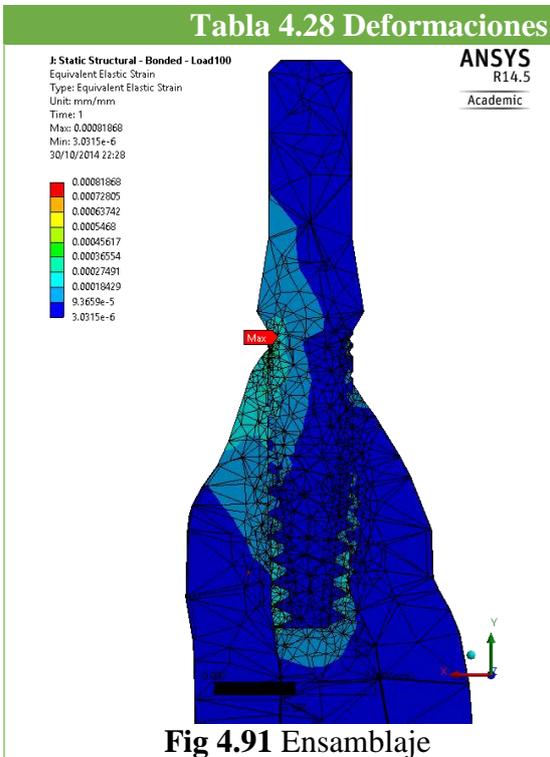


Fig 4.91 Ensamblaje

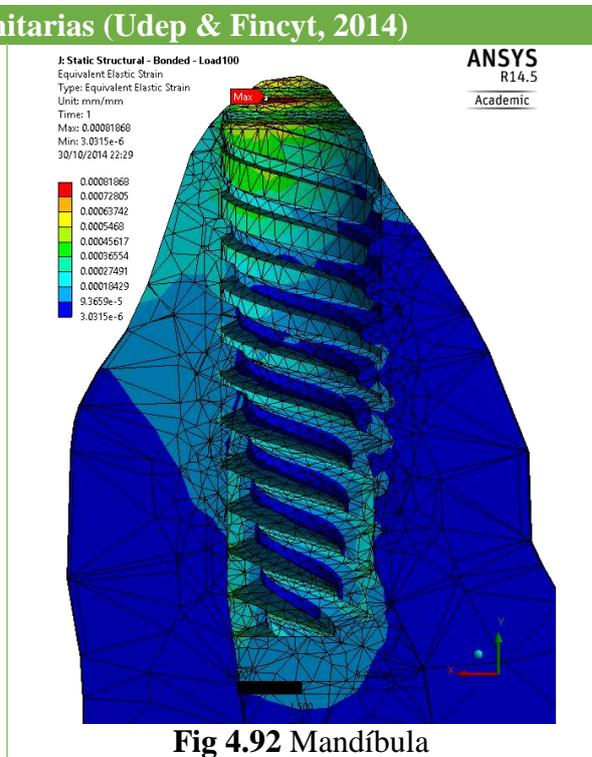


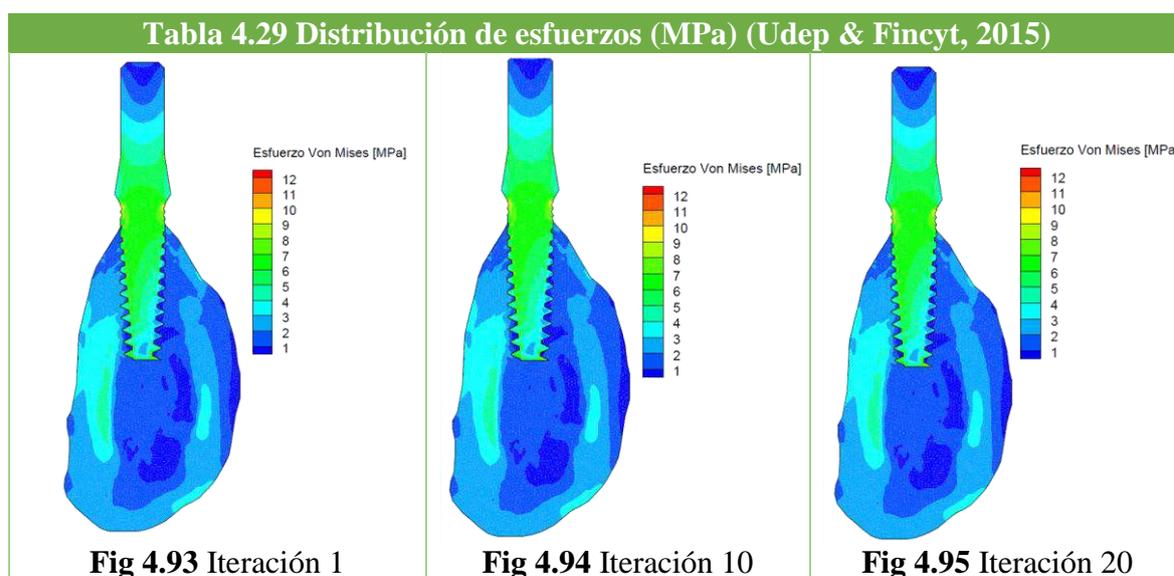
Fig 4.92 Mandíbula

Los resultados muestran que las mayores deformaciones unitarias se encuentran en la zona del cuello del implante y la raíz del mismo. El valor máximo corresponde a 0.00081868 (cuello).

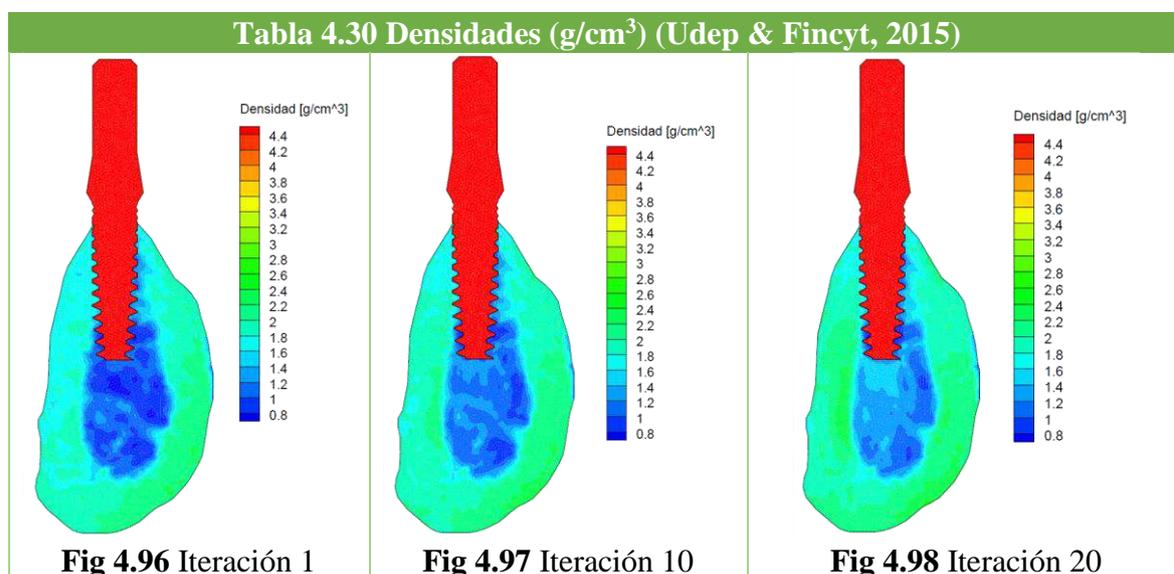
## 4.2 Simulación con remodelación ósea

Los resultados se presentan en diferentes estados de la simulación de remodelación con el algoritmo BORA. Las iteraciones iniciales y finales, junto a algunas iteraciones intermedias, se muestran a continuación.

### 4.2.1 Implante Udep-2

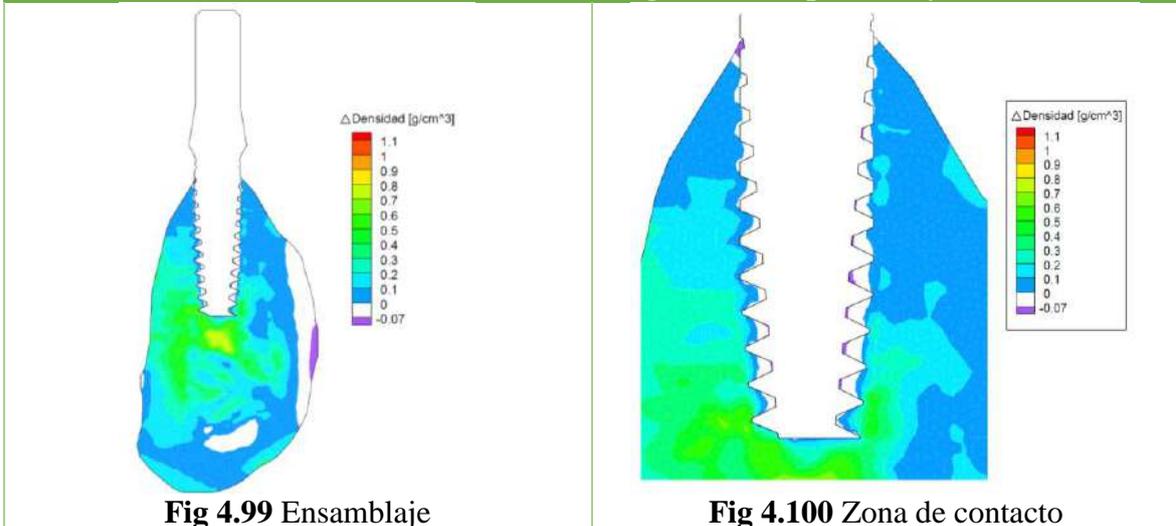


Los resultados muestran que los mayores valores de esfuerzos siempre son asumidos por el implante y en general los esfuerzos máximos en el hueso cortical están alrededor de 4 MPa. Los menores valores de esfuerzo (1-2 MPa) en el hueso corresponden al hueso trabecular y a algunas zonas alrededor del cuello del implante en el hueso cortical.



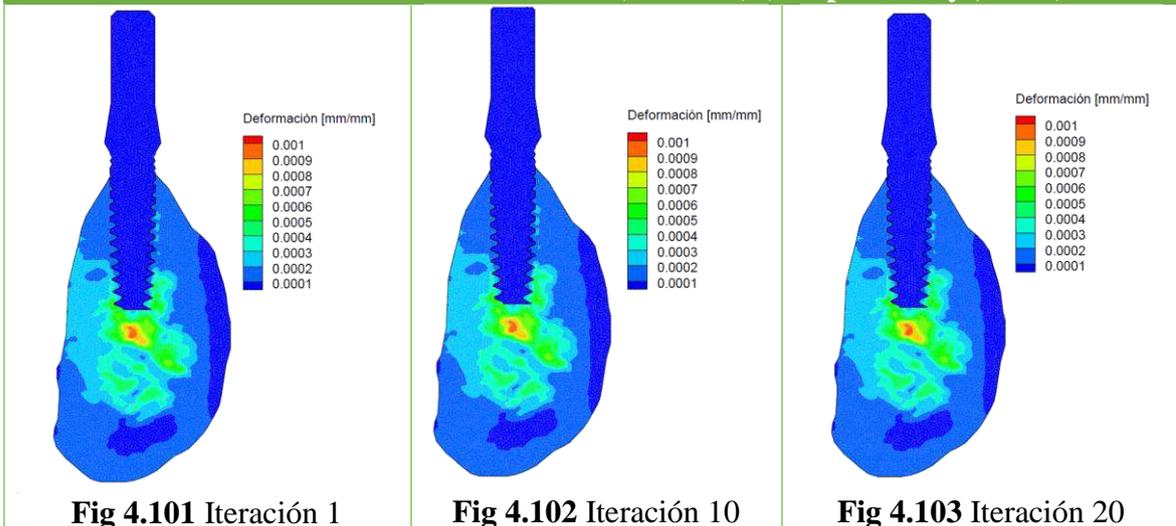
Los resultados muestran, en general, un aumento de la densidad en el hueso trabecular y la zona superior de la rosca del implante. El hueso cortical también presenta una ligera mejora en la densidad en su estructura, a excepción de la zona del cuello del implante.

**Tabla 4.31 Variaciones de densidad ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) (Udep & Fincyt, 2015)**



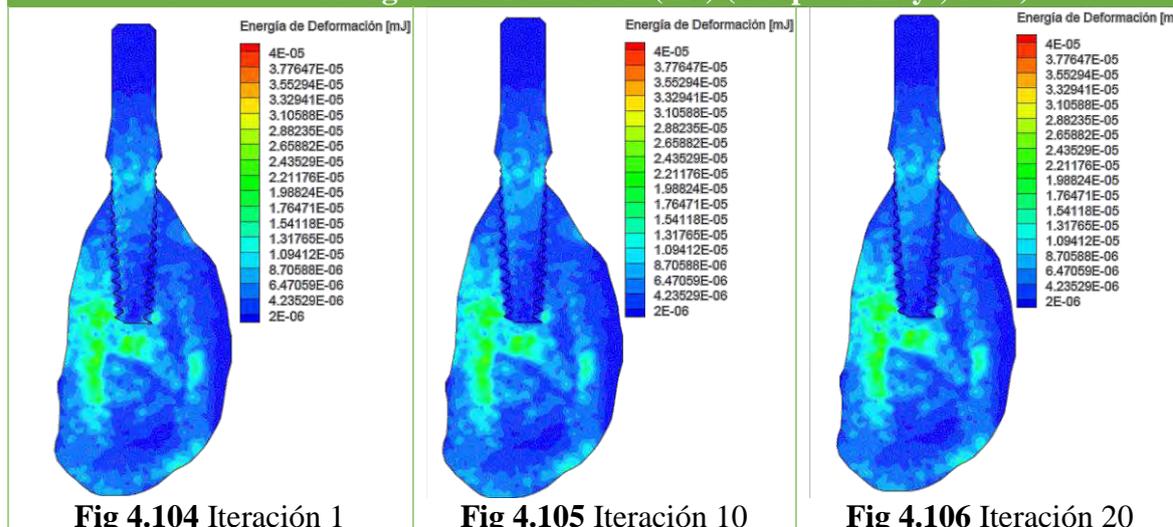
Los resultados muestran que las variaciones de densidad han sido especialmente favorables en la zona media de la mandíbula ( $+0.7 \text{ g}/\text{cm}^3$ ), con menores aumentos conforme se aleja de dicha zona. Se resalta también una ligera reabsorción ósea ( $-0.07 \text{ g}/\text{cm}^3$ ) en la zona de contacto del cuello, hilo medio e inferior del implante y, especialmente en la zona lateral derecha de la mandíbula.

**Tabla 4.32 Deformaciones unitarias ( $\text{mm}/\text{mm}$ ) (Udep & Fincyt, 2015)**



Los resultados muestran, en general, deformaciones unitarias que no superan los  $0.0002$ , con mayores valores conforme se acercan a la zona media del hueso trabecular, llegando a valores máximos por encima de  $0.001$ .

Tabla 4.33 Energía de deformación (mJ) (Udep &amp; Fincyt, 2015)



Los resultados no muestran grandes cambios en la energía de deformación del ensamblaje hueso-implante. En general los valores no exceden los  $8.7 \times 10^{-6}$  mJ, salvo en la zona media, donde los valores oscilan alrededor de  $2.4 \times 10^{-5}$  mJ.

#### 4.2.2 Implante UPM-1

Variaciones de densidad en el ensamblaje ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ):

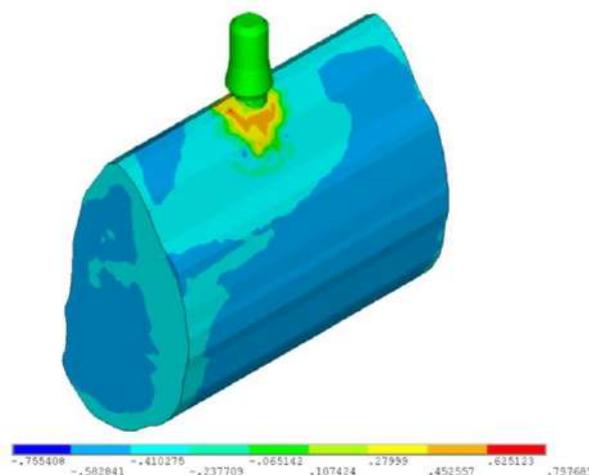
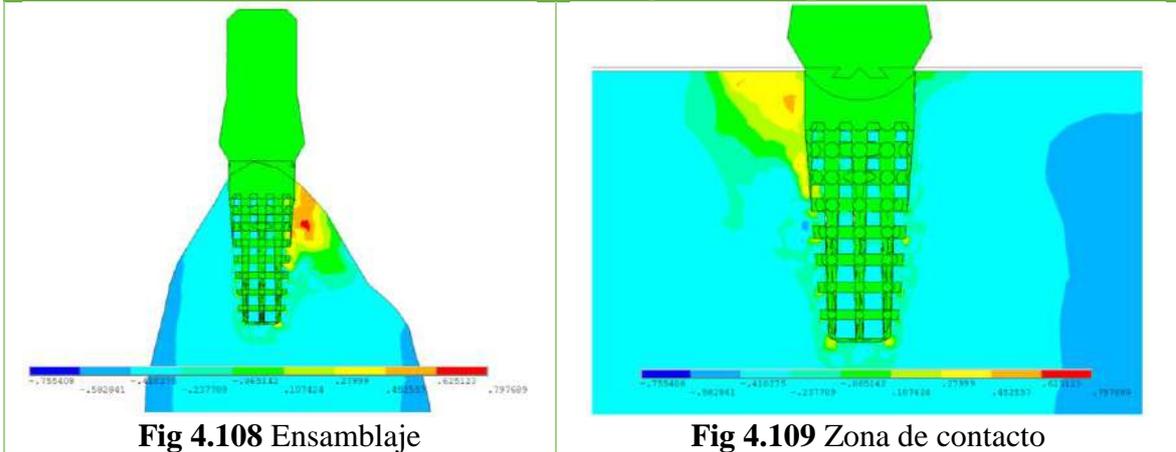


Fig 4.107 Variación de densidad entre estado inicial y final (Udep & Fincyt, 2015).

Los resultados muestran claramente un incremento de la densidad en la zona de contacto con el cuello del implante, cuyos valores oscilan entre  $+0.28 \text{ g}/\text{cm}^3$  y  $+0.798 \text{ g}/\text{cm}^3$ . Se resalta también las grandes zonas de reabsorción en la parte externa de la mandíbula, con rangos de entre  $-0.755 \text{ g}/\text{cm}^3$  y  $-0.238 \text{ g}/\text{cm}^3$ .

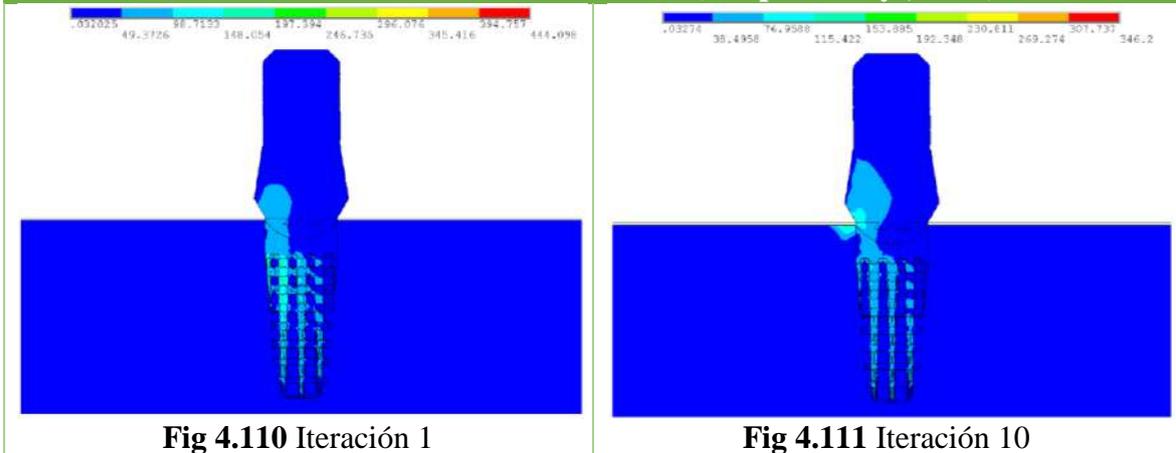
**Tabla 4.34 Variaciones de densidad ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) (Udep & Fincyt, 2015)**



Los resultados muestran que cierta zona de contacto con el cuello del implante presenta mejoras de hasta  $0.798 \text{ g}/\text{cm}^3$  en la densidad, mientras que la mayor parte del hueso mandibular presenta una evidente reabsorción ósea con tasas de  $-0.410 \text{ g}/\text{cm}^3$  y  $-0.755 \text{ g}/\text{cm}^3$ , como máximo.

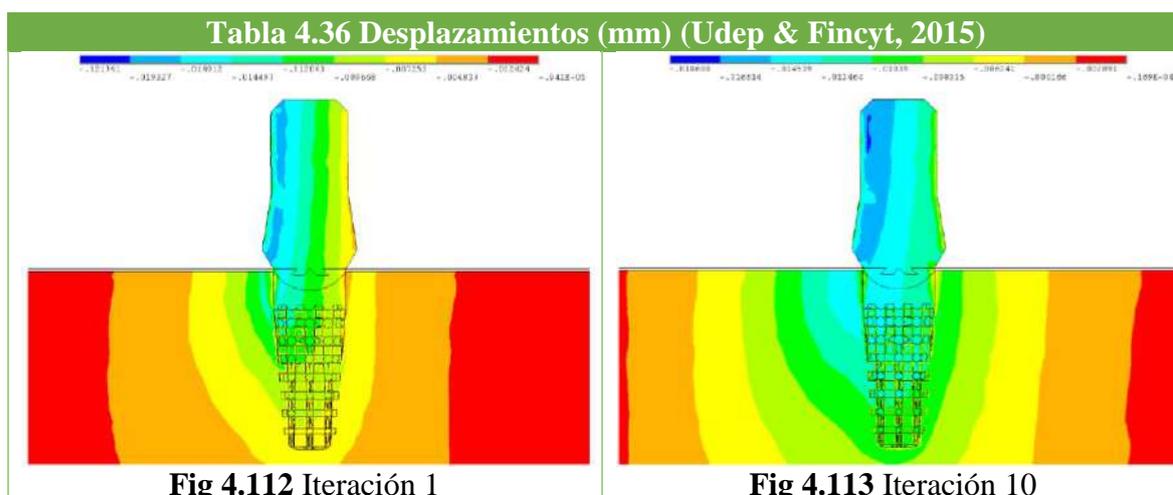
**Distribución de esfuerzos (MPa):**

**Tabla 4.35 Distribución de esfuerzos (Udep & Fincyt, 2015)**



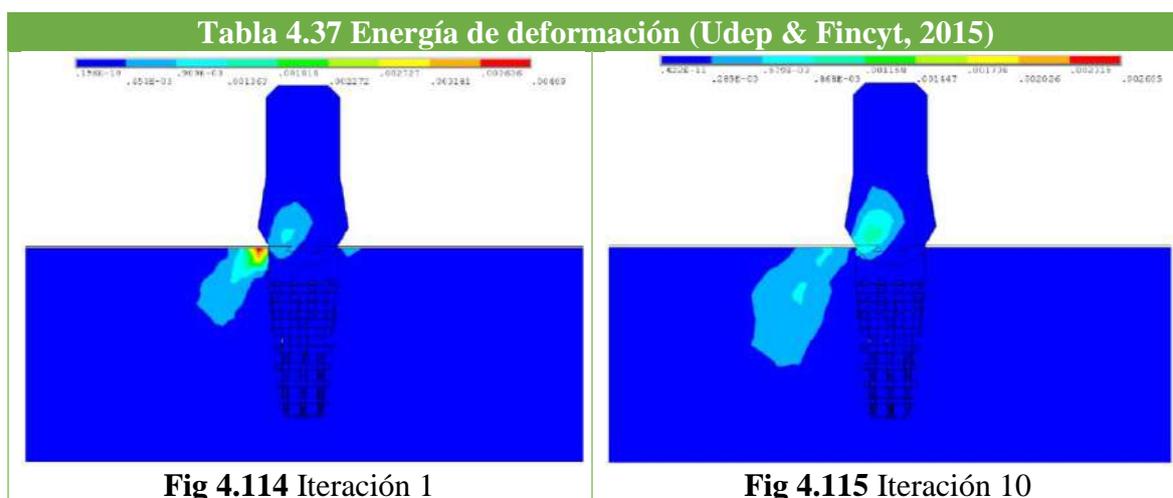
Los resultados muestran que la zona de contacto con el cuello implantario asume los mayores valores de concentración de esfuerzos, con un valor máximo de 444 MPa en el implante, mientras que el resto del tejido óseo queda prácticamente descargado ( $0.03274 \text{ MPa}$ ).

### Desplazamientos en el ensamblaje (mm):



Los resultados muestran que luego de la aplicación de la carga, los desplazamientos se incrementan alrededor de la zona del cuello implantario, con magnitudes que oscilan entre 0.10 y 0.14 mm.

### Energía de deformación (mJ):



Los resultados muestran una elevada concentración de energía de deformación en la zona del cuello implantario al inicio de la simulación. Sin embargo, al final de la misma, dicha energía disminuye y se dispersa en una mayor región ósea.

## 4.3 Análisis de resultados

Después de presentar las distintas simulaciones en los apartados anteriores, se analizarán sus resultados desde un punto de vista biomecánico, en la cual se evaluará no sólo el comportamiento mecánico de los distintos materiales que conforman los modelos, sino también los efectos que las condiciones de carga causan en la adaptación biológica de los tejidos vivos que soportan los implantes. Para facilitar el seguimiento del análisis se han

preparado dos tablas que resumen de forma ordenada los resultados más resaltantes de todas las simulaciones. El análisis de la simulación de remodelación, al depender de parámetros no verificados clínicamente, deberá ser tomado de forma referencial, cuantitativamente hablando.

**Tabla 4.38**

Resumen de los resultados de la simulación mecánica en ANSYS. Datos de (Udep & Fincyt, 2014).

Carga	Implante	Coefficiente de Rozamiento	Desplazamiento relativo máximo (mm)	Esfuerzo máximo ensamblaje (MPa)	Esfuerzo máximo cortical (MPa)	Esfuerzo máximo trabecular (MPa)	Deformación unitaria máxima mandíbula (mm)
324 N Oblicua	Udep 1	0.3	0.018	264.02	41	23.469	0.010
		1	0.008	288.8	43.073	18.499	0.012
		Bonded	No aplica	280.4	67.354	2.354	0.004
	Udep 2	0.3	0.020	228.11	53.051	20.239	0.014
		1	0.007	237.81	67.382	27.899	0.019
		Bonded	No aplica	238.91	41.408	2.8278	0.003
314 N Vertical	Udep 1	0.3	0.002	85.628	30.787	18.956	0.011
		Bonded	No aplica	85.214	18.867	2.8698	0.002
	Udep 2	0.3	0.005	79.933	61.688	20.303	0.014
		Bonded	No aplica	79.939	14.901	3.1004	0.002
100 N Oblicua	Udep 1	0.3	0.006	85.55	15.819	15.819	0.012
		Bonded	No aplica	89.227	21.432	0.75	0.001
	Udep 2	0.3	0.005	72.822	57.14	18.72	0.013
		Bonded	No aplica	76.024	13.177	0.090	0.001

**Tabla 4.39**

Resumen de los resultados de la simulación con remodelación. Datos de (Udep & Fincyt, 2015)

Carga	Implante	Esfuerzos máximos (MPa)	Esfuerzos mínimos (MPa)	Remodelación positiva (g/cm <sup>3</sup> )	Remodelación negativa (g/cm <sup>3</sup> )	Deformación	Energía de deformación (mJ)
25.2 N Vertical	Udep 2 (2D)	4 (Hueso)	1 (Hueso trabecular, cuello del implante)	+ 0.7 (Zona media)	- 0.07 (rosca, lateral del hueso cortical)	0.001 mm/mm (trabecular)	2.4 x 10 <sup>-5</sup> mJ (Zona media) 2 x 10 <sup>-6</sup> mJ (Contacto con rosca)
324 N Oblicua	UPM 1 (3D)	76.9588 (Cuello implantario)	0.032774 (Resto del hueso)	+ 0.28 a 0.798 (Cuello implantario)	- 0.755 a - 0.0410 (Parte externa de la mandíbula)	0.10 a 0.14 mm (cuello implantario)	Hasta 4.09 x 10 <sup>-3</sup> mJ (Cuello implantario)

- De acuerdo a lo expuesto, los desplazamientos máximos permitidos deben ser menores a 50 – 100 µm (0.05 mm – 0.10 mm) para garantizar una estabilidad adecuada sobre tejido óseo y no fibroso. Según los resultados de la simulación mecánica, los modelos respetarían el rango adecuado de desplazamientos entre el hueso y el implante, aún en las fases previas a la oseointegración que corresponden al coeficiente de rozamiento bajo (0.3). De esta forma, se garantiza la formación de tejido óseo en vez de tejido fibroso (cartílago) que no proporciona una estabilidad ni anclaje implantario correcto ante las cargas masticatorias en el tiempo.
- La simulación con el algoritmo de remodelación, por su parte, presenta micromovimientos o desplazamientos mayores que se acercan, y en ocasiones

exceden, el rango biomecánico permitido conforme avanzan las iteraciones. Este comportamiento de riesgo propio del implante UPM-1 podría comprometer la estabilidad del implante, propiciando la formación de tejido fibroso en la interfase hueso-implante.

- La simulación mecánica muestra que en todas las fases y condiciones de carga, los implantes roscados propuestos trabajarían correctamente y asumirían los esfuerzos sin comprometer su falla mecánica.
- Tomando como referencia el límite de fluencia del hueso cortical en 115 MPa (A. Natali, 2003), se hace evidente que los esfuerzos generados por las distintas cargas de la simulación mecánica no comprometen el tejido óseo cortical, de modo que debería esperarse un buen soporte al implante en esta zona.
- Considerando el límite de fluencia del hueso trabecular en 5 MPa (U. Garitaonandia, 2010), se evidencia que los esfuerzos al cual se ve sometido no comprometen su desempeño mecánico en la fase de oseointegración ideal completa o total (bonded). Sin embargo, en las fases previas a la oseointegración completa, que corresponden a los coeficientes de rozamiento, el tejido trabecular se vería sobrecargado excesivamente comprometiendo su desempeño mecánico. A pesar de ello, se debería esperar una respuesta biomecánica de remodelación en dicha zona que intente compensar dicho efecto.
- Si se analiza el desempeño del tejido óseo en fatiga, considerando el límite de esfuerzo a la fatiga como 30 MPa para  $10^6$  ciclos (A. Natali, 2003), se evidenciaría la falla por fatiga del hueso para la condición de carga A (324 N oblicua) y en las condiciones con rozamiento de las demás configuraciones. Sin embargo, se espera que durante la fase de oseointegración (condiciones con coeficiente de rozamiento) el hueso no se vea sometido a un número de ciclos tan alto, debido a la dieta blanda y el descanso clínico obligado para el paciente por prescripción médica.
- Los esfuerzos resultantes en la simulación con remodelación indican que la mayor parte de ellos son asumidos por el implante. Los valores máximos en el tejido óseo no exceden la capacidad mecánica de los mismos aunque se encontrarían inadecuadamente distribuidos, principalmente concentrados en la parte superior del cuello implantario, dejando el resto del tejido óseo prácticamente descargado. Se debe esperar pequeñas zonas de regeneración ósea focalizada y grandes zonas de reabsorción ósea en el resto del tejido óseo como consecuencia de estos resultados.
- La simulación con el algoritmo BORA para el implante UDEP 2 indica una remodelación positiva (regeneración) de hasta  $0.7 \text{ g/cm}^3$  en la zona media del hueso, mientras que el resto del hueso, especialmente en la zona de contacto con la rosca del implante y la zona lateral del hueso cortical, experimenta una remodelación negativa (reabsorción) de hasta  $-0.07 \text{ g/cm}^3$ .
- La simulación con remodelación del implante UPM 1 muestra que la remodelación positiva se encuentra principalmente en la zona del cuello implantario, con tasas de regeneración ósea que van desde  $0.28 \text{ g/cm}^3$  hasta  $0.798 \text{ g/cm}^3$ . Las tasas negativas de reabsorción ósea van desde  $-0.410 \text{ g/cm}^3$  hasta  $-0.755 \text{ g/cm}^3$  y se ubican en gran medida en la parte externa de la mandíbula, principalmente sobre el tejido cortical.
- Se evidenciaría una relación entre la densidad de energía de deformación y las tasas de remodelación ósea para UDEP 2. Una mayor concentración de energía de deformación en determinadas zonas implicaría tasas de remodelación positivas en

dichas zonas. Así también, se puede notar que las zonas descargadas o con menores esfuerzos presentan tasas negativas de remodelación, lo que trae como consecuencia que dichas zonas se reabsorban mediante la acción osteoclástica.

- La concentración de la energía de deformación en una zona del cuello implantario en UPM 1 generaría que la remodelación positiva se focalice casi por completo en dicha zona, dejando el resto del hueso con tasas negativas de remodelación que favorecerían peligrosamente la reabsorción ósea de dicha zona de la mandíbula.
- Respecto a la geometría de los implantes, en general, los resultados parecen mostrar que la presencia de la microrosca en el implante UDEP 1 favorecería una mejor distribución de los esfuerzos en la fase de oseointegración (coeficientes de rozamiento) en comparación con la ausencia de microrosca en UDEP 2. En contraste, los resultados muestran un mejor comportamiento mecánico de UDEP 2 en la fase de fijación completa (bonded), que podría indicar que la geometría de 3 hilos que posee, favorecen una mejor distribución de los esfuerzos en comparación con los implantes de menos hilos de rosca en este caso específico.

## Conclusiones

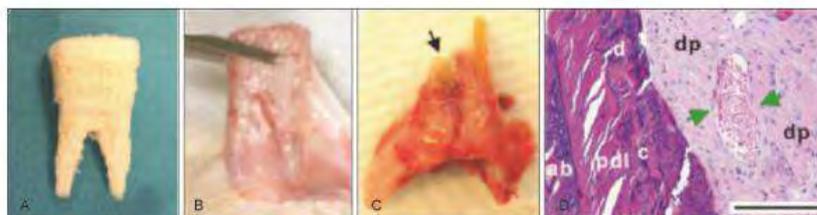
- ✓ Gracias a la investigación propia y del proyecto así como a las simulaciones, se pudo realizar un estudio biomecánico que involucró no sólo el comportamiento puramente mecánico sino también otros factores y comportamientos biológicos inherentes e inseparables en la mecánica de los tejidos vivos del cuerpo humano. En ese sentido se logró evaluar biomecánicamente los principales parámetros que deben tomarse en cuenta para valorar el desempeño de los implantes propuestos: desplazamientos, distribución de esfuerzos mecánicos, energía de deformación y variación de densidad.
- ✓ Respecto a los desplazamientos se puede concluir que, en general, los modelos propuestos de implantes UDEP 1 y UDEP 2 cumplen los rangos de micromovimientos sugeridos por los estudios médicos, incluso en las fases tempranas previas a la oseointegración completa, para las cuales se han tomado coeficientes de rozamiento que pretenden simular esa situación. Sin embargo, uno de los modelos porosos propuesto, UPM 1, no cumple esta condición, por lo que su uso conllevaría a un inminente fracaso del implante. Este criterio ineludible de micromovimientos debe ser respetado para evitar la formación de tejido fibroso (cartilaginoso) en la interfase hueso-implante, el cual es perjudicial para una correcta fijación y anclaje mecánico a largo plazo del implante.
- ✓ Respecto a las condiciones de carga a las que han sido sometidas las propuestas roscadas de implantes, se puede concluir que estos no deberían fallar en condiciones normales, puesto que asumen sin riesgos las distribuciones de esfuerzos en toda su estructura.
- ✓ Los esfuerzos generados en los tejidos vivos simulados no comprometen peligrosamente el tejido óseo cortical de la mandíbula, puesto que los esfuerzos se encuentran dentro de los límites de fluencia del mismo. Mención aparte merece el desempeño del tejido óseo trabecular el cual, al tener propiedades mecánicas inferiores derivadas de su porosidad natural, se ve superado por los esfuerzos en condiciones distintas a la oseointegración completa (bonded). Considerando que la medicina obliga por prescripción descanso del paciente así como cuidados bucales

adicionales como dietas blandas durante la fase de oseointegración, se puede esperar que el hueso trabecular no falle en condiciones normales. Además de eso, la simulación con remodelación indicaría una remodelación positiva para la zona media de la mandíbula que favorecería las condiciones mecánicas del hueso trabecular y mejoraría el soporte del implante en dicha zona.

- ✓ La concentración de esfuerzos en las simulaciones mecánicas para el cuello implantario explicaría el por qué dicha zona es susceptible de fallar ante una carga intensa. A su vez, los valores bajos de esfuerzos en pequeñas zonas de la interfase hueso-implante, especialmente en algunas zonas roscadas, explicaría la tendencia al aflojamiento de los implantes en el tiempo, dado que la remodelación en esas zonas tendería a reabsorción como se ve en las gráficas de variación de densidad. La simulación con remodelación también indica pequeñas tasas de remodelación negativa para UDEP 2 en la zona del cuello implantario que anticiparían una reabsorción y aflojamiento en el tiempo, problema aún común en los implantes roscados. El comportamiento del tejido óseo respecto a la fatiga, indicaría que fallaría en la situación de carga máxima (Carga A) y en las condiciones de rozamiento. Sin embargo, es de esperar que durante la fase de oseointegración (condiciones con coeficiente de rozamiento) el hueso no se vea sometido a un número de ciclos tan alto debido a la prescripción médica de descanso obligatorio.
- ✓ La distribución de la energía de deformación estaría ligada a la remodelación de los tejidos vivos. Así las gráficas resultantes evidencian que una mayor concentración de energía de deformación en determinadas zonas implica tasas de remodelación positivas en dichas zonas. Mientras que las zonas descargadas o con menores esfuerzos presentan tasas negativas de remodelación, lo que trae como consecuencia que dichas zonas se reabsorban mediante la inducción de la acción osteoclástica. Este parámetro es importante para realizar un seguimiento y predecir las zonas de reabsorción en el tiempo. La pérdida de tejido óseo y su densidad influye directa y negativamente en las propiedades mecánicas de los mismos, comprometiendo el éxito de la técnica de rehabilitación con implantes dentales.
- ✓ La geometría de los modelos de implantes roscados propuestos permiten un buen comportamiento biomecánico en términos generales. Los resultados mostrarían que la presencia de una microrosca en el implante favorecería una mejor distribución de los esfuerzos en la fase de oseointegración mientras que la presencia de una triple rosca parece favorecer una mejor distribución de los esfuerzos en la fase de oseointegración completa en comparación con los implantes de menor número de hilos.
- ✓ Los resultados indicarían que UPM 1 no constituye una solución viable con la geometría y el desempeño actual mostrado, debido a que la geometría macro-porosa genera una alta concentración de esfuerzos en la zona del cuello implantario, dejando al resto del hueso perjudicialmente descargado. La razón de su estructura resulta novedosa y tiene base en la tendencia moderna de regenerar el tejido óseo dentro de la estructura implantaria. Una futura investigación clínica con cultivos de células madre que aumente la concentración de las mismas en el hueso periimplantario resultaría favorable para una mejor fijación y disminución de la concentración de esfuerzos. Para ello deberá determinarse clínicamente el rango de porosidad adecuado para el cultivo celular que minimice el riesgo de falla mecánica temprana en las primeras fases de oseointegración, como en el caso del modelo comercial

poroso mencionado en el capítulo 3, el cual ha demostrado ser un tratamiento seguro y efectivo, luego de un año de seguimiento clínico.

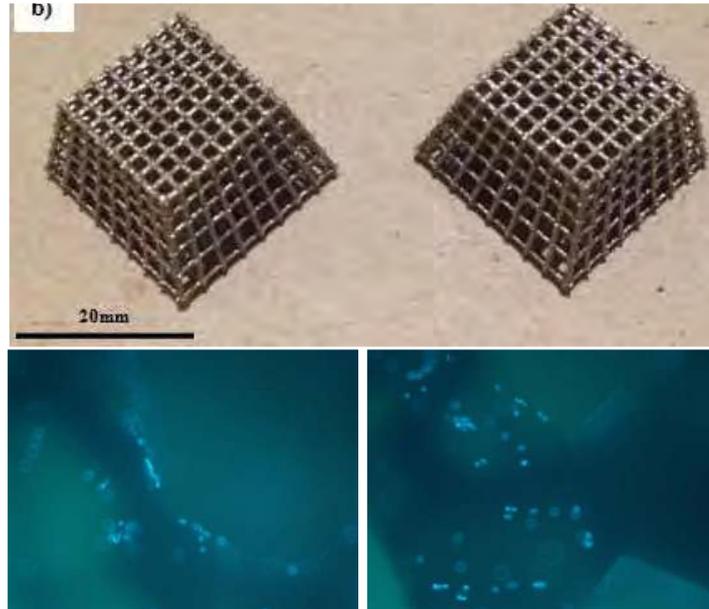
- ✓ Se concluye que el algoritmo de remodelación BORA utilizado constituye una buena aproximación del comportamiento de los tejidos vivos. Sin embargo, las limitaciones que presenta se deben a que no considera los casos límites del comportamiento biológico de los tejidos. Así, no contempla la exclusión ni la inclusión de un elemento por muerte y nacimiento celular, respectivamente, ocasionadas por reabsorción o regeneración ósea. Tampoco contempla el comportamiento del modelo cuando un elemento sufre reabsorción ósea llevando su módulo de elasticidad a valores negativos. Por esta razón, los resultados de las simulaciones con este algoritmo no deben ser considerados para realizar análisis cuantitativos sino cualitativos.
- ✓ El estudio realizado ha sido producto de una exhaustiva investigación en áreas biológicas y médicas, con base en otros estudios avanzados y análisis cuasi-in-vivo por segmentación de imágenes. Sin embargo, carece de un estudio clínico práctico que permita obtener los parámetros reales del paciente utilizados en el algoritmo del análisis de simulación con remodelación. Un futuro estudio biomecánico que contemple la validación clínica in vivo en animales (bioterio de conejos) y humanos, permitiría una simulación más precisa del desempeño de los implantes en el tiempo.
- ✓ No se debe perder de vista que la evaluación del desempeño de los implantes se ha realizado basándose en un modelo virtual de mandíbula de un paciente edéntulo, con reabsorción ósea y bajas propiedades mecánicas, el cual constituye un caso crítico para la simulación. Así también, no se ha considerado el efecto de las cargas en las zonas aledañas a la del estudio, como cargas de masticación en los dientes y/o implantes vecinos.
- ✓ La idea de utilizar la estructura implantaria, no solo como soporte mecánico, sino también como andamio para cultivo de células madre, está siendo objeto de estudio actualmente y abriría la posibilidad a una solución definitiva para la regeneración de los dientes perdidos. El Dr. Jeremy Mao y su grupo de investigadores presentaron una investigación en la cual se experimentó con cultivos de células madre en un andamio con forma de diente humano. También se implantó un andamio de diente de rata para reemplazar al incisivo inferior que se le extrajo recientemente. El cultivo en el andamio del diente regenerado mostró la formación de múltiples tejidos dentales incluyendo hueso alveolar recién formado (ab), tejido parecido a ligamento periodontal (pdl), tejido tipo dentina (d) y el tejido fino de la pulpa dental (dp) con los vasos sanguíneos (flechas) (Sibel Yildirim, 2011).



**Fig 4.116** Investigación del Dr. Mao sobre regeneración dental (Sibel Yildirim, 2011)

- ✓ Lo anterior se ve reforzado con la investigación colaborativa con UPM sobre la factibilidad de cultivar células madre en andamios para regeneración ósea dental. En dicha investigación se probaron diversos tipos de andamios, de los cuales destacó el cultivo en andamio de titanio. Las pruebas realizadas con células madre

mesenquimales humanas demostraron que los andamios de titanio utilizados, basados en sinterizado selectivo por láser, son viables de cara a un proceso de regeneración ósea (Lantada, 2015).



**Fig 4.117** Andamio de titanio (arriba). Cultivo de células madre mesenquimales sobre andamio de titanio mostrando adecuada adhesión y viabilidad del diseño y del material (Lantada, 2015).

## Referencias

- A. Mellal, H. W. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical model and validation by in vivo data. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 239–248.
- A. Natali, R. H. (2003). Mechanics of bone tissue. En *Dental Biomechanics* (págs. 1-17). Taylor & Francis.
- Abu-Hammad OA, H. A. (2000). The effect of hydroxyapatite stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 15: 559-564.
- Alberktsson, T. I. (1994). *Consensus Report of Session IV (Implant Dentistry)*. Chicago: Quintessence.
- Albrektsson, T. B. (1981). Osseointegrated Titanium implants—Requirements for ensuring a longlasting, direct bonetoimplant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52 (2), 155-170.
- Alexis Huamaní Chávez, J. A. (2012). Pilares personalizados y sistemas cerámicos con tecnología CAD-CAM en el manejo estético del sector anterior sobre restauraciones implanto soportadas. Reporte de casos. *Revista Estomatológica Herediana* 22(2), 100-108.
- Amgen. (19 de Enero de 2012). *Bone Remodeling and Modeling*. Obtenido de Youtube: <https://www.youtube.com/watch?v=0dV1Bwe2v6c>
- Anatolandia. (2015). Obtenido de El sistema esquelético: tejido óseo: <http://www.anatolandia.com/2015/08/el-sistema-esqueletico-tejido-oseo.html>

- Annibali S, R. M. (2008). Local Complications in Dental Implant Surgery: Prevention and Treatment. *Oral & Implantology* , Anno I -N.1.
- Arenas, F. L. (2004). Regeneración Osea Guiada (Parte II): Aumento Vertical de Reborde Alveolar. *Rev Maxillaris*, 6(66):54-62.
- Ashman, R. B. (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *J Biomech* 21,3, 177-81. 0021-9290.
- B. Helgason, E. P. (2008). Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol. 23 p. 135-146.
- Balboa, D. J. (2015). *Implantes dentales, lo que hay que saber antes de empezar*. Obtenido de <http://www.juanbalboa.com/implantes-dentales-diagnostico/>
- Bartee, B. (1995). The use of high-density polytetrafluoroethylene membrane to treat osseous defects: Clinical reports. *Implant Dent* (4), 22-26.
- Beaupré, G. S. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *J. Orthopaedic Research*, 662-670.
- BEGO. (14 de Febrero de 2017). *Conexión*. Obtenido de BEGO: [http://www.begoimplants.es/noticias.php?id\\_menu=283](http://www.begoimplants.es/noticias.php?id_menu=283)
- Block, M. K. (1987). Evaluation of hydroxylapatite-coated titanium dental implants in dogs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45 (7), 601-607.
- Bornstein M, C. N. (2009). Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* (24), 12-27.
- Bourauel, C. V. (2000). Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. *Journal of Orofacial Orthopedics* 61, 266-279.
- Branemark, P. (1983). Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50 (3), 399-410.
- Branemark, P. (1985). *Tissue-Integrated Prostheses*. Quintessence Publishing.
- Bränemark, Z. A. (1987). *Prótesis Tejido Integradas. La Oseointegración en la Odontología Clínica*. Barcelona: Editorial Quintessence.
- Brunski JB, S. J. (2002). *Aplicaciones ortodóncicas en implantes osteointegrados. Carga ortodóncica en los implantes: consideraciones biomecánicas*. Caracas: AMOLCA.
- Burstein, A. C. (1972). The ultimate properties of bone tissue: The effects of yielding. . *Journal of Biomechanics*, 5,1,35-44. 0021-9290.
- Burstein, A. R. (1976). Aging of bone tissue: mechanical properties. *J Bone Joint Surg A*, 58, 1, 82-6. 0021-9355.
- Burstein, A. Z. (1975). Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. *J Bone Joint Surg Am* 57, 7, 956-61.0021-9355.

- Busenlechner D, F. R. (2014). Long-term Implant Success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci*, 44:102-108.
- C. Field, Q. L. (2008). Influence of tooth removal on mandibular bone response to mastication. *Archives of Oral Biology* 53, 1129–1137.
- C. Ojeda, A. A. (2014). Influence of the Selection of boundary Conditions and Analysis Region on the Results of Dental Implants FEM Simulation. *ISCC 2014: IEEE EMBS International Student Conference Chile*.
- C., C. S. (1985). The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of Materials* 4,2 (1985/7), 137-147.
- Callan, D. O. (1998). Loss of crestal bone around dental implants: A retrospective study. *Implant Dentistry*, 7, 258-265.
- Cameron H. U, P. R. (1973). The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res*, 7: 301-311.
- Cano J, C. J. (Abril de 2007). Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales. *Avances en Odontoestomatología*, 347-358.
- Cano, D. N. (2010). Determinación de piezas dentarias perdidas y brechas edéntulas a restaurar en una población adulta de trabajadores de una empresa petrolera de la provincia de talara en el año 2009. Master's thesis. *Proc. Facultad de Estomatología Roberto Beltrán, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú*.
- Carter, D. R. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am* 59, 7, 954-62. 0021-9355.
- Carter, D. R. (1992). New approaches for interpreting projected bone densitometry data. *J Bone Miner: Res.*, 7,2,137-145.
- Carter, D. S. (1978). Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop Relat Res*, 135, 192-217.0009-921x.
- Centro Odontológico de Investigación y Docencia. (2004). *Centro Odontológico de Investigación y Docencia*. Obtenido de Implantología Oral. Implantes Oseointegrados: [www.yurituranza.com/archivos/implantologia-oral.ppt](http://www.yurituranza.com/archivos/implantologia-oral.ppt)
- Cervantes Haro N, E. D. (Abril 2014). Factores que influyen en el coeficiente de estabilidad: Diámetro y longitud. *Avances Vol. 26 N° 1* , 39-44.
- Chaturvedi, T. (2012). *Implantología Fácil*. JP Medical Ltd.
- Chiapasco, M. (2004). Early and immediate restorations and loading of implants in completely edentulous patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19, 76-91.
- Ciarelli et al. (1991). Evaluation of orthogonally mechanical properties and density of human trabecular bone from major metaphyseal regions with material testing and computer tomography.

- CienciaMx. (13 de 06 de 2011). *Ciencia Mx*. Obtenido de Matriz Extracelular:  
<https://cienciamx.wordpress.com/tag/matriz-extracelular/>
- Cindy Liendo, T. H. (2009). Carga Inmediata En Implantes Dentales. *Acta Odontológica Venezolana Vol 47 N° 2*, 1-6.
- ClinicaDentalBernabeu. (2016). *Clínica Bernabeu Odontología Especializada*. Obtenido de Implantes Dentales con poco hueso:  
<http://www.clinicadentalbernabeu.es/implantes-dentales-con-poco-hueso>
- Coppedê, A. (2016). *Sculpere. Odontología e Arte*. Obtenido de A Segunda Revolução da Odontologia: Os Implantes: <http://sculpere.com.br/artigos-cientificos/segunda-revolucao-da-odontologia-os-implantes/>
- Corn, H. M. (1989). *Basic Biological Concepts Associated with Adult Orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Courteneyharris, R. K. (1995). Comparison of the early production of extracellularmatrix on dense hydroxyapatite and hydroxyapatite-coated titanium in cell and organ--culture. *Biomaterials*, 16 (6), 489-495.
- Cowin, S. (1999). Bone poroelasticity. *J Biomech*, 32,3,217-238.
- Cowin, S. (2001). *Bone Mechanics Handbook*. CRC press LLC.
- Cowin, S. a. (1976). Bone remodeling I: A theory of adaptive elasticiy. *J of Elasticity*, 6, 313-325.
- Cowin, S. C. (1978). Bone Remodeling III: Uniqueness and stability in adaptive elasticity theory. *J. Elasticity*, 8, 285-295.
- Cowin, S. C. (1985). The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of materials*, 4,2, 137-147.
- Currey, J. (1988). The effect of porosity and mineral content on the young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech* 21, 2, 131-9. 0021-9290.
- Currey, J. D. (1988). The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. *J Biomech* 21, 5, 439-41. 0021-9290.
- Currey, J. D. (2002). *Bones: Structure and Mechanics*. Princeton University Press.
- D A García, M. M. (2006). Injerto pediculado de tejido conectivo palatino para aumento de reborde y/ o evitar exposición de barrera en regeneración ósea guiada. *RCOE*. 11(1):, 79-86.
- Daculsi, G. L. (1990). Scanning and transmission electronmicroscopy, and electronprobe analysis of the interface between implants and host bone-Osseocoalescence versus osseointegration. *Scanning Microscopy*, 4(2), 309-314.
- Damaris Carrillo, B. T. (2010). *Periodoncia*. Obtenido de Ligamento Periodontal:  
<http://periodoncia5toc.blogspot.pe/2010/12/ligamento-periodontal.html>

- Daniel Lin, Q. L. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2, 410-432.
- de Groot, K. G. (1987). Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite. *Journal of Biomedical Material Research* 21, 1375-1381.
- Debruijn, J. F. (1993). Analysis of the bony interface with various types of hydroxyapatite in-vitro. *Cells and Materials*, 3(2), 115-127.
- Degidi, M. P. (2005). 7year followup of 93 immediately loaded titanium dental implants. *Journal of Oral Implantology* , 31, 25-31.
- Dendorfer, S. M. (2005). Strain evolution during compressive fatigue of bovine cancellous bone. *IFMBE Proceedings. J. Hozmand and P.K. (ed), Eds., no. 11.*
- DentalTotal. (2016). *Dentaltotal.com.ar*. Obtenido de Implantes Dentales Procedimiento: <http://www.dentaltotal.com.ar/implantes-dentales-procedimiento/>
- DentistaMostoles. (2015). *Clínica Dental El Greco Móstoles*. Obtenido de Implante dental: <http://www.dentista-mostoles.es/Tratamiento-dental/implante-dental/>
- Diago, M. P. (2006). *Implantología Oral*.
- Diario ABC S.L. (04 de 06 de 2014). *ABC Salud*. Obtenido de La periimplantitis pone en riesgo la salud y supervivencia de los implantes dentales: <http://www.abc.es/salud/noticias/20140605/abci-implantes-dientes-reisgos-sepa-201406041433.html>
- Doblaré M, G.-A. J. (2006). On the numerical modeling of growth, differentiation and damage in structural living tissues. *Arch Comput Meth Engng*, 471-513.
- Doblaré, M. G. (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*, 71, 13-14 , 1809-1840.
- Domínguez J, A. J. (Abril de 2013). Estudio de asociación entre enfermedades sistémicas y el fracaso de implantes dentales. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral*, 6(1), 9-13.
- Domínguez J, A. J. (2013). Estudio de asociación entre enfermedades sistémicas y el fracaso de implantes dentales. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral Vol. 6(1)*, 9-13.
- EcuRed. (2016). *EcuRed*. Obtenido de Pulpa dentaria: [https://www.ecured.cu/Pulpa\\_dentaria](https://www.ecured.cu/Pulpa_dentaria)
- Elizalde S, M. I. (2002). Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico. *Revista Oral.*, 3(10):134-6.
- Elizalde S, M. I. (2002). Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico. *Revista Oral*, 3(10):134-6.
- Enrique Gabriel Castro Aguilar, C. O. (2014). Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Revista Estomatológica Herediana. Vol 24, núm. 24*, 278-286.

- EsSalud. (22 de Julio de 2015). *EsSalud Seguro Social de Salud del Perú*. Obtenido de EsSalud Seguro Social de Salud del Perú: <http://www.essalud.gob.pe/essalud-realiza-novedoso-autotrasplante-dental-con-muela-del-juicio/>
- Ferreira C, R. J. (2010). Relación entre éxito y fracaso en los procedimientos implantológicos: Analisis retrospectivo de 6 años. *Acta odontológica Venezolana*, 48(4).
- Ferrus, J. (14 de Febrero de 2017). *Implantes dentales: ¿de qué se componen?* Obtenido de clinicaferrusbratos.com: <http://www.clinicaferrusbratos.com/implantes-dentales/partes-implante-dental/>
- Fill TS, C. J. (2011). Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: Critical Review of Current Literature. *J Dent Biomech*, 2011: 312980.
- Fill TS, T. R. (2012). Analytically determined mechanical properties of and models for the periodontal ligament: critical review of literature . *J Biomech*, 45(1):9-16.
- Firoozbakhsh, K. &. (1980). Devolution of inhomogeneities in bone structure-predictions of adaptive elasticity theory. *J. Biomech. Eng.*, 102,4, 287-293.
- Fondrk, M. B. (1988). Some viscoplastic characteristics of bovine and human cortical bone. *J Biomech* 21,8, 623-30. 0021-9290.
- Frost, H. (1964). *Mathematical elements of bone*. Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Frost, H. (1987). Bone mass and the mechanostat: a proposal. *Anatomical Record*, 219: 1-9.
- Frost, H. (2003). Bone's mechanostat: A 2003 update. *Anatomical Record Part a- Discoveries in Molecular Cellular and Evolutionary Biology* 275A, 1081-1101.
- Frost, H. M. (1963). *Bone remodeling dynamics*. IL: Charles C. Thomas, Springfield.
- Frost, H. M. (1964). *Mathematical Elements of Lamellar Bone Remodeling*. Springfield: Thomas.
- Froum, S. T. (1998). Sinus floor elevation using anorganic bovine bone matrix (OsteoGraf/N) with and without autogenous bone: A clinical, histologic, radiographic and histomorphometric analysis Part 2 of an ongoing study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 18, 528.
- Fyhrie, D. P. (1986). A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology. *J Orthop Res*, 4,3, 304-17. 0736-0266.
- G. Odin, C. S. (2010). Determination of young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. *Medical Engineering and Physics* 32(6), 630–637.
- Gan, L. P. (2004). Calcium phosphate solgelderived thin films on poroussurfaced implants for enhanced osteoconductivity. Part I: Synthesis and characterization . *Biomaterials* , 25(22), 5303–5312.

- García García V, C. I. (2004). Plasma Rico en Plaquetas y su utilización en implantología dental. *Avances .Avances en Periodoncia, Vol 16, N° 2*, 81-92.
- Gibson, L. J. (1988). *Cancellous bone. In Cellular solids*. New York: Pergamon Press.
- Gómez, F. (2000). Artroplastía total de cadera. En G. F, *Artroplastía total de cadera* (pág. 2). McGraw-Hill Interamericana.
- Gross, M. (2006). *Finite element analysis of bone remodeling. Implementation of a Remodeling Algorithm in Matlab and ANSYS*. München, Alemania: Grin.
- Guercio E., D. E. (2009). CONSIDERACIONES ESTRUCTURALES Y BIOLÓGICAS EN LA OSEOINTEGRACIÓN. REVISIÓN DE. *Acta Odontológica Venezolana*, 47(1). Recuperado el Setiembre de 2015, de [http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/pdf/consideraciones\\_estructurales\\_biologicas\\_oseointegracion.pdf](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/pdf/consideraciones_estructurales_biologicas_oseointegracion.pdf)
- H. Spiekermann, K. D. (1994). *Color Atlas of Dental Medicine: Implantology*. Georg Thieme Verlag.
- H. Weinans, R. H. (1992). The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J. Biomechanics*, 25, 1425-1441.
- Hansson, S. (2003). A conical implantabutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: An axisymmetric finite element analysis. *Clinical Oral Implant Research*, 14, 286-293.
- Hart, R. T. (1984). A computational method for stress analysis of adaptive elastic materials with a view toward applications in strain-induced bone remodeling. *J Biomech Eng*, 106,4, 342-50.
- Hart, R. T. (1984). Mathematical modeling and numerical solutions for functionally dependent bone remodeling. *Calcif Tissue Int*, S104-9. 0171-967x.
- Hart, R. T. (1990). A theoretical study of the influence of bone maturation rate on surface remodeling predictions: Idealized models. *J Biomech*, 23, 3, 241-257.
- Hayes, C. W. (1985). *Biomechanics of bone: applications for assesment of bone strength. In Bone and mineral research*. Amsterdam: W.e.Peck, pp. 259-294.
- Hazelwood, S. M. (2001). A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. *Journal of Biomechanics* 34 (3), 299-308.
- Hegedus, D. H. (1976). Bone remodeling II: Small strain adaptive elasticity. *J. Elasticity*, 6, 337-352.
- Hoshaw, S. B. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 9, 345-360.
- Hoshaw, S. B. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 9, 345-360.

- Huiskes, R. W. (1987). Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech*, 20,11-12. 1135-50. 0021-9290.
- Humphrey, J. (1995). Mechanics of arterial wall: review and directions. *Critic Rev biomed*, 23.
- Ichim, I. L. (2007). Modelling of Fracture Behaviour in Biomaterials, a leading opinion article. *Biomaterials* 28, 1317–1326.
- Ilhadeatlantida.tripod. (s.f.). *Fenícios*. Obtenido de <http://ilhadeatlantida.tripod.com/civilizacoes/feniciospg.html>
- J Del Río, e. a. (2003). Planificación en implanto-prótesis. *Revista internacional de Prótesis Estomatológica* 5(4).
- J Gutierrez, M. G. (2002). *Integración de la Implantología en la Práctica Odontológica*. Madrid: Ediciones Ergon.
- J. F. Ramírez Patiño, J. A. (2013). Unidades Hounsfield como instrumento para la evaluación de la desmineralización ósea producida por el uso de exoprótesis. *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, N.º 66 pp. 159-167.
- Jacobs, C. D. (1999). Nacob presentation to asb young scientist award: Postdoctoral. The impact of bounday conditions and mesh size on the accuracy of cancellous bone tissue modulus determination using large-scale finite-element modeling. North american congress on biomechanic. *J Biomech* 32,11, 1159-64, 0021-9290.
- Jaime Cerda, C. V. (2013). Odds ratio: aspectos teóricos y prácticos. *Revista médica de Chile*, 1329-1335. Obtenido de [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-98872013001000014](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872013001000014)
- Jansen, J. V. (2000). *The Effect of Surface Roughness and Calcium Phosphate Coating on BoneRegenerative Implant Surfaces*. Toronto, Canada: Em squared Inc.
- Jónsdóttir SH, G. E. (2006). Biomechanical behaviour of the periodontal ligament of the beagle dog during the first 5 hours of orthodontic force application. *Eur J Orthod*, 28(6):547-52.
- K.-H. Frosch, I. S. (2003). Autologous osteoblasts enhance osseointegration of porous titanium implants. *Journal of Orthopaedic Research* 21, 213-223.
- Kaku M, U. K. (2005). Investigation of periodontal ligament reaction upon excessive occlusal load–osteopontin induction among periodontal ligament cells. *J Periodontal Res*, 40(1):59-66.
- Kawarizadeh A, B. C. (2004). Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci*, 112(2):140-7.
- Keaveny, T. G. (1994). Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *Journal of Biomechanics*, 27, 9. 1127-36. 0021-9290.

- Keaveny, T. M. (1993). Theoretical analysis of the experimental artifact in trabecular bone compressive modulus. *J Biomech* 26, 4-5, 599-607.0021-9290.
- Keaveny, T. M. (1993). Trabecular bone modulus and strength can depend on specimen geometry. *J Biomech* 26,8, 991-1000. 0021-9290.
- Keaveny, T. M. (1997). Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone. *J Orthop Res* 15,1, 101-10. 0736-0266.
- Keller, T. S. (1990). Predicting the mechanical behaviour of bone. *Proceedings of the 7th Meeting of the European Society of Biomechanics. A Odgaard, P. Kjeersgaard, & J. O. Sojbjerg, Eds, A.23.*
- Khraisat, A. H. (2004). Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91 (4), 326-334.
- Kılıç N, O. H. (2010). Effects of force magnitude on tooth movement: an experimental study in rabbits. *Eur of Orthod*, 32(2):154-58.
- King, P. M. (5 de Abril de 2015). *The Medical Biochemistry Page*. Obtenido de <http://themedicalbiochemistrypage.org/es/extracellularmatrix-sp.php>
- Kozlovsky, A. T. (2007). Impact of implant overloading on the periimplant bone in inflamed and non-inflamed periimplant mucosa. *Clinical Oral Implants Research*, 18 (5),601-610.
- Krishnan V, D. Z. (2009). On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 88:597.
- L Malchiodi, A. Q. (2006). Jaw reconstruction with grafted autologous bone: early insertion of osseointegrated implants and early prosthetic loading. *J Oral Maxillofac Surg*, 64:1190-1198.
- L, L. (2008). Dealing with dental implant failures. *J Appl Oral Sci*, 16(3):171-5.
- Lamela, B. (21 de Febrero de 2016). *Prezi*. Obtenido de Tejidos Duros del Diente: <https://prezi.com/76usp2gsvrrw/tejidos-duros-del-diente/>
- Landín, F. A. (2012). *Anatomía aplicada a la estomatología*.
- Lantada, D. A. (2015). *Diseño, modelado y validación experimental del crecimiento de células en andamios para ingeniería de tejidos*. ETSI Industriales UPM.
- Lekholm U, Z. G. (1985). *Patient selection and preparation*. En: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Company.
- Lemus Cruz L. M., Z. A. (Oct-Nov de 2009). Origen y evolución de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias médicas*, 8(4).
- Lemus Cruz LM, A. U. (2012). Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 11(4).

- Li Y, Z. W. (2011). Expression of osteoclastogenesis inducers in a tissue model of periodontal ligament under compression. *J Dent Res*, 90(1):115-20.
- Li Y, Z. W. (2011). Expression of osteoclastogenesis inducers in a tissue model of periodontal ligament under compression. *J Dent Res*, 90(1):115-20.
- Li, I. L. (2007). A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials* 23 (9), 1073-1078.
- Li, W. L. (2006). Contact-driven crack formation in dental ceramic materials. *Key Engineering Materials*, 324-325, 1257-1260.
- Lin, D. L. (2010). Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics* v43 i2, 287-293.
- Linde, F. H. (1992). The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J Biomech* 25, 359-68.
- Linde, F. P. (1990). Mechanical properties of trabecular bone. Dependence of strain rate. *Proceedings of the 7th Meeting of the European Society of Biomechanics*, p. A23.
- Lindey, F., & Hvid, I. (1989). The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens. *J Biomech* 22, 485-90.
- Liu, X. N. (2008). Bone ingrowth into a porous coated implant predicted by a mechano-regulatory tissue differentiation algorithm. *Biomech Model Mechanobiol* , 7, 335-344.
- LM McNamara, J. V. (2006). Stress-concentrating effect of resorption lacunae in trabecular bone. *J Biomech*, 39: 734-741.
- Lopes, C. J. (2002). Histological findings of bone remodeling around smooth dental titanium implants inserted in rabbit's tibias. *Annals of AnatomyAnatomischer Anzeiger* , 184 (4), 359-362.
- M D Melo, H. S. (2006). Implant survival rates for oral and maxillofacial surgery residents: a retrospective clinical review with analysis of resident level of training survival. *J Oral Maxillofac Surg*, (64):1185-89.
- M Newman, H. H. (2004). *Periodontología clínica*. México: McGraw-Hill.
- M. Atari, J. C.-S.-R.-D.-S.-F.-A.-P.-T. (2012). The enhancement of osteogenesis through the use of dental pulp pluripotent stem cells in 3D. España.
- M. Atsumi, S. P. (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22:743-754.
- M. Schlee, W. P. (2013). Immediate Loading of Trabecular Metal-Enhanced Titanium Dental Implants: Interim Results from an International Proof-of-Principle Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*.
- M. Soncini, R. P. (2003). *Dental Biomechanics. Ch. Testing the reliability of dental implant devices*. Taylor & Francis.

- M. Soncini, R. P. (2003). Testing the reliability of dental implant devices. En R. P. M. Soncini, *Dental Biomechanics* (págs. 111-127). Taylor & Francis .
- MA Iglesias, J. M. (2003). Obtención de ajuste clínico pasivo en prótesis sobre implante. *Rev. Internacional de prótesis estomatológicas 4 (2):*, 290-297.
- Mabuchi R, M. K. (2002). Cell proliferation and cell death in periodontal ligaments during orthodontic tooth movement. *J Periodont*, 37(2):118-24.
- Mabuchi R, M. K. (2002). Cell proliferation and cell death in periodontal ligaments during orthodontic tooth movement. *J Periodont*, 37(2):118-24.
- Manns A, B. J. (2011). *Sistema Estomatognático. Bases biológicas y correlaciones clínicas*. Madrid: Ripano.
- Manns A, D. G. (1988). *Sistema Estomatognático*. Santiago: Editorial Sociedad Grafica Almagro.
- Manor Y, O. S. (2009). Characteristic of early versus late implant failure: A retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg*, 67: 2649-2652.
- Mao T, C. F. (2002). Bone graft in the shape of human mandibular condyle reconstruction via seeding marrow-derived osteoblasts into porous coral in a nude mice model. *J Oral Maxillofac Surg*, 60(10):1155–9.
- Marcus Schlee, W. P. (2013). Clinical Implant Dentistry and Related Research. *Immediate Loading of Trabecular Metal-Enhanced Titanium Dental Implants: Interim Results from an International Proof-of-Principle Study*. Wiley Periodicals, Inc.
- Martin, R. B. (1998). *Skeletal Tissue Mechanics*. New York: Springer-Verlag.
- Martínez-González JM, C. S.-G.-S. (Octubre de 2002). Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Avances*, 14(3).
- Materialise. (2015). *SOFTWARE & SERVICES FOR BIOMEDICAL ENGINEERING*. Obtenido de Medical Image Segmentation for Engineering on Anatomy: <http://biomedical.materialise.com/mimics>
- Materialise.com. (2017). *Mimics*. Obtenido de Medical Image Segmentation: <http://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite/medical-image-segmentation>
- Matosian, G. S. (2003). Treatment planning for the future: Endodontics, post and core, and periodontal surgery- Or an implant.? *J Calif Dent Assoc.*, (31):323-325.
- McBroom et al. (1985). Prediction of vertebral body compressive fractures using quantitative computer tomography. *J. Bone Joint Surg*, 1206-1214.
- McCalden, R. W.-B. (1997). Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture. *J Bone Joint Surg Am*, 79,3, 421-7. 0021-9355.
- McCulloch CA, L. P. (2000). Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament. *Periodontol*, 24:56-72.

- McNamara, B. T. (1997). Computer prediction of adaptive bone remodeling around noncemented femoral prostheses: The relationship between damage-based and strainbased algorithms. *Medical Engineering & Physics* 19(5), 454-463.
- Medicina & Prevencion. (1 de Marzo de 2015). *Tipos de implantes dentales*. Obtenido de <http://www.medicinayprevencion.com/implantes/implantes-dentales-tipos.html>
- Mellal, A. W. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone- Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical Oral Implants Research* 15 (2), 239–248.
- Meredith, L. S. (1998). Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. . *Compendium in Continuing Education in Dentistry*, 19: 493-502.
- Mérida, I. (2011). Bioingeniería y su aplicación en ortodoncia. *Revista Latino Americana de Ortodoncia y Odontopediatría*, 6.
- Meyer, U. J. (2004). Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials*, 25 (10), 1959-1967.
- Miller, S. &. (1992). Bone lining cells. *Bone* 4, 1-19.
- Misch CE, M. P. (2008). Implant success, survival and failure: The International Congress of Oral Implantologist (ICOI). *Consensus Conference. Implant Dent* , (págs. 17:5-15). Pisa.
- Misch CE, M. R. (2006). Escala de calidad de salud del implante: evaluación clínica de la continuidad salud enfermedad. *Misch CE. Prótesis dental sobre implantes*, 596-603.
- Moiseiwitsch, J. (2002). Do dental implants toll the end of endodontics? *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod*, (9):633-634.
- Molinero, L. M. (Mayo de 2001). *Odds ratio, Riesgo Relativo y Número Necesario a Tratar*. Obtenido de Asociación de la Sociedad Española de Hipertensión. Liga Española para la lucha contra la hipertensión arterial: <http://www.seh-lilha.org/oddsratio.htm>
- Mosekilde, L. &. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone* 8, 2, 79-85. 8756-3282.
- Mosekilde, L. (1986). Normal vertebral body size and compressive strength: relations to age and to vertebral and iliac trabecular bone compressive strength. *Bone* 7, 3, 207-12. 8756-3282.
- Mow, V. C. (2005). *Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Muñiz, S. H., & Casanovas, M. M. (2006). Introducción a la tomografía computarizada. *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular*, 25(3):206-16.
- N. Lioubavina-Hack, N. L. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 17:244-250.

- Namy P, O. J. (2004). Critical conditions for pattern formation and in vitro tubulogenesis driven by cellular traction fields. *Journal of Theoretical Biology*, 227(1):103-20.
- Nancy Landinez Parra, I. D.-A. (2011). Una introducción a la mecanobiología computacional. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 368-389.
- Navarro, G. (s.f.). *Implantes dentales: tipos y precios*. Obtenido de <http://www.dentalnavarro.com/articulos-implantes-dentales/implantes-dentales-tipos-y-precios>
- Nowzari, H. C. (2006). Scalloped dental implants: A retrospective analysis of radiographic and clinical outcomes of 17 NobelPerfect (TM) implants in 6 patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 8 (1), 1-10.
- O. Kayabasi. E. Yüzbasıoğlu, & F. (2006). Static, Dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37, 649–658.
- O'Mahony, A. W. (2001). Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical Oral Implants Research* 12(6), 648–657.
- Odgaard, A. &. (1991). The underestimation of young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. *J. Biomech* 24 , 691-698.
- Odgaard, A. H. (1989). Compressive axial strain distributions in cancellous bone specimens. *J Biomech* 22, 829-35.
- Odontología-US. (25 de Septiembre de 2012). *Complicaciones causadas por implantes dentales*. Obtenido de <http://odontologia-us.com/blog/complicaciones-causadas-por-implantes-dentales>
- Ogiso, M. T. (1992). Bone calcification on the hydroxyapatite dental implant and the bone-hydroxyapatite interface. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 2 (2-3), 137-148.
- Ojeda Díaz, D. C. (Mayo de 2009). *Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico.*, 342. Madrid, España: Universidad Politécnica de Madrid. Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Recuperado el Setiembre de 2015
- Olof, P. G. (1993). ¿Es realmente importante la elección de los materiales aloplásticos para los implantes dentales? *Rev Internac Prótesis Estomatol*, 3(1):270-9.
- OrtodonciaMax. (2009). *OrtodonciaMax*. Obtenido de Tejidos duros y tejido blando de los dientes: <http://www.ortodonciamax.com/?p=1094>
- Oster GF, M. J. (1983). Mechanical aspects of mesenchymal Morphogenesis. *J Embryol Exp Morphol*, 83-125.

- Ozaki S, K. S.-I. (2005). Modulation of extracellular matrix synthesis and alkaline phosphatase activity of periodontal ligament cells by mechanical stress. *J Periodontal Res*, 40(2):110-7.
- P. R. Arany, A. C. (2014). Photoactivation of endogenous latent transforming growth factor- $\beta$ 1 directs dental stem cell. *Science Translational Medicine*, 6. Recuperado el 2015
- Palma-Carrió C, M.-F. L.-O.-D.-D. (2011). Risk Factors Associated with Early Failure of Dental Implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, Jul 1; 16 (4):e514-7.
- Patrick B-CW, W. C.-W. (2005). Factors contributing to implant failure. *HKDJ*, 2.
- Penzkofer, R. (2005). Quantitative charakterisierung struktureller und experimenteller einflussgrößen auf das wechselformungsverhalten von spongiosa. *Mater's thesis*. University of Applied Sciences Regensburg.
- Perel, M. L. (2006). Endodontics or implants: Is it that simple? *Implant Dent*. (15), 111.
- Piattelli, A. (1993). A histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: A pilot study. *Journal of Oral Implantology*, 19, 314–320.
- Prendergast, P. H. (1996). Microdamage and osteocyte lacuna strain in bone: A microstructural finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering Transactions of the Asme* 118 (2), 240–246.
- Prendergast, P. T. (1994). Prediction of bone adaptation using damage accumulation. *Journal of Biomechanics* 27 (8), 1067-1076.
- Profitt WR, F. H. (2008). *Ortodoncia Contemporánea 4.ª ed*. Barcelona: Elsevier.
- Propdental. (2013). *Clasificación de la calidad ósea en implantes dentales*. Obtenido de Propdental.es: <https://www.propdental.es/blog/implantes-dentales/clasificacion-de-la-calidad-osea-en-implantes-dentales/>
- PropDental. (2013). *PropDental*. Obtenido de La pulpa dental: <https://www.propdental.es/blog/odontologia/la-pulpa-dental/>
- PropDental. (2013). *Regeneración de tejidos blandos*. Obtenido de <https://www.propdental.es/implante-dental/regeneracion-tejidos-blancos/>
- Puerto Paranoia. (7 de Setiembre de 2010). *Las técnicas milenarias más modernas*. Obtenido de <http://puertoparanoia.blogspot.com/2010/09/las-tecnicas-milenarias-mas-modernas.html>
- Quirante, C. M. (2014). *Estudio de la correlación entre los parámetros histomorfométricos y de la valoración de la estabilidad de los implantes. Nuevo método de determinación del BIC basado en imágenes BS-SEM*. Barcelona, España: Universidad de Barcelona. Recuperado el Agosto de 2016

- R. Andrés-García, N. G. (2009). In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implants systems. *Medicina Oral Patología y Oral Cirugía Bucal*, 14:E93-E97.
- R. B. Martin, D. B. (1998). *Skeletal Tissue Mechanics*. New York: Springer-Verlag.
- R. Hunter, F. A. (2007). Develop mono-block tooth implants using automate design and fem analysis. *Archives of Materials Science and Engineering* 28, 261-268.
- Ramos-Marquez, J. (2013). Biomecánica de los tejidos periodontales. *Kiru*, 75-82.
- Ramos-Márquez, J. (2013). Biomecánica de los Tejidos Periodontales. *Kiru. Revista científica especializada de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Martín de Porres (USMP)*, 75-82.
- Reilly, D. &. (1974). Review article. the mechanical properties of cortical bone. *J Bone joint Surg Am* 56, 5, 1001-22. 0021-9355.
- Reilly, D. &. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8,6, 393-405. 0021-9290.
- Rho et al. (1995). Relations of mechanical propieties to density and CT numbers in human bone. *Med. Eng. Phys*, 17(5), 347-355.
- Rice, J. C. (1988). On the dependence of elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 21,1, 155-168.
- Ring, M. (1989). *Historia Ilustrada de la Odontología*. Barcelona: Doyma.
- Robert, G. M. (1997). *Restorative Dental Materials*. . Mosby Year Book Inc.
- Roberts, W. (2000). Bone physiology, metabolism and biomechanics in orthodontic practice. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, 3rd ed, 193-257.
- Roberts, W. S. (1992). Bone physiology and metabolism in dental implantology: Risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dentistry*, 1, 11-21.
- Rodolfo Valdivia Maibach & Teodocio Granados Borja. (2012). ¿Puentes fijos o removibles? *Carta Odontológica. Órgano Científico de la Sociedad Peruana de Prótesis Dental y Máxilo Facial.*, 21-30.
- Romanos, G. (2004). Present status of immediate loading of oral implants. *Journal of Oral Implantology* , 30, 189-197.
- Romero, A. (2013). *Odontólogos Ecuador*. Obtenido de Tejidos dentarios: <http://www.odontologosecuador.com/espanol/artpacientes/amb/tejidos-dentarios.htm>
- S. Elizalde, I. M. (2002). Respuesta periodontal al movimiento ortodóntico. *Revista Oral*, 3(10):134-6.

- S. Pettersen, T. W. (2009). Subject specific finite element analysis of stress shielding around a cementless femoral stem. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol. 24. pp. 196-202.
- S. Raghavendra, M. C. (2005). Early wound healing around endosseous implants: A review of literature. . *Internatiol Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 20:425-431.
- Sakka S, C. P. (2011). Implant Failure: Etiology and Complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16 (1):e42-4.
- Sánchez Garcés A, E.-F. J.-E. (2011). *Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry. Implant Complications*. Prof. Ilser Turkylmaz.
- Schaffler, M. B. (1988). Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. *J Biomech* 21, 1, 13-6. 0021-9290.
- SEPA. (2015). *Sociedad Española de Periodoncia y Osteointegración SEPA*. Obtenido de ¿Qué problemas se pueden derivar de un tratamiento con implantes dentales?: <https://www.sepa.es/pacientes/implantes/implantes-dentales/respuesta-21.html?format=html>
- Sibel Yildirim, S. Y. (2011). Tooth regeneration: a revolution in stomatology and evolution in regenerative medicine. *Int J Oral Sci* , 3:107-116.
- Simmons, C. V. (1999). Osseointegration of sintered porous surfaced and plasma spray-coated implants: An animal model study of early postimplantation healing response and mechanical stability. *The Journal of Biomedical Material Research*, 47, 122-138.
- Skalak G, D. M. (1982). Analytical description of growth. *Journal of Theoretical Biology*, 94.
- Skinner, H. R. (2012). ¿Y antes de Fauchar qué? La odontología en las cavernas, templos, los hospitales y las universidades. *Revista Clínica Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral*, 5(1), 29-39.
- Soballe, K. H.R. (1993). *The Effects of Osteoporosis, Bone Deficiency, Bone Grafting and Micromotion on Fixation of Porous-Coated Hydroxyapatite Coated Implants*. New York: Raven Press.
- Steflik, D. H. (1992). Transmission electronmicroscopic and highvoltage electron-microscopic observations of the bone and osteocyte activity adjacent to unloaded dental implants placed in dogs. *Journal of Periodontology*, 63 (5), 443-452.
- SzmucklerMoncher, S. S. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone--implant interface: A review of experimental literature. *The Journal of Biomedical Material Research*, 43, 193-203.
- T. Kaneko, J. B. (2004). Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases. *J Biomech*, Vol. 37 pp. 523-530.

- T. Morneburg, P. P. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic study. *International Journal of Prosthodontics* 15(1), 20–7.
- Tauber, M. (2007). *Puesta al día: Prótesis con implantes*. Quintessence técnica, 85-91.
- TH Smit, E. B. (2000). Is BMU-coupling a strain regulated phenomenon? A finite element analysis. *J Bone Min Res*, 15: 301-7.
- Thor, A. (2013). Porous Titanium Granules and Blood for Bone Regeneration around Dental Implants: Report of Four Cases and Review of the Literature. *Hindawi Publishing Corporation, Volume 2013*, 1-8.
- Tovar, A. (Diciembre de 2004). PhD Thesis. *Bone Remodeling as a Hybrid Cellular Automaton Optimization Process*. Indiana: University of Notre Dame.
- TSID. (Mayo de 2001). *TSID.net*. Obtenido de Radiología: <http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>
- Turner, C. (1998). Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone* 23 (5), 399-407.
- Turner, C. A. (1997). A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: Do continuum level strain gradients drive adaptation? *Journal of Biomechanics* 30 (6), 555-563.
- Twito D, S. P. (2014). *The Effect of Cigarette Smoking Habits on the Outcome of Dental Implant Treatment*. doi:10.7717/peerj.546
- U. Garitaonandia, J. A. (2010). Análisis mediante simulación numérica de implantes dentales con microrosca. *XVIII Congreso nacional de ingeniería mecánica* (págs. 1–8). Asociación española de ingeniería mecánica.
- UDEP & FINCYT. (2013). Investigación y desarrollo para una propuesta de implantes dentales, a través de un diseño biomecánico simplificado, con mejoras en el proceso de oseointegración y la investigación de la adaptabilidad del tratamiento con el uso de células madre. Lima, Perú.
- Udep & Fincyt. (2014). *Diseño y simulación de implantes dentales. Informe Final: Modelamiento y simulación de implantes comerciales - Propuesta de implante propio*. Piura.
- Udep & Fincyt. (2014). *Estudio computacional de implantes dentales. Primer Informe: Simulación de implantes propios UDEP*. Piura: Victor Chumán.
- Udep & Fincyt. (2014). *Primer Informe: Simulación de implantes dentales propios UDEP*. Piura.
- UDEP & Fincyt. (2014). *Tercer Informe: Reconstrucción De Imágenes Médicas*. Piura.: PROYECTO N° 215- FINCYT-IB-2013.
- Udep & Fincyt. (2015). *Estudio computacional de implantes dentales. Segundo Informe: Simulación de implantes UPM*. Piura: Victor Chumán.

- Udep & Fincyt. (2015). *Estudio computacional de remodelación ósea aplicando la metodología BORA en ANSYS*. Piura: Víctor Chuman, Miguel Peña & Alonso Arriola.
- Udep & Fincyt. (2015). *Estudio computacional de remodelación ósea aplicando la metodología BORA en ANSYS (Informe Final)*. Piura: Victor Chumán, Miguel Peña.
- Udep. (2016). *Investigación y Desarrollo para una Propuesta de Implantes Dentales, a través de un Diseño Biomecánico Simplificado, con mejoras en el proceso de Oseointegración y la Investigación de la Adaptabilidad del Tratamiento con el uso de Células Madre*. Universidad de Piura, Departamento de Ingeniería Mecánico Eléctrica. Piura: Contrato N° 215 - FINCyT-IA-2013.
- Universidad de Valencia. (2016). *Tipos histológicos de hueso. Hueso Laminar y No Laminar. Periostio y Endostio*. Obtenido de <http://mural.uv.es/monavi/disco/segundo/histologia/Tema13.pdf>
- van Blitterswijk, C. B. (1994). In vitro assessment of bone/HA interactions: Effect of crystallinity. *Transactions of the Society for Biomaterials*, 17, 432.
- Van Driel WD, v. L.-J. (2000). Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng H*, 214(5):497- 504.
- Van Leeuwen EJ, K.-J. A. (2010). Rate of orthodontic tooth movement after changing the force magnitude: an experimental study in beagle dogs. *Orthod Craniofac Res*, 13(4):238-45.
- Vanrietbergen, B. H. (1993). The mechanism of bone remodeling and resorption around pressfitted tha stems. *Journal of Biomechanics* 26 (4-5), 369–382.
- Weinans, H. H. (1992). The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech*, 25, 12, 1425-41. 0021-9290.
- Weinlaender, M. K. (1992). Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 491-496.
- Wikipedia, C. d. (27 de Agosto de 2010). *Tipos de implante dental*. Obtenido de Wikipedia: [http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Tipos\\_de\\_implante\\_dental&oldid=39801238](http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Tipos_de_implante_dental&oldid=39801238)
- Winter, U. (2004). Simulating the adaptive remodeling of bone in response to mechanical influence using ANSYS. *Proc. International ANSYS Conf*.
- Winter, W. H. (2004). A timedependent healing function for immediate loaded implants. *Journal of Biomechanics*, 37 (12), 1861–1867.
- Wise GE, K. G. (2008). Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 87(5):414-34.

- Wright, T. &. (1976). Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density. *Med Biol Eng* 14, 671-680.
- Xie R, K.-J. A. (2008). Osteoclast differentiation during experimental tooth movement by a short-term force application: An immunohistochemical study in rats. *Acta Odontol Scand*, 66(5):314-20.
- Yamaguchi, M. (2009). RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res*, 12(2):113-9.
- Yamamoto T, K. M. (2006). Mechanical stress induces expression of cytokines in human periodontal ligament cells. *Oral Dis*, 12(2):171-5.
- Young, J. F. (Mayo de 2005). *Anatomy and physiology*. Obtenido de <http://training.seer.cancer.gov>
- Zhang YR, D. W. (2014). Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *J Oral Sci*.



## **Anexos**



## Anexo A: Obtención del modelo anatómico de la mandíbula en Mimics

Se inicia el software Mimics 18.0. No es necesario ingresar ningún dato de activación, pues la licencia es reconocida automáticamente.



**Fig A.1**

La interfase del programa es como se muestra a continuación:



**Fig A.2**

Seleccionamos en *File-> New Project wizard*, o simplemente usamos el comando **Ctrl+N**:

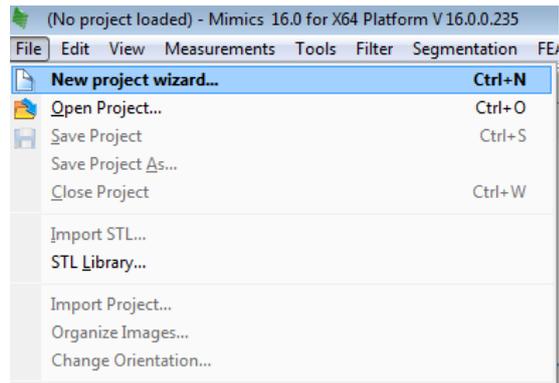


Fig A.3

Buscamos los archivos .dcm y los seleccionamos todos. A continuación damos *click* en *Next*.

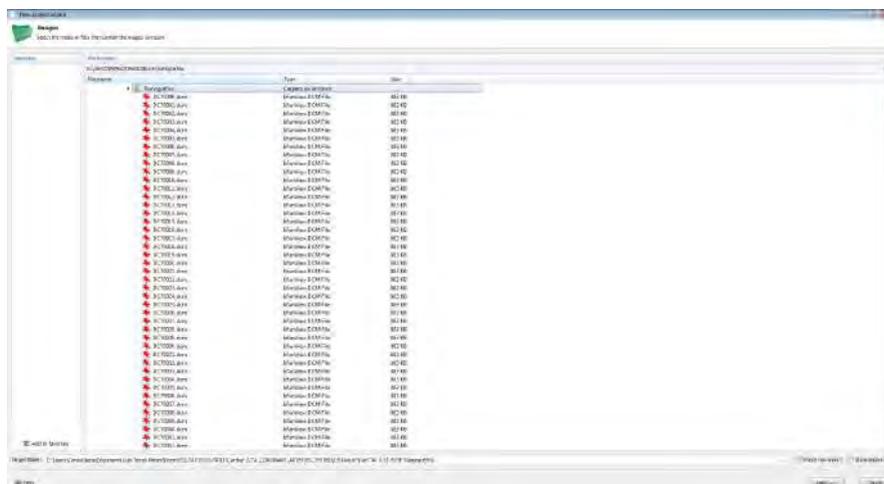


Fig A.4

Aparecerá una ventana como esta con todos los datos de las tomografías. Seleccionamos *Convert*:

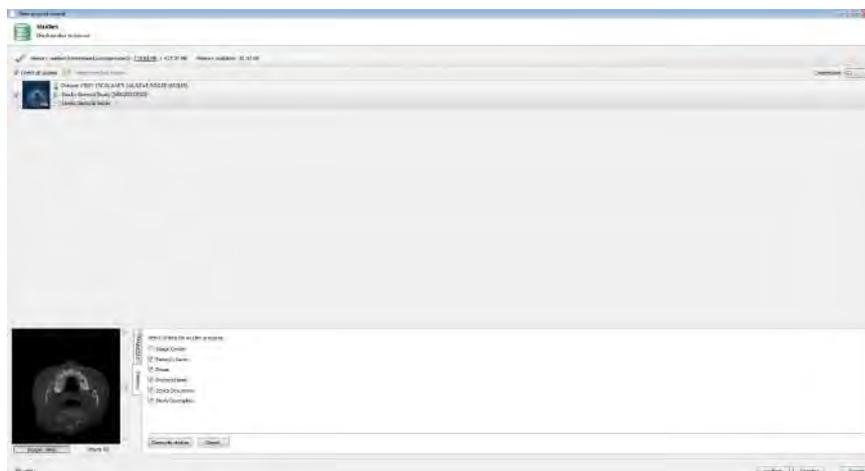


Fig A.5

Esta operación puede tomar tiempo:

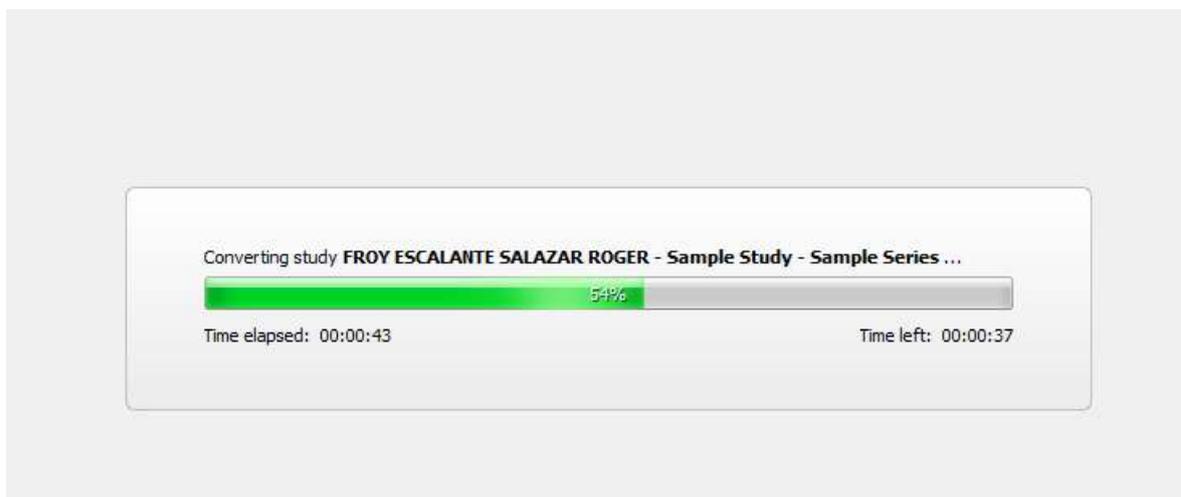


Fig A.6

Al terminar la operación aparece una interfase con 4 cuatro vistas: la vista coronal (*arriba izquierda*), sagital (*abajo izquierda*), axial (*arriba derecha*) y la vista 3D (*abajo derecha*). Le damos a OK.

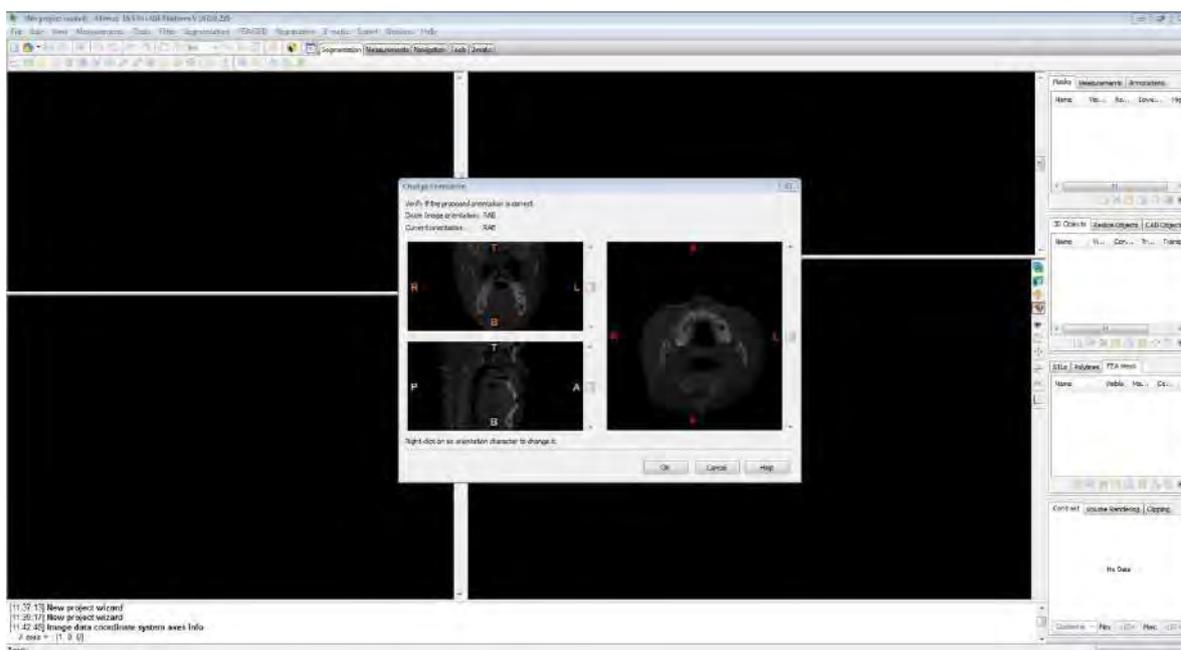


Fig A.7

Es posible navegar por cada una de las secciones en las que se ha cortado con la tomografía mediante la rueda del mouse, sin embargo, aún no se ha generado el sólido 3D. Para hacerlo nos vamos a *Thresholding* (rectángulo verde de la esquina superior izquierda).

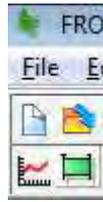


Fig A.8

Aparecerá un menú como el siguiente. Seleccionamos *Tooth (CT)* del menú de *Predefined thresholds sets*. Podemos modificar el rango mínimo y máximo con el mouse o podemos usar el rango predeterminado. Finalmente activamos la opción *Fill holes* para rellenar posibles vacíos que se formen al generar el modelo y damos *Apply*.

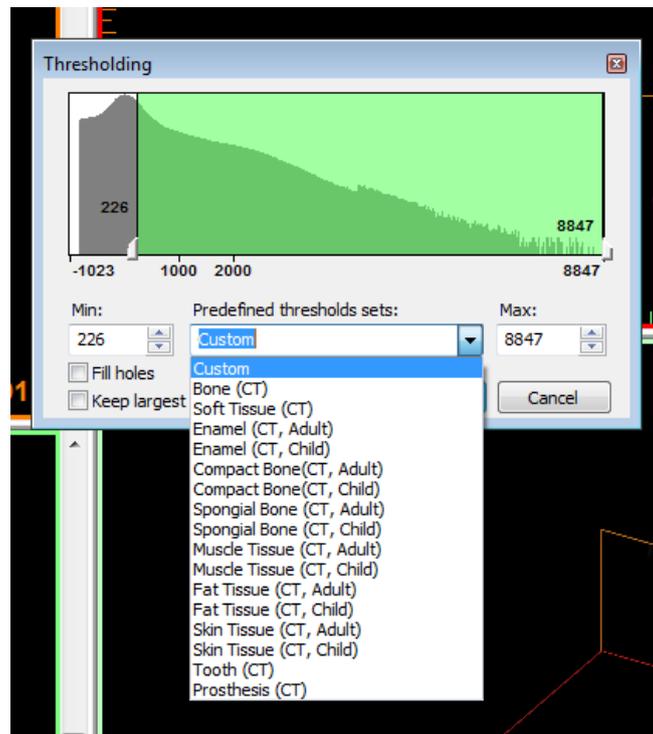
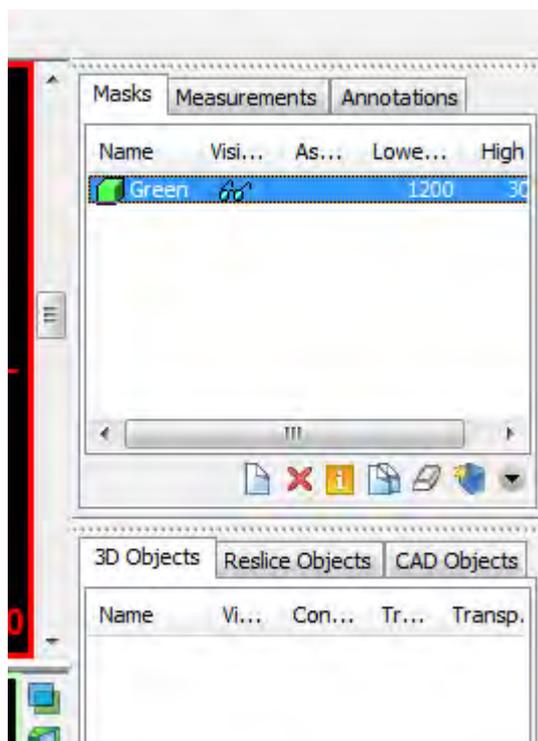


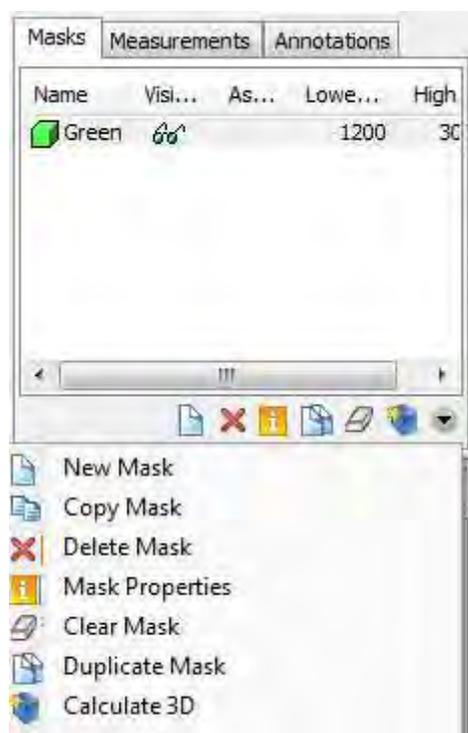
Fig A.9

En la esquina superior derecha aparecerá una nueva máscara, que en este caso está predeterminada como *Green*:



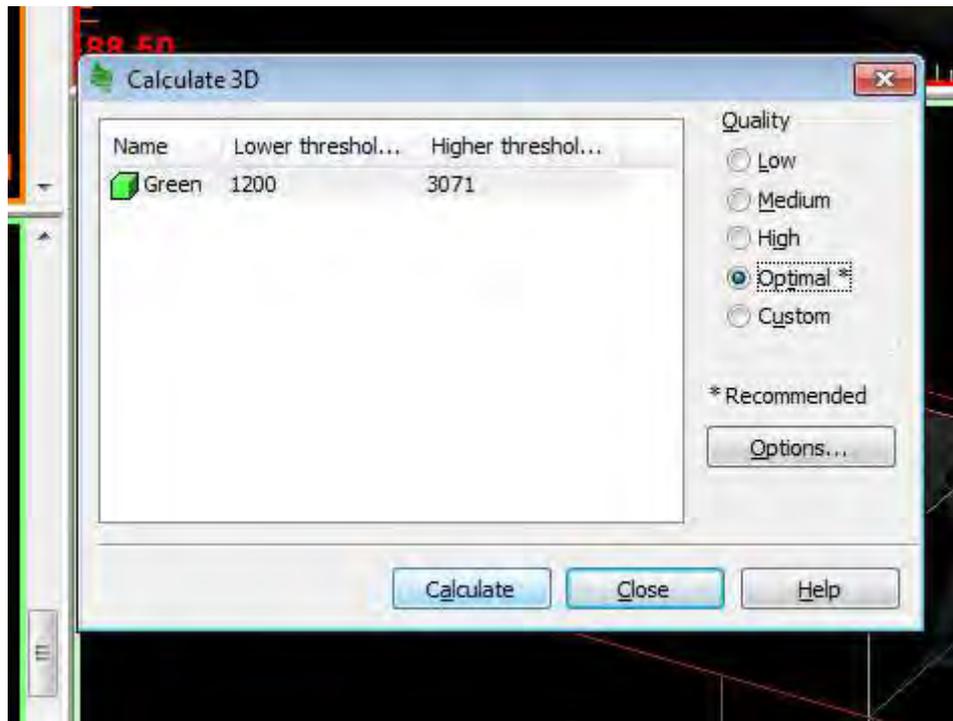
**Fig A.10**

Para generar el modelo 3D, damos *click* en el triángulo negro que apunta hacia abajo para desplegar el menú siguiente. Seleccionamos *Calculate 3D*.



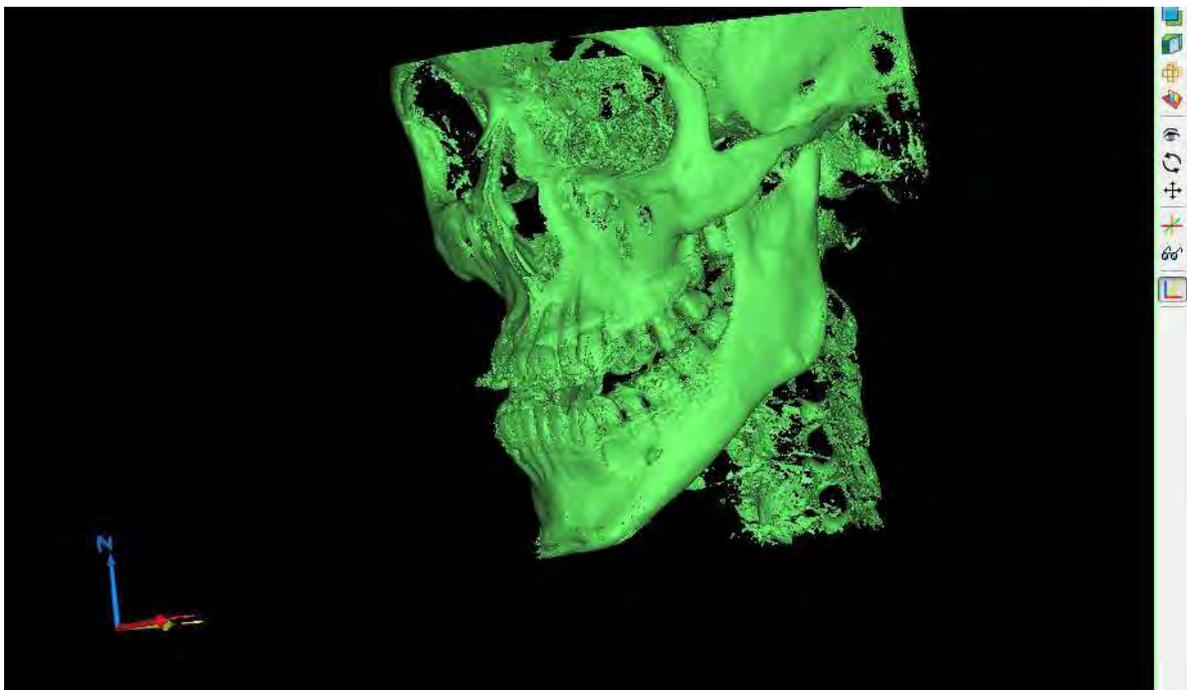
**Fig A.11**

En el menú emergente seleccionamos *High* u *Optimal\** y luego *Calculate*. El proceso puede demorar.



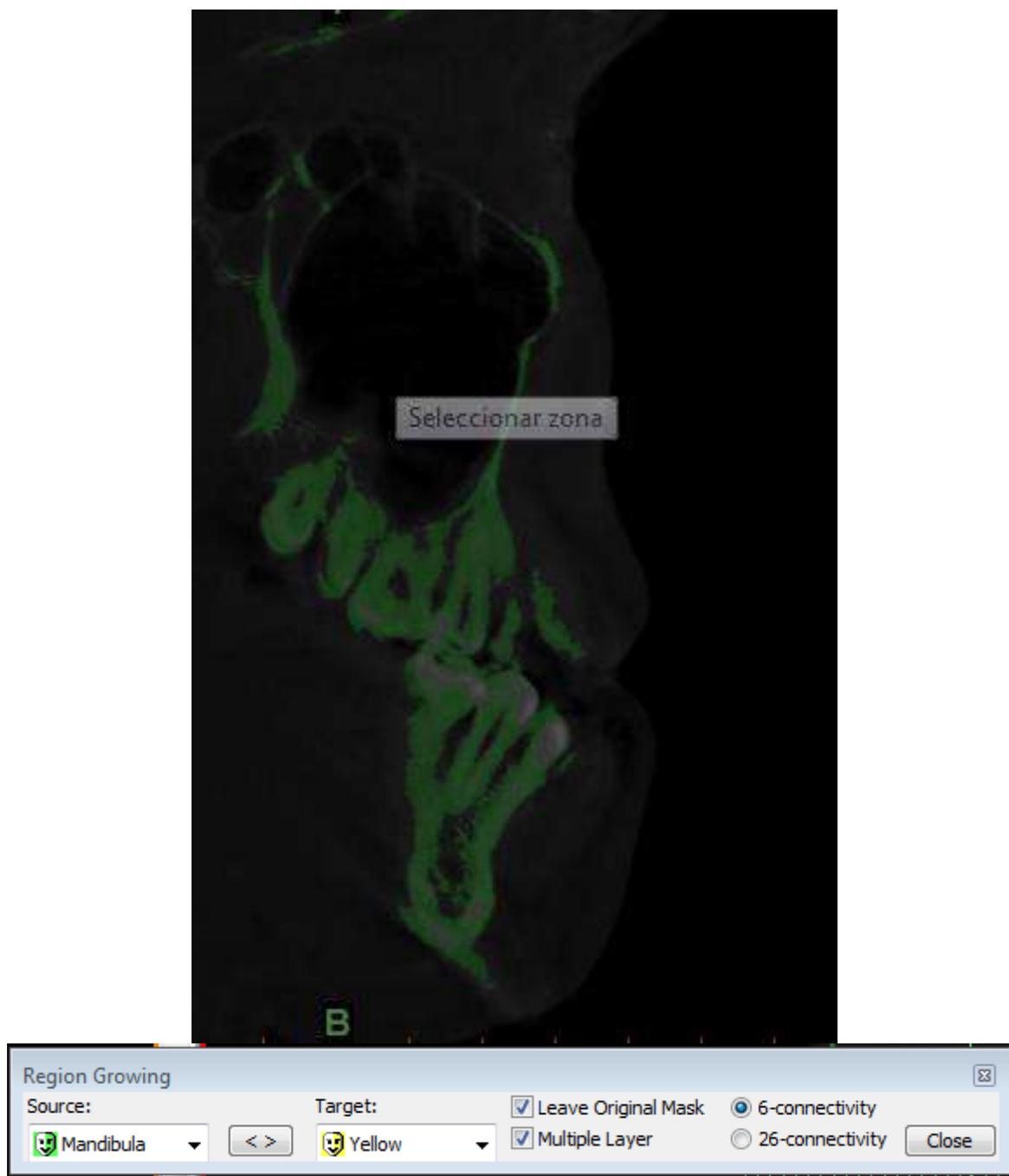
**Fig A.12**

El modelo generado se muestra a continuación:



**Fig A.13**

Como vemos que hay partes óseas que no son de nuestro interés, utilizaremos la función  **Region Growing** que se ubica en la zona superior izquierda de la pantalla. Hacemos *click* en la mandíbula, al hacer esto el programa considerará todas las demás zonas como pixeles flotantes y las quitará de la máscara. Finalmente damos *click* en *close*:



**Fig A.14**

Se creará una nueva máscara de color amarillo como la que sigue:

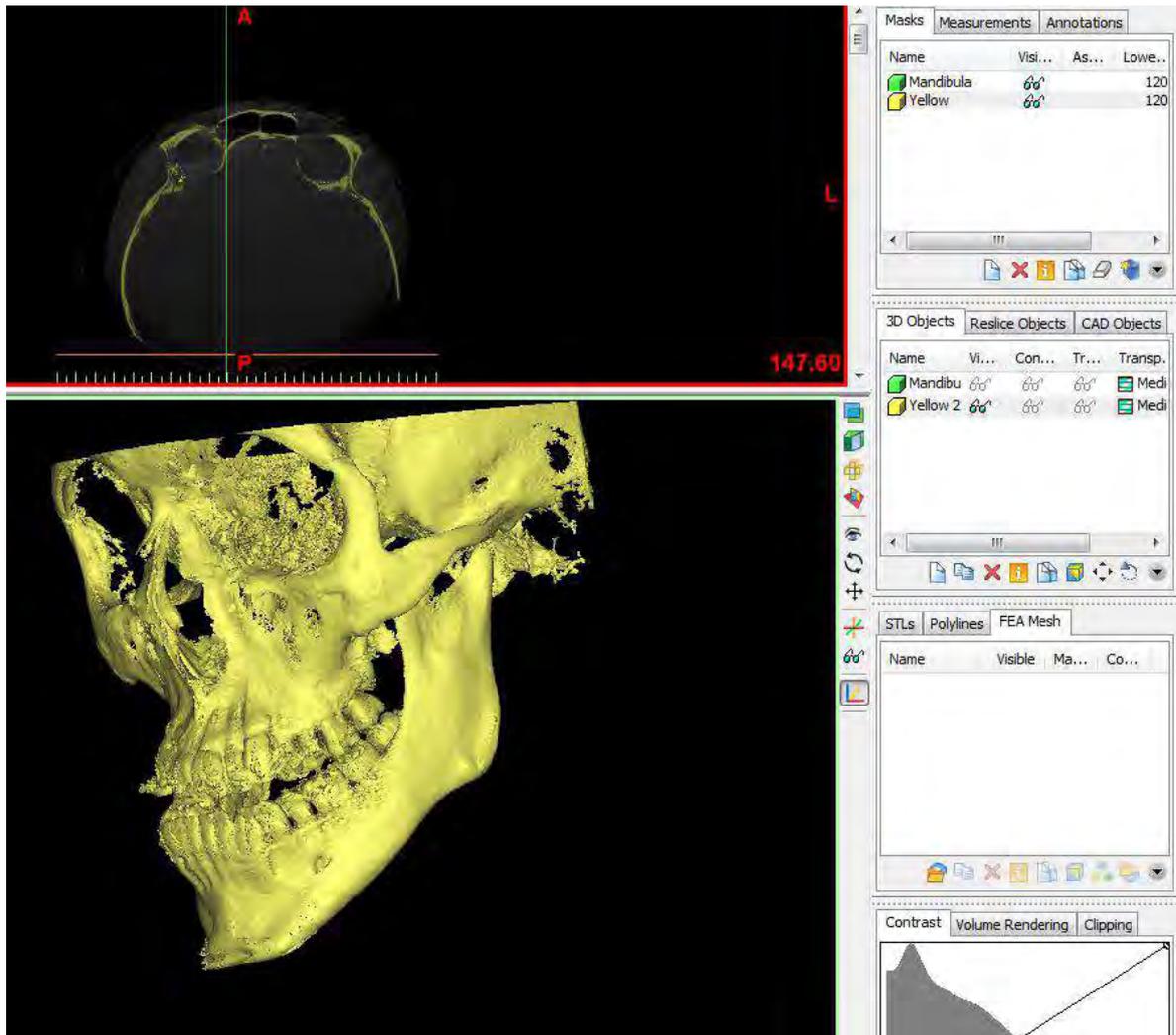


Fig A.15

Si activamos la máscara verde inicial, veremos las zonas que se han borrado:

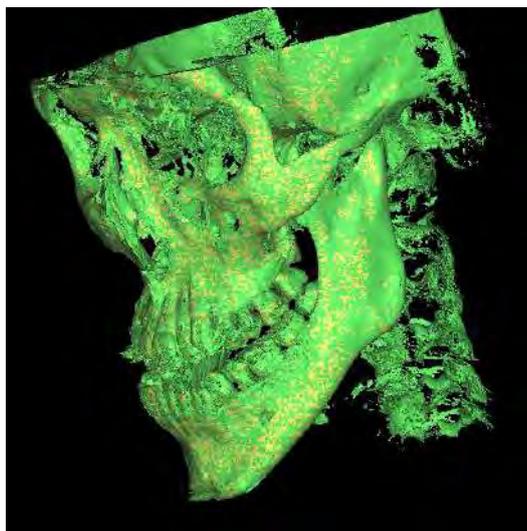


Fig A.16

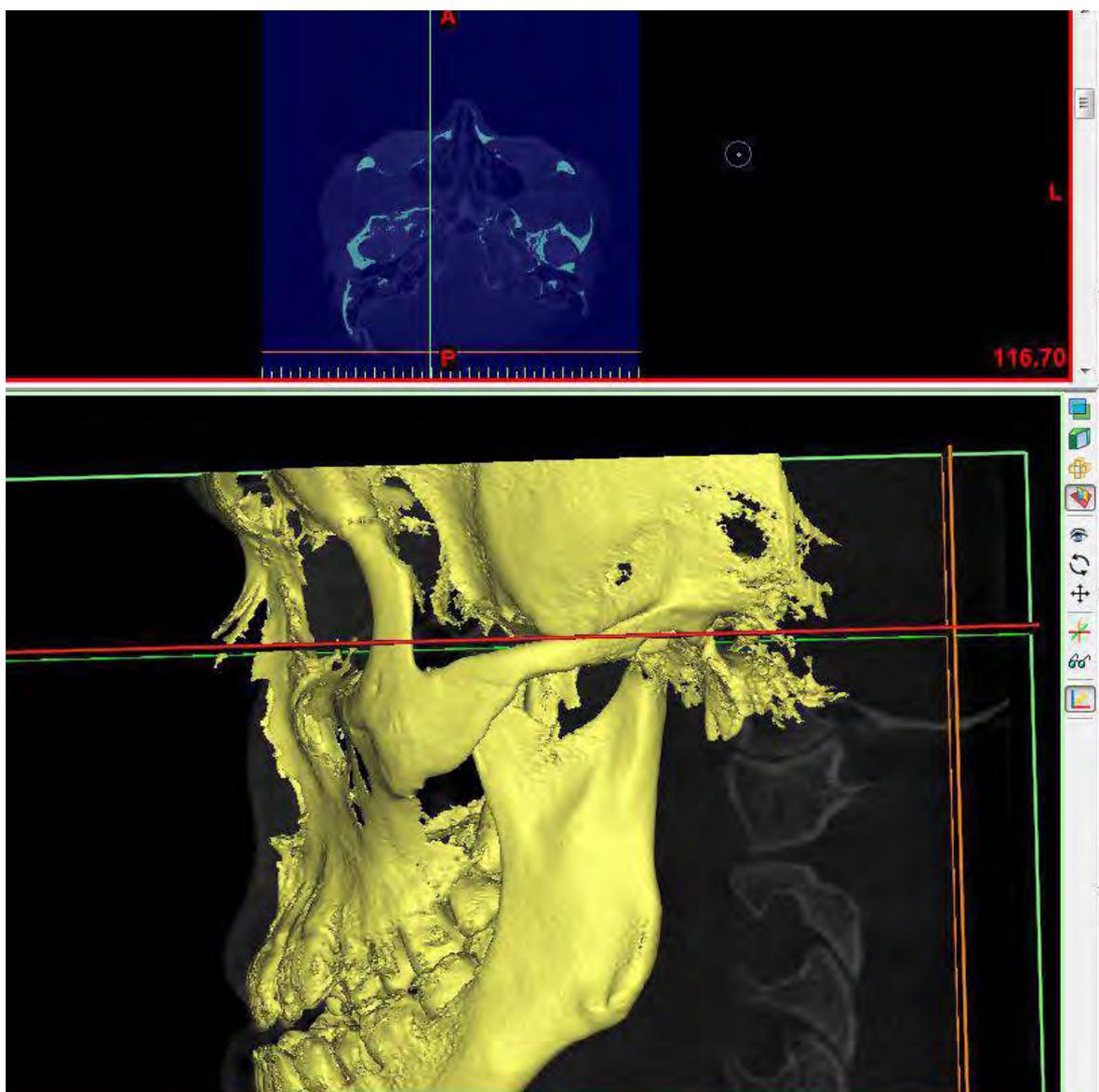
Ahora, para borrar aún más las zonas distintas a la mandíbula, utilizaremos la función *multiple slice edit*:



**Fig A.17**

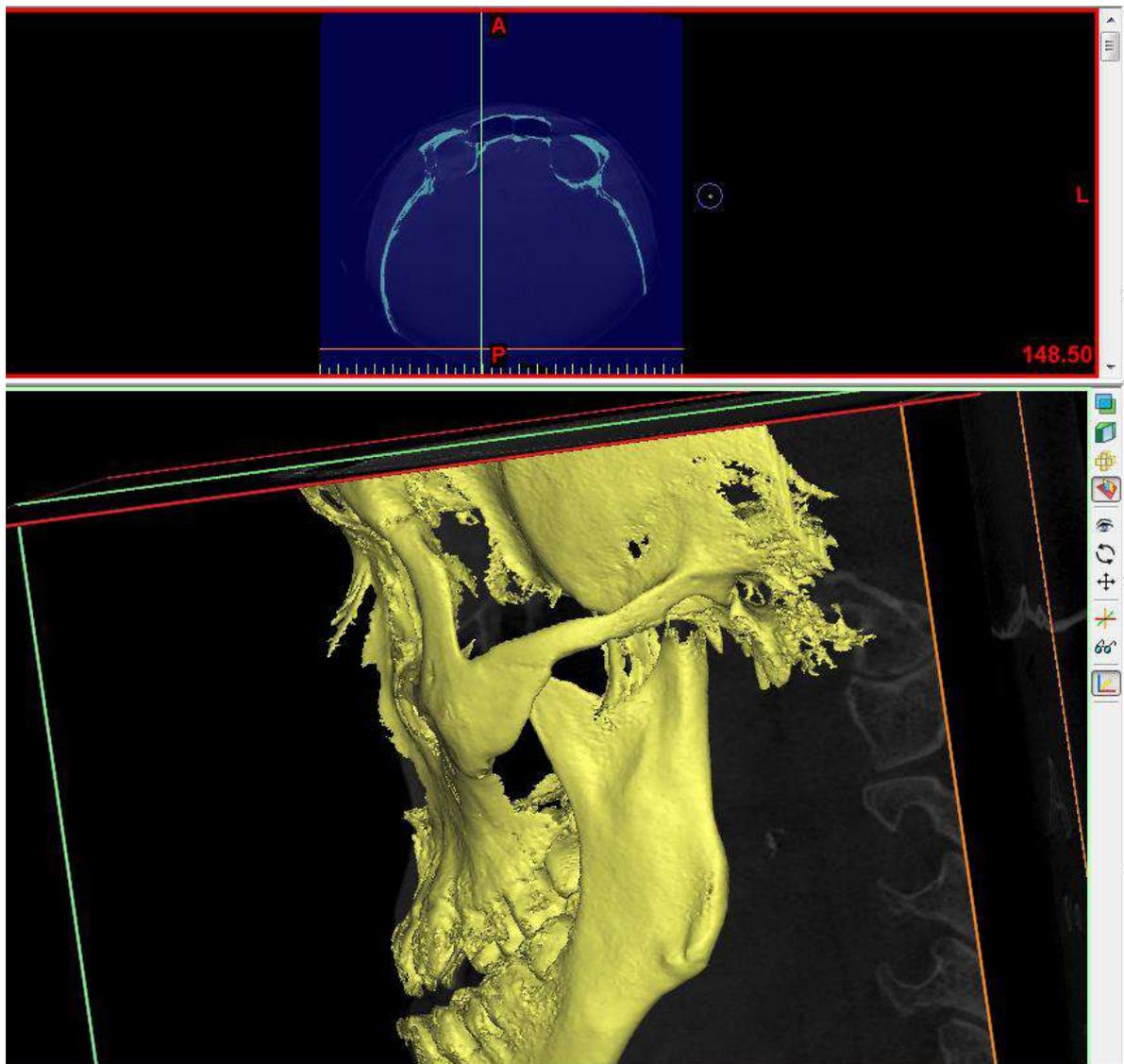
Utilizamos un *width* y *height* de 50. Ubicamos el plano axial en el límite inferior que vamos a eliminar, esto lo logramos usando la rueda del mouse en la vista axial y hacemos

*click* en la flecha verde inferior que está junto a la función interpolar :



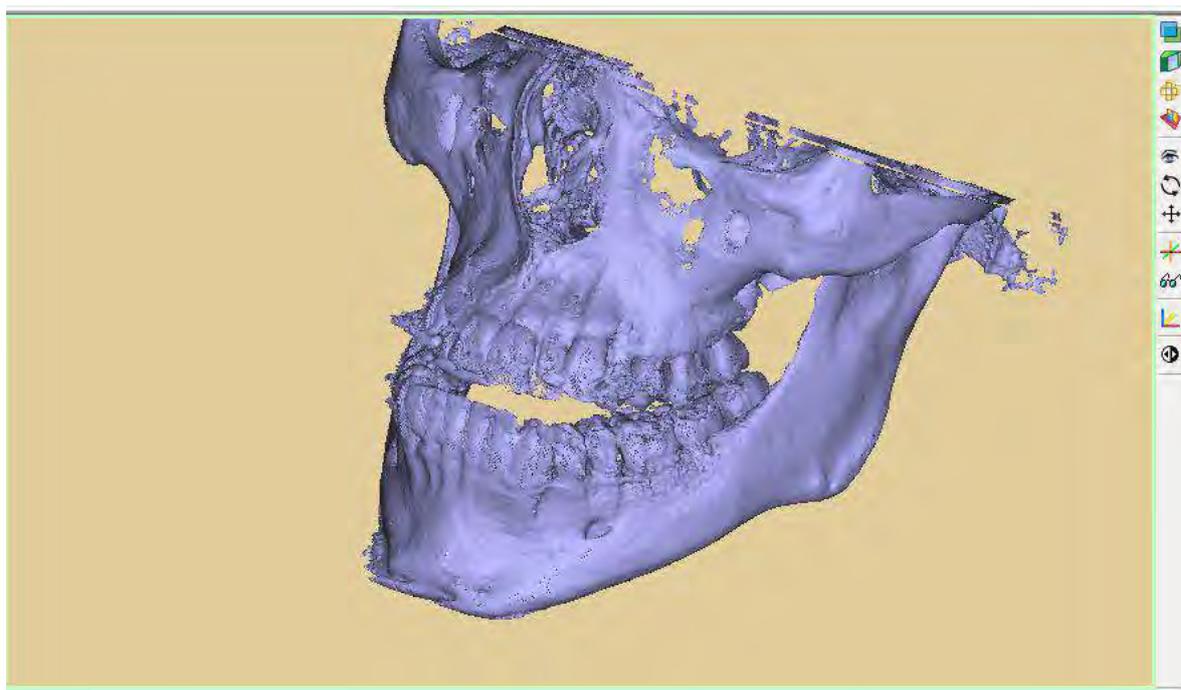
**Fig A.18**

Damos *click* en *Apply* y luego con el mismo mouse “pintamos” todo ese plano que se va a eliminar, lo mismo hacemos con el plano superior, haciendo *click* en la flecha verde superior:



**Fig A.19**

El resultado de este proceso se muestra a continuación. Se han cambiado los colores de los *3D Objects* para una mejor visualización:



3D Objects		Analysis Objects		Reslice Objects	
Name	Vi...	Contou...	Tri...	Transparency	Quality
cráneo+columna				Opaque	Unknowr
1 filtrado				Medium	Unknowr
1 corte				Opaque	Optimal

Fig A.20

Si activamos la opción *Triangles Visible* podremos ver el mallado que hace Mimics por defecto:

Name	Vi...	Contou...	Triangles Visible	Transpare
cráneo+columna				Opaqu
1 filtrado				Mediur
1 corte				Opaqu

Fig A.21

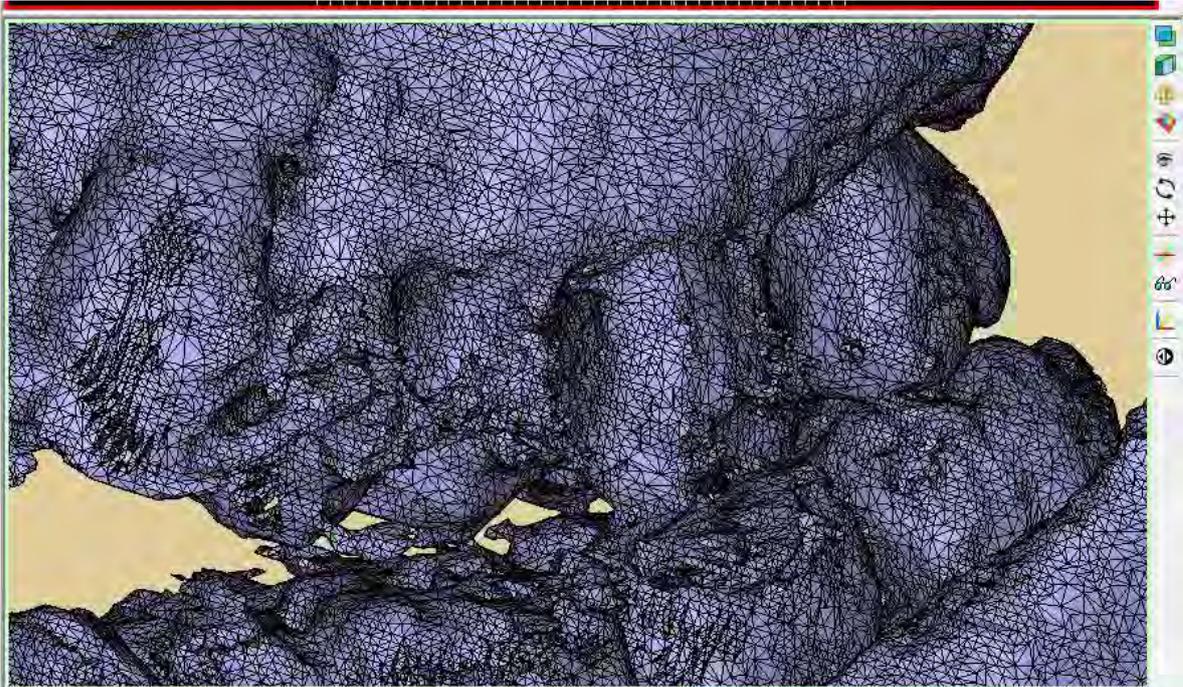


Fig A.22

Vemos que es un mallado irregular e imperfecto. Posteriormente esto deberá afinarse cuando se obtenga el modelo final de la mandíbula.

Nuevamente vemos que hay partes óseas que no son de nuestro interés, utilizaremos la función  **Region Growing** que se ubica en la zona superior izquierda de la pantalla. Hacemos click en la mandíbula, al hacer esto el programa considerará todas las demás zonas como pixeles flotantes y las quitará de la máscara. Finalmente damos *click* en *close*.

A continuación, damos *click* derecho en la máscara creada y seleccionamos *Calculate 3D*:

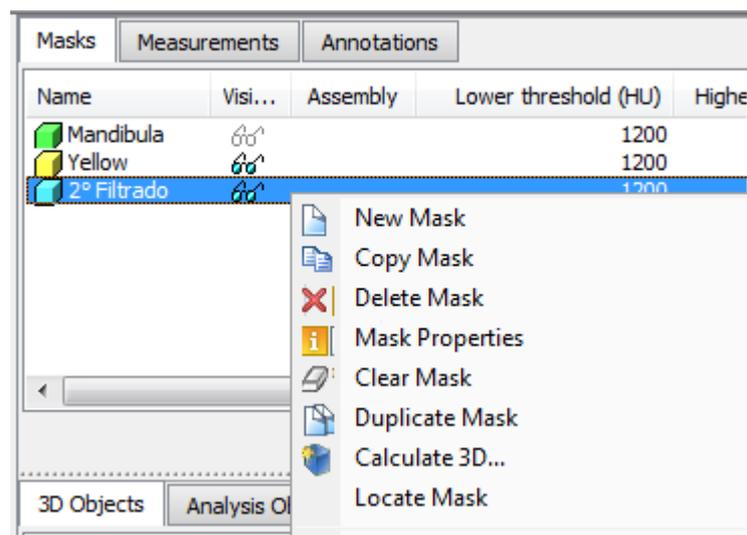


Fig A.23

A partir de aquí solo queda borrar el resto de elementos no importantes con **Edit Mask 3d**  para aislar solamente la mandíbula. Este proceso debe ser muy cuidadoso y minucioso para no borrar ni comprometer zonas de estudio. Aparecerá un recuadro blanco en las vistas de las tomografías que podemos ajustar para delimitar correctamente las zonas de interés, a su vez estos recuadros dibujan un cubo blanco en la vista 3D en tiempo real:

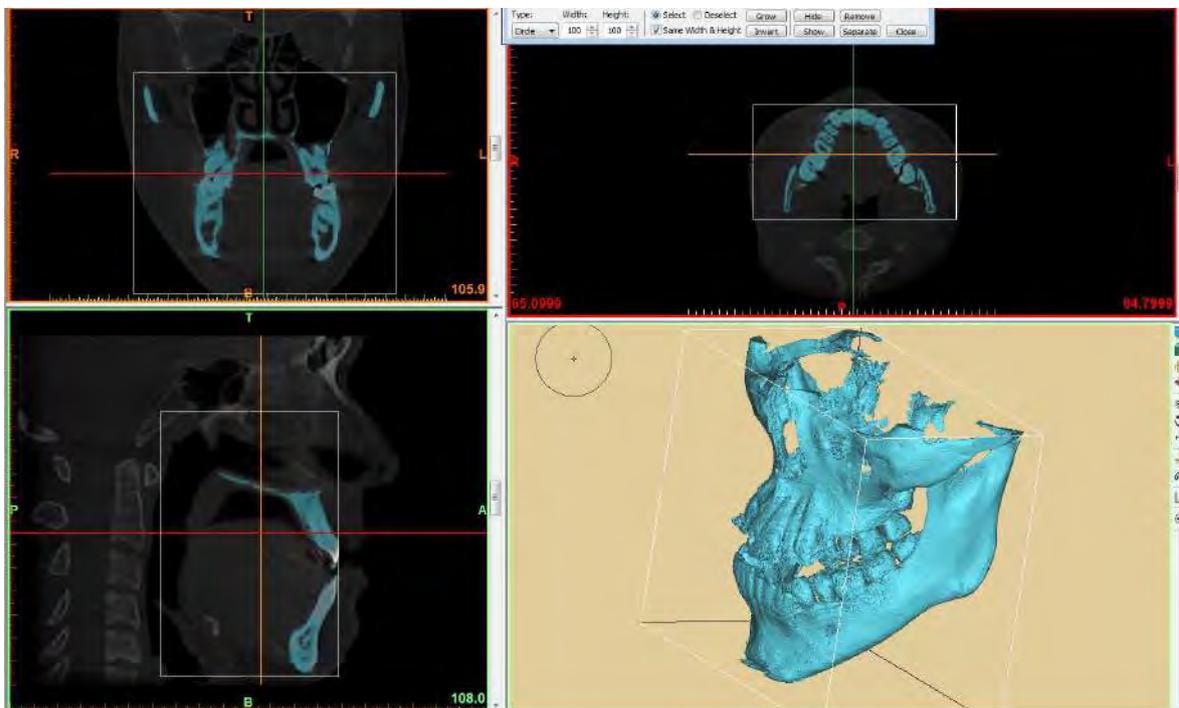


Fig A.24

Luego de resaltar las zonas le damos a **Remove** y borramos las partes que no necesitamos, en este caso se pretendió separar las partes que unían la mandíbula al resto del cráneo para luego borrarlas con **Región Growing**:

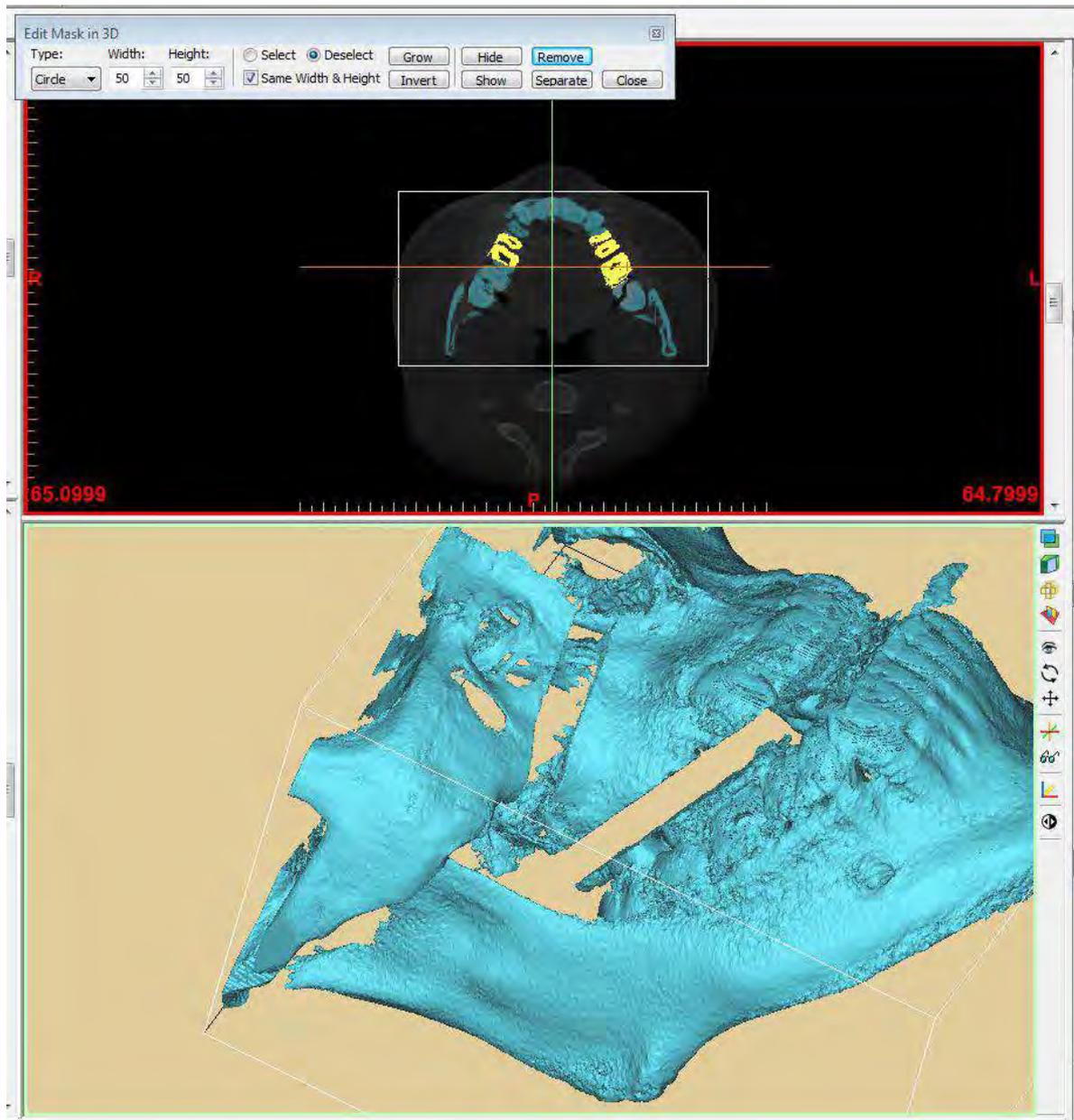
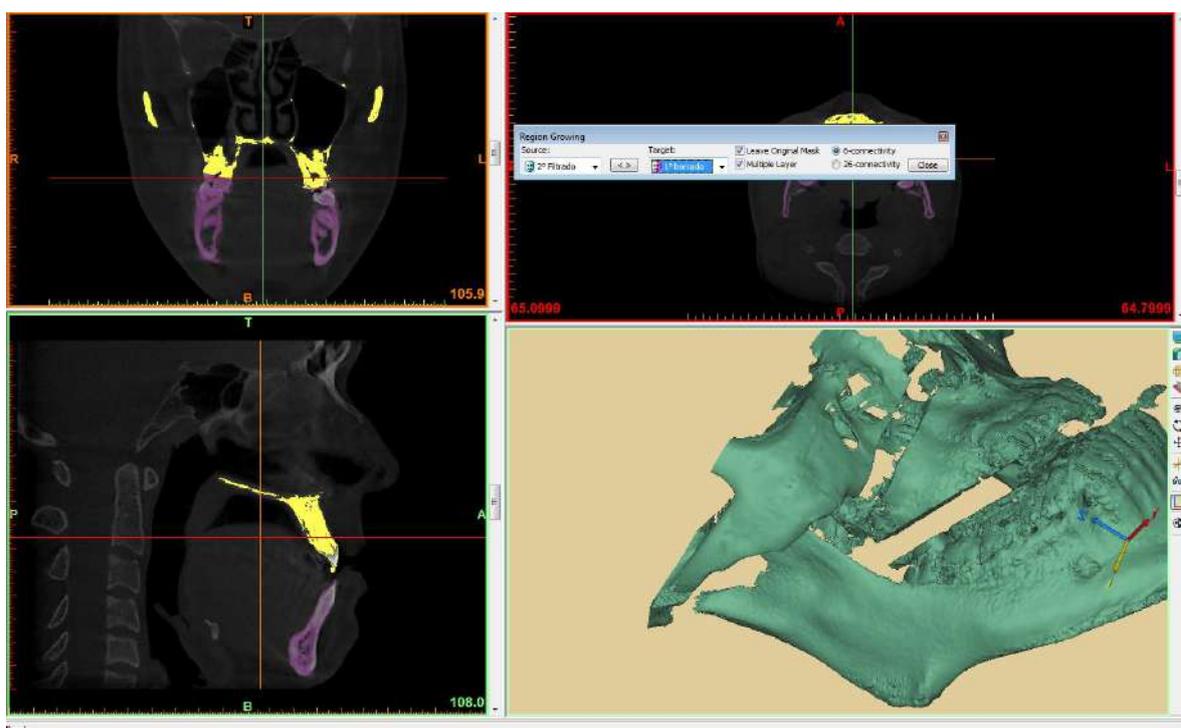


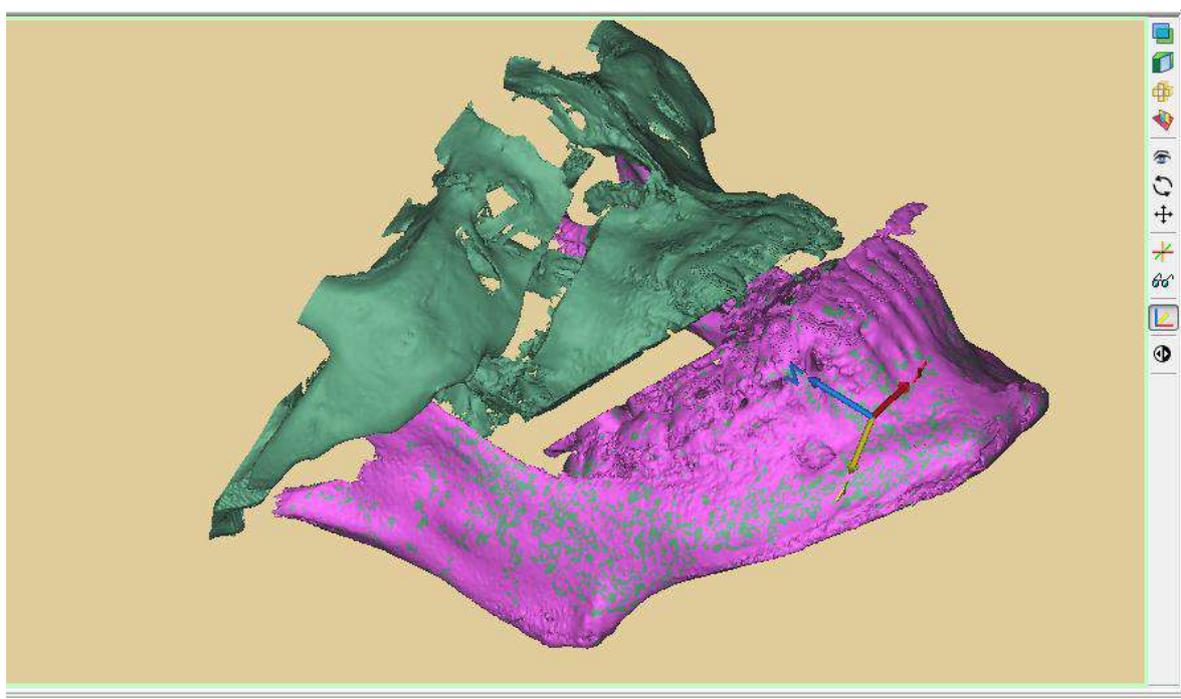
Fig A.25

Después de darle a *Calculate 3D*:



**Fig A.26**

El resultado se ve a continuación, donde se sobrepone la máscara anterior con la nueva (fucsia):



**Fig A.27**

Sin embargo, vemos que aún queda pendiente limpiar algunos restos de dientes superiores, eso se hará con *Edit Mask* que permite borrar capa por capa en 2d, para mayor precisión.

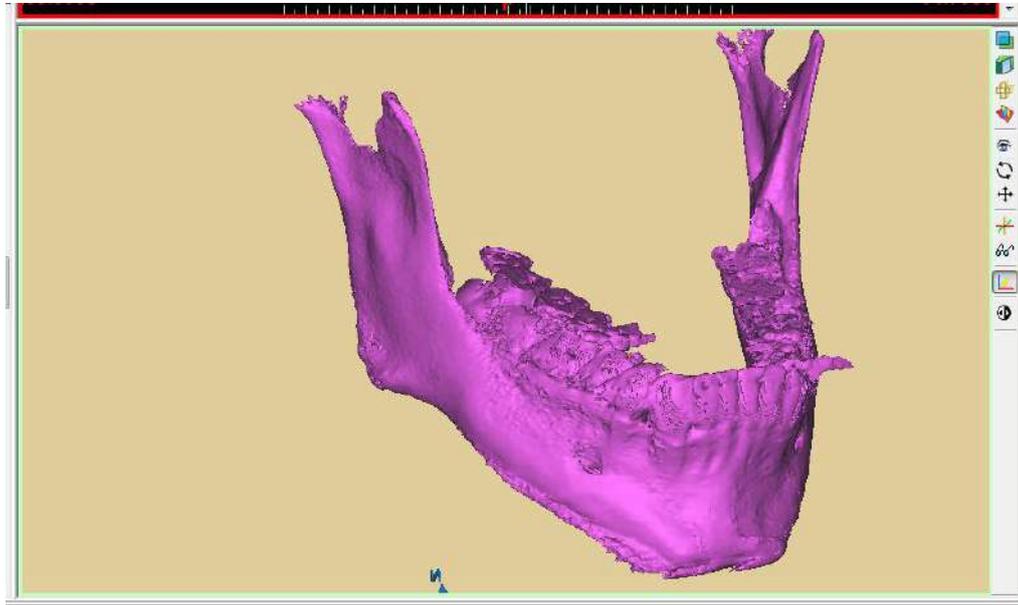


Fig A.28

Previamente se realizó un último retoque con *Edit Mask 3D* para quitar los defectos lo máximo posible y aplicar *Region Growing*:

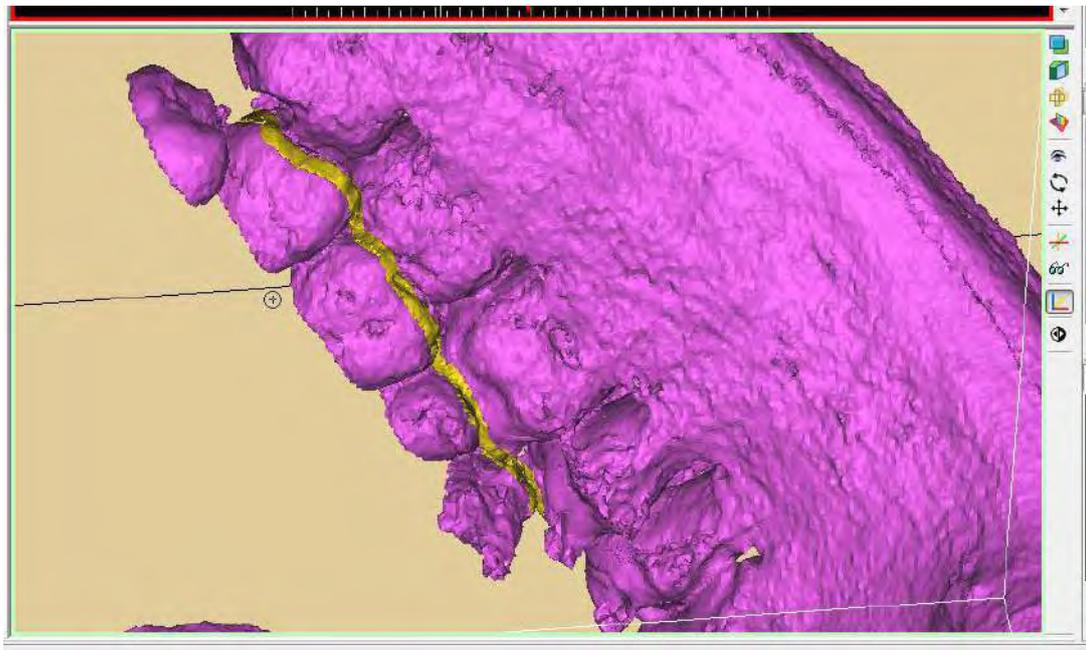
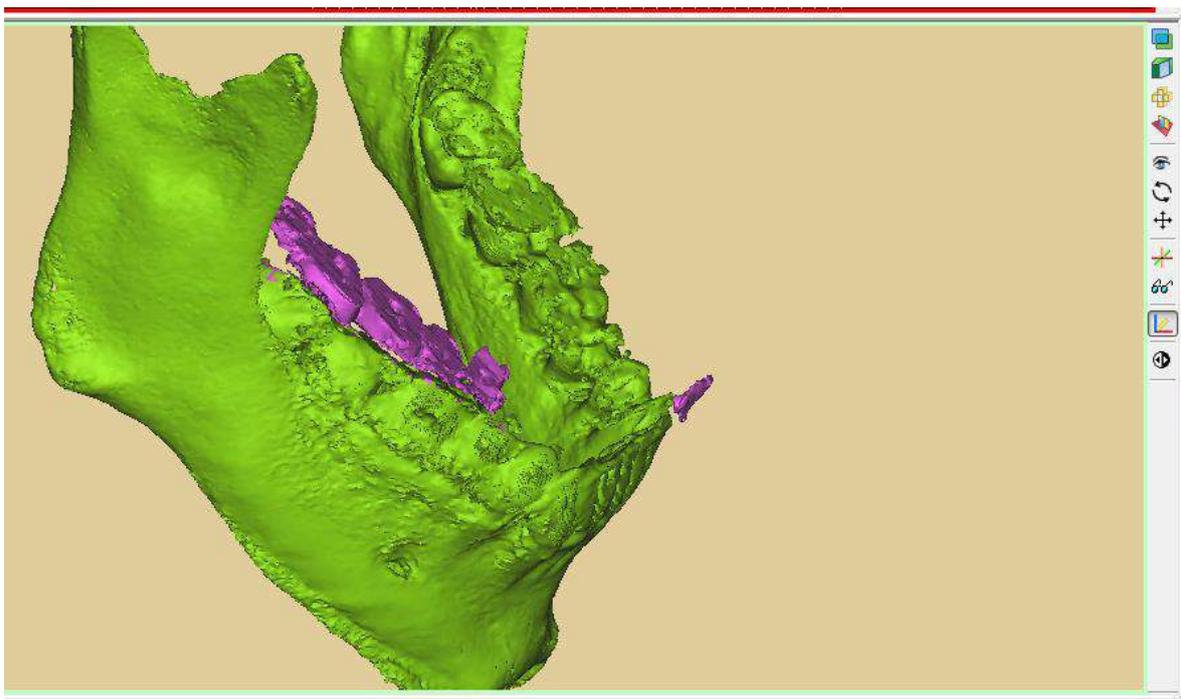


Fig A.29

Generando con *Calculate 3D* queda:



**Fig A.30**



**Fig A.31**



## Anexo B: Configuración de los modelos y parámetros en ANSYS

La interfase del software ANSYS con los proyectos utilizados en la simulación se muestra a continuación:

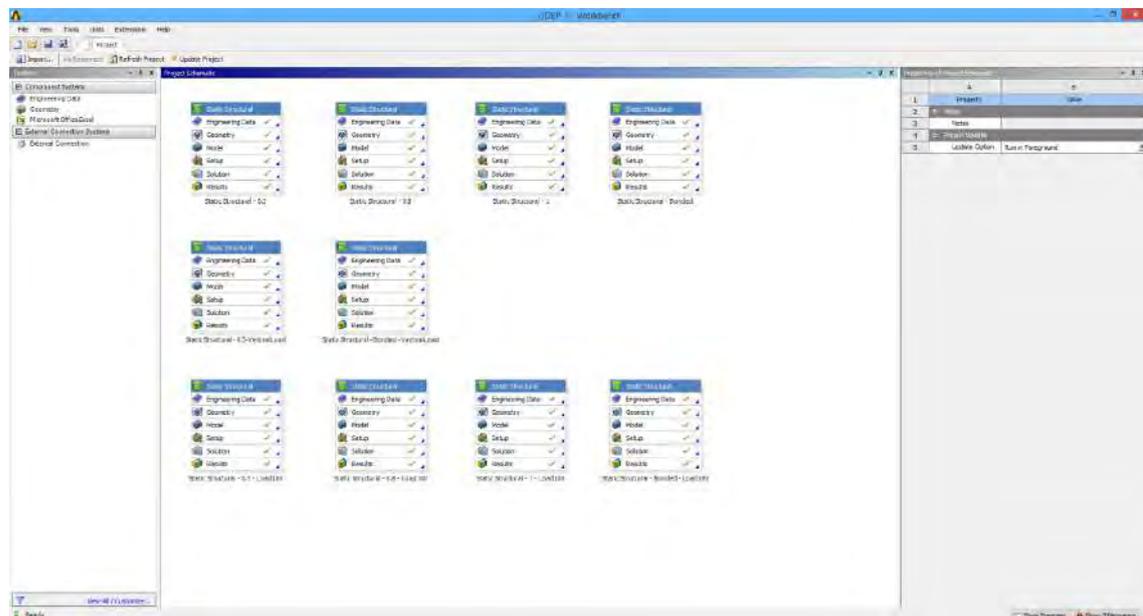


Fig B.1

Configuración de las propiedades mecánicas de los tejidos óseos y los implantes utilizados:

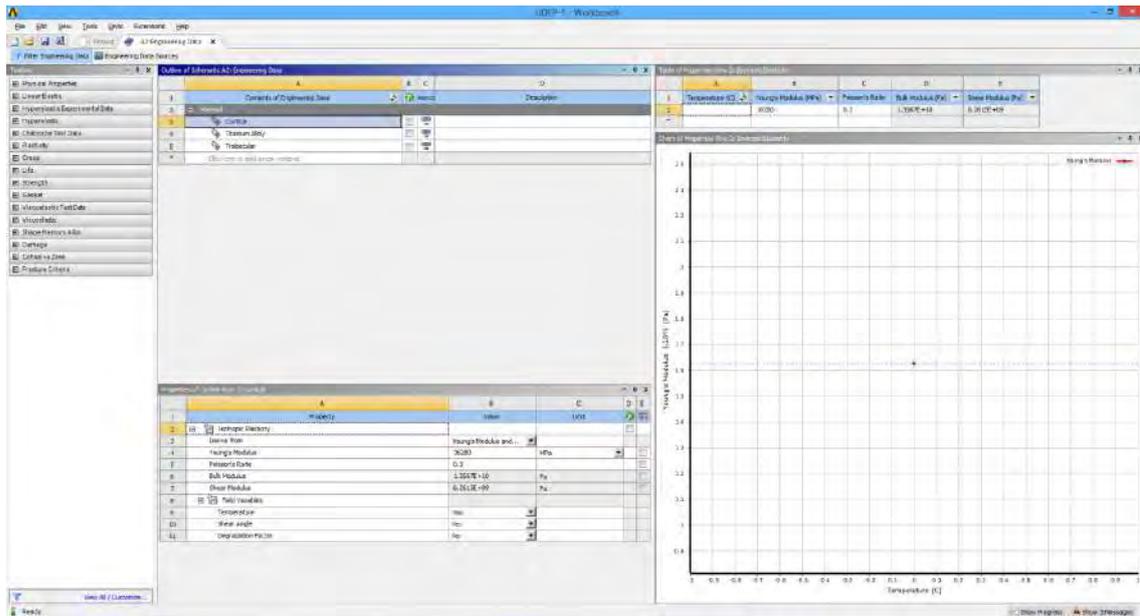


Fig B.2

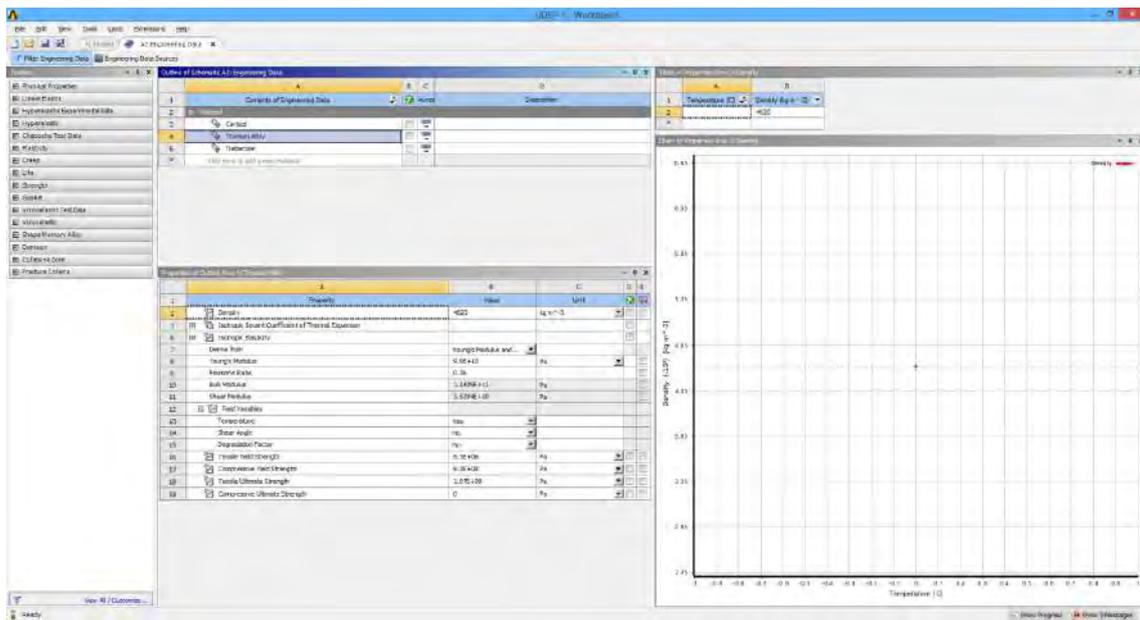


Fig B.3

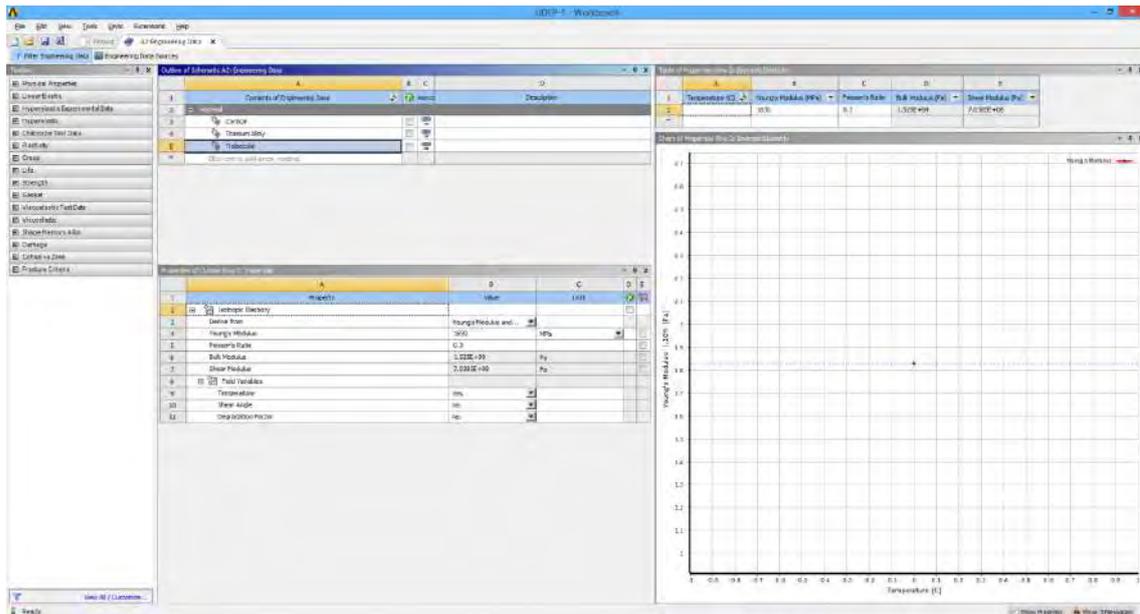


Fig B.4

Interfase de *Model* de ANSYS detallando las dimensiones del *bounding box* del modelo UDEP 1:

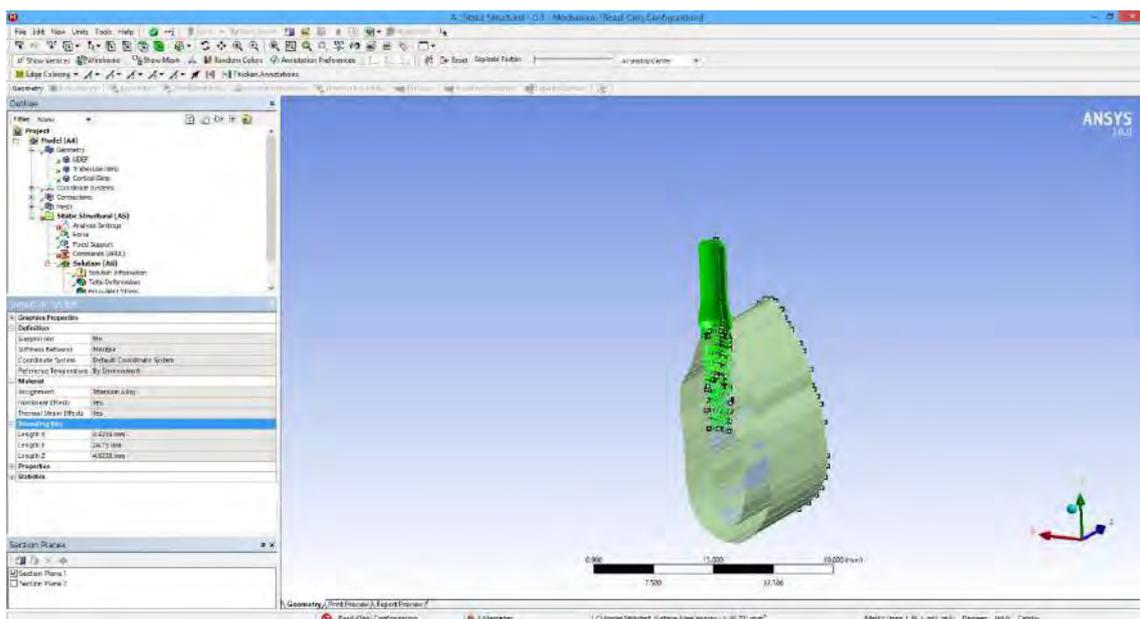


Fig B.5

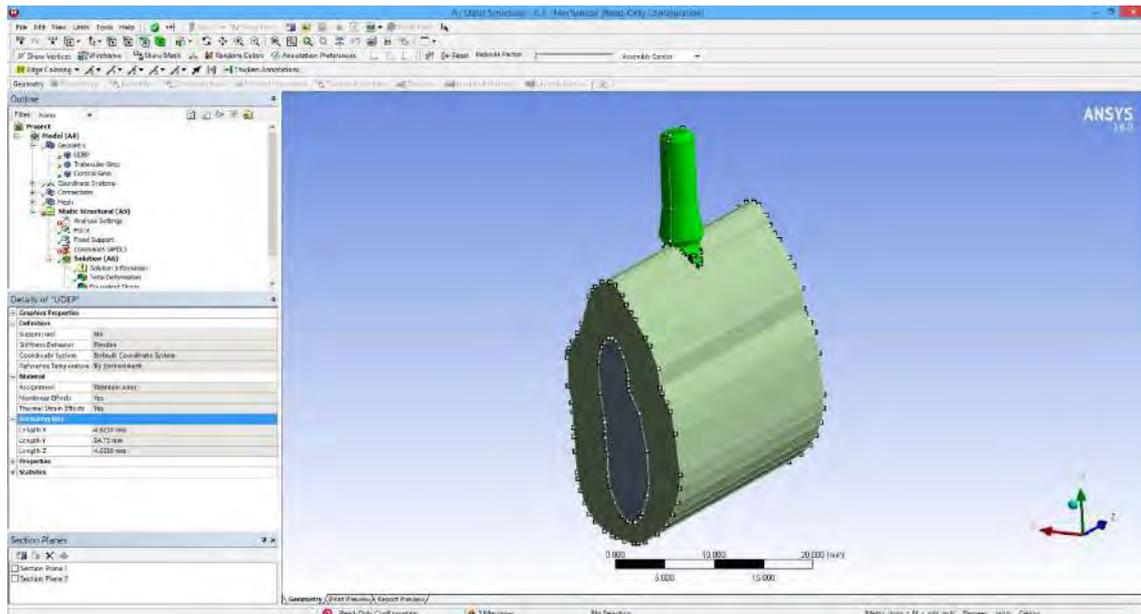


Fig B.6

Detalle de las configuraciones de contacto y rozamiento 0.3 de UDEP 1 en *Model* de ANSYS:

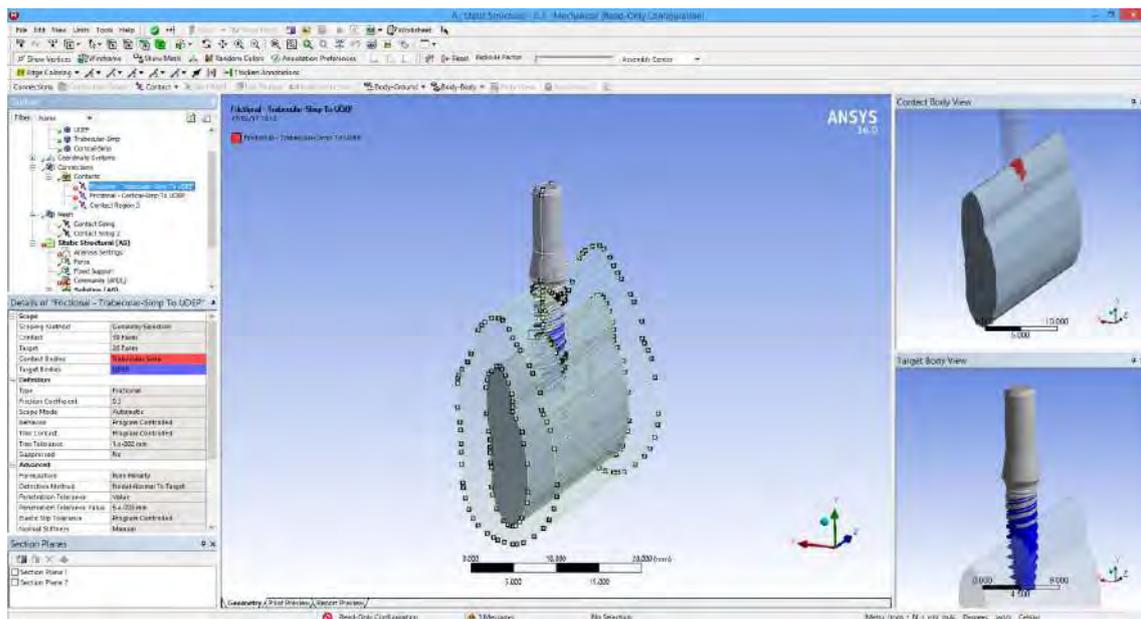


Fig B.7

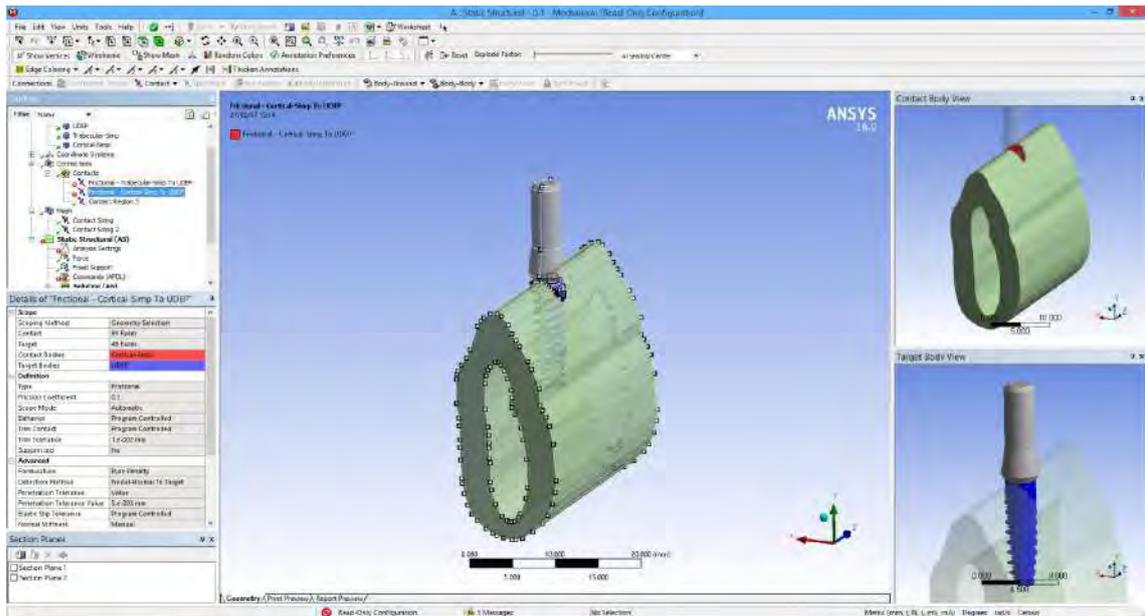


Fig B.8

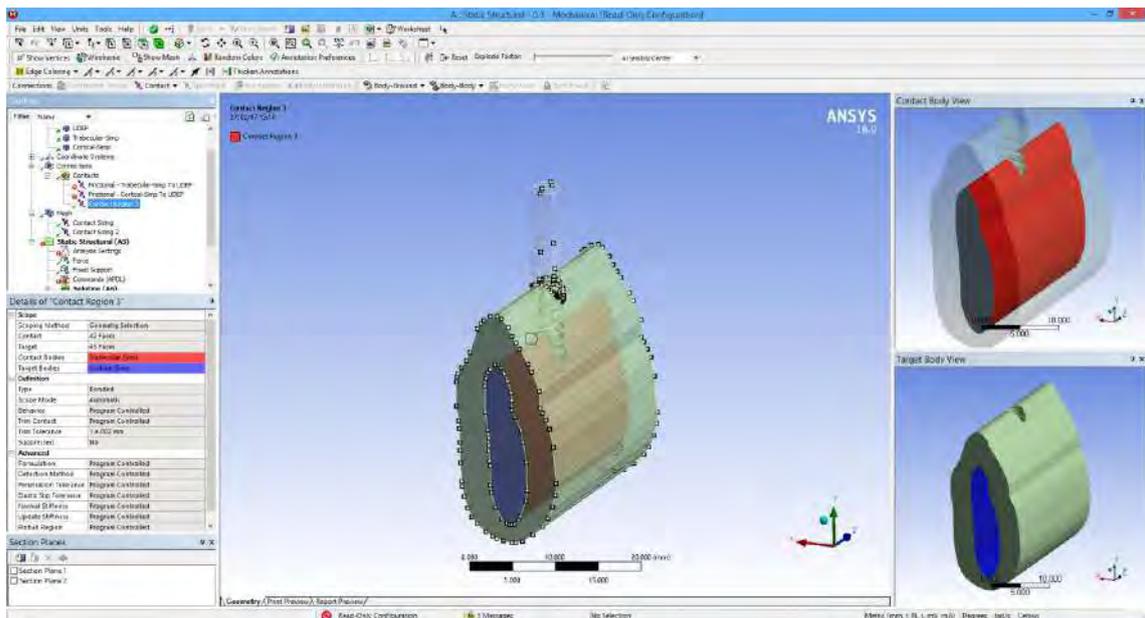


Fig B.9

Detalle de las configuraciones de contacto de UDEP 1 para condición de fijación completa (bonded) en *Model* de ANSYS:

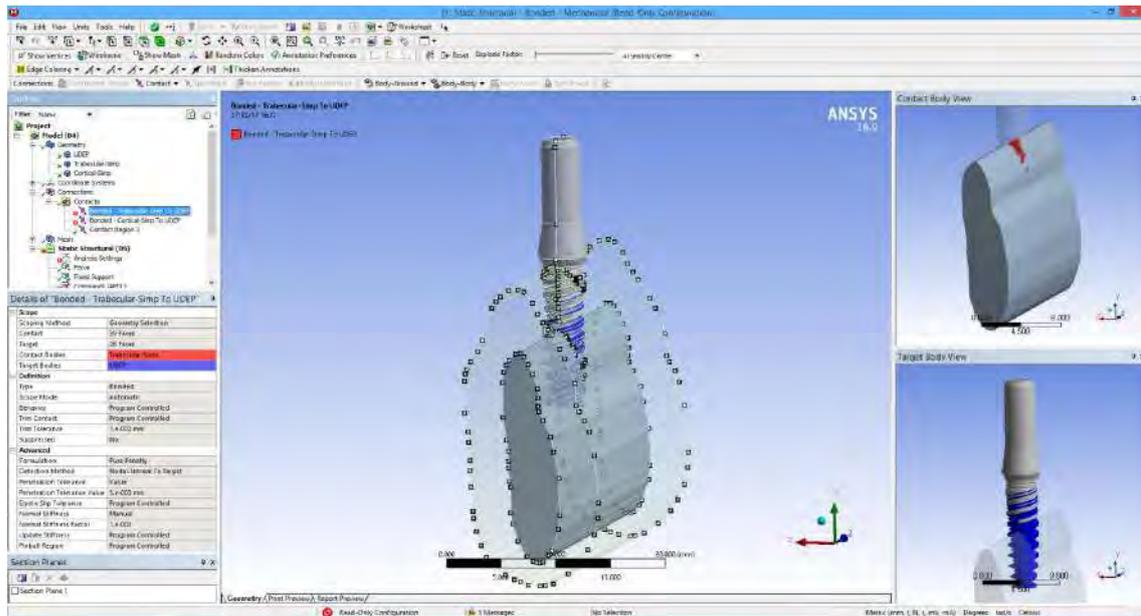


Fig B.10

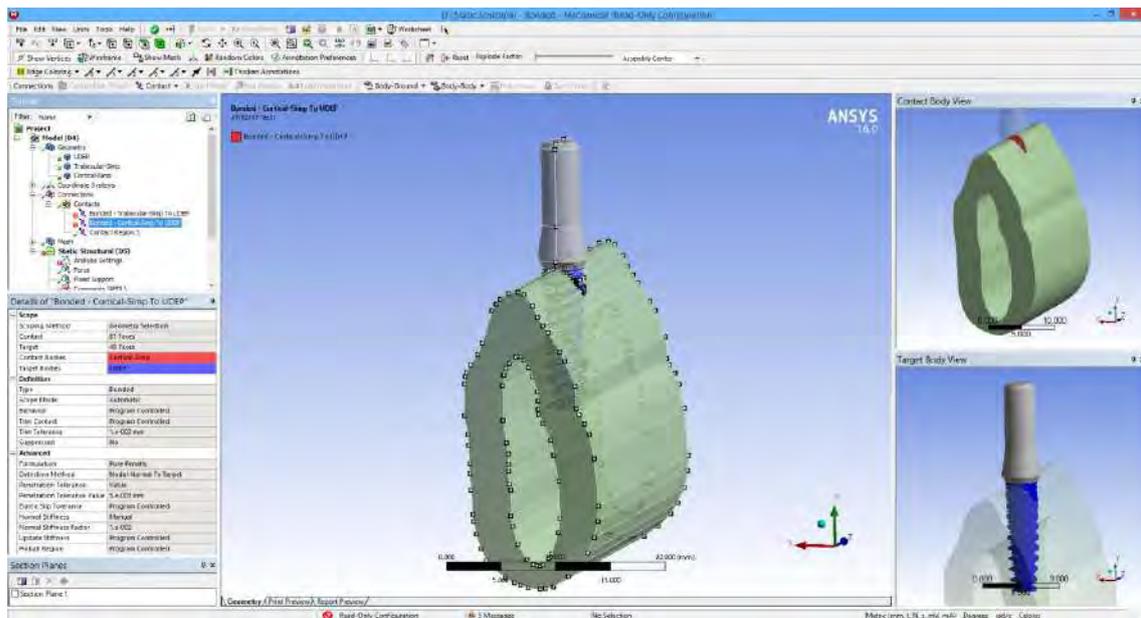


Fig B.11

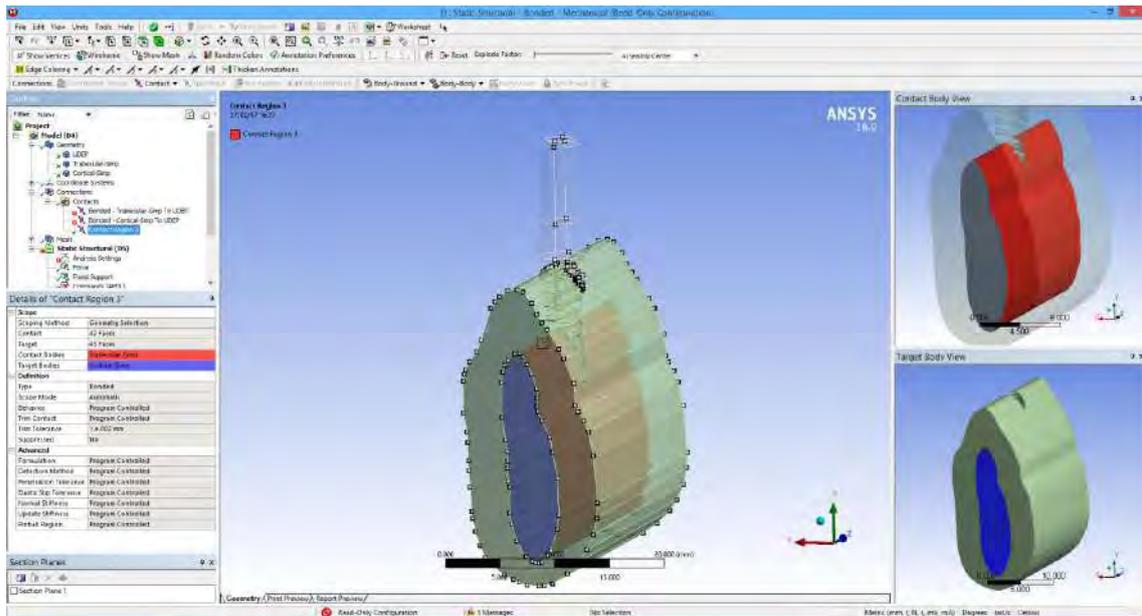


Fig B.12

Detalle de las configuraciones de contacto y rozamiento 1 de UDEP 1 en *Model* de ANSYS:

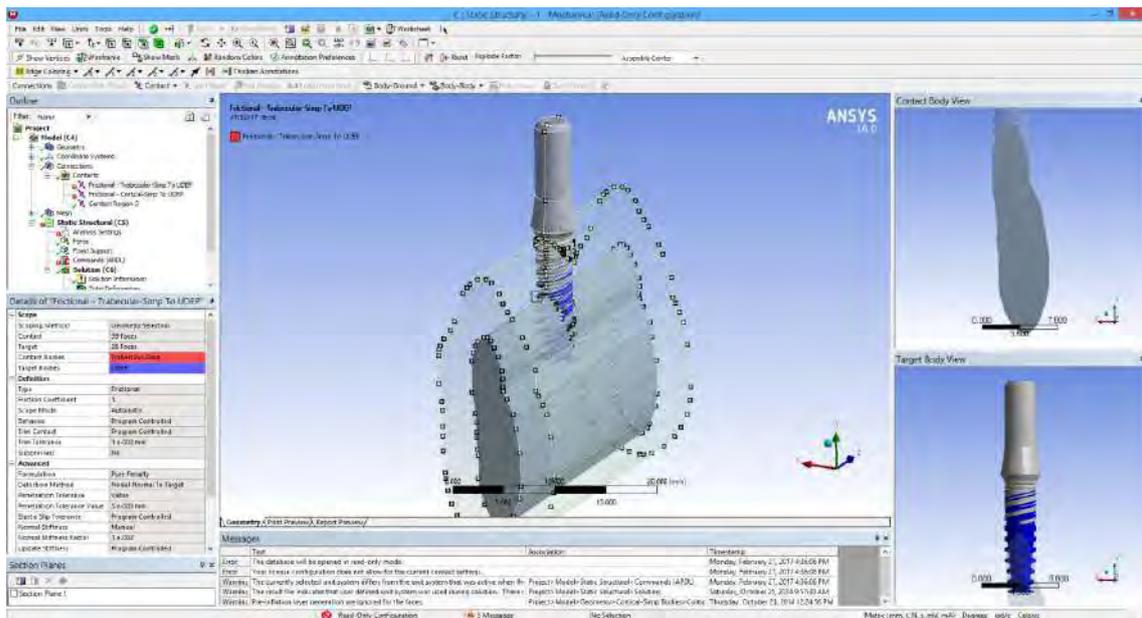


Fig B.13

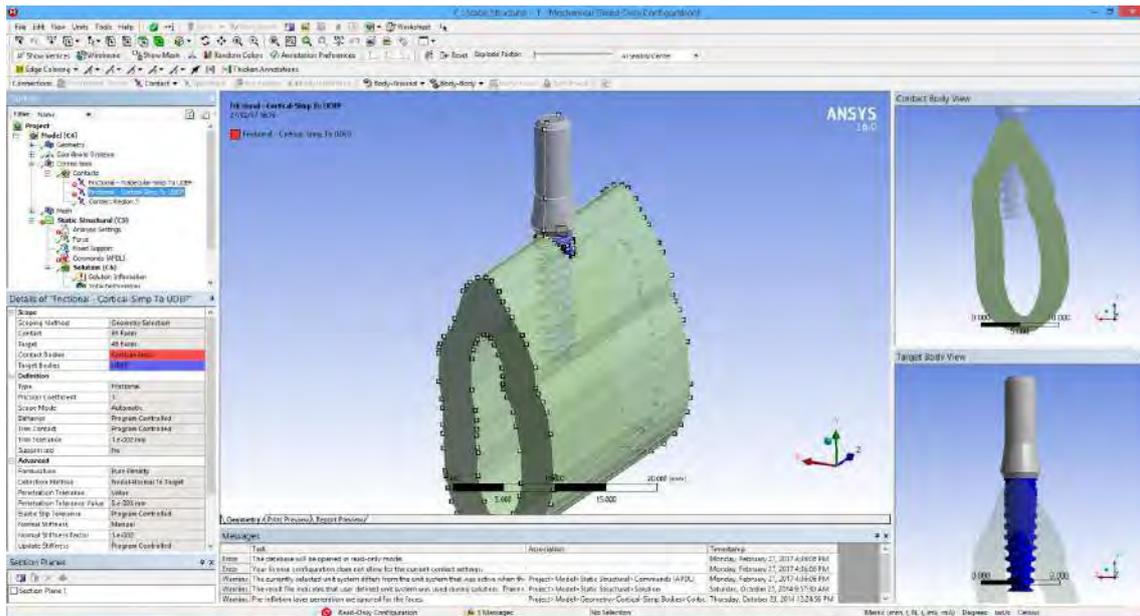


Fig B.14

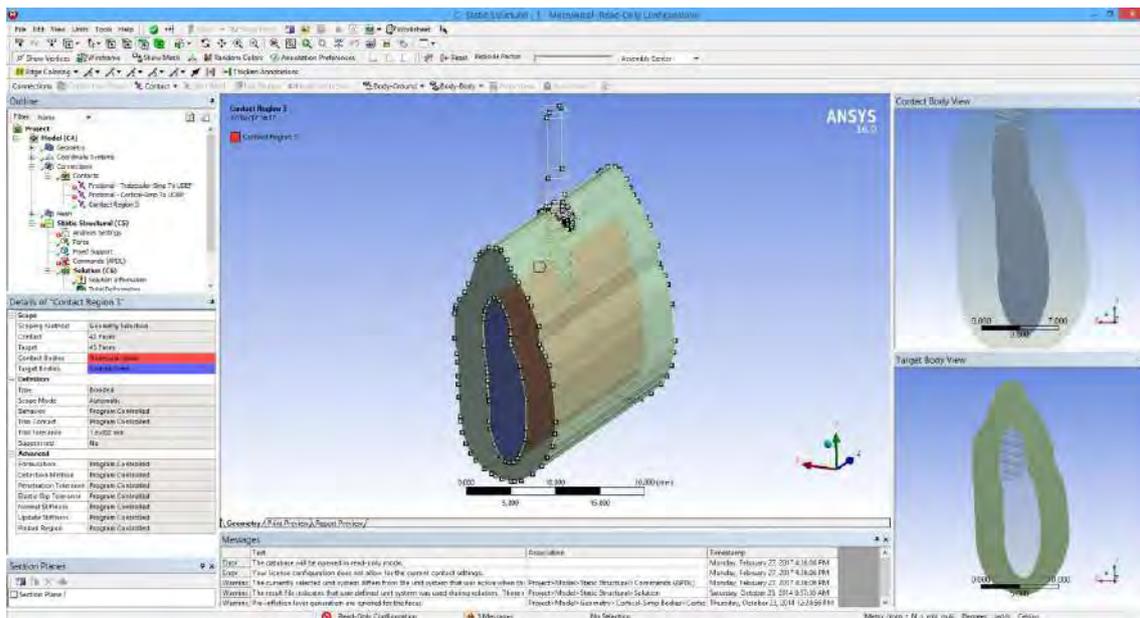


Fig B.15

Detalle de las configuraciones de contacto y rozamiento 0.3 de UDEP 2 en *Model* de ANSYS:

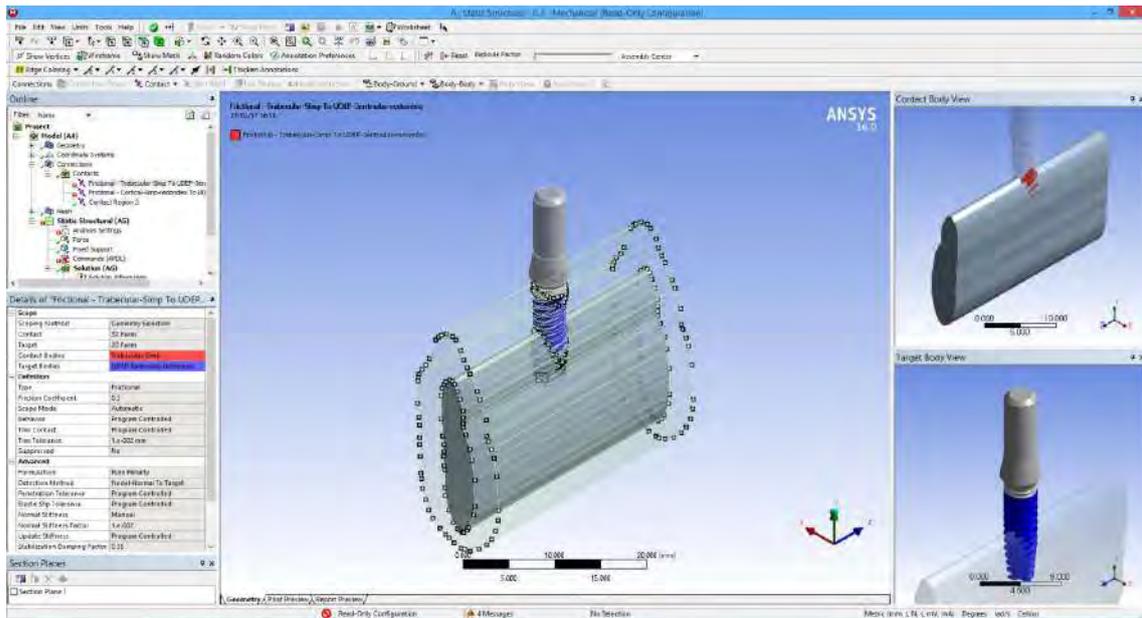


Fig B.16

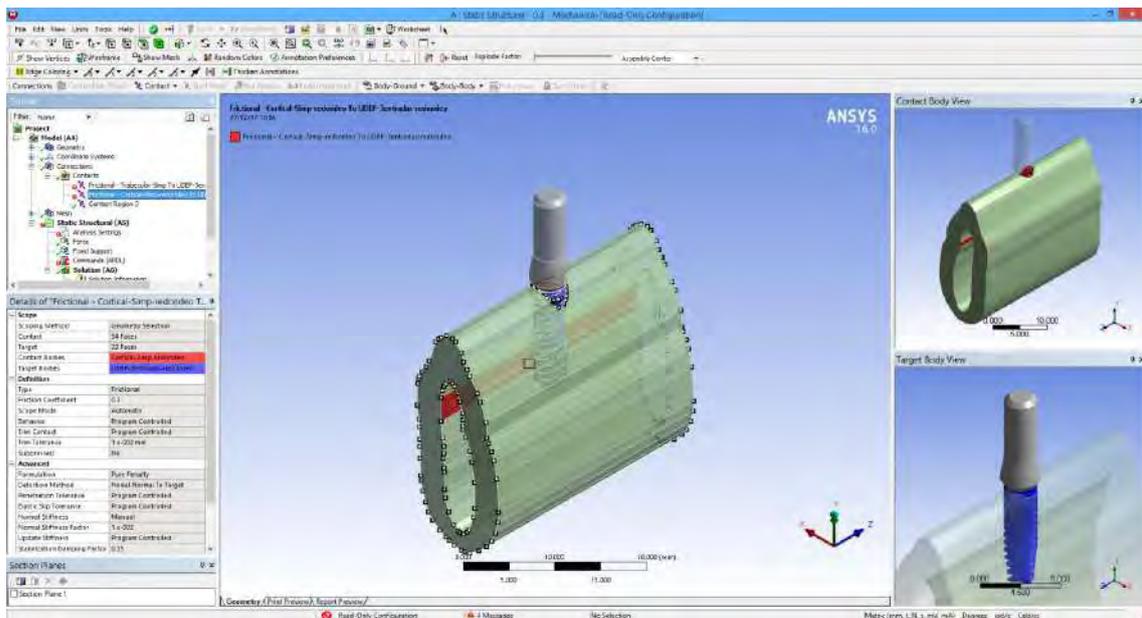


Fig B.17

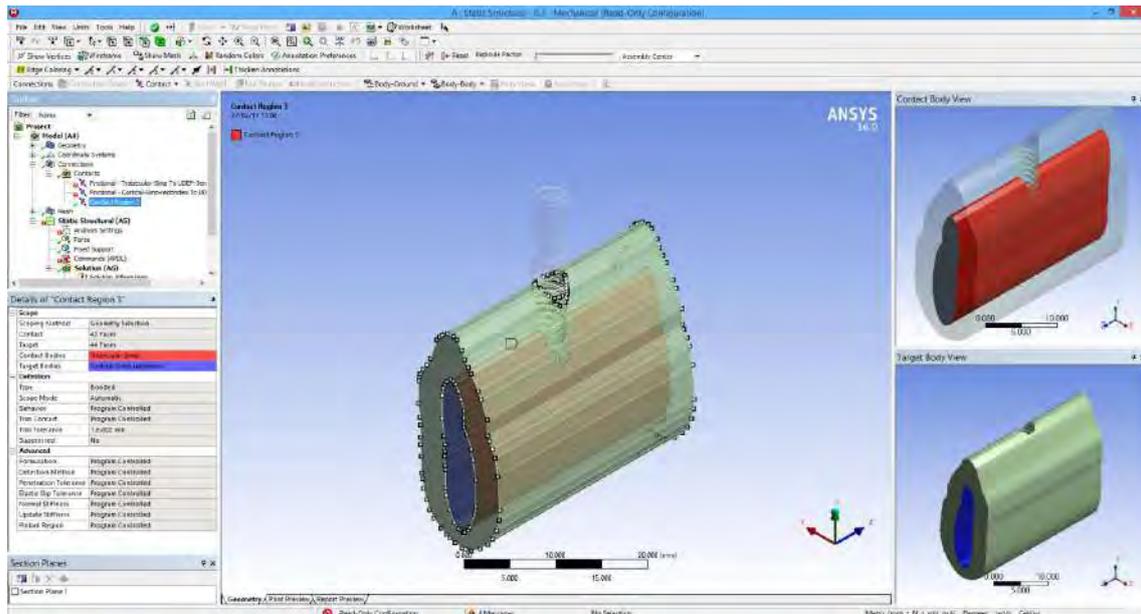


Fig B.18

Detalle de las configuraciones de contacto y rozamiento 1 de UDEP 2 en *Model* de ANSYS:

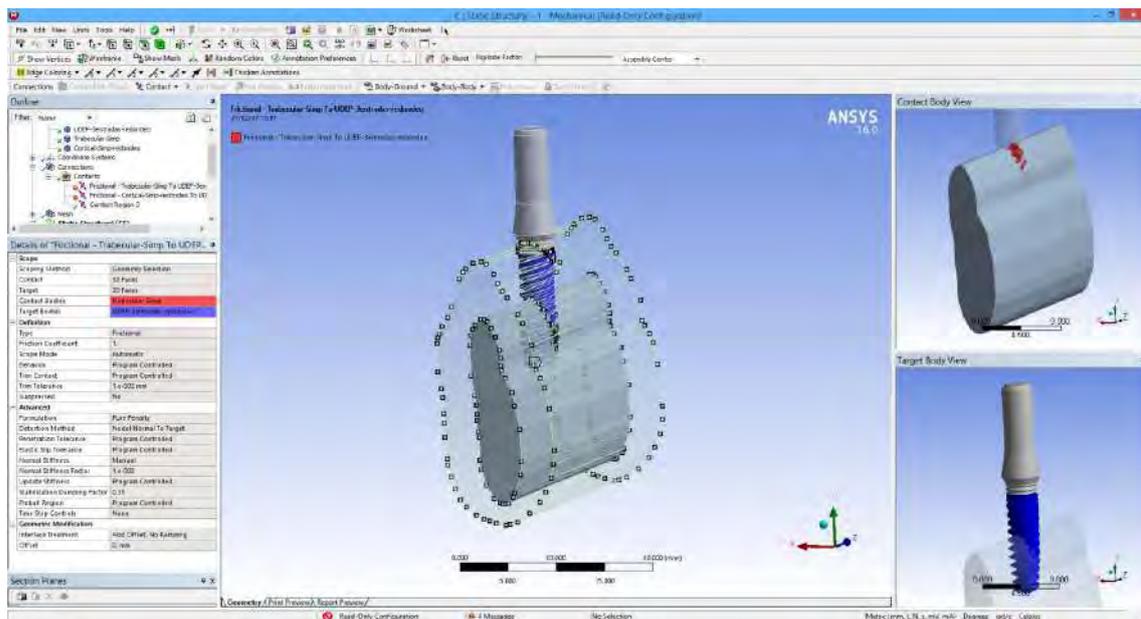


Fig B.19

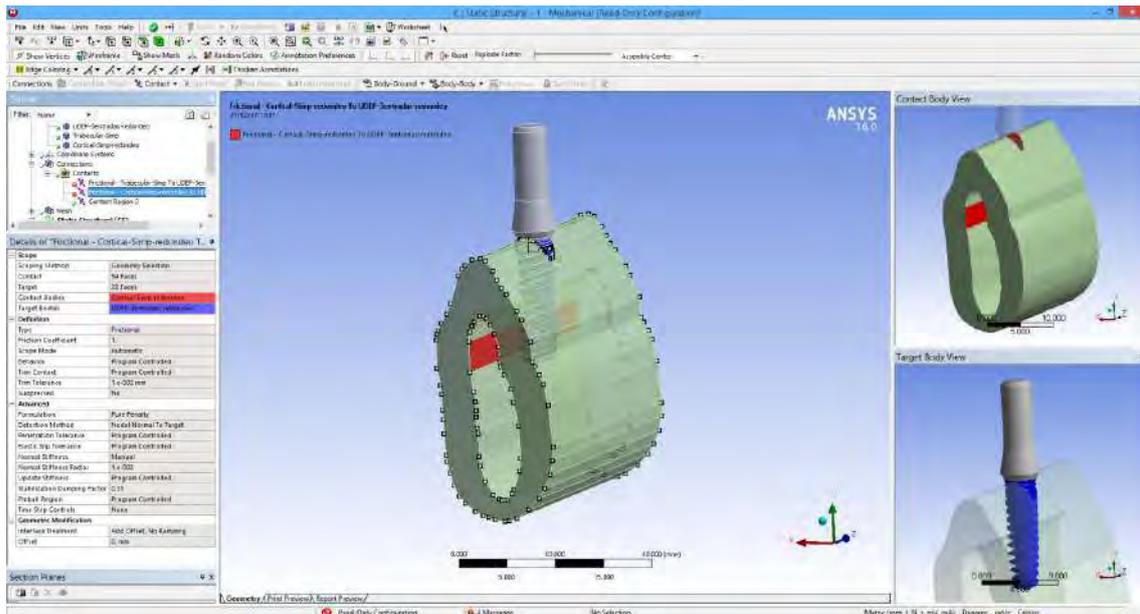


Fig B.20

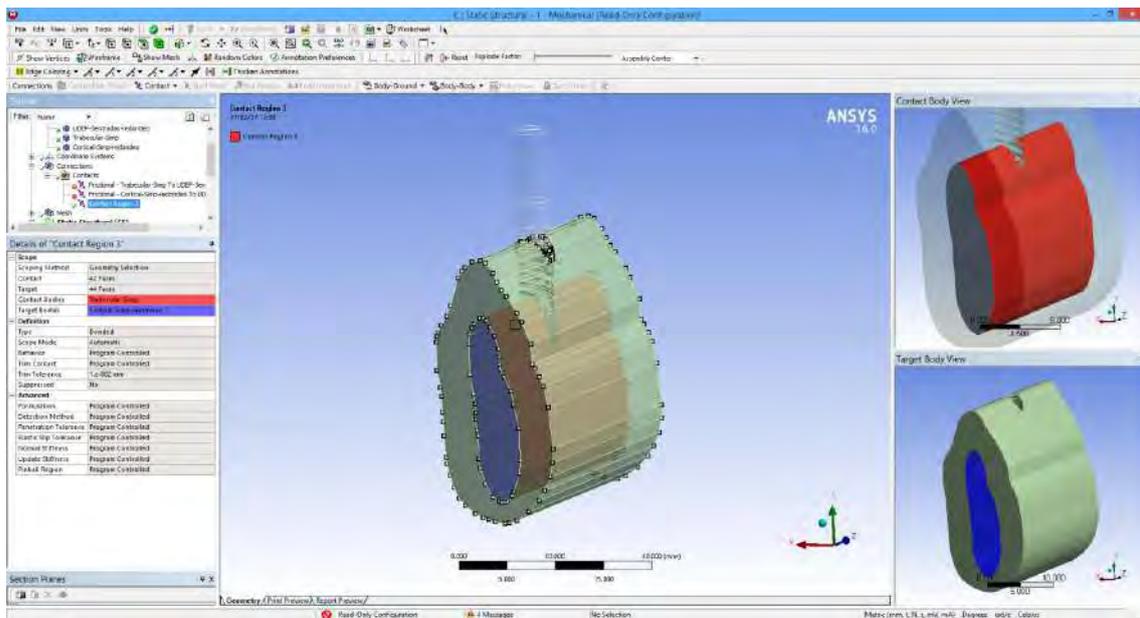


Fig B.21

Detalle de las configuraciones de contacto y condición de fijación completa (bonded) de UDEP 2 en *Model* de ANSYS:

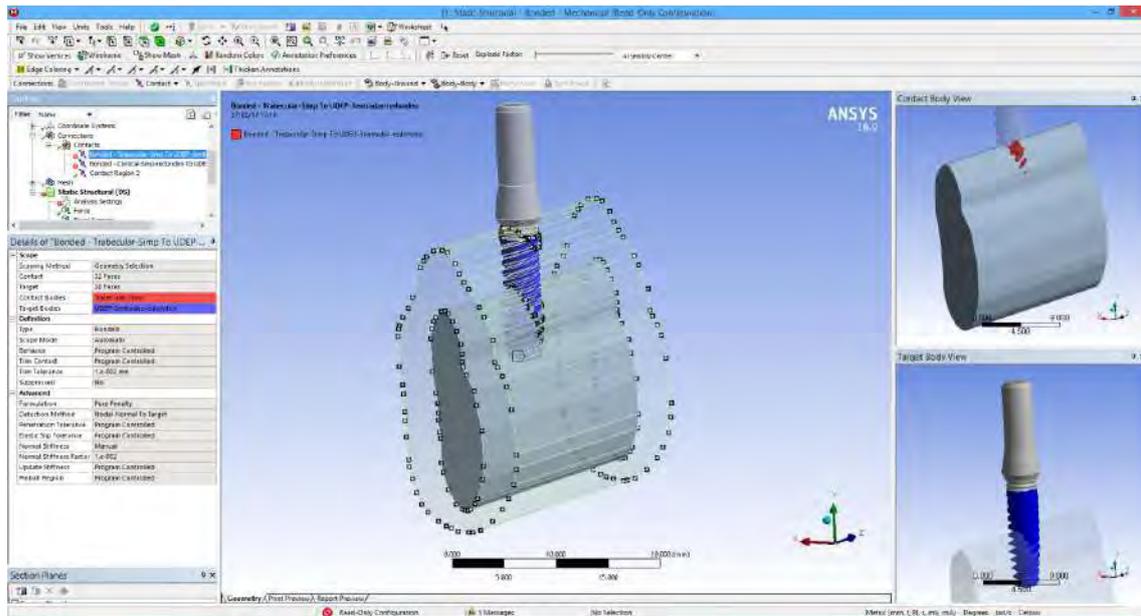


Fig B.20

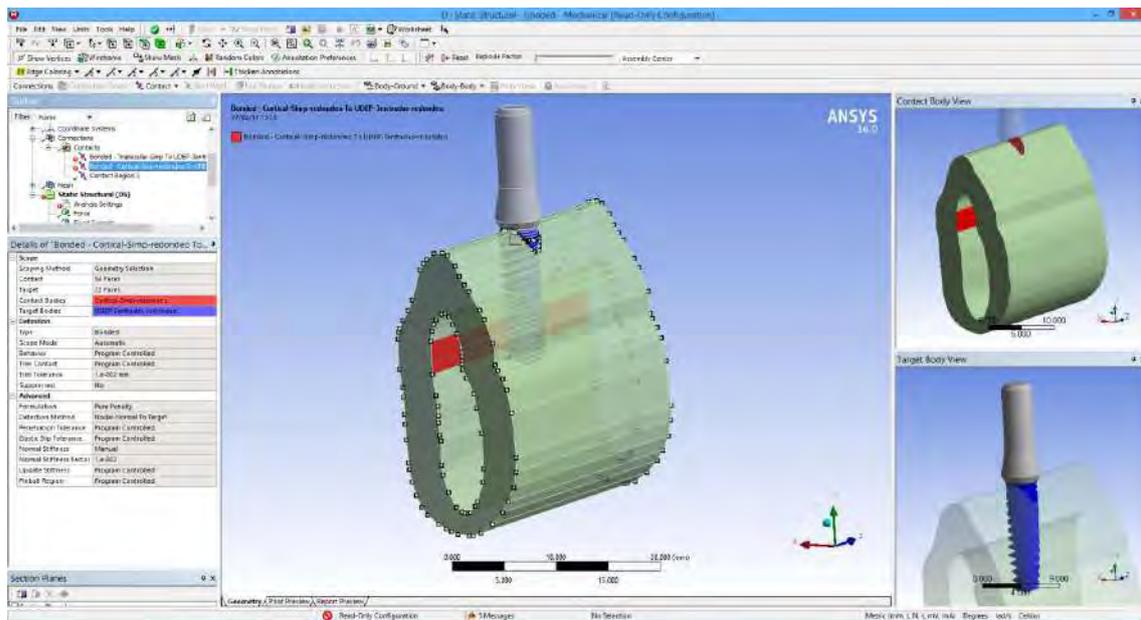


Fig B.21

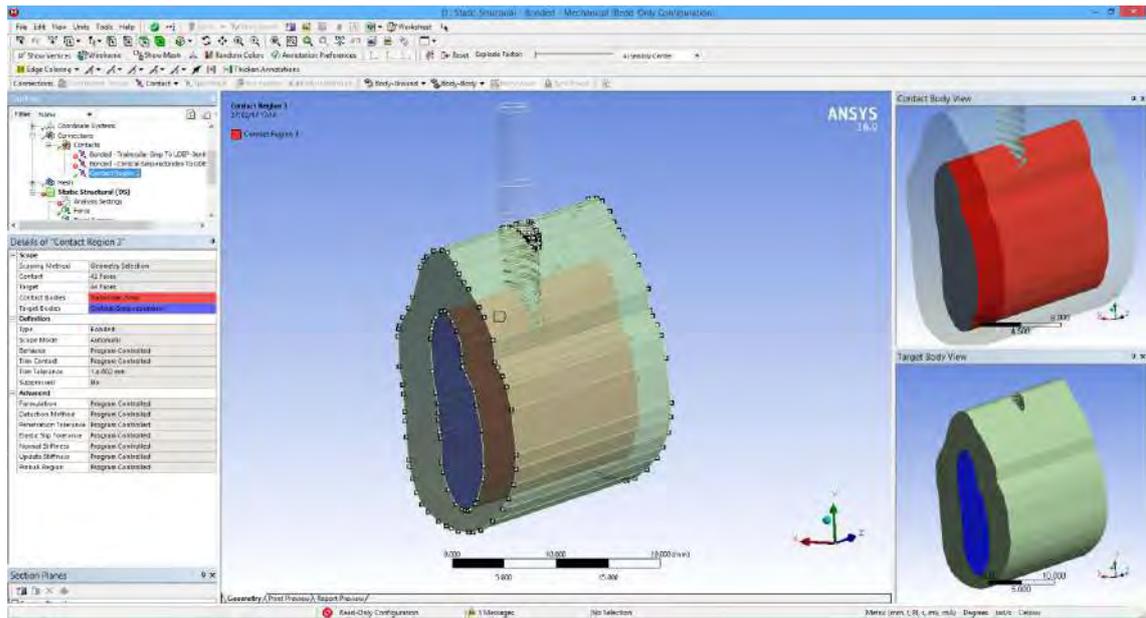


Fig B.22



## Anexo C: Algoritmo de remodelación BORA utilizado en ANSYS APDL

### C.1 Código utilizado en UDEP 2:

```
1 ! Commands inserted into this file will be executed just prior to the ANSYS SOLVE command .
2 ! These commands may supersede command settings set by Workbench .
34
! Active UNIT system in Workbench when this object was created : Metric (mm , kg , N, s, mV , mA)
5 ! NOTE : Any data that requires units ( such as mass ) is assumed to be in the consistent solver unit
system .
6 ! See Solving Units in the help system for more information .
78
! ===== 1
9
10 / PREP7
11 TOTALELEMENTOS =11340
12 TOTALELEMENTOSHUESO =8421
13
14 *DIM , IDELEM ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
15 *DIM ,VOLUM ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
16 *DIM , DENSIDAD ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
17 *DIM ,S_VM ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
18 *DIM ,U_T ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
19 *DIM , MODELAST ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
20 *DIM , ENEDEF ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
21 *DIM , STRAIN ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
22
23 *DIM ,DATA1 ,ARRAY , TOTALELEMENTOSHUESO
24 *DIM ,DATA2 ,ARRAY , TOTALELEMENTOSHUESO
25 *DIM ,DATA3 ,ARRAY , TOTALELEMENTOS
26
27 *VREAD , DATA1 (1) ,elementosHueso2 ,txt ,,1
28 (F6 .0)
29 *VREAD , DATA2 (1) ,densidadesHueso2 ,txt ,,1
30 (1 PE12 .5)
31
32 C =3790
33 GAMMA =3
34 K =0.0042e -2
35 B =100
36 DELTA_T =1
37 count =1
38
39 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
40 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
41 DATA3 ( NELEMENTO )=1
42 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DATA2 ( count )*1e -9
43 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
44 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
```

```

45 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
46 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
47 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
48
49 count = count +1
50 * ELSE
51 DATA3 ( NELEMENTO )=0
52 DENSIDAD ( NELEMENTO ) =4.62e -9
53 MODELAST ( NELEMENTO ) =96000
54 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.36
55 * ENDIF
56
57 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
58 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
59 * ENDDO
60
61 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
62 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
63 * ENDDO
64
65 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
66 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
67 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
68 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
69 * ENDDO
70 FINISH
71
72
73 / SOLU
74 TIME ,1
75 NSUBST ,1 ,1 ,1
76 SOLVE
77 FINISH
78
79
80 / POST1
81 SET , LAST
82 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
83 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
84
85 ETABLE , desplaz ,U,Y
86 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
87
88 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
89 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
90
91 ETABLE , enerdefor , SENE
92 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
93
94 * cfoopen , RESULTADOS1_2 , out
95 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
96 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
97 * cfclose
98
99 count =1
100 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
101 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
102 MODELAST ( NELEMENTO )=C *(1 e9* DENSIDAD ( NELEMENTO ))** GAMMA
103 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
104 count = count +1
105 * ENDIF
106 * ENDDO
107 FINISH
108
109 ! ===== 2
110
111 / PREP7
112 count =1
113 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
114 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
115 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
116 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
117 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
118 count = count +1
119 * ENDIF
120 * ENDDO
121
122 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
123 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
124 * ENDDO
125
126 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
127 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
128 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen

```

```

129 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
130 * ENDDO
131 FINISH
132
133
134 / SOLU
135 TIME ,2
136 NSUBST ,1 ,1 ,1
137 SOLVE
138 FINISH
139
140
141 / POST1
142 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
143 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
144
145 ETABLE , desplaz ,U,Y
146 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
147
148 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
149 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
150
151 ETABLE , enerdefor , SENE
152 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
153
154 * cfoopen , RESULTADOS2_2 , out
155 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
156 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
157 * cfclose
158
159 count =1
160 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
161 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
162 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
163 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
164 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
165 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
166 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
167 count = count +1
168 * ENDF
169 * ENDDO
170 FINISH
171
172 ! ===== 3
173
174 / PREP7
175 count =1
176 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
177 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
178 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
179 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
180 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
181 count = count +1
182 * ENDF
183 * ENDDO
184
185 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
186 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
187 * ENDDO
188
189 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
190 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
191 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
192 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
193 * ENDDO
194 FINISH
195
196
197 / SOLU
198 TIME ,3
199 NSUBST ,1 ,1 ,1
200 SOLVE
201 FINISH
202
203
204 / POST1
205 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
206 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
207
208 ETABLE , desplaz ,U,Y
209 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
210
211 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
212 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq

```

```

213
214 ETABLE , enerdefor , SENE
215 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
216
217 * copen , RESULTADOS3_2 , out
218 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
219 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
220 * cfclose
221
222 count =1
223 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
224 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
225 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
226 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
227 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
228 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
229 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
230 count = count +1
231 * ENDF
232 * ENDDO
233 FINISH
234
235 ! ===== 4
236
237 / PREP7
238 count =1
239 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
240 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
241 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
242 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
243 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
244 count = count +1
245 * ENDF
246 * ENDDO
247
248 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
249 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
250 * ENDDO
251
252 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
253 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
254 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ) ,DATA , volumen
255 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ) ,DATA , NELEMENTO
256 * ENDDO
257 FINISH
258
259
260 / SOLU
261 TIME ,4
262 NSUBST ,1 ,1 ,1
263 SOLVE
264 FINISH
265
266
267 / POST1
268 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
269 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
270
271 ETABLE , desplazt ,U,Y
272 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
273
274 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
275 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
276
277 ETABLE , enerdefor , SENE
278 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
279
280 * copen , RESULTADOS4_2 , out
281 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
282 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
283 * cfclose
284
285 count =1
286 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
287 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
288 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
289 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
290 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
291 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
292 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
293 count = count +1
294 * ENDF

```

```

295 * ENDDO
296 FINISH
297
298 ! ===== 5
299
300 / PREP7
301 count =1
302 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
303 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
304 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
305 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
306 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
307 count = count +1
308 * ENDIF
309 * ENDDO
310
311 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
312 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
313 * ENDDO
314
315 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
316 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
317 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
318 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
319 * ENDDO
320 FINISH
321
322
323 / SOLU
324 TIME ,5
325 NSUBST ,1 ,1 ,1
326 SOLVE
327 FINISH
328
329
330 / POST1
331 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
332 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
333
334 ETABLE , desplazt ,U,Y
335 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
336
337 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
338 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
339
340 ETABLE , enerdefor , SENE
341 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
342
343 * cfoopen , RESULTADOS5_2 , out
344 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
345 (5X,F6.0 ,.6X ,1 PE12.5 ,.6X ,1 PE12.5)
346 * cfclose
347
348 count =1
349 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
350 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
351 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
352 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
353 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
354 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
355 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
356 count = count +1
357 * ENDIF
358 * ENDDO
359 FINISH
360
361 ! ===== 6
362
363 / PREP7
364 count =1
365 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
366 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
367 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
368 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
369 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
370 count = count +1
371 * ENDIF
372 * ENDDO
373
374 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
375 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
376 * ENDDO
377
378 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS

```

```

379 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
380 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
381 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
382 * ENDDO
383 FINISH
384
385
386 / SOLU
387 TIME ,6
388 NSUBST ,1 ,1 ,1
389 SOLVE
390 FINISH
391
392
393 / POST1
394 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
395 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
396
397 ETABLE , desplazt ,U,Y
398 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
399
400 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
401 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
402
403 ETABLE , enerdefor , SENE
404 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
405
406 * cfoopen , RESULTADOS6_2 ,out
407 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
408 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
409 * cfclose
410
411 count =1
412 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
413 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
414 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
415 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
416 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
417 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
418 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
419 count = count +1
420 * ENDIF
421 * ENDDO
422 FINISH
423
424 ! ===== 7
425
426 / PREP7
427 count =1
428 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
429 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
430 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
431 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
432 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
433 count = count +1
434 * ENDIF
435 * ENDDO
436
437 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
438 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
439 * ENDDO
440
441 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
442 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
443 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
444 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
445 * ENDDO
446 FINISH
447
448
449 / SOLU
450 TIME ,7
451 NSUBST ,1 ,1 ,1
452 SOLVE
453 FINISH
454
455
456 / POST1
457 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
458 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
459
460 ETABLE , desplazt ,U,Y
461 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
462

```

```

463 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
464 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
465
466 ETABLE , enerdefor , SENE
467 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
468
469 * copen , RESULTADOS7_2 , out
470 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
471 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
472 * cfclose
473
474 count =1
475 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
476 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
477 R= DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e9
478 a1 =2.14 -4.97* R +22.93* R **2 -45.91* R **3
479 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
480 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
481 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e6))-K)
482 count = count +1
483 * ENDIF
484 * ENDDO
485 FINISH
486
487 ! ===== 8
488
489 / PREP7
490 count =1
491 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
492 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
493 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
494 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
495 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
496 count = count +1
497 * ENDIF
498 * ENDDO
499
500 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
501 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
502 * ENDDO
503
504 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
505 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
506 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ) ,DATA , volumen
507 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ) ,DATA , NELEMENTO
508 * ENDDO
509 FINISH
510
511
512 / SOLU
513 TIME ,8
514 NSUBST ,1 ,1 ,1
515 SOLVE
516 FINISH
517
518
519 / POST1
520 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
521 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
522
523 ETABLE , desplazt ,U,Y
524 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
525
526 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
527 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
528
529 ETABLE , enerdefor , SENE
530 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
531
532 * copen , RESULTADOS8_2 , out
533 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
534 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
535 * cfclose
536
537 count =1
538 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
539 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
540 R= DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e9
541 a1 =2.14 -4.97* R +22.93* R **2 -45.91* R **3
542 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
543 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
544 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e6))-K)

```

```

545 count = count +1
546 * ENDIF
547 * ENDDO
548 FINISH
549
550 ! ===== 9
551
552 / PREP7
553 count =1
554 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
555 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
556 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
557 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
558 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
559 count = count +1
560 * ENDIF
561 * ENDDO
562
563 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
564 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
565 * ENDDO
566
567 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
568 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
569 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
570 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
571 * ENDDO
572 FINISH
573
574
575 / SOLU
576 TIME ,9
577 NSUBST ,1 ,1 ,1
578 SOLVE
579 FINISH
580
581
582 / POST1
583 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
584 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
585
586 ETABLE , desplazt ,U,Y
587 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
588
589 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
590 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
591
592 ETABLE , enerdefor , SENE
593 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
594
595 * cfoopen , RESULTADOS9_2 ,out
596 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
597 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 )
598 * cfclose
599
600 count =1
601 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
602 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
603 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
604 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
605 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
606 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
607 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
608 count = count +1
609 * ENDIF
610 * ENDDO
611 FINISH
612
613 ! ===== 10
614
615 / PREP7
616 count =1
617 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
618 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
619 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
620 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
621 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
622 count = count +1
623 * ENDIF
624 * ENDDO
625
626 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
627 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
628 * ENDDO

```

```

629
630 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
631 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
632 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
633 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
634 * ENDDO
635 FINISH
636
637
638 / SOLU
639 TIME ,10
640 NSUBST ,1 ,1 ,1
641 SOLVE
642 FINISH
643
644
645 / POST1
646 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
647 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
648
649 ETABLE , desplazt ,U,Y
650 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
651
652 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
653 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
654
655 ETABLE , enerdefor , SENE
656 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
657
658 * cfopen , RESULTADOS10_2 ,out
659 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
660 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 )
661 * cfclose
662
663 count =1
664 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
665 *IF , NELEMENTO .EQ , DATA1 ( count ),THEN
666 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
667 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
668 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
669 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
670 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
671 count = count +1
672 * ENDIF
673 * ENDDO
674 FINISH
675
676 ! ===== 11
677
678 / PREP7
679 count =1
680 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
681 *IF , NELEMENTO .EQ , DATA1 ( count ),THEN
682 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
683 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
684 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
685 count = count +1
686 * ENDIF
687 * ENDDO
688
689 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
690 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
691 * ENDDO
692
693 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
694 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
695 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
696 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
697 * ENDDO
698 FINISH
699
700
701 / SOLU
702 TIME ,11
703 NSUBST ,1 ,1 ,1
704 SOLVE
705 FINISH
706
707
708 / POST1
709 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
710 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
711
712 ETABLE , desplazt ,U,Y

```

```

713 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
714
715 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
716 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
717
718 ETABLE , enerdefor , SENE
719 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
720
721 * copen , RESULTADOS11_2 ,out
722 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
723 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
724 * cfclose
725
726 count =1
727 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
728 *IF , NELEMENTO .EQ , DATA1 ( count ),THEN
729 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
730 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
731 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
732 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
733 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B**e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
734 count = count +1
735 * ENDF
736 * ENDDO
737 FINISH
738
739 ! ===== 12
740
741 / PREP7
742 count =1
743 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
744 *IF , NELEMENTO .EQ , DATA1 ( count ),THEN
745 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
746 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
747 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
748 count = count +1
749 * ENDF
750 * ENDDO
751
752 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
753 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
754 * ENDDO
755
756 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
757 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
758 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
759 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
760 * ENDDO
761 FINISH
762
763
764 / SOLU
765 TIME ,12
766 NSUBST ,1 ,1 ,1
767 SOLVE
768 FINISH
769
770
771 / POST1
772 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
773 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
774
775 ETABLE , desplazt ,U,Y
776 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
777
778 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
779 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
780
781 ETABLE , enerdefor , SENE
782 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
783
784 * copen , RESULTADOS12_2 ,out
785 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
786 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
787 * cfclose
788
789 count =1
790 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
791 *IF , NELEMENTO .EQ , DATA1 ( count ),THEN
792 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
793 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
794 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
795 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3

```

```

796 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
797 count = count +1
798 * ENDIF
799 * ENDDO
800 FINISH
801
802 ! ===== 13
803
804 / PREP7
805 count =1
806 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
807 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
808 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
809 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
810 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
811 count = count +1
812 * ENDIF
813 * ENDDO
814
815 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
816 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
817 * ENDDO
818
819 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
820 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
821 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
822 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
823 * ENDDO
824 FINISH
825
826
827 / SOLU
828 TIME ,13
829 NSUBST ,1 ,1 ,1
830 SOLVE
831 FINISH
832
833
834 / POST1
835 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
836 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
837
838 ETABLE , desplazt ,U,Y
839 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
840
841 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
842 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
843
844 ETABLE , enerdefor , SENE
845 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
846
847 * cfoopen , RESULTADOS13_2 ,out
848 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
849 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 )
850 * cfclose
851
852 count =1
853 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
854 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
855 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
856 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
857 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
858 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
859 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
860 count = count +1
861 * ENDIF
862 * ENDDO
863 FINISH
864
865 ! ===== 14
866
867 / PREP7
868 count =1
869 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
870 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
871 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
872 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
873 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
874 count = count +1
875 * ENDIF
876 * ENDDO
877

```

```

878 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
879 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
880 * ENDDO
881
882 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
883 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
884 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
885 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
886 * ENDDO
887 FINISH
888
889
890 / SOLU
891 TIME ,14
892 NSUBST ,1 ,1 ,1
893 SOLVE
894 FINISH
895
896
897 / POST1
898 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
899 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
900
901 ETABLE , desplazt ,U,Y
902 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
903
904 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
905 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
906
907 ETABLE , enerdefor , SENE
908 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
909
910 * c fopen , RESULTADOS14_2 ,out
911 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
912 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
913 * c fclose
914
915 count =1
916 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
917 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
918 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
919 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
920 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
921 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
922 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B**1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
923 count = count +1
924 * ENDF
925 * ENDDO
926 FINISH
927
928 ! ===== 15
929
930 / PREP7
931 count =1
932 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
933 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
934 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
935 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
936 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
937 count = count +1
938 * ENDF
939 * ENDDO
940
941 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
942 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
943 * ENDDO
944
945 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
946 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
947 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
948 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
949 * ENDDO
950 FINISH
951
952
953 / SOLU
954 TIME ,15
955 NSUBST ,1 ,1 ,1
956 SOLVE
957 FINISH
958
959
960 / POST1
961 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV

```

```

962 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
963
964 ETABLE , desplazt ,U,Y
965 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
966
967 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
968 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
969
970 ETABLE , enerdefor , SENE
971 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
972
973 * cfpopen , RESULTADOS15_2 , out
974 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
975 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
976 * cfclose
977
978 count =1
979 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
980 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
981 R= DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e9
982 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
983 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
984 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
985 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B**1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO ) *
DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e6))-K)
986 count = count +1
987 * ENDIF
988 * ENDDO
989 FINISH
990
991 ! ===== 16
992
993 / PREP7
994 count =1
995 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
996 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
997 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
998 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
999 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
1000 count = count +1
1001 * ENDIF
1002 * ENDDO
1003
1004 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
1005 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
1006 * ENDDO
1007
1008 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
1009 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
1010 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ) ,DATA , volumen
1011 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ) ,DATA , NELEMENTO
1012 * ENDDO
1013 FINISH
1014
1015
1016 / SOLU
1017 TIME ,16
1018 NSUBST ,1 ,1 ,1
1019 SOLVE
1020 FINISH
1021
1022
1023 / POST1
1024 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
1025 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
1026
1027 ETABLE , desplazt ,U,Y
1028 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplazt
1029
1030 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
1031 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
1032
1033 ETABLE , enerdefor , SENE
1034 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
1035
1036 * cfpopen , RESULTADOS16_2 , out
1037 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
1038 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
1039 * cfclose
1040
1041 count =1
1042 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
1043 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ) ,THEN
1044 R= DENSIDAD ( NELEMENTO ) *1 e9
1045 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3

```

```

1046 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
1047 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
1048 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
1049 count = count +1
1050 * ENDF
1051 * ENDDO
1052 FINISH
1053
1054 ! ===== 17
1055
1056 / PREP7
1057 count =1
1058 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1059 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
1060 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
1061 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
1062 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
1063 count = count +1
1064 * ENDF
1065 * ENDDO
1066
1067 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1068 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
1069 * ENDDO
1070
1071 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1072 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
1073 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
1074 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
1075 * ENDDO
1076 FINISH
1077
1078
1079 / SOLU
1080 TIME ,17
1081 NSUBST ,1 ,1 ,1
1082 SOLVE
1083 FINISH
1084
1085
1086 / POST1
1087 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
1088 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
1089
1090 ETABLE , desplaz ,U,Y
1091 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
1092
1093 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
1094 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
1095
1096 ETABLE , enerdefor , SENE
1097 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
1098
1099 * cfcopen , RESULTADOS17_2 ,out
1100 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
1101 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 )
1102 * cfclose
1103
1104 count =1
1105 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1106 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
1107 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
1108 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
1109 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
1110 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
1111 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
1112 count = count +1
1113 * ENDF
1114 * ENDDO
1115 FINISH
1116
1117 ! ===== 18
1118
1119 / PREP7
1120 count =1
1121 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1122 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
1123 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
1124 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
1125 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
1126 count = count +1
1127 * ENDF

```

```

1128 * ENDDO
1129
1130 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1131 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
1132 * ENDDO
1133
1134 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1135 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
1136 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
1137 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
1138 * ENDDO
1139 FINISH
1140
1141
1142 / SOLU
1143 TIME ,18
1144 NSUBST ,1 ,1 ,1
1145 SOLVE
1146 FINISH
1147
1148
1149 / POST1
1150 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
1151 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
1152
1153 ETABLE , desplaz ,U,Y
1154 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
1155
1156 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
1157 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
1158
1159 ETABLE , enerdefor , SENE
1160 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
1161
1162 * cfcopen , RESULTADOS18_2 ,out
1163 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
1164 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 )
1165 * cfcclose
1166
1167 count =1
1168 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1169 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count) ,THEN
1170 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
1171 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
1172 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
1173 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
1174 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
1175 count = count +1
1176 * ENDF
1177 * ENDDO
1178 FINISH
1179
1180 ! ===== 19
1181
1182 / PREP7
1183 count =1
1184 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1185 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count) ,THEN
1186 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
1187 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
1188 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
1189 count = count +1
1190 * ENDF
1191 * ENDDO
1192
1193 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1194 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
1195 * ENDDO
1196
1197 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1198 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
1199 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
1200 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
1201 * ENDDO
1202 FINISH
1203
1204
1205 / SOLU
1206 TIME ,19
1207 NSUBST ,1 ,1 ,1
1208 SOLVE
1209 FINISH
1210
1211

```

```

1212 / POST1
1213 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
1214 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
1215
1216 ETABLE , desplaz ,U,Y
1217 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
1218
1219 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
1220 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
1221
1222 ETABLE , enerdefor , SENE
1223 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
1224
1225 * cfpopen , RESULTADOS19_2 , out
1226 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
1227 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
1228 * cfclose
1229
1230 count =1
1231 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1232 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count) ,THEN
1233 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
1234 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
1235 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R **6
1236 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
1237 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
1238 count = count +1
1239 * ENDF
1240 * ENDDO
1241 FINISH
1242
1243 ! ===== 20
1244
1245 / PREP7
1246 count =1
1247 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1248 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count) ,THEN
1249 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
1250 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
1251 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
1252 count = count +1
1253 * ENDF
1254 * ENDDO
1255
1256 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1257 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
1258 * ENDDO
1259
1260 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1261 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
1262 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ) ,DATA , volumen
1263 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ) ,DATA , NELEMENTO
1264 * ENDDO
1265 FINISH
1266
1267
1268 / SOLU
1269 TIME ,20
1270 NSUBST ,1 ,1 ,1
1271 SOLVE
1272 FINISH
1273
1274
1275 / POST1
1276 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
1277 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
1278
1279 ETABLE , desplaz ,U,Y
1280 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
1281
1282 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
1283 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
1284
1285 ETABLE , enerdefor , SENE
1286 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
1287
1288 * cfpopen , RESULTADOS20_2 , out
1289 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
1290 (5X,F6.0 ,6X ,1 PE12.5 ,6X ,1 PE12.5)
1291 * cfclose
1292
1293 count =1
1294 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
1295 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count) ,THEN

```

```

1296 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
1297 a1 =2.14 -4.97+ R +22.93* R **2 -45.91* R **3
1298 b1 =42.41* R **4 -16.66* R **5+2.35* R**6
1299 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1)*1 e3
1300 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
1301 count = count +1
1302 * ENDF
1303 * ENDDO
1304 FINISH

```

## C.2 Código utilizado en UPM 1:

```

1 ! ITER _____ 1 -10
2 /UIS , MSGPOP ,4
3 *DO ,1 ,1 ,10
4 / PREP7
5 TOTALEMENTOS =516016
6 TOTALEMENTOSHUESO =328039
78
*DIM , IDELEM ,ARRAY , TOTALEMENTOS
9 *DIM ,VOLUM ,ARRAY , TOTALEMENTOS
10 *DIM , DENSIDAD ,ARRAY , TOTALEMENTOS
11 *DIM ,S_VM ,ARRAY , TOTALEMENTOS
12 *DIM ,U_T ,ARRAY , TOTALEMENTOS
13 *DIM , MODELAST ,ARRAY , TOTALEMENTOS
14 *DIM , ENEDEF ,ARRAY , TOTALEMENTOS
15 *DIM , STRAIN ,ARRAY , TOTALEMENTOS
16
17 *DIM ,DATA1 ,ARRAY , TOTALEMENTOSHUESO
18 *DIM ,DATA2 ,ARRAY , TOTALEMENTOS
19 *DIM ,DATA3 ,ARRAY , TOTALEMENTOS
20
21 *VREAD , DATA1 (1) ,elementosHueso ,txt ,,1
22 (F6 .0)
23 *VREAD , DATA2 (1) ,STRCAT (' densidadesHueso ',CHRVAL (I - 1)),txt ,,1
24 (1 PE12 .5)
25
26 C =3790
27 GAMMA =3
28 K =0.0042
29 B =100
30 DELTA_T =0.1
31 count =1
32
33 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
34 *IF , NELEMENTO ,EQ , DATA1 ( count ),THEN
35 DATA3 ( NELEMENTO )=1
36 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DATA2 ( count )
37 ! DENSIDAD ( NELEMENTO )= DATA2 ( count )*1e -9
38 ! MODELAST ( NELEMENTO )=C *(1 e9* DENSIDAD ( NELEMENTO ))** GAMMA
39 R= DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e9
40 a1 =2.144518413772 -4.966085419161* R +22.93294340473* R **2
41 b1 = -45.91231224851* R **3+42.41180596568* R**4
42 c1 = -16.65506212640* R **5+2.354894067790* R**6
43 MODELAST ( NELEMENTO )=( a1+b1+c1)*1 e3
44 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.3
45 count = count +1
46
47 *IF ,count ,EQ , TOTALEMENTOSHUESO +1, THEN
48 count =count -1
49 * ENDF
50
51 * ELSE
52 DATA3 ( NELEMENTO )=0
53 DENSIDAD ( NELEMENTO ) =4.62e -9
54 MODELAST ( NELEMENTO ) =96000
55 MP ,PRXY , NELEMENTO ,0.36
56 * ENDF
57
58 MP ,EX , NELEMENTO , MODELAST ( NELEMENTO )
59 MP ,DENS , NELEMENTO , DENSIDAD ( NELEMENTO )
60 MPCHG , NELEMENTO , NELEMENTO
61 * ENDDO
62
63 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALEMENTOS
64 *GET , volumen ,ELEM , NELEMENTO , VOLU
65 *VFILL , VOLUM ( NELEMENTO ),DATA , volumen
66 *VFILL , IDELEM ( NELEMENTO ),DATA , NELEMENTO
67 * ENDDO
68 FINISH
69
70 / SOLU

```

```

71 TIME ,I
72 NSUBST ,1 ,1 ,1
73 SOLVE
74 FINISH
75
76 / POST1
77 SET , LAST
78
79 ETABLE , esfvonmises ,S,EQV
80 *VGET , S_VM (1) ,ELEM ,1, ETAB , esfvonmises
81
82 ETABLE , desplaz ,U,Y
83 *VGET , U_T (1) ,ELEM ,1, ETAB , desplaz
84
85 ETABLE , straineq ,EPEL ,EQV
86 *VGET , STRAIN (1) ,ELEM ,1, ETAB , straineq
87
88 ETABLE , enerdefor , SENE
89 *VGET , ENEDEF (1) ,ELEM ,1, ETAB , enerdefor
90
91 *DO , NELEMENTO ,1, TOTALELEMENTOS
92 *IF , DATA3 ( NELEMENTO ),EQ ,1, THEN
93 DENSIDAD ( NELEMENTO )= DENSIDAD ( NELEMENTO )+ DELTA_T *B*1e -9*((0.001* ENEDEF ( NELEMENTO ))/( VOLUM (
NELEMENTO )*
DENSIDAD ( NELEMENTO )*1 e6))-K)
94
95 *IF , DENSIDAD ( NELEMENTO ),LE ,0, THEN
96 R=0
97 * ENDIF
98
99 * ENDIF
100 * ENDDO
101
102 * copen , STRCAT ( ' densidadesHueso ',CHRVAL (I)),txt
103 * VWRITE , DENSIDAD (1)
104 (1 PE12 .5)
105 * cfclose
106
107 * copen , STRCAT ('RESULTADOS ',CHRVAL (I)),txt
108 * VWRITE , 'ELEM ', 'VOLU ', 'U_Y ', 'SEQ_VM ', 'STRAIN ', 'E', 'DENSIDAD ', 'SE '
109 (8X,A6 ,7X,A6 ,13X,A6 ,11X,A6 ,12X,A6 ,14X,A6 ,10X,A6 ,13X,A6)
110 * VWRITE , IDELEM (1) ,VOLUM (1) ,U_T (1) ,S_VM (1) ,STRAIN (1) ,MODELAST (1) ,DENSIDAD (1) ,ENEDEF (1)
111 (5X,F6 .0 ,6X ,1 PE12 .5 ,6X ,1 PE12 .5)
112 * cfclose
113 FINISH
114 * ENDDO

```