



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ESTUDIO COMPARATIVO SOBRE EL COMPORTAMIENTO Y LA
DISTRIBUCIÓN DE LAS TENSIONES EN IMPLANTES DENTALES
CORTOS E IMPLANTES DENTALES ESTÁNDARES EN LA REGIÓN
POSTERIOR DEL MAXILAR SUPERIOR. UN ESTUDIO EN
ELEMENTOS FINITOS”**

TESISTA:

OD. PABLO OCTAVIO LOYOLA GONZÁLEZ

DIRECTOR:

PROF. DR. DANIEL TORASSA

CÓRDOBA, 2014



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



Universidad Nacional de Córdoba

Facultad de Odontología

Escuela de Posgrado

Trabajo de tesis para optar al título de Doctor en Odontología

Título de la tesis

Estudio comparativo sobre el comportamiento y la distribución de las tensiones en implantes dentales cortos e implantes dentales estándares en la región posterior del maxilar superior. Un estudio en elementos finitos

Od. Pablo Octavio Loyola González

Director de tesis:

Prof. Dr. Daniel Torassa

Córdoba, 2014

Comisión de tesis

- Profesor Doctor Hugo Juri,
- Profesor Doctor Andrés Alberto Barrea,
- Profesor Doctor Daniel Torassa.

Jurado

- Profesor Doctor Hugo Juri,
- Profesor Doctor Andrés Alberto Barrea,
- Profesora Doctora Andrea Kaplan

Dedicatoria

A mi madre Dalma,

A la memoria de mi padre Carlos, de Alberta y Blanca Sarrat,

quienes con inmenso amor durante toda mi vida incentivaron a un continuo crecimiento, formación y sobre todo por enseñarme valores para ser una persona de bien ...

Agradecimientos

A la Universidad Nacional de Córdoba y a su Unidad Académica Facultad de Odontología,

al Doctor Daniel Torassa,

al Ingeniero Alejandro Dominguez,

a los miembros de comisión y de jurado de tesis,

a mi querida familia,

a los amigos nuevos y los de siempre,

al Doctor Federico Latorre por su gran generosidad,

a la Lic Norma de Saieva,

al Doctor Nelson Rugani,

Od Celilia Mugmolo,

Od Cecilia Gosso,

Gustavo Andrade,

a mis compañeros del servicio de Odontología U.E.P.C.

Certificación

«2008 Año de la Enseñanza de las Ciencias»

INTI  CÓRDOBA

Córdoba, 29 de marzo de 2011

Od. Pablo O. Loyola González
Facultad de Odontología
Cátedra Prostodoncia V "B"
S/D.-

De nuestra consideración:

Por la presente le informamos que el Centro Regional Córdoba, del Instituto Nacional de Tecnología Industrial presta conformidad para la realización en nuestros laboratorios de la parte experimental de su tesis doctoral en odontología "ANÁLISIS COMPARATIVO EN IMPLANTES DENTALES CORTOS_SECTOR POSTERO_SUPERIOR DEL MAXILAR SUPERIOR", siendo arancelado el asesoramiento a prestarle en herramientas de Elementos Finitos.

Cordialmente,


Ing. HECTOR HUGO PESCI
DIRECTOR TÉCNICO
INTI - CÓRDOBA



Instituto Nacional de Tecnología Industrial
Centro Regional Córdoba

Avda. Velez Sarsfield 1561
X5000JCC - Córdoba
Casilla de Correo 884
Teléfono (54 0351) 468 4835
Fax: (54 0351) 468 1021
e-mail: cba@inti.gov.ar

Índice

<i>Resumen</i>	pág 3
<i>Abstract</i>	pág 4
Capítulo 1: INTRODUCCIÓN	pág 5
Método de análisis por elemento finitos	pág 11
Pre-procesamiento	pág 14
Análisis (cómputo de la solución)	pág 15
Post-procesamiento (visualización)	pág 15
Aplicación del Método elementos finitos en Odontología	pág 16
Capítulo 2: MARCO TEÓRICO.....	pág 20
Contraindicaciones de la elevación de seno maxilar	pág 23
Implantes cortos en sectores posteriores con altura ósea reducida.....	pág 27
Capítulo 3: OBJETIVOS	pág 29
OBJETIVO GENERAL.....	pág 30
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	pág 32
Capítulo 4: MATERIALES Y MÉTODOS	pág 34
Capítulo 5: RESULTADOS.....	pág 58
Capítulo 6: DISCUSIÓN	pág 79
Capítulo 7: CONCLUSIONES	pág 89
Capítulo 8: BIBLIOGRAFÍA	pág 91

Resumen

Estudios actuales concluyen que “la tensión máxima y la mayor distribución de fuerzas” se produciría alrededor del cuello del implante avalando el uso de implantes dentales cortos.

Objetivos: comparar la distribución de las tensiones entre un implante dental corto oseointegrado en distintas disponibilidades óseas verticales y un implante estándar oseointegrado en el sector posterior del maxilar en un terreno mixto formado por hueso propio del paciente y hueso regenerado con técnicas quirúrgicas previas. Conocer la distribución de las tensiones de cada uno de los modelos de elementos finitos que representan los modelos biológicos creados para este estudio. Estudiar si el aumento del diámetro del implante corto incide de manera favorable en la distribución comparativa de las tensiones. Analizar si los resultados obtenidos en los distintos modelos biológicos creados con las variables propuestas avalan el uso de implantes dentales cortos.

El método utilizado fue el Método de Elementos Finitos (MEF), que permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas.

Resultados: la localización de los máximos valores de Mises se concentran en la porción cervical del implante. Las tensiones en el implante, en todos los modelos, están dentro del mismo rango. Además observamos que a mayor módulo de elasticidad de los elementos que componen los modelos, mayor es la absorción de las fuerzas por parte de ellos. Las tensiones en el hueso cortical en los modelos no mostraron diferencias significativas, pero en el modelo que aumentamos el diámetro del implante a 4.8 se produce una marcada disminución de las tensiones en el hueso. La comparativa de las tensiones en el hueso esponjoso muestra que existe diferencia en las tensiones producidas en el hueso con Bio-Oss®. El hueso regenerado Bio-Oss® está localizado en la porción apical del implante por consiguiente queda lejos de la zona de mayor concentración de los esfuerzos.

Conclusiones: La máxima concentración de las fuerzas es a nivel cervical del implante, por lo que dicha localización es independiente de la longitud del implante.

Es más importante y favorable el aumento del diámetro del implante que la longitud del mismo.

Poner en duda la aplicación de técnicas quirúrgicas complejas previas con el fin de modificar el terreno para el uso de implantes dentales estándares, ya que desde el punto de vista biomecánico el hueso regenerado no soporta fuerzas por su escasa resistencia mecánica y lejanía del sitio de mayor concentración de fuerzas.

La colocación de implantes cortos en hueso de baja calidad parece posible, aunque recomendamos mayores investigaciones para llegar a conclusiones más categóricas.

Finalmente, el criterio de elección implantológico ante las diversas situaciones de terreno de implantación, dependen del nivel de complejidad quirúrgica y de la experiencia clínica del operador (curva de aprendizaje).

Palabras clave: implantes cortos, MEF, maxilar posterior

Abstract

Current studies conclude that the maximum tension and the greater distribution of forces would occur around the implant neck endorsing the use of short implants.

Objectives: Compare the distribution of tensions between a short dental implant osseointegrated osseous availabilities in different vertical and standard osseointegrated implants in the posterior maxilla in mixed terrain. Know the stress distribution of each of the biological models created for this study. Study whether the increased diameter of the short implant favorably affect the comparative distribution of stress. Analyze whether the result obtained in different biological models created with the proposed variables support the use of short dental implants.

The method used was the Finite Elements Method (MEF), which allows to solve differential equations associated to a physics problems about complicated geometries.

Results: The locations of the maximum values of Mises are concentrated in the cervical portion of the implant. Tensions in the implant in all models are in the same range. Also, is observed that the higher the modulus of elasticity of the elements of the models, the greater the absorption of forces by them. Stress in cortical bone in the models showed no significant differences, but in the model where the diameter of the implant is increased to 4.8, a marked decrease occurs in the bone stress. The comparison of the stresses in the cancellous bone shows that there is difference in the stresses produced in the bone with Bio-Oss®. The Bio-Oss® bone replacement is located in the apical portion of the implant is therefore far from the area of greatest concentration of effort.

Conclusion: The maximum concentration of force is in the cervical portion of the implant, son this location is independent of the length of the implant. It is more important and favorable to increase the diameter of the implant than its length.

Query the application of previous surgery techniques in order to modify the way of use of standard dental implants, from the biomechanical point of view, the regenerated bone does not support forces, because it's scarce mechanical resistance, and remoteness from the site of higher force concentration.

Placement of short implants in soft bone seems possible, but we recommend further research to reach more firm conclusions.

Al lasts, the criterion of implant choice to the various situations of field implantation depends on operator judgment (learning curve).

Keys words: short implants, MEF, maxillary posterior

Capítulo 1
INTRODUCCIÓN

En la actualidad los implantes dentales cortos son una alternativa tentadora para afrontar realidades clínicas complejas que se presentan en la práctica implantológica diaria, permitiendo evitar estructuras vitales, eliminando así la necesidad de efectuar procedimientos quirúrgicos complejos en situaciones clínicas donde el terreno no es favorable; maximizando la posibilidades de colocación por la mejor aceptación de los pacientes y la disminución del tiempo y del costo terapéuticos. (Morand M, 2007; Anitua E O. G., 2008; Kotsovilis S, 2009)

Al colocar implantes considerados “estándares” (más de 10 mm; categorizados en función de su tamaño y frecuencia de uso), estructuras vitales tales como el seno maxilar y el nervio dentario inferior frecuentemente se presentan como estructuras de riesgo.

La característica principal de los implantes cortos es su longitud, son aquellos iguales o menores de 8 mm, hay autores que consideran cortos también a aquellos de 10 mm de longitud, pero dada la frecuencia en que estos son empleados se pueden considerar ya como implantes estandarizados (Rivero-González MA, 2009).

La zona posterior del maxilar superior plantea diversos problemas, entre ellos el más frecuente es la atrofia vertical para la colocación de implantes debido a la reabsorción de la cresta alveolar que, a veces, se une a un aumento de la neumatización del seno maxilar; dicha situación minimiza o elimina efectivamente la disponibilidad y/o volumen óseo vertical. (Rivero-González MA, 2009; Azañón-Hernández R, 2013; Degidi M, 2007)

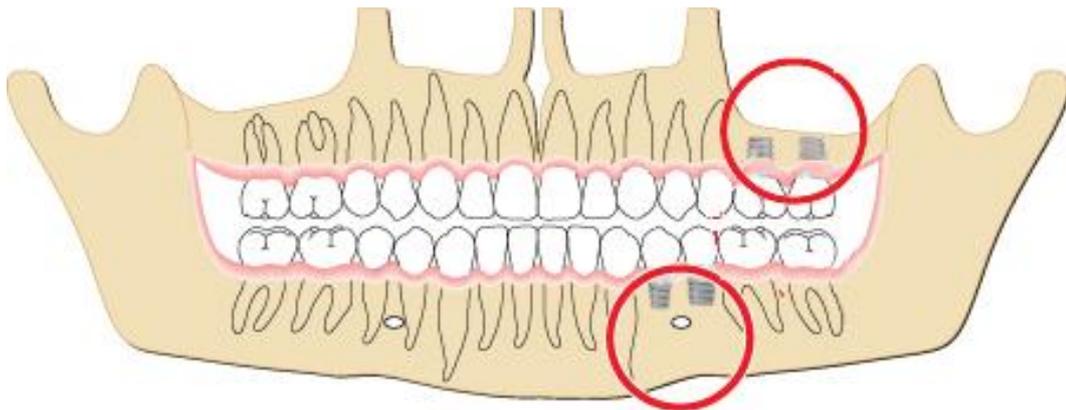


Figura N° 1: esquema panorámico que muestra estructuras anatómicas de riesgo.



Figura N° 2: Esquema de obstáculos de zona del 1º molar superior

En el caso del sector posterior del maxilar superior, existen técnicas quirúrgicas que han sido propuestas para la modificación favorable del terreno quirúrgico como son el levantamiento de piso de seno maxilar sea por vía transcrestal o por vía de la pared del maxilar, el empleo de técnicas de injertos con materiales de relleno óseo, membranas, moléculas oseoinductoras, etc.

Estos procedimientos mejoran las condiciones del terreno devolviendo así la altura del reborde óseo, aunque se ven limitados por razones como: el difícil acceso, el espacio reducido de la zona posterior, la visibilidad limitada, el elevado costo, la suma de procedimientos quirúrgicos complejos, el tiempo de rehabilitación, la edad del paciente y su condición sistémica.



Figura N° 3: Esquema de efectos adversos de la elevación de seno maxilar

Katranji y colaboradores mencionan que existe una tendencia a tener más complicaciones y fracasos en el grupo tratado con implantes después del aumento de seno maxilar, y algunas veces la altura ósea del reborde residual del seno maxilar permite la colocación de implantes cortos. Esa intervención parece ocurrir con menor morbilidad. Sin embargo, advierten que los resultados son preliminares y deben ser confirmados por acompañamiento clínico, a fin de observar el desempeño de los implantes cortos a largo tiempo. (Katranji A, 2008) Cannizzaro y colaboradores, en un ensayo clínico aleatorizado, compararon resultados entre la elevación lateral del seno frente a implantes cortos con osteótomos en crestas de 3 a 6 mm de altura y concluyeron que era preferible la técnica con implantes cortos, ya que su morbilidad fue menor. (Cannizzaro G, 2013) Cabe destacar que en los estudios realizados por Hasan se informan tasas favorables de supervivencia tienden a encontrarse en publicaciones recientes indicando que el uso de implantes dentales cortos ha mejorado en los últimos años (Hasan I, 2010).

Estudios actuales de importancia como el realizado por Nedir y col en Suiza, arriban a la conclusión que “la tensión máxima” o la “concentración máxima de fuerzas” se produciría alrededor de cuello del implante y dicha tensión, independientemente del largo del implante, se distribuiría en la zona cervical del mismo lo que explicaría y avalaría el uso de implantes dentales cortos siguiendo un protocolo quirúrgico adecuado (Rivero-González MA, 2009). Además, los estudios de Lum con análisis de elementos finitos, demostraron que la mayor parte del estrés de las cargas oclusales se trasmite en la porción cervical del implante, y pocas fuerzas van a llegar a la porción apical del mismo, por lo cual la longitud del implante sería un factor menos crítico que su diámetro. (Lum, 1991)

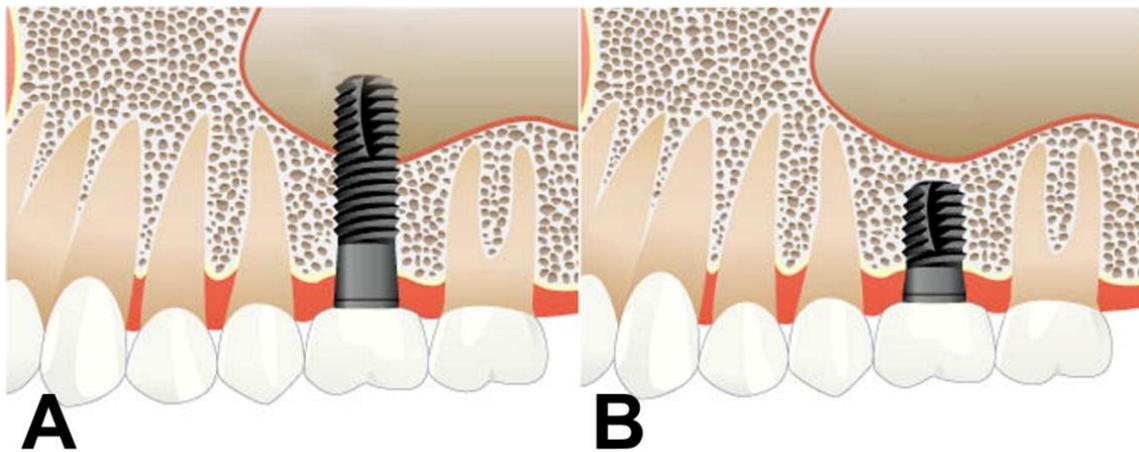


Figura N° 4: A. esquema de implante dental estándar invadiendo el seno maxilar. B. esquema de implante dental corto que no invade el seno maxilar. Modificado de: Treatment with a short implant - Dental Implants Net. Disponible en: <https://www.implants-dental.org/surgery/reduce/short-implant.html>

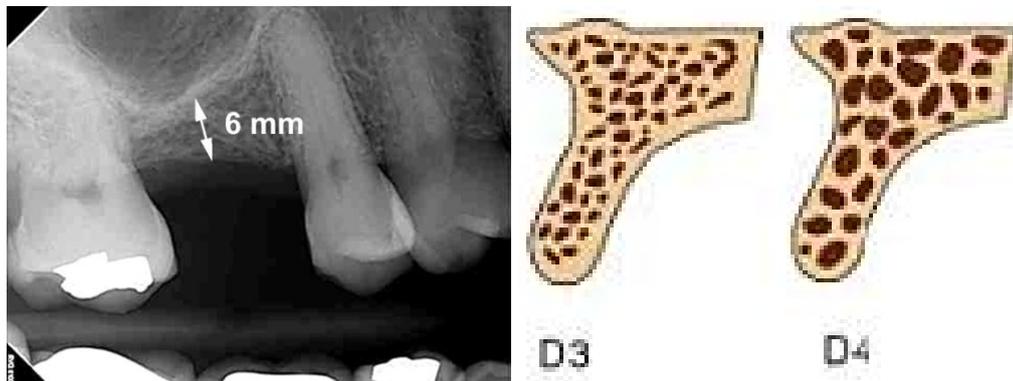


Figura N° 5: radiografía periapical (zona primer molar superior) que muestra una disponibilidad ósea vertical de 6 mm (izquierda); esquematización de densidad ósea tipo 3 y tipo 4 (derecha).

Cabe destacar que las cargas van a producir tensiones o deformaciones en el complejo implantoprótesis por ello habrá una remodelación ósea alrededor del implante. No son fuerzas axiales solamente sino una combinación de fuerzas oclusales y oblicuas que da un patrón de masticación más realista. (Schwarz, 2000)

La transferencia de carga es un factor primordial en el éxito de la interfase hueso-implante debido a que, tanto hueso como implante, deben estar sometidos a cierta cantidad de esfuerzo dentro de un rango de equilibrio. En el caso del implante, los esfuerzos deben ser tales que se evite la fatiga del material y su posible fractura. Por su parte, en el hueso es sabido que el sobre-esfuerzo puede causar resorción, mientras que un esfuerzo muy bajo puede dar lugar a atrofia por desuso y la consecuente pérdida del hueso. (Vanegas JC, 2009)

Resumiendo:

Sobredosis de fuerzas	➔	reabsorciones
Falta de fuerzas	➔	atrofia

En este trabajo se utilizará el Método de Elementos Finitos (MEF) para analizar el comportamiento de un implante dental corto y un implante dental estándar en la región posterior del maxilar superior sometido a una carga oclusal estática de oclusión de 150 N en ángulo de 30°, la Norma ISO 14801:2003 la establece como promedio.

El MEF se usa en el diseño, mejora de productos y aplicaciones industriales así como en la simulación de sistemas físicos y biológicos complejos.

Es, en la actualidad, una herramienta muy utilizada en medicina y odontología.

Método de análisis por elemento finitos

El análisis de elementos finitos desde su enfoque matemático fue desarrollado en 1943 por Richard Courant, quien usó el Método de Ritz del análisis numérico y el cálculo variacional para obtener soluciones aproximadas para sistemas oscilatorios. El método de los elementos finitos, en adelante MEF, ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas de ingeniería, físicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales.

El MEF, como formulación matemática, es relativamente nueva, aunque su estructura básica es conocida desde hace ya bastante tiempo, en los últimos años ha sufrido un gran desarrollo debido a los avances informáticos. Han sido precisamente estos avances informáticos los que han puesto a disposición de los usuarios gran cantidad de programas que permiten realizar cálculos y simulaciones con elementos finitos. Pero no hay que llevarse a engaño, el manejo correcto de este tipo de programas exige un profundo conocimiento no solo del material con el que se trabaja, sino también de los principios del MEF. Sólo en este caso estaremos en condiciones de garantizar que los resultados obtenidos en el análisis se ajustan a la realidad. El poder del MEF reside principalmente en su versatilidad y se puede aplicar a diversos problemas físicos.

Este método, consiste resolver numéricamente las ecuaciones que describen el comportamiento del fenómeno físico a estudiar, asegurando que el error entre la solución exacta y la solución aproximada sea mínimo. El principio variacional se enuncia como el residuo ponderado (Tirupathi R. Chandrupatla, 1999) de la solución exacta respecto de la aproximada, que se expresa formalmente como sigue:

$$\int_{\Omega} W(x, y, z) \varepsilon(x, y, z) \partial\Omega = \int_{\Omega} W(x, y, z) (Sol_{Exacta} - Sol_{Aproximada}) \partial\Omega = 0$$

Siendo Ω la región geométrica, para este caso en tres dimensiones x y z , donde se debe asegurar el mínimo error entre la solución exacta y la solución aproximada. La función matemática $W(x, y, z)$ se llama función de peso o de ponderación, está definida en toda la región, y finalmente la solución aproximada, es la que se obtiene a través del método.

En este trabajo, la región geométrica es un modelo tridimensional de un implante, su corona y una porción de la región ósea, tal que sea representativo del comportamiento físico del problema que es objeto de esta tesis. Por lo tanto se impondrán las hipótesis necesarias que representen el comportamiento observable desde el punto de vista de las ecuaciones diferenciales que la modelan. Por ejemplo, un molar, sometido a carga axial de compresión, tiene un comportamiento similar a una pieza que es sometida a compresión, y bajo estas condiciones la ecuación diferencial que la modela se muestra en la figura 6, es la misma, teniendo en cuenta que las constantes en la misma dependen del material, características geométricas, y que dependiendo de las restricciones producirá un resultado u otro.

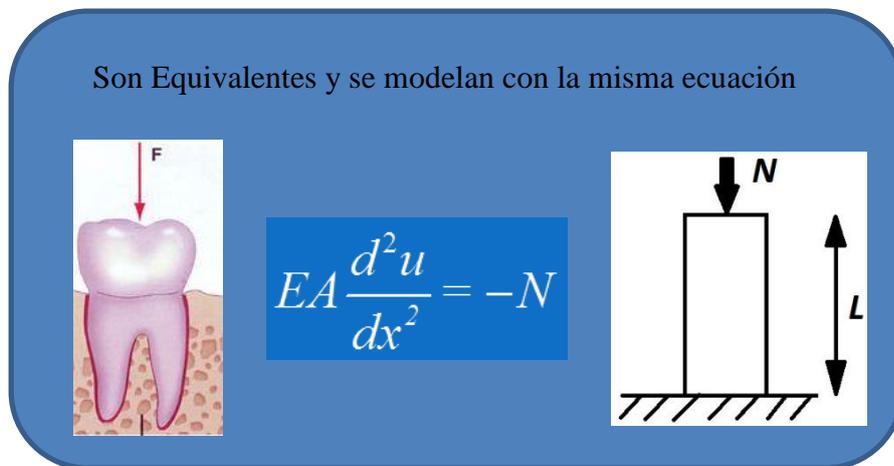


Figura 6. Se muestran dos problemas equivalentes en su modelación.

Esta ecuación diferencial, al resolverse da una solución exacta, que para el caso de la derecha de la figura 6, es simple de obtener; sin embargo, para el caso de la izquierda, no es tan sencilla. La aplicación del método consistiría por ejemplo en minimizar la diferencia entre la solución exacta y la solución aproximada, se expresa de la siguiente manera

$$\int_{\Omega} W(x, y, z)_L \left(EA \frac{d^2 u}{dx^2} - EA \frac{d^2 \tilde{u}}{dx^2} \right) \partial \Omega = 0$$

$$\int_{\Omega} W(x, y, z)_L \left(-N - EA \frac{d^2 \tilde{u}}{dx^2} \right) \partial \Omega = 0$$

Donde

u = Solución Exacta de la Ecuación Diferencial

\tilde{u} = Solución Aproximada de la Ecuación Diferencial

Como la solución exacta de la ecuación diferencial u , tiene como resultado N el esfuerzo axial, se reemplaza éste en la ecuación de residuos ponderados y se exige a la solución aproximada a cumplir con la condición de ser igual a la exacta, o al menos alcanzar la menor diferencia con la misma.

Es justamente ésta última expresión en residuos ponderados, la que da origen al MEF, y que conduce al sistema de ecuaciones que se resolverán a través de los métodos numéricos implementados en el software. El software de MEF que se utiliza en este trabajo es ABAQUS de la empresa Dassault Systemes®.

La región geométrica del problema, o geometría, se particiona o discretiza, procedimiento que se denomina mallado. Así, luego de este procedimiento se tiene una geometría aproximada llamada generalmente malla, la cual está compuesta por elementos. Cuanto más elementos, más cerca de reproducir con exactitud la geometría (Thompson JF, 1985).

En la malla se pueden mezclar elementos de diferentes tipos, formas y propiedades físicas. En general, hay tres fases en cualquier tarea asistida por computadora:

- 1- Pre-procesamiento. Definir el modelo de elementos finitos, el fenómeno o problema a resolver, los parámetros que se van utilizar (p.e. constantes y variables) y las condiciones de contorno.
- 2- Solución del análisis. Solucionar el modelo de elementos finitos.
- 3- Post-procesamiento de resultados usando herramientas de visualización.

En este trabajo, los fenómenos físicos están asociados al campo de la mecánica de medios continuos, por lo que las ecuaciones que modelan describen el comportamiento bajo la relación esfuerzo-deformación, por ejemplo la Ley de Hooke.

Por lo tanto el proceso se puede esquematizar de acuerdo a la figura 7, donde a partir de un problema o fenómeno, por ejemplo morder con los molares, se llega al modelo que se implementa en elementos finitos:

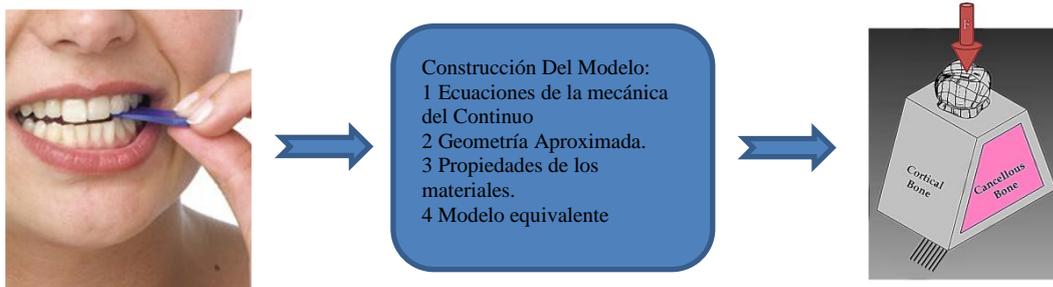


Figura 7: A partir de un problema definido como la mordida, un problema netamente mecánico, se construye un modelo.

A continuación se ahondará en el tema de pre-procesamiento, análisis y post-procesamiento.

Pre-procesamiento

El primer paso en MEF, pre-procesamiento, es construir un modelo de elementos finitos de la estructura a ser analizada. En muchos paquetes de MEF se requiere de la entrada de una descripción topológica de las características geométricas de la estructura. Ésta puede ser 1D, 2D, o 3D. El objetivo principal del modelo es replicar de manera realista los parámetros importantes y características del modelo real. La manera más sencilla para conseguir similitud en el análisis es utilizar planos preexistentes, modelos CAD, o datos importados de un ambiente MEF. Una vez que se ha creado la geometría, genera la malla, que es un procedimiento para definir y dividir el modelo en "pequeños" elementos. Esta malla, está conformada por elementos y nodos. Los nodos, son los puntos en los cuales se calcula el desplazamiento (análisis estructural). Los paquetes de MEF enumeran los nodos como una herramienta de identificación. Los elementos están determinados por conjuntos de nodos, y definen

propiedades localizadas de masa y rigidez. Los elementos también están definidos por la numeración de la malla, la cual permite referenciar la correspondiente deflexión o esfuerzo (en análisis estructural) para una localización específica.

Posteriormente se le asignan los esfuerzos, de acuerdo al tipo de análisis que se piensa realizar, los cuales pueden puntuales en un nodo, o una presión distribuida sobre varios elementos de la superficie. También se especifican cuáles nodos o caras de los elementos se encuentran fijas, esta etapa del pre-procesamiento se conoce como especificación de las condiciones de contorno.

Análisis (cómputo de la solución)

En esta etapa, las condiciones de contorno, junto con los parámetros del problema, los datos de la malla, se han introducido en los coeficientes del sistema de ecuaciones resultantes de la aplicación del método de elementos finitos, de acuerdo al análisis estructural este sistema está conformado por la matriz de rigidez, el vector de desplazamientos (o vector de incógnitas) y el vector de carga o vector de esfuerzos. Tal análisis estructural permite la determinación de efectos como lo son las deformaciones, estiramiento o estrés que son causados por fuerzas estructurales aplicadas como lo son la fuerza, la presión y la gravedad.

Post-procesamiento (visualización)

Estos resultados, entonces, pueden ser estudiados utilizando herramientas visuales dentro del ambiente de MEF para ver e identificar completamente las implicaciones del análisis. Herramientas numéricas y gráficas permiten la localización precisa de información como esfuerzos y deformaciones. La flexibilidad de este método radica en que se puedan analizar distintos casos de comportamientos y rangos, desde el elástico al plástico, *creep*, etc. Si además se tienen en cuenta cargas dinámicas o variables en el tiempo, pueden calcularse casos estáticos o transitorios. Para el caso estructural, y de acuerdo al número de apoyos, se pueden también tomar casos hipoestáticos, estáticos e hiperestáticos.

El MEF se ha introducido como una técnica eficaz en la biomecánica dental porque permite el cálculo de la distribución de tensiones dentro de estructuras complejas, siendo más aplicable para el estudio de las estructuras biológicas.

Aplicación del Método elementos finitos en Odontología

Desde que Brånemark introdujo el concepto de osteointegración y la posibilidad de anclar prótesis dentales por implantación intraósea en 1969, el uso clínico de los implantes orales y la rehabilitación maxilofacial se ha expandido rápidamente en los últimos años.

Los factores biomecánicos juegan un papel importante en el éxito o el fracaso del implante ceso de remodelación ósea alrededor del implante. Para lograr condiciones biomecánicas óptimas en el complejo implanto-prótesis, el examen minucioso de los factores biomecánicos es esencial para el éxito de la rehabilitación implanto-soportada. (Calao FM, 1999) Diferentes métodos han sido usados para estudiar el estrés que se produce en el hueso y en el implante. La fotoelasticidad ofrece una buena información cualitativa relacionada con ubicación total de tensiones pero sólo es una información cuantitativa limitada. En cambio el método elementos finitos es capaz de proporcionar datos cuantitativos detallados de zonas específicas dentro de un modelo matemático. Es así como el MEF se ha convertido en la actualidad en una herramienta valiosa para el análisis y la evaluación de los sistemas de implantes dentales. El poder del MEF reside principalmente en su versatilidad y se puede aplicar a diversos problemas físicos. La estructura analizada puede tener formas arbitrarias, diferentes condiciones de cargas, y además, la malla puede mezclar elementos de diferentes tipos, formas y propiedades físicas. La principal dificultad de simular el comportamiento mecánico de los implantes dentales se encuentra en el modelado del maxilar y de la mandíbula humana y su respuesta a la aplicación de cargas. Ciertas suposiciones son necesarios para realizar el proceso de modelado y muchos son los factores que potencialmente afectan a la precisión de los resultados: (1) la geometría detallada del implante y del hueso circundante a modelar, (2) condiciones de contorno, (3) propiedades de los materiales, (4) las condiciones de carga, (5) la interfaz entre hueso y el implante, (6) prueba de convergencia, (7) de validación.

Geometría:

La característica más importante de los elementos finitos es el gran parecido físico entre el la estructura real y su modelo de elementos finitos. Simplificaciones excesivas en la geometría inevitablemente pueden resultar en una considerable

imprecisión. Los modelos en 2-D no pueden simular la complejidad de los 3-D dentro de las estructuras, y como resultado son de poco valor clínico. El primer paso en el MEF es representar la geometría de interés en la computadora.

Condiciones de contorno:

Las limitaciones de desplazamiento, como por ejemplo desplazamientos nulos, deben ser colocadas en algunos límites del modelo para asegurar una solución de equilibrio. Las restricciones deben ser colocados en los nodos que están lejos de la región de interés para evitar el estrés o campos de deformación asociados con las fuerzas de reacción a partir de solapamiento con la interfaz hueso-implante.

Propiedades de los Materiales:

Las propiedades del material, influyen en gran medida, en la distribución de la tensión y en el campo de deformaciones de una estructura. El módulo de Young y el coeficiente de Poisson son las principales propiedades a tener en cuenta en un material sea isotrópico o no. También en caso de que los materiales tengan diferentes coeficientes de contracción a una temperatura, deben tenerse en cuenta si éstas son relevantes.

Condiciones de carga:

La masticación implica un patrón repetido de impactos cíclicos que causa la carga hasta que el implante distribuye las fuerzas a la interfaz hueso. Estudios indican que las fuerzas masticatorias presentan una variación considerable de un área de la boca a otra y de un individuo a otro. La variación puede estar relacionada con muchos factores, tales como el tamaño del músculo, la forma del hueso, el sexo, edad, grado de edentulismo y parafunciones.

La interfaz entre hueso y el implante:

El análisis de transferencia de fuerza en la interfase hueso-implante es un paso esencial en el conjunto de análisis de la carga, lo que determina el éxito o fracaso de un implante. Desde hace tiempo se reconoció que tanto implante como el hueso debe encontrarse dentro de un cierto rango de homeostasis fisiológica. La sobrecarga podría conducir a la resorción ósea o el fallo por fatiga de la implante. En estas interfaces, se

debe asegurar la compatibilidad de desplazamientos y las deformaciones, ya que las propiedades de estos materiales son diferentes. Si se conoce exactamente la función que la describe, ésta debe incorporarse entre las condiciones de contorno. En este caso, en la interfaz se asegura una compatibilidad de los mismos, tal que simula una osteointegración del 100%.

Convergencia de prueba:

Es difícil obtener una malla adecuada de un objeto en 3-D con volúmenes irregulares por lo que a veces resulta necesario refinar la malla para lograr éxito y precisión en la utilización del MEF. Este procedimiento se conoce como la prueba del parche, y consiste en calcular sucesivamente, con distintas mallas, aumentando el número de elementos. Se va evaluando la variación de la distribución de tensiones, hasta que la misma, no varía sensiblemente entre una malla y la otra (Gunzburger, 1989).

Validación:

Los resultados de un análisis por MEF pueden ser comparados con una situación clínica real, o con un ensayo de laboratorio bajo cargas similares, que se aplican a la prueba de un implante en estudio. Esto implica que el resultado obtenido con MEF sería congruente al de una situación clínica. Así, el modelo de MEF es validado a través de datos obtenidos empíricamente. Hoy en día, para los casos que se encuentran dentro del campo elástico del análisis estructural, donde la Ley de Hooke (Beer FP, 2007) es válida, los modelos son los suficientemente robustos y exactos que ya no requieren verificación vía experimental y/o analítica.

Con los grandes avances de la tecnología informática, el MEF se ha convertido en un herramienta de gran alcance en la biomecánica de los implantes dentales debido a su versatilidad en el cálculo de la distribución de las tensiones dentro de estructuras complejas. Mediante la comprensión de la teoría básica, el método de aplicación y las limitaciones del MEF en implantología oral, el odontólogo estará en mejores condiciones para interpretar resultados de los estudios del MEF y extrapolar estos resultados a situaciones clínicas. Por lo tanto, es una herramienta de gran utilidad.

Es dable destacar que el software ABAQUS®, para realizar MEF, es parte del paquete SIMULIA® que proporciona un portafolio de soluciones de análisis y

simulación 3D por elementos finitos, incluyendo las aplicaciones de CATIA® Análisis, ABAQUS® para análisis de elemento finito unificado, soluciones multi-físicas y soluciones para la administración del ciclo de vida de la información de simulación, procesos, y propiedad intelectual; además hace de las simulaciones realistas una práctica integral de negocios que mejora el desempeño de los productos, reduce el uso de prototipos físicos y controla la innovación. También extiende las funcionalidades de los productos CATIA® Análisis y ABAQUS® permitiendo que el usuario realice análisis térmicos y no lineales directamente en su geometría CATIA®, sacando partido de la robusta tecnología ABAQUS® MEF.

Las investigaciones futuras deberían centrarse en el análisis de las distribuciones de las tensiones bajo cargas dinámicas y condiciones de la masticación, lo que sería mejor ya que simularía la situación clínica real.

Capítulo 2
MARCO TEÓRICO

La implantología sustentada en el concepto de oseointegración es una técnica científicamente probada y muy utilizada en las rehabilitaciones odontológicas actuales. La colocación de implantes dentales frecuentemente se ve limitada por múltiples situaciones de orden sistémicas y locales, como la disminución de la altura del reborde residual de la cresta alveolar debido a la edad, el sexo, la genética, la periodontitis, etc. Como se relató, el sector posterior del maxilar superior, zona propuesta para este estudio que frecuentemente, presenta problemáticas relacionadas con la altura residual vertical y la neumatización del seno maxilar. (Rivero-González MA, 2009; Azañón-Hernández R, 2013; Degidi M, 2007)

La escasa disponibilidad ósea vertical de la zona en estudio puede deberse a una neumatización excesiva del seno, a una reabsorción aumentada de la cresta desdentada o a una combinación de ambas situaciones. (Barrachina-Mataix, 2002) El edentulismo de la zona estudiada lleva fundamentalmente a una reabsorción centrípeta (horizontal) más neumatización de los senos paranasales en el maxilar superior. (Azañón-Hernández R, 2013) Las causas de la reabsorción aumentada de la cresta desdentada para Watzek y colaboradores pueden ser: (Watzek G, 1999)

- Duración del edentulismo (la mayor reabsorción se produce inmediatamente después de la extracción de dientes, aumentando posteriormente a un ritmo de 0,1 mm/año).
- Frecuencia, dirección e intensidad de las fuerzas que actúan contra el proceso alveolar, así como ajuste de la prótesis portada anteriormente.
- Enfermedad periodontal avanzada.
- También se consideran algunos factores sistémicos como edad, sexo, desórdenes hormonales, factores metabólicos e inflamación.

El seno maxilar o antro de Highmore es una cavidad triangular de forma piramidal de base interna y corresponde a la pared externa de las fosas nasales, y su vértice externo al hueso malar; está compuesto por tres caras: anterior o yugal, posterior o pterigomaxilar y superior u orbitaria. Sus dimensiones promedio son: 35 x 35 mm en la base y una altura de 25 mm. (Testut L J. O., 1982; Testut L L. A., 1991). Su interior se encuentra tapizado por una delicada membrana mucosa (membrana de Schneider) de epitelio cilíndrico simple pseudoestratificado ciliado con escasas glándulas mucosas. (Geneser, 1996) En relación a la calidad ósea, Misch, describe una clasificación que

establece cuatro niveles macroscópicos: D1, corresponde esencialmente a hueso cortical denso; D2 hueso poroso de cierto espesor crestal, internamente con gruesas trabéculas óseas; D3 hueso con una delgada cortical crestal y un fino trabeculado interno y D4 donde no existe cortical crestal y el trabeculado constituye el total del volumen óseo. Dicho autor estudió alrededor de 200 casos postquirúrgicos de personas completamente edéntulas, y determinó que más de la mitad de los pacientes presentaron hueso de tipo D3 en la zona posterior de maxilar superior. (Misch, 2000)

Para poder colocar un implante es importante tener en cuenta una serie de características propias del paciente, como también la calidad y cantidad de hueso, puesto que su consistencia es directamente proporcional a la densidad ósea, y esta última es un elemento fundamental para la fijación primaria (ausencia de movimiento perceptible del implante inmediatamente después de su instalación). (Nappe-Abaroa CE, 2008; Leckholm, 2003) Para sortear estas condiciones adversas surgieron técnicas tales como la elevación de piso de seno maxilar, regeneración ósea guiada y el uso de biomateriales que permiten la colocación de implantes en la zona pósterio-superior del maxilar superior, donde la neumatización del seno maxilar disminuye la altura ósea vertical, en muchos casos menor a 10 mm, cabe destacar que en algunos pacientes no es posible la realización de dichos procedimientos por razones generales de salud, porque rechazan ser sometidos a múltiples cirugías, por razones económicas u otras situaciones clínicas.

La elevación del piso del seno maxilar puede realizarse de acuerdo a dos técnicas. La *primera* con abordaje quirúrgico a través de una osteotomía lateral del seno maxilar y la *segunda* mediante abordaje a través del reborde alveolar. La técnica de elevación del piso del seno maxilar con abordaje a través del reborde alveolar fue presentada por primera vez por Tatum en el año 1977 en el Encuentro Anual del Grupo de Estudios Implantarios de Alabama en Birmingham, EEUU, la cual publicó en 1986 (Tatum, 1986). Sin embargo, esta técnica no cobra vigencia hasta que Summers, en 1994, publica varios informes sobre el uso de osteótomos quirúrgicos y de la instrumentación rotativa clásica en la preparación de las osteotomías para la colocación de implantes dentales endóseos (Summers, 1994).

Esta técnica consiste en la elevación del seno por vía crestal, mediante el uso de osteótomos que empujan el material de relleno óseo al interior de la cavidad sinusal a través de una pequeña brecha en el reborde alveolar y sobre la base del principio físico de Pascal, que eleva la membrana sinusal debido a un aumento de presión hidráulica por

debajo de la misma. Respecto al uso de biomateriales, Bio-Oss® es uno de ellos, de características osteoconductoras cuyo tiempo de sustitución oscila entre los 6 y 8 meses. Su presentación comercial es granulada o en pequeños bloques y es usado para la elevación del seno maxilar asociado con uso de membranas. Está contraindicado en presencia de heridas infectadas y debe usarse con precaución en pacientes con enfermedades metabólicas, osteoporosis, disfunciones renales y hepáticas graves, terapias con dosis elevada de corticoides, deterioro vascular en el lugar del implante, enfermedades autoinmunes, radioterapia y pacientes fumadores.

Entre las reacciones adversas puede presentar tumefacción en el lugar de la intervención, hemorragias, inflamación local, pérdida de hueso, infección y dolor.

Contraindicaciones de la elevación de seno maxilar

- Situaciones de dificultad de drenaje o ventilación insuficiente de los senos maxilares.
- Si el paciente tuviera algún problema congestivo-nasal (proceso catarral), se debería posponer la cirugía hasta haber resuelto el problema y estar seguros de su perfecta ventilación de los senos maxilares.
- Sinusitis aguda.
- Quistes, tumores y ápices radiculares en la cavidad antral.
- Tabaquismo.
- Otras drogas como la cocaína y el alcohol, son de pronóstico impredecible.
- Pacientes radiados en esta zona.
- Quimioterapia.
- Trastornos del sistema inmunitario.

La oseointegración de un implante dental está condicionada por el tipo de material que lo compone, su topografía superficial y el tipo de recubrimiento. Aunque son varios los materiales utilizados para la fabricación de implantes dentales, actualmente el titanio es el de preferencia por su comportamiento inerte al ponerse en contacto con los tejidos biológicos. (Stellingsma K, 2004; Curto-Aguilera, 2012) Actualmente existen avances en la evolución de la macro y micro estructura de los implantes dentales. (Tetè S, 2012) El desarrollo de nuevos tratamientos de superficie y

los nuevos diseños hacen posible superar limitaciones como las reabsorciones verticales en la zona del primer molar superior y la neumatización del seno maxilar. (Bessone L, 2009)

Los implantes de superficie rugosa generan más superficie de contacto debido a esta característica. Al utilizar implantes dentales cortos, con distintos tratamientos de superficie, se pueden alcanzar tasas de éxito similares a la de los implantes largos, evitando así técnicas más invasivas. (Bessone L, 2009) Las superficies de los implantes pueden presentarse como superficies lisas o texturizadas. Los primeros tienen aspecto macroscópico liso y brillante, pero microscópicamente se observan circunferencias paralelas entre sí y perpendiculares al eje largo del implante, que son fundamentales para la viabilidad de la oseointegración. En cambio, los de superficie texturizada presentan distintos tratamientos que la modifican, pueden ser elaboradas por procesos de sustracción (o retiro físico o químico de partículas) con tratamientos de ácidos, chorros de partículas o arenado, combinados y de rayos láser; o de adición (porosas) elaboradas a partir de tratamientos con plasma spray de titanio (TPS) o de hidroxiapatita (HA), oxidación anódica y haz iónico. (Bessone L, 2009)

Para este estudio se utilizaron implantes dentales Straumann® Standard Plus. El fabricante informa que el modelo Standard Plus posee una altura de cuello reducida de 1,8 mm diseñada para optimizar la estética y el perfil de emergencia y que ofrece opciones adicionales de inserción teniendo en cuenta la anchura biológica. El implantólogo encargado del tratamiento tiene la opción de dejar que el implante cicatrice transgingivalmente, semigingivalmente o subgingivalmente, teniendo así la flexibilidad necesaria para realizar un manejo eficiente de los tejidos.^a

Recordemos que son dos los factores que desempeñan un papel importante en el proceso de osteointegración: *estabilidad primaria* (estabilidad mecánica) y *estabilidad secundaria* (estabilidad biológica después del remodelado óseo) del implante en el hueso. Con las superficies convencionales no tratadas, los implantes se exponían a un mayor riesgo de fracaso debido a la caída general de la estabilidad secundaria, que tiene lugar entre las semanas dos y cuatro. (Bessone L, 2009)

Debido a lo expuesto anteriormente otra opción es el uso de implantes dentales cortos que estaban asociados a tasas de supervivencia más bajas que los implantes

^a Información disponible en: <http://www.straumann.es/es/professionals/productos-y-soluciones/soluciones-quirurgicas-y-restauradoras/un-sistema/soluciones-soft-tissue-level/implante-standard-plus.html>

dentales de longitud convencional pero estudios actuales indican que se puede alcanzar la misma tasa de éxito clínico con implantes cortos si se compara con los de mayor longitud, siendo su uso una alternativa terapéutica predecible a corto y mediano plazo (Fugazzotto, 2008; Maló P, 2007) Los nuevos sistemas reducirían el riesgo durante la fase inicial crítica del tratamiento al acelerar y optimizar la integración del implante. El proceso de formación de hueso comenzaría antes, lo que redundaría en una estabilidad del implante radicalmente mejorada durante el período “crítico de caída” de la estabilidad; dicha situación no se puede valorar en nuestra investigación, pero consideramos este detalle técnico lo suficientemente relevante como para ser referido.

Es necesario, nuevamente, definir el término “implante corto”, algunos autores los han definido como aquellos no superan más de 7 mm de longitud. Se considera como implante corto a aquellos de 6 a 8 mm de longitud e implantes convencionales de 10 hasta 16 mm de longitud (Arlin, 2006).

Nedir observó ventajas de los implantes cortos que permite (Rivero-González MA, 2009):

1. Restringir la necesidad de procedimientos quirúrgicos sofisticados y costosos con la intención de determinar con precisión la altura de hueso disponible por medio de métodos de radiografías computarizadas.
2. La colocación de restauraciones orientadas protéticamente en vez de quirúrgicamente.
3. Reducir el abanico de indicaciones para procedimientos complejos invasivos tales como la elevación del seno e injertos.
4. Facilitar la cirugía, sin intentar colocar el implante más largo.
5. Evitar la aparición de sensación de molestia. El uso seguro de implantes cortos en una consulta privada debería hacer el tratamiento de implantes más simple y accesible para un mayor número de pacientes y profesionales.

Algunos estudios han sugerido factores del porqué del aumento en las tasas de éxito, al mismo tiempo que influyen en el resultado final, estas pueden ser agrupadas en: a) técnica quirúrgica, b) características del hueso, c) diseño del implante, e) factores relacionados con la biomecánica (Barquero-Cordero E, 2012).

La cirugía incluye diferentes factores como el trauma quirúrgico y la preparación del lecho receptor. Publicaciones recientes enfatizan a la adaptación de un protocolo quirúrgico con el instinto de obtener una estabilidad primaria adecuada

(Misch C, 2008; Tawill G, 2003), para ello la preparación del sitio quirúrgico debe garantizar mayor estabilidad en lugares de baja densidad ósea. Se sugiere limitar la utilización de una broca *countersink* para la colocación de los implantes ya que con ello se puede obtener una mejor estabilidad (Fugazzotto P, 2004). La calidad y la cantidad de hueso son los factores del huésped más importantes (Misch C, 2008).

El diseño de los implantes durante el transcurrir de los años han sufrido diferentes cambios tanto en la macrotopografía (como diámetro, tamaño, formas de las roscas) y en la microtopografía, este último tópico ha sido muy importante ya que con la adición de rugosidades sobre la superficie de los implantes se han encontrado un aumento en las tasas de sobrevivencias en los implantes. (Barquero-Cordero E, 2012)

Un trabajo realizado por Feldman y colaboradores, comparan la utilización de implantes cortos sin y con tratamiento de superficie, al cabo de 5 años se obtuvieron tasas de sobrevida de 91,6% y 97,7% respectivamente (Feldman S, 2004). Otros investigadores clínicos, indicaron un aumento en las tasas de éxito de los implantes cortos (>95%), ese aumento puede estar relacionado con el desarrollo de nuevos diseños, los cambios en la macro y microtopografía de los mismos. (Romeo E, 2010; Cochran DL, 2009)

Sobre los factores relacionados a la biomecánica, una parte de la literatura relata que implantes largos favorecen un mejor pronóstico biomecánica, ya que los implantes cortos presentan una relación desfavorable entre el implante y la corona protésica sin embargo, Rokni y col evaluaron la influencia proporción corona/implante y observaron que dicha proporción no tiene influencia sobre la pérdida de hueso (Rokni RJ, 2005). Barquero-Cordero y colaboradores proponen que la mayor carga de estrés masticatorio ocurre en la región cervical alrededor de los implantes, lo que implicaría que el aumento del diámetro del implante influenciaría más favorablemente en la disipación de las fuerzas en el tejido óseo en comparación con el aumento de la longitud de los mismos (Barquero-Cordero E, 2012).

Implantes cortos en sectores posteriores con altura ósea reducida

La rehabilitación de pacientes con un maxilar superior reabsorbido presenta grandes desafíos cuando la elección es a través de implantes dentales. Por ello se requiere de un correcto diagnóstico, conocimientos sobre patrones de curación del maxilar, los efectos sistémicos y el impacto de los cambios de calidad ósea en tasas de éxito del implante (Morand M, 2007).

Una planificación del tratamiento adecuado requiere un profundo conocimiento de los materiales y métodos disponibles para el cirujano contemporáneo. El clínico debe ser capaz de persistir en las técnicas basadas en la evidencia (Rivero-González MA, 2009).

Morand e Irinakis comentan en su revisión que el éxito de la colocación de implantes requiere el uso correcto de las técnicas disponibles y la aceptación de las limitaciones que todavía presenta la odontología implantaría (Morand M, 2007). Especialmente difícil es el tratamiento con implantes dentales en la región posterior del maxilar superior, debido a los factores anteriormente citados.

Se publicaron estudios referidos a una investigación retrospectiva sobre el uso de implantes cortos en áreas edéntulas posteriores con altura reducida de hueso. Para ello, Griffin y colaboradores estudiaron un total de 168 implantes recubiertos de hidroxiapatita con una longitud de 8 mm y un ancho de 6mm. Fueron colocados en 167 pacientes en el ámbito privado; concluyen, al igual que Arlin, que el uso de implantes dentales cortos recubiertos con hidroxiapatita puede ofrecer una forma sencilla y predecible en el tratamiento de áreas posteriores con escasa disponibilidad ósea vertical pero con suficiente ancho (Arlin, 2006; Griffin TJ, 2004).

Geng y colaboradores, en una revisión de la literatura sobre la aplicación de los elementos finitos en la implantología, también relaciona cómo parámetro el diámetro y la longitud que pueden influir en la distribución de las fuerzas; aunque el estudio no se aplica a los postes dentales, concuerda con la tendencia de que las longitudes cortas pueden concentrar más fuerzas que longitudes largas. (Geng PJ, 2001)

En relación a la distribución del estrés en implantes de diferentes longitudes, en el estudio realizado por Koca y colaboradores, las imágenes obtenidas de la simulación muestran que las áreas de estrés (en rojo y amarillo) se concentran en la zona correspondiente a la cortical ósea en el maxilar y en el cuello del implante. Esto explicaría la alta tasa de supervivencia de los implantes cortos. (Koca OL, 2005)

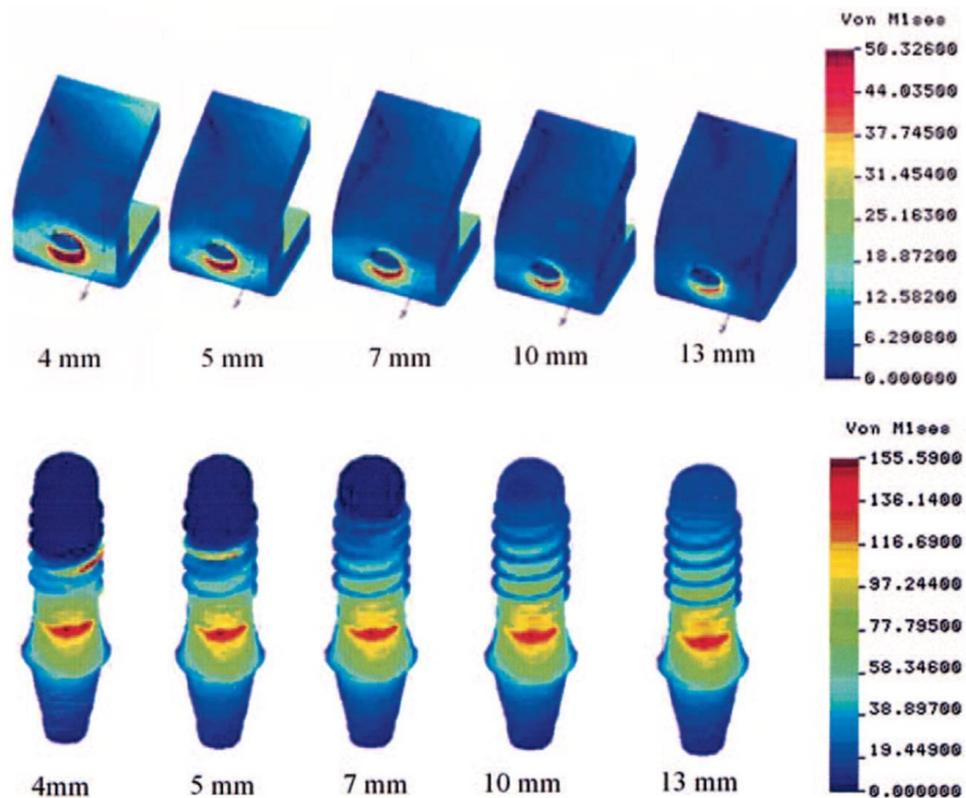


Figura 8: distribución del estrés en implantes de diferentes longitudes, áreas de estrés (zonas rojas y amarillas) en hueso maxilar e implantes. (Koca OL, 2005)

Lai y colaboradores evaluaron la distribución del estrés en el hueso adyacente al implante ante cargas horizontales, oblicuas y verticales mediante el análisis de elemento finito. Observaron que el mayor estrés ocurre en el margen óseo cervical del implante. Sostuvieron que “*es innecesario enfatizar en la longitud de los implantes en la clínica*”. (Lai HC, 1997)

Por su parte, Himmlova L y colaboradores, analizaron el comportamiento de las fuerzas en zona de molares inferiores mediante el Análisis de Elemento Finito. Observaron que el estrés máximo se localizó en el área correspondiente al cuello de los implantes. (Himmlova L, 2004)

Capítulo 3
OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Comparar la distribución de las tensiones entre un implante dental corto (6 mm de longitud: 4,1 y 4,8 mm de diámetro) oseointegrado en distintas disponibilidades óseas verticales propias del paciente en el sector posterior del maxilar superior (6 mm, 5 mm, 4 mm) y un implante estándar (10 mm de longitud y 4,1 de diámetro) en un terreno mixto formado por hueso propio del paciente y hueso regenerado con técnicas quirúrgicas previas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

-
- Conocer la distribución de las tensiones de cada uno de los modelos biológicos creados para el presente estudio.
 - Estudiar si el aumento del diámetro del implante corto (6 mm de longitud y 4,8 mm de diámetro) incide de manera favorable en la distribución comparativa de las tensiones entre implante corto oseointegrado e implante dental estándar en las características citadas en el objetivo principal.
 - Analizar si los resultados obtenidos en los distintos modelos en 3D, creados con las variables propuestas, avalan el uso de implantes dentales cortos en el sector posterior del maxilar superior, bajo las condiciones de este estudio con MEF.

Capítulo 4
MATERIAL Y MÉTODOS

El método que utilizamos es el *Método de Elementos Finitos* (MEF), que es un método numérico que está pensado para ser usado en computadoras y permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas.

Se realizó la geometría de los modelos biológicos planteados en este estudio, que permitió el análisis de las tensiones en tres ejes X/Y/Z. Estas mallas pueden mezclar distintos tipos, formas y propiedades físicas de los materiales que componen la geometría. La creación de la geometría en 3D es la característica más importante de los elementos finitos, debido al gran parecido físico entre la real estructura y su modelo de elementos finitos. Simplificaciones excesivas en la geometría resultan inevitablemente en una imprecisión, muchas veces considerable. El modelo 3D es una abstracción, por lo tanto, la experiencia del operador, su curva de aprendizaje, y la buena práctica son necesarias para definir un buen modelo.

En este trabajo de Tesis se creó un primer modelo de elementos finitos en 3D de una sección posterior del maxilar superior de hueso tipo III con distintas disponibilidades óseas verticales 6 mm, 5 mm, 4 mm, se colocó en dichos modelos un implante Straumann® corto de 6 mm de longitud y 4,1 mm de diámetro con una corona de porcelana sobre metal, se tomó una perfecta unión en todas las interfaces simulando un 100% de oseointegración.

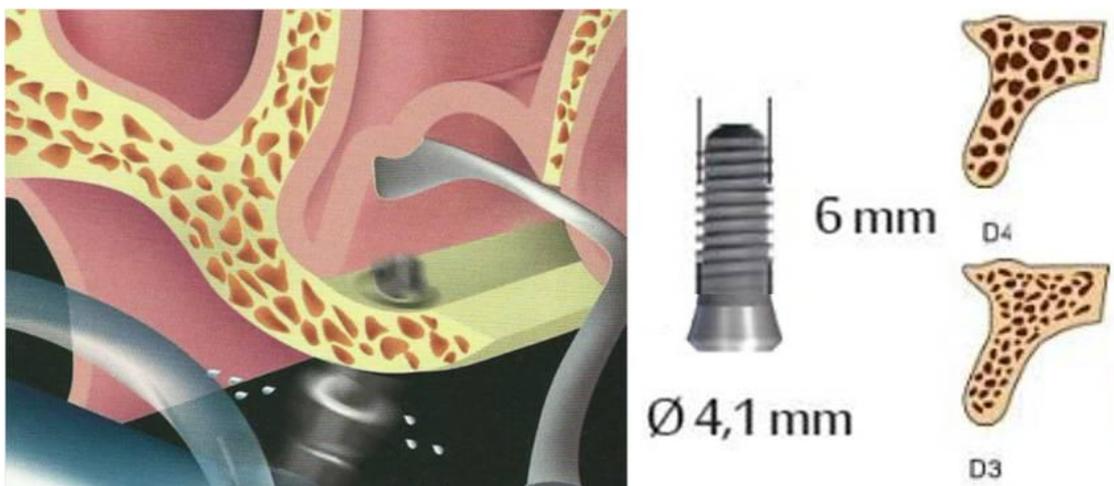


Figura N° 9: esquemización de la perforación del piso del seno maxilar mientras se protege la membrana sinusal (izquierda) (Ranalli OA, 2008). Esquema del implante dental (centro). Esquemas de tipos óseos D4 y D3 (derecha)

Se creó un modelo a comparar de elementos finitos de la misma sección posterior del maxilar superior de hueso tipo III al que se le sumó las dimensiones óseas verticales con características de hueso tipo IV logradas con técnicas previas de regeneración ósea, en el que se colocó un implante de 10 mm de longitud y 4,1 mm de diámetro, dicho implante lleva una corona de porcelana sobre metal, se tomó una perfecta unión en todas las interfaces simulando un 100% de oseointegración.

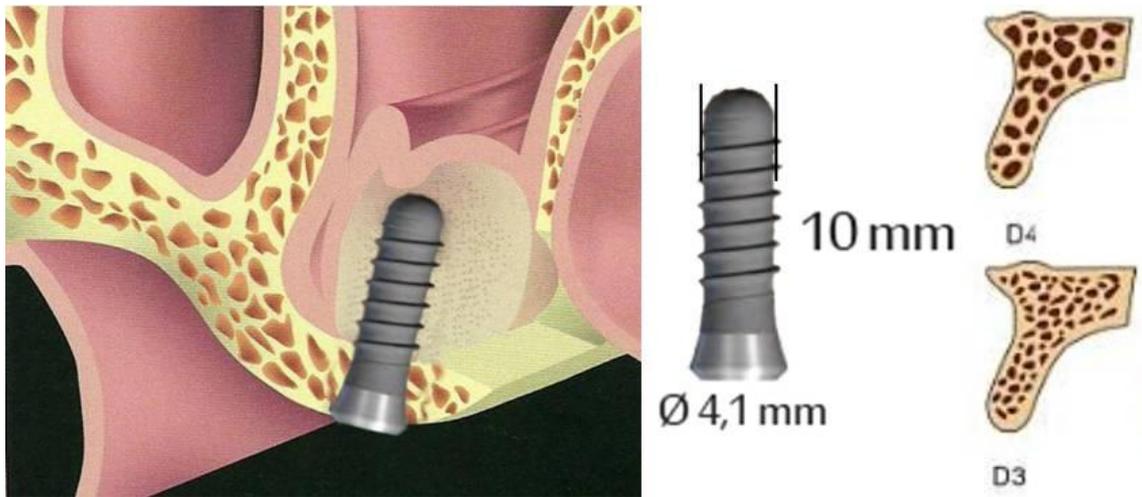


Figura N° 10: esquemización de un implante colocado en terreno previamente tratado con biomaterial (izquierda). (Ranalli, La Implantología del Nuevo Milenio, 1 Edición, 2002) Esquema del implante dental (centro). Esquemas de tipos óseos D4 y D3 (derecha)

Se realizó una variante en el primer modelo aumentando a 4,8 mm el diámetro del implante y conservando las de más características.

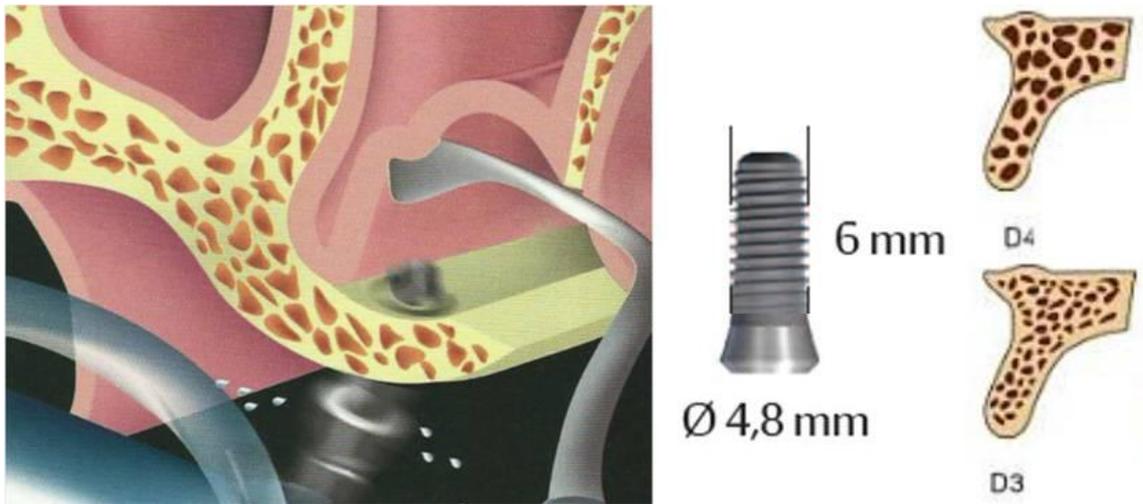


Figura N° 11: esquematización de la perforación del piso del seno maxilar mientras se protege la membrana sinusal (izquierda) (Ranalli OA, 2008). Esquema del implante dental de mayor diámetro (centro). Esquemas de tipos óseos D4 y D3 (derecha)

Al considerar los patrones de carga oclusales, no sólo se tuvo en cuenta las axiales y las fuerzas horizontales, sino también las cargas combinadas (fuerza oclusal oblicua), ya que ésta última representa un patrón masticatorio más realista que genera cargas localizadas en el hueso compacto.

Todos los modelos se sometieron a la misma carga estática de oclusión de 150 N en ángulo de 30°, la Norma ISO 14801:2003 la establece como promedio, además se utilizó una pieza auxiliar cilíndrica para evitar que la fuerza sea puntual. (Anitua E T. R., 2010)

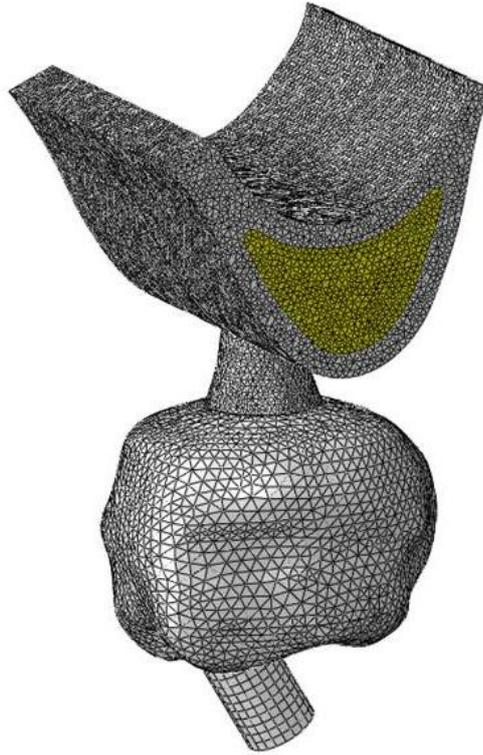


Figura N° 12: esquematización del modelo 3D en el que se observa adherido a la corona la pieza adicional.

Se utilizó el programa ABAQUS® CAE (*Complete Abaqus Environment*) de cálculo por elementos finitos de propósito general, es parte de la plataforma SIMULIA® de Dassault Systemes™.

Se le proporcionaron al programa las propiedades de cada material del modelo tales como, propiedades mecánicas, módulo de elasticidad y resistencia. Posteriormente se efectuó el post-procesado para calcular el comportamiento y la distribución de las tensiones producidas en los diferentes modelos de terreno propuesto.

Para elaborar los modelos se utilizó:

- Hueso: a partir de un corte (tomográfico) se dibujó el perfil del mismo y luego se extruyó dicho perfil, para obtener la geometría en 3D.

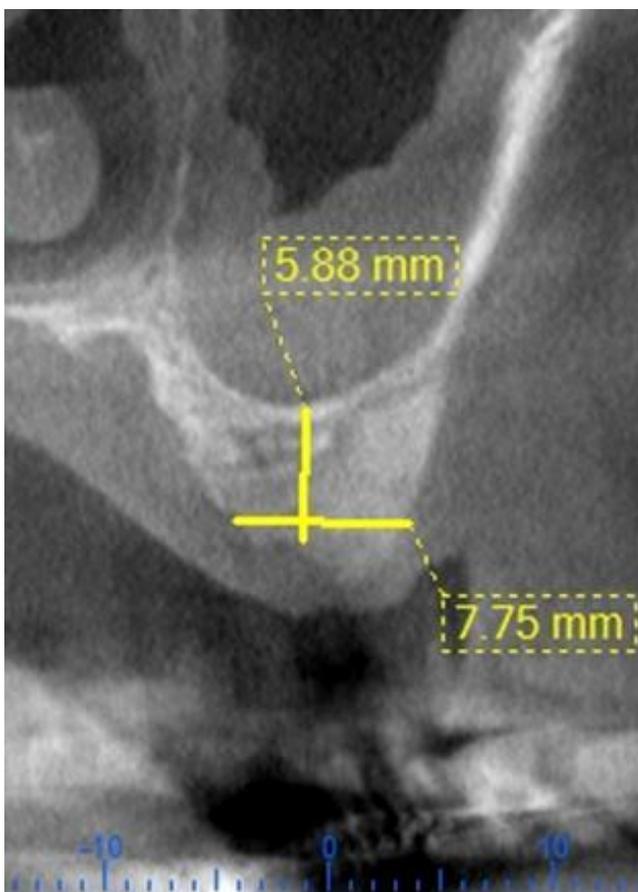


Figura N° 13: corte tomográfico de la zona del 1° molar superior en la que se visualiza la disponibilidad ósea vertical y horizontal.

- Implante Straumann®: se midió un implante y se creó la geometría del mismo en 3D.
- Corona: se realizaron sucesivos cortes con una pulidora metalográfica, a partir de los cuales se trazaron perfiles, por los cuales se hizo pasar una superficie para obtener la geometría en 3D.

El molar se fue desbastando milimétricamente en la pulidora hasta conseguir superficies de corte para construir el modelo 3D. En la figura se observa una cara coloreada con grafito previo a la digitalización.

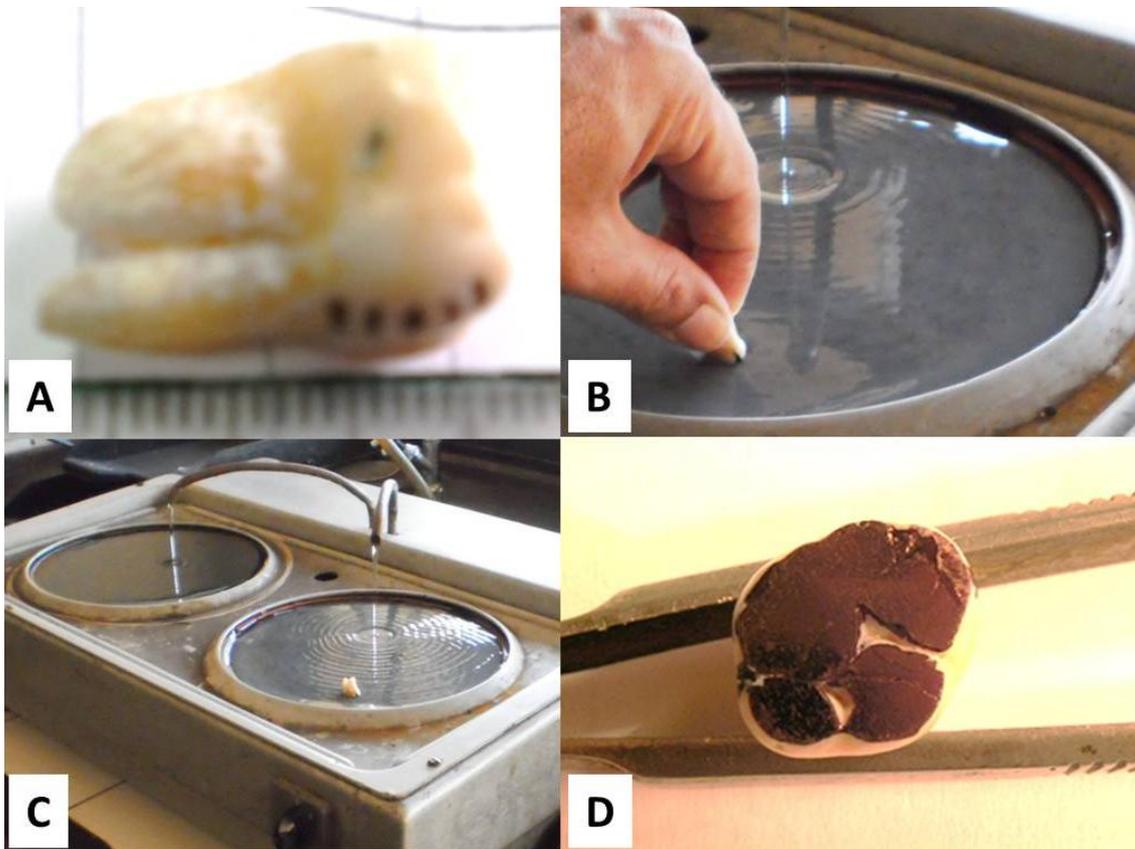


Figura N° 14: secuencia de preparación de cortes milimetrados del 1º molar superior. A. Milimetrado del 1º molar. B. Pieza dentaria colada sobre la pulidora metalográfica para conseguir un perfil. C. Pulidora metalográfica. D. Cara pulida de la pieza dentaria pintada de color negro.

La cara pulida se pintó de negro para lograr un contraste y poder fotografiarla. Esas fotos se pusieron en un programa CAD y se dibujaron los contornos de cada corte.

Se utilizó el proyector de perfiles que permite medir con precisión el perfil de objetos. Se aplicó para medir los perfiles laterales del primer molar superior.



Figura N° 15: proyector de perfiles

Se confeccionó la geometría en 3D de un implante marca Straumann®, con las longitudes y los diámetros propuestos en este estudio.



Figura N° 16: Modelo 3D de implantes de distintos diámetros 4,1 y 4,8 mm

Creación del primer modelo: se unieron digitalmente las piezas obtenidas. *Terreno óseo:* 6 mm de altura, 8 mm ancho V-L, 10 mm M-D. Hueso: Tipo III. *Implante:* 6 mm de largo, 4,1 de diámetro. *Corona:* porcelana sobre metal.

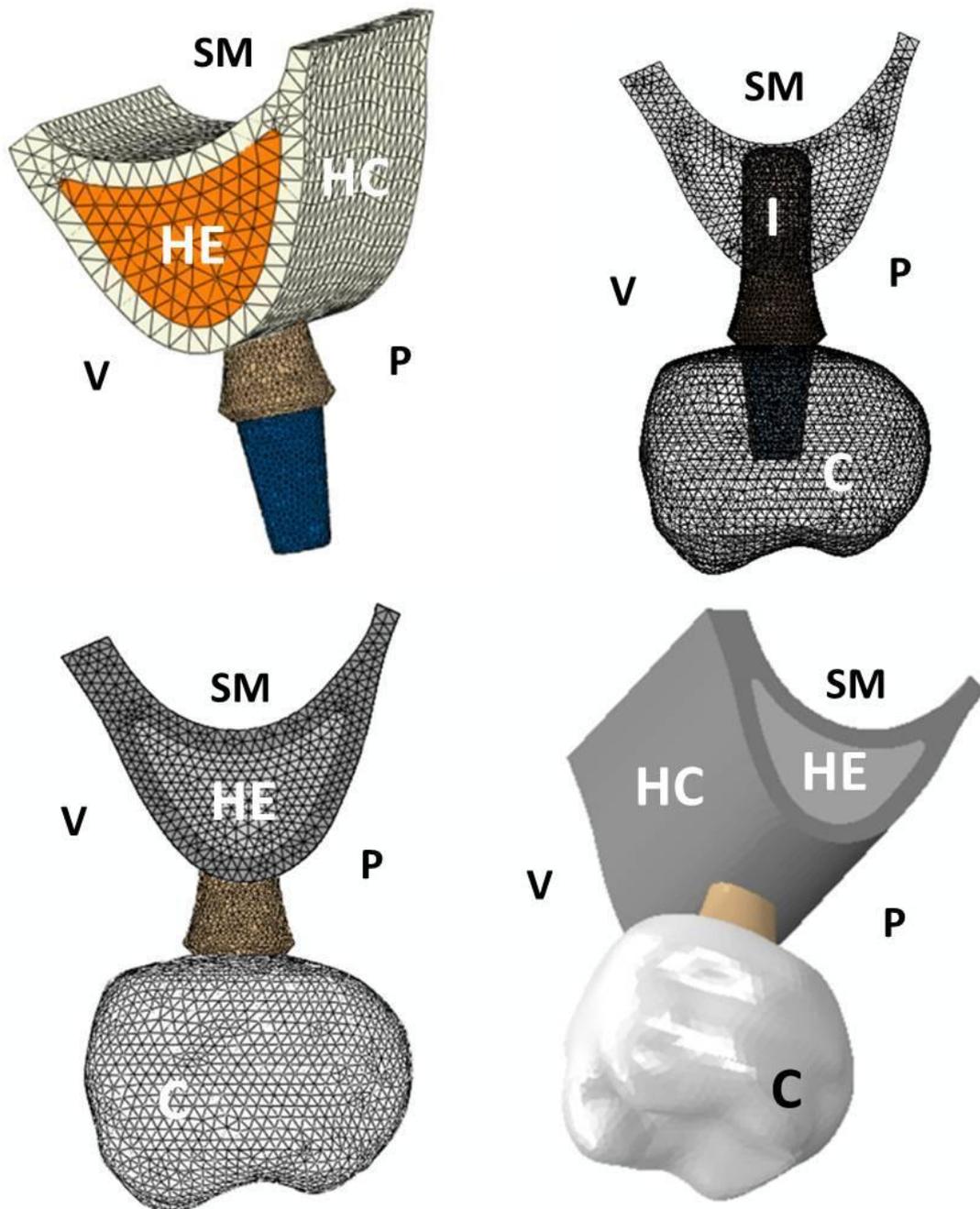


Figura N° 17: Primer modelo 3D. Vista proximal.

Referencias: SM: seno maxilar, P: palatino, V: vestibular, HE: hueso esponjoso, HC: hueso compacto, I: implante, C: corona.

Creación del segundo modelo: Terreno óseo: 5 mm de altura, 8 mm ancho V-L, 10 mm M-D. Hueso: 5 mm Tipo III y 1 mm hueso Tipo IV. Implante: 6 mm de largo y 4.1 mm de diámetro. Corona: porcelana sobre metal.

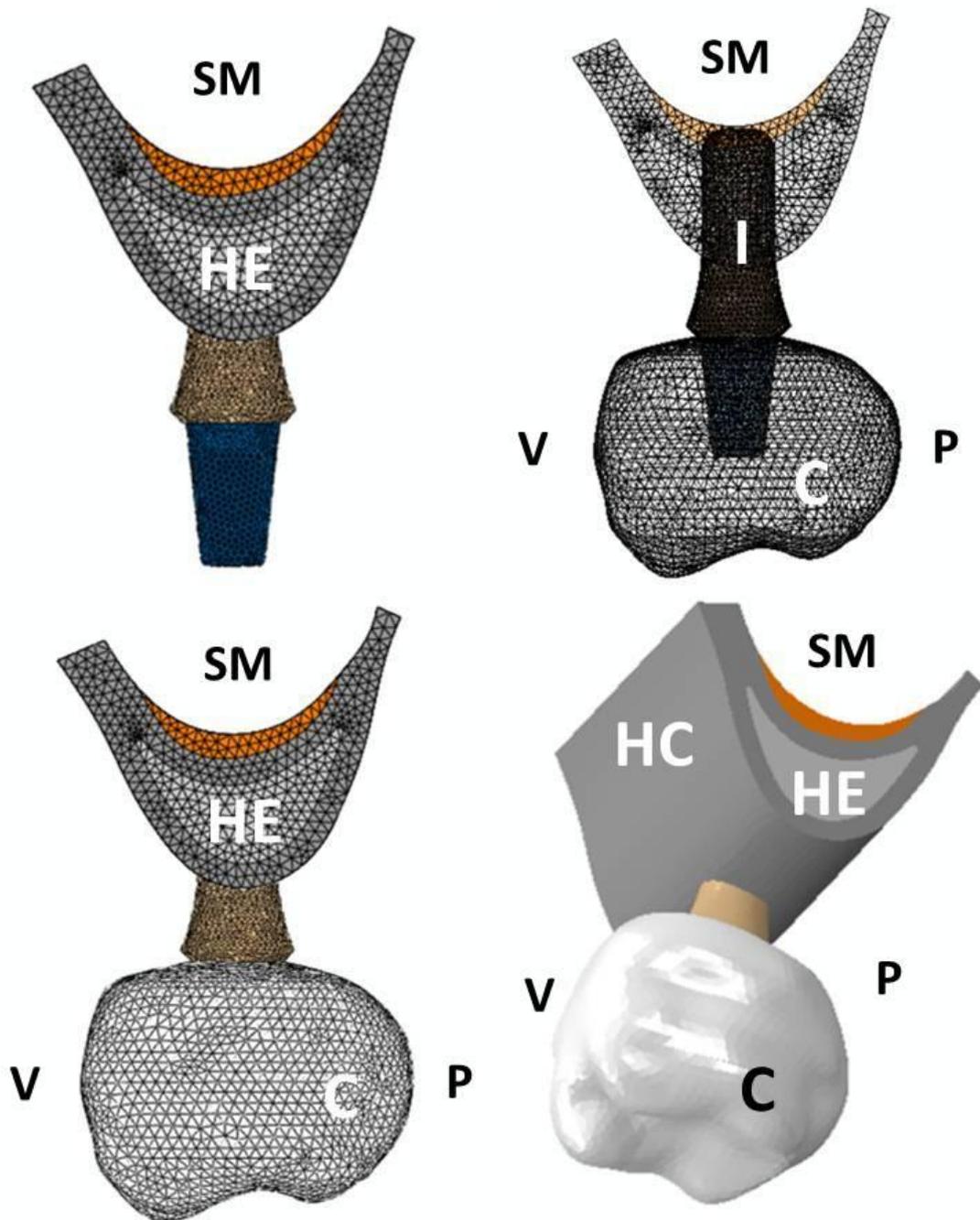


Figura N° 18: Segundo modelo 3D. Vista proximal.

La zona color naranja muestra el hueso neoformado a partir del coágulo autógeno.

Referencias: SM: seno maxilar, P: palatino, V: vestibular, HE: hueso esponjoso,

HC: hueso compacto, I: implante, C: corona

*Tercer modelo creado, Terreno óseo: 4 mm de altura, 8 mm ancho V-L, 10 mm M-D.
Hueso: 4 mm Tipo III y 2 mm Tipo IV. Implante: 6 mm de largo y 4,1 mm de diámetro.
Corona: porcelana sobre metal.*

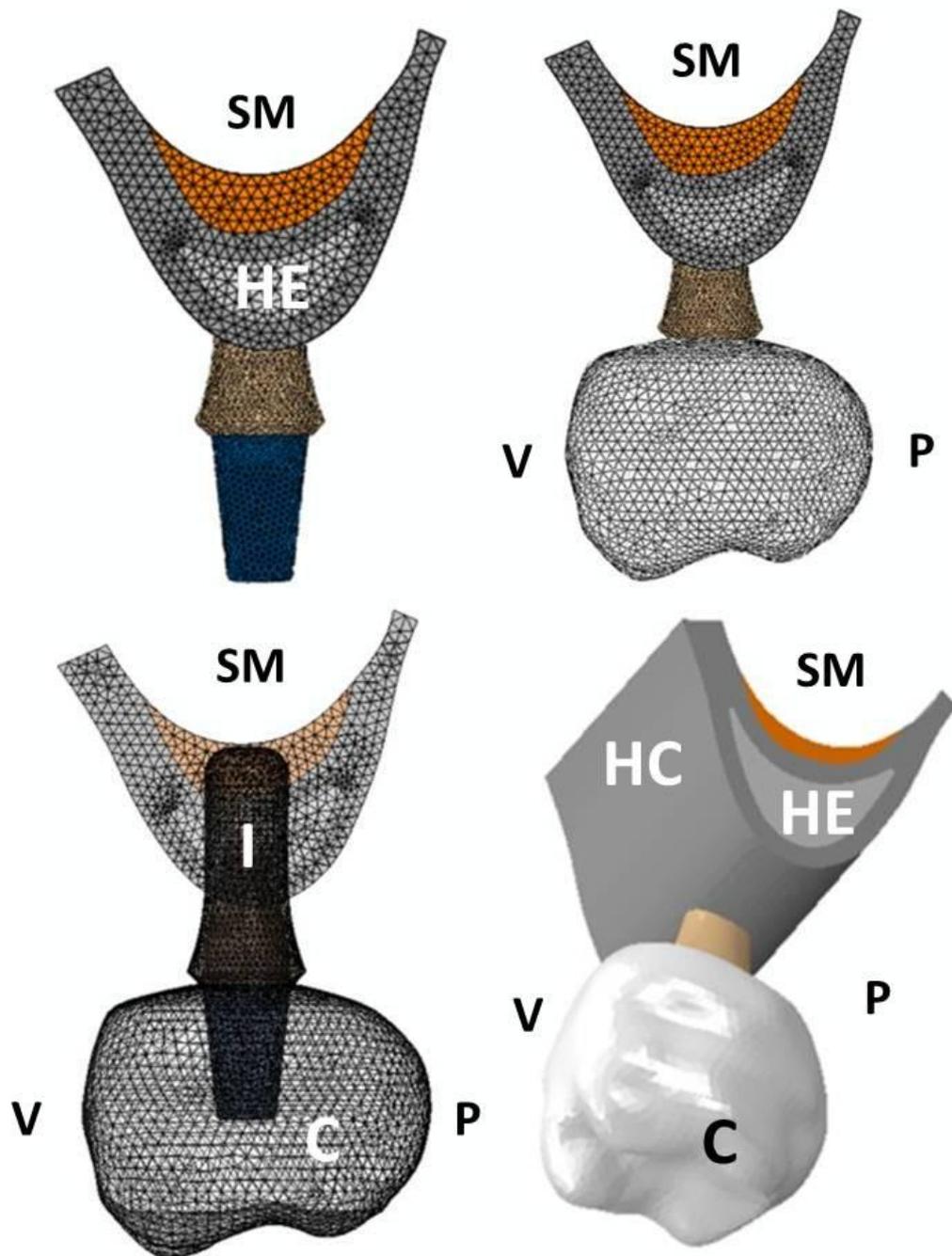


Figura N° 19: Tercer modelo 3D. Vista proximal.

La zona color naranja muestra el hueso neoformado a partir del coágulo autólogo.

Referencias: SM: seno maxilar, P: palatino, V: vestibular, HE: hueso esponjoso,

HC: hueso compacto, I: implante, C: corona.

Cuarto modelo creado: Terreno óseo: 10 mm de altura, 8mm ancho V-L, 10 mm M-D. Hueso: 6 mm Tipo III y 4 mm Hueso regenerado (Bio-Oss®) con técnicas quirúrgicas previas. *Implante:* 10 mm de largo y 4.1 mm de diámetro. *Corona:* porcelana sobre metal.

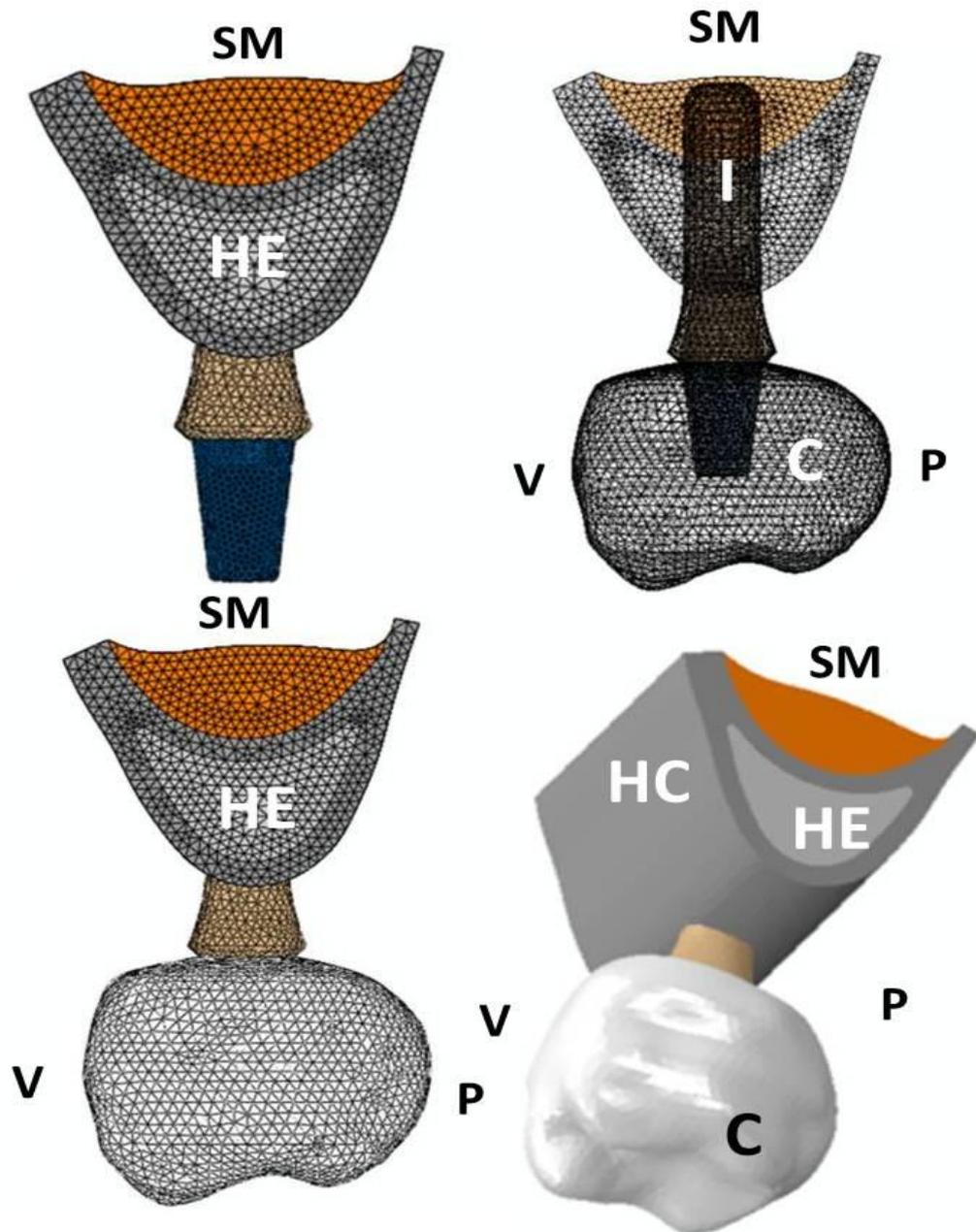


Figura N° 20: Cuarto modelo 3D. Vista proximal. La zona color naranja muestra el hueso neoformado a partir de material de relleno (Bio-Oss®). Referencias: SM: seno maxilar, P: palatino, V: vestibular, HE: hueso esponjoso, HC: hueso compacto, I: implante, C: corona.

Creación del quinto modelo: se unen digitalmente las piezas obtenidas. *Terreno óseo:* 6 mm de altura, 8 mm ancho V-L, 10 mm M-D. *Hueso:* Tipo III. *Implante:* 6 mm de largo, 4,8 de diámetro. *Corona:* porcelana sobre metal.

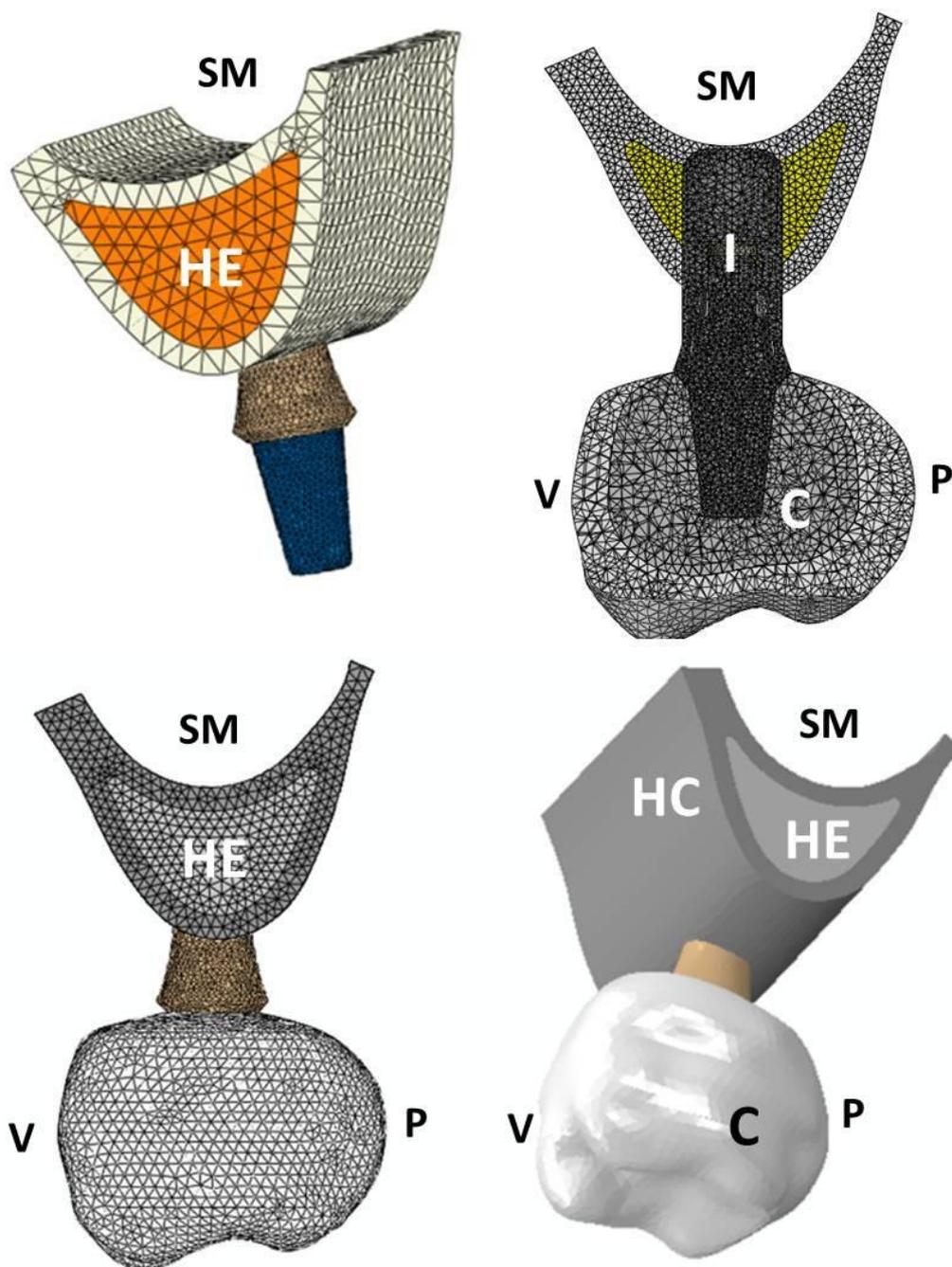


Figura N° 21: Quinto modelo 3D. Vista proximal. Referencias: SM: seno maxilar, P: palatino, V: vestibular, HE: hueso esponjoso, HC: hueso compacto, I: implante, C: corona.

Luego de creados los modelos se proporcionó al programa del MEF las propiedades de cada material de los modelos: propiedades mecánicas, módulo de elasticidad y condiciones de carga, que van a influir en las tensiones y en la distribución de las mismas en la estructura (módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson).

El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

El *coeficiente de Poisson* (denotado mediante la letra griega ν) es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento.

Propiedades del implante utilizado:

Marca: Straumann®. De titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPA, Poisson ratio ν 0.35. Propiedades de la corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPA), Poisson ratio ν 0.33. (Koca OL, 2005)

Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900, MPA Poisson ratio ν 0.28. (Koca OL, 2005)

Todo sometido a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E, 2010)

Son cargas estáticas, no es una fuerza de análisis de fatiga, sino que usamos una carga norma ISO, “promedio”.

Paso siguiente fue la Solución de los modelos de elementos finitos (computadora resuelve) y el análisis de resultados: tensiones equivalentes de Von Mises, las cuales permitieron comparar un estado triaxial de tensiones con el resultado de un ensayo de compresión o tracción.

Zona primer molar superior

- Terreno óseo: Altura: **6 mm**. Ancho V-P: 8 mm. Ancho M-D: 10 mm.
- Características del terreno: Hueso tipo III: hueso cortical 1 mm
De módulo de Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3. Hueso esponjoso: módulo de Young's 1.37 (GPA), Poisson ratio ν 0.3. (Sevimay M, 2005)
- Implante de 6 mm de largo por 4.1 mm de diámetro (Straumann®), de titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPA Poisson ratio ν 0.35. (Koca OL, 2005)
- Corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPA), Poisson ratio ν 0.33. (Koca OL, 2005)
- Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900 MPA. Poisson ratio ν 0.28. (Koca OL, 2005) Sometida a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E O. G., 2008)

Terreno	en mm
Altura	6
Ancho V-P	8
Ancho M-D	10
	tipo III
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.37 (GPA) Poisson ratio ν 0.3

Implante	
Largo	6 mm
Diámetro	4.1 mm
Material	Titanio
Módulo de elasticidad	110.000 MPA
Poisson ratio	ν 0.35

Corona porcelana sobre metal

Casquillo metálico	Cromo cobalto alloy
Módulo de elasticidad	218 MPA
Poisson ratio	v 0.33
Porcelana	
Módulo de elasticidad	68.900 MPA
Poisson ratio	v 0.28
Carga (fuerza oclusal)	
150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003	

Zona primer molar superior

- Terreno óseo: Altura: **5 mm**. Ancho V-P: 8 mm Ancho M-D: 10 mm.
- Características del terreno: 5 mm de Hueso tipo III: hueso cortical 1 mm.
De módulo de Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3.
Hueso esponjoso: módulo de Young's 1.37 (GPA), Poisson ratio v 0.3.
- Y 1 mm de Hueso neoformado con características tipo IV: hueso cortical 1mm de módulo de Young's 13.7 GPA, poisson 0.3. Hueso esponjoso Young's 1.10 (GPA), Poisson ratio v 0.3. (Sevimay M, 2005)
- Implante de 6 mm de largo por 4.1 mm de diámetro (Straumann®), de titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPA Poisson ratio v 0.35 (Koca OL, 2005)
- Corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPA), Poisson ratio v 0.33. (Koca OL, 2005)
- Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900 MPA Poisson ratio v 0.28. (Koca OL, 2005) sometida a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E O. G., 2008)

Terreno	
	en mm
Altura	5
Ancho V-P	8
Ancho M-D	10
	tipo III
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.37 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso neoformado (1 mm)	
	Tipo IV
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.10 (GPA) Poisson ratio v 0.3

Implante	
Largo	6 mm
Diámetro	4.1 mm
Material	Titanio
Módulo de elasticidad	110.000 MPA
Poisson ratio	v 0.35

Corona porcelana sobre metal

Casquillo metálico	Cromo cobalto alloy
Módulo de elasticidad	218 MPA
Poisson ratio	v 0.33
Porcelana	
Módulo de elasticidad	68.900 MPA
Poisson ratio	v 0.28
Carga (fuerza oclusal)	
150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003	

Zona primer molar superior

- Terreno óseo: Altura: **4 mm**. Ancho V-P: 8mm Ancho M-D: 10 mm
- Características del terreno: 4 mm de Hueso tipo III: hueso cortical 1 mm de módulo de Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3. Hueso esponjoso: módulo de Young's 1.37 (GPA), Poisson ratio v 0.3. (Sevimay M, 2005)
- Y 2 mm de Hueso neoformado con características tipo IV: hueso cortical 1mm de módulo de Young's 13.7 GPA, Poisson 0.3. Hueso esponjoso Young's 1.10 (GPA), Poisson ratio v 0.3. (Sevimay M, 2005)
- Implante de 6 mm de largo por 4.1 de diámetro (Straumann®), de titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPA, Poisson ratio v 0.35. (Koca OL, 2005)
- Corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPA), Poisson ratio v 0.33. (Koca OL, 2005)
- Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900 MPA Poisson ratio v 0.28. (Koca OL, 2005) sometida a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E O. G., 2008).

Terreno	en mm
Altura	4
Ancho V-P	8
Ancho M-D	10
	tipo III
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.37 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso neoformado (2 mm)	
	Tipo IV
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio v 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.10 (GPA) Poisson ratio v 0.3

Implante	
Largo	6 mm
Diámetro	4.1 mm
Material	Titanio
Módulo de elasticidad	110.000 MPA
Poisson ratio	v 0.35

Corona porcelana sobre metal

Casquillo metálico	Cromo cobalto alloy
Módulo de elasticidad	218 MPA
Poisson ratio	v 0.33
Porcelana	
Módulo de elasticidad	68.900 MPA
Poisson ratio	v 0.28
Carga (fuerza oclusal)	
150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003	

Zona primer molar superior

- Terreno óseo: Altura: **10 mm** de los cuales 6 mm es de hueso tipo III y 4 mm son de hueso regenerado con técnicas quirúrgicas previas (Bio-Oss®). Ancho V-P: 8 mm Ancho M-D: 10 mm.
- Características del terreno: Hueso tipo III: hueso cortical 1mm De módulo de Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3. (Sevimay M, 2005) Hueso esponjoso: módulo de Young's 1.37 (GPA), Poisson ratio ν 0.3.
- Hueso regenerado con módulo de elasticidad de 1690 (MPa) a los 60 días. (Byung-Gon K, 2006)
- Implante de **10 mm** de largo por 4.1 de diámetro (Straumann®), de titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPa Poisson ratio ν 0.35. (Koca OL, 2005)
- Corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPa), Poisson ratio ν 0.33. (Koca OL, 2005)
- Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900 MPa Poisson ratio ν 0.28. (Koca OL, 2005)
- Sometida a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E O. G., 2008)

Terreno	en mm
Altura	6
Ancho V-P	8
Ancho M-D	10
	tipo III
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.37 (GPA) Poisson ratio ν 0.3
Bio-Oss® (4 mm)	
Módulo de elasticidad	1.690 (MPa)

Implante	
Largo	6 mm
Diámetro	4.1 mm
Material	Titanio
Módulo de elasticidad	110.000 MPa
Poisson ratio	ν 0.35

Corona porcelana sobre metal

Casquillo metálico	Cromo cobalto alloy
Módulo de elasticidad	218 MPA
Poisson ratio	v 0.33
Porcelana	
Módulo de elasticidad	68.900 MPA
Poisson ratio	v 0.28
Carga (fuerza oclusal)	
150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003	

Zona primer molar superior

- Terreno óseo: Altura: **6 mm**. Ancho V-P: 8 mm Ancho M-D: 10 mm.
- Características del terreno: Hueso tipo III: hueso cortical 1 mm. de módulo de Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3. Hueso esponjoso: módulo de Young's 1.37 (GPA), Poisson ratio ν 0.3. (Sevimay M, 2005)
- Implante de 6 mm de largo por **4.8 mm** de diámetro (Straumann®) de titanio, módulo de elasticidad 110.000 MPA Poisson ratio ν 0.35. (Koca OL, 2005)
- Corona: Metal que la sustenta: CrCo alloy módulo de elasticidad 218 (MPA), Poisson ratio ν 0.33. (Koca OL, 2005)
- Porcelana: Módulo de elasticidad 68.900 MPA Poisson ratio ν 0.28. (Koca OL, 2005) Sometida a fuerzas de oclusión: 150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003. (Anitua E O. G., 2008)

Terreno	
	en mm
Altura	6
Ancho V-P	8
Ancho M-D	10
	tipo III
Hueso cortical	Young's 13.7 (GPA) Poisson ratio ν 0.3
Hueso esponjoso	Young's 1.37 (GPA) Poisson ratio ν 0.3

Implante	
Largo	6 mm
Diámetro	4.8 mm
Material	Titanio
Módulo de elasticidad	110.000 MPA
Poisson ratio	ν 0.35

Corona porcelana sobre metal

Casquillo metálico	Cromo cobalto alloy
Módulo de elasticidad	218 MPA
Poisson ratio	v 0.33
Porcelana	
Módulo de elasticidad	68.900 MPA
Poisson ratio	v 0.28
Carga (fuerza oclusal)	
150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003	

Capítulo 5
RESULTADOS

La zona anatómica propuesta para este estudio presenta una cantidad y calidad ósea deficiente, las mismas se ven reflejadas en las disponibilidades óseas verticales de 6 mm, 5 mm y 4 mm, en huesos tipo III y IV según la clasificación de Mish. (Misch C, 2008)

El programa de elementos finitos (ABAQUS®, Dassault Systems™), proporcionó una escala de valores en la que se observa los esfuerzos de Von Mises^b y la localización de las zonas de tensión.

En el análisis de resultados observamos Tensiles, que son tensiones equivalentes de Von Misses, las cuales permiten comparar un estado triaxial^c de tensiones con el resultado de un ensayo de tracción o compresión.

En este estudio observamos que, en todos los modelos biológicos computarizados creados, la mayor distribución de las fuerzas masticatorias (150 N en ángulo de 30° Norma ISO 14801:2003) fueron cervicales.

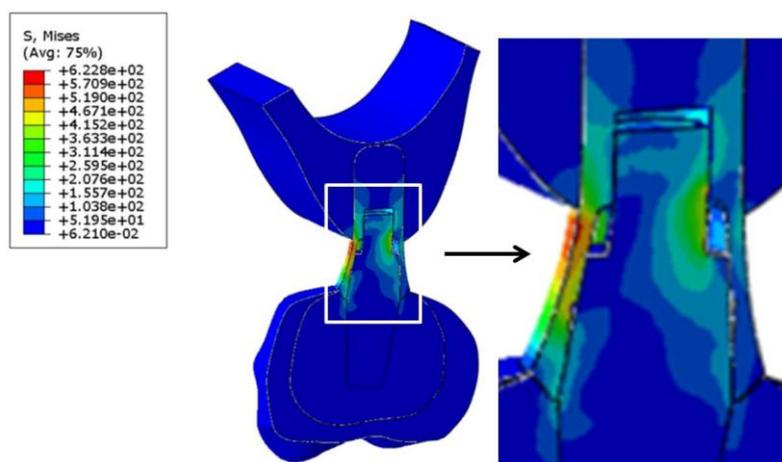


Figura N° 22: corte de esquema 3D del modelo de 6 mm de disponibilidad ósea vertical en que se observan las fuerzas en mises en un implante de 6 mm de longitud y 4.1 mm de diámetro, la flecha indica la zona de mayor concentración.

^b La tensión de Von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión. En ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles, se expresa en megapascales

^c Se dice que un punto sólido sometido a fuerzas trabaja en un estado tensional triaxial o espacial cuando ninguna de las tensiones principales es nula.

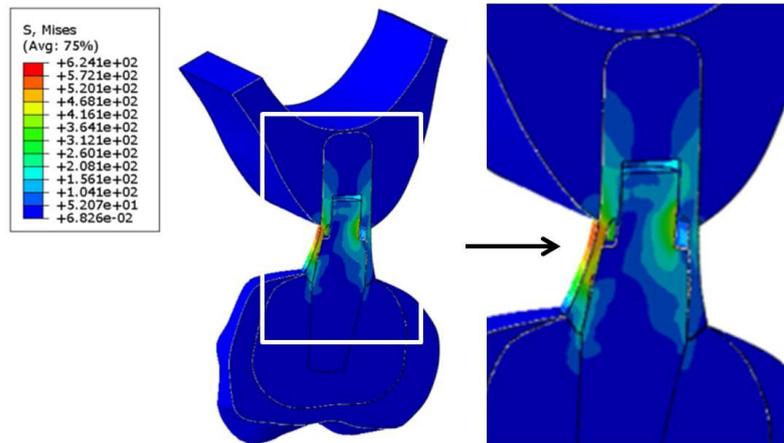


Figura N° 23: corte de esquema 3D del modelo de 5 mm de disponibilidad ósea vertical en que se observan las fuerzas en mises en un implante de 6 mm de longitud y 4.1 mm de diámetro, la flecha indica la zona de mayor concentración.

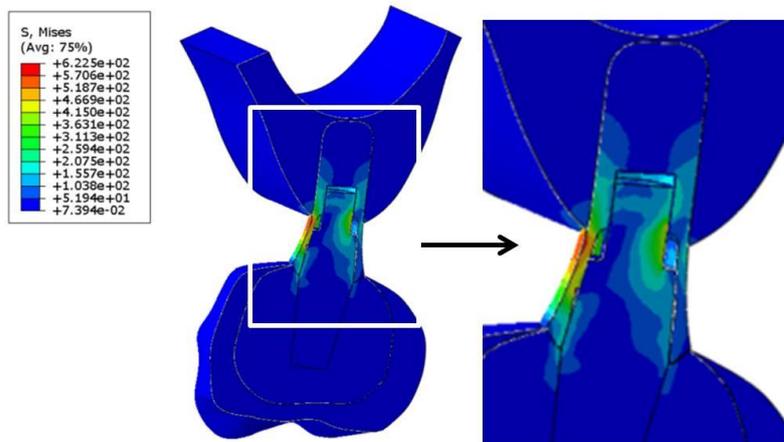


Figura N° 24: corte de esquema 3D del modelo de 4 mm de disponibilidad ósea vertical en que se observan las fuerzas en mises en un implante de 6 mm de longitud y 4.1 mm de diámetro, la flecha indica la zona de mayor concentración.

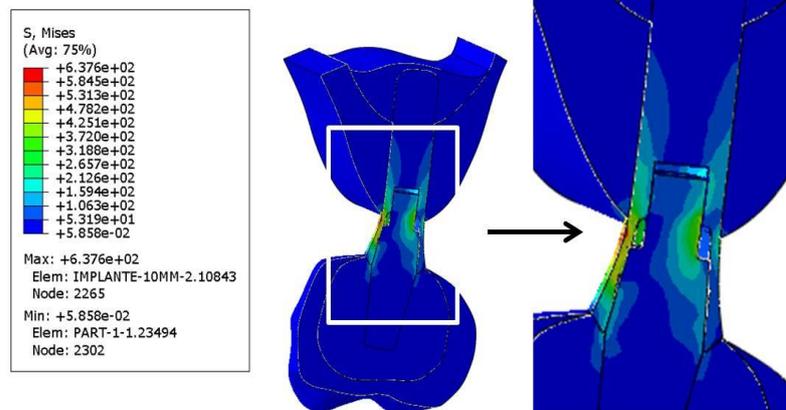


Figura N° 25: corte de esquema 3D del modelo de 10 mm de disponibilidad ósea vertical, regenerado con Bio-Oss®, en que se observan las fuerzas en mises en un implante de 10 mm de longitud y 4.1 mm de diámetro, la flecha indica la zona de mayor concentración.

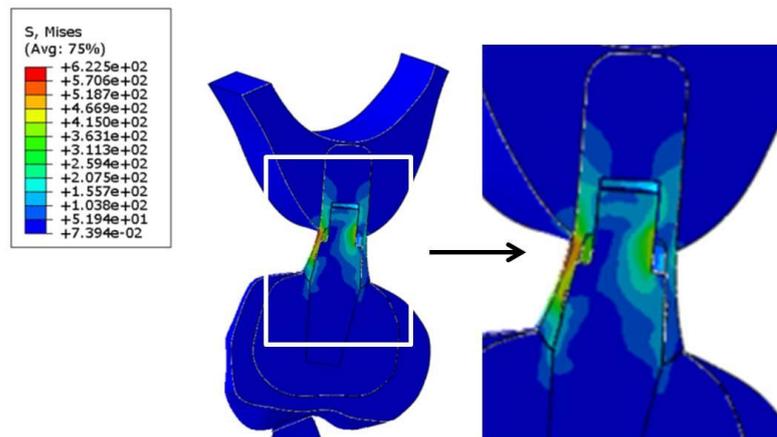


Figura N° 26: corte de esquema 3D del modelo de 6 mm de disponibilidad ósea vertical en que se observan las fuerzas en mises en un implante de 6 mm de longitud y 4.8 mm de diámetro, la flecha indica la zona de mayor concentración.

Modelo: altura ósea de 6mm, terreno propio del paciente en terreno sin modificar, implante oseointegrado de 6mm de longitud y 4.1 de diámetro.

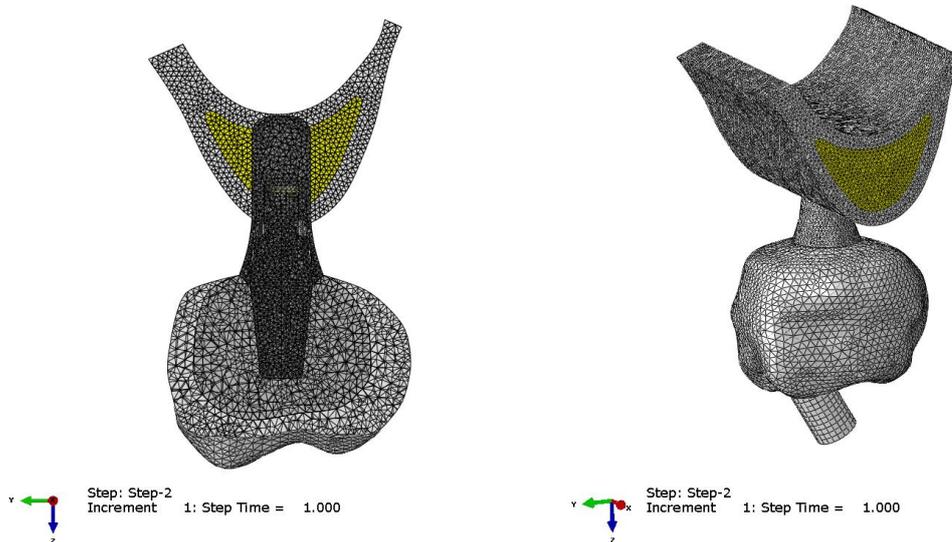


Figura N° 27: Geometría en 3D del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Implante:

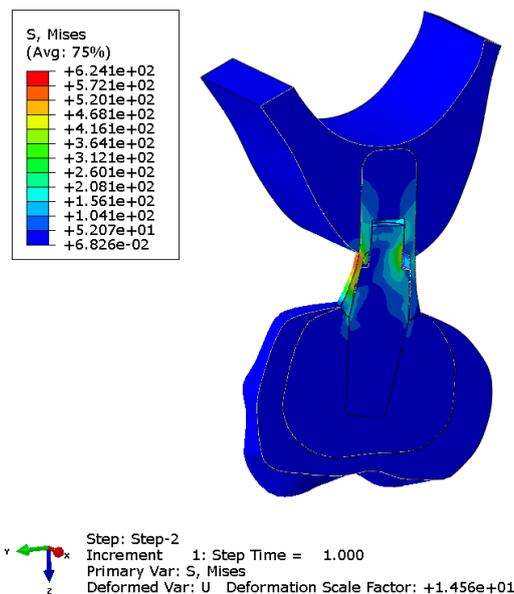


Figura N° 28: Valores de Von Mises en el implante del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto:

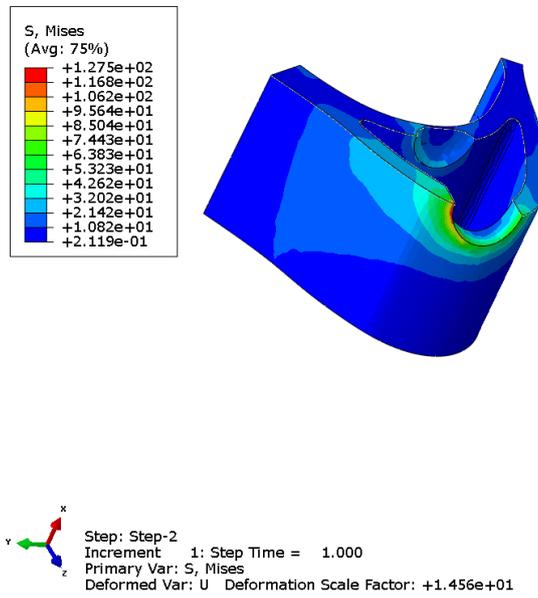


Figura N° 29: Valores de Von Mises en el hueso compacto del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso esponjoso:

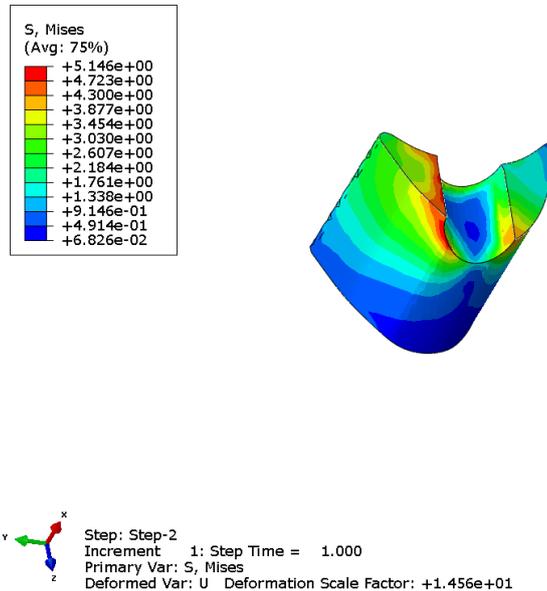


Figura N° 30: Valores de Von Mises en el hueso esponjoso del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto y esponjoso:

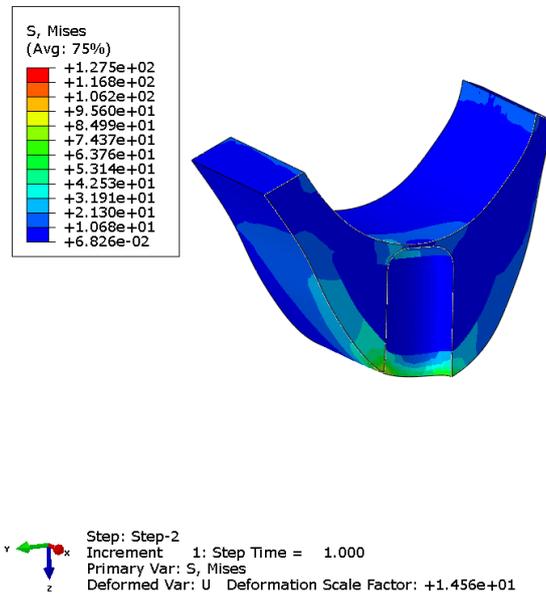


Figura N° 31: Valores de Von Mises en el hueso compacto y esponjoso del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Modelo terreno óseo: 5mm de altura, 8mm ancho V-L ,10 mm M-D.
Hueso: 5mm Tipo III y 1mm hueso Tipo IV (coágulo).
Implante : 6mm de largo , 4.1 de diámetro

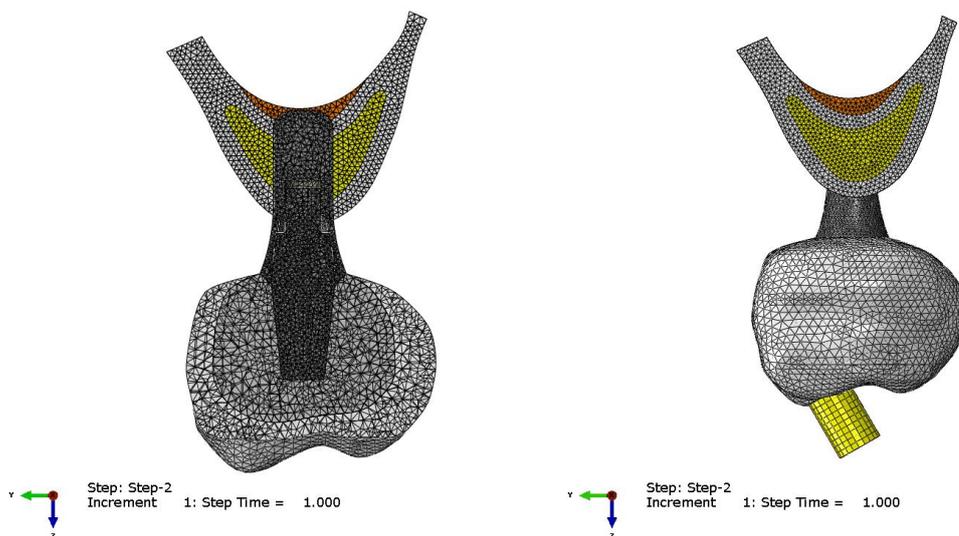


Figura N° 32: Geometría en 3D del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III (naranja) y 1mm de hueso tipo IV- (rojo), implante de 6mm de longitud por 4.1.

Implante:

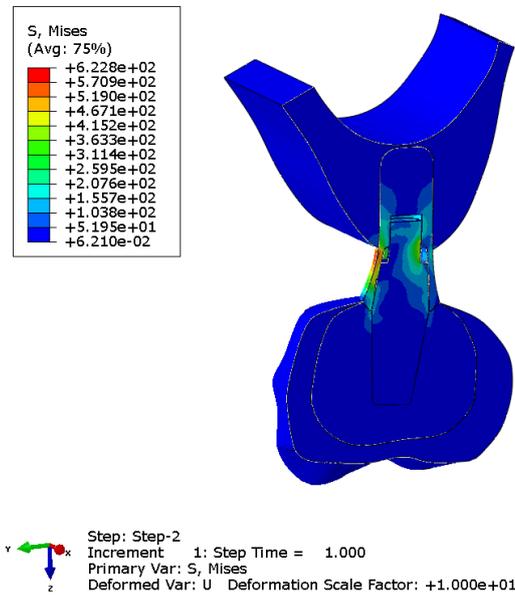


Figura N° 33: Valores de Von Mises en el implante del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III y 1mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto:

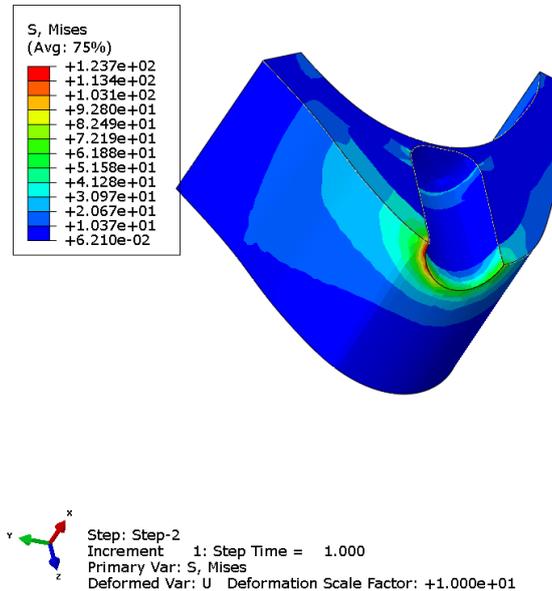


Figura N° 34: Valores de Von Mises en el hueso compacto del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III y 1mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso tipo III:

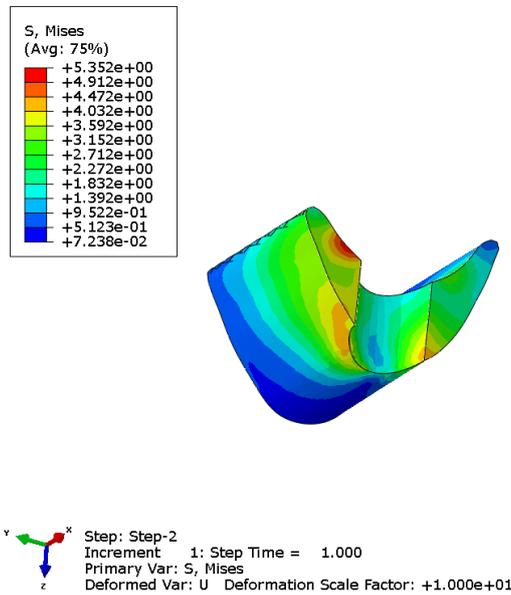


Figura N° 35: Valores de Von Mises en el hueso tipo III del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III y 1mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso tipo IV:

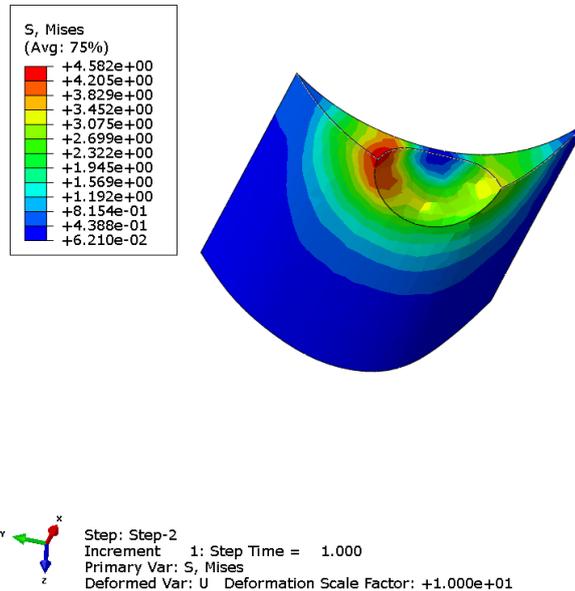


Figura N° 36: Valores de Von Mises en el hueso tipo IV del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III y 1mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto y esponjoso:

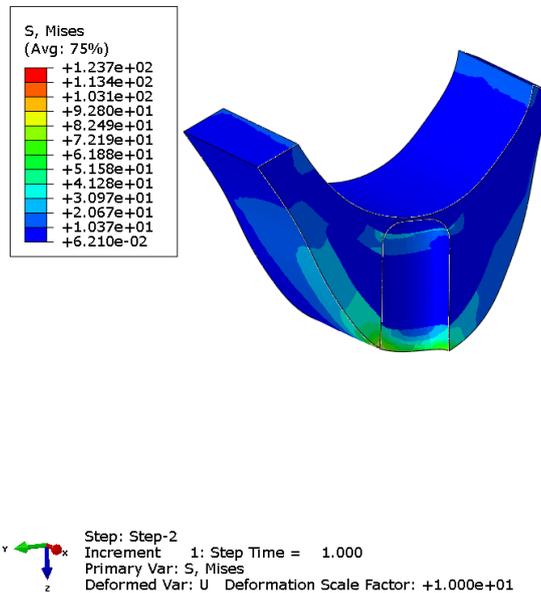


Figura N° 37: Valores de Von Mises en el hueso compacto y esponjoso del modelo de 5mm de altura ósea, hueso tipo III y 1mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Modelo: terreno óseo: 4mm de altura, 8mm ancho V-L, 10 mm M-D.
Hueso: 4mm Tipo III y 2mm Tipo IV (cuágulo).
Implante: 6mm de largo , 4.1 de diámetro.

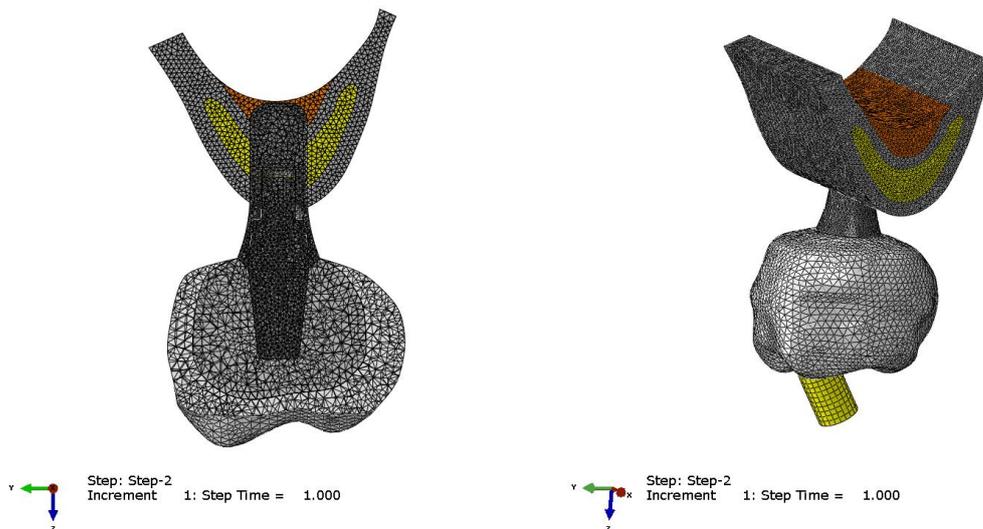


Figura N° 38: Geometría en 3D del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III (naranja) y 2mm de hueso tipo IV-(rojo) implante de 6mm de longitud por 4.1.

Implante:

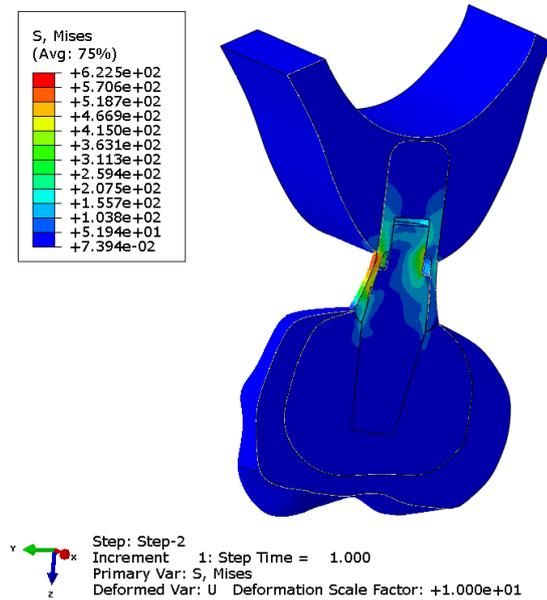


Figura N° 39: Valores de Von Mises en el implante del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III y 2mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto:

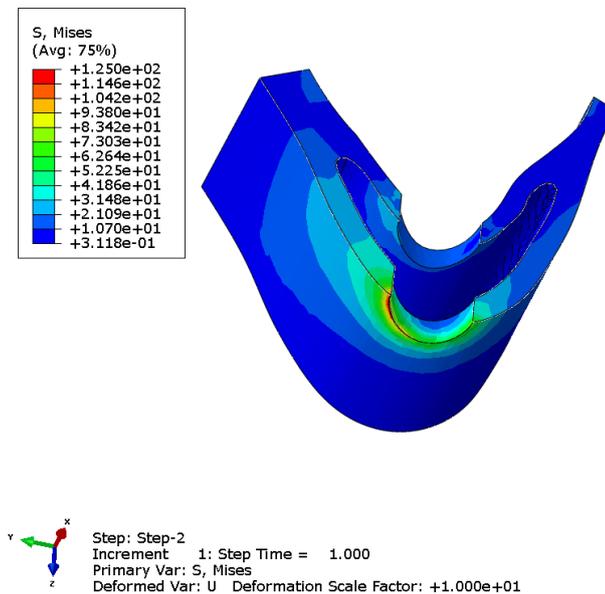


Figura N° 40: Valores de Von Mises en el hueso compacto del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III y 2mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso tipo III:

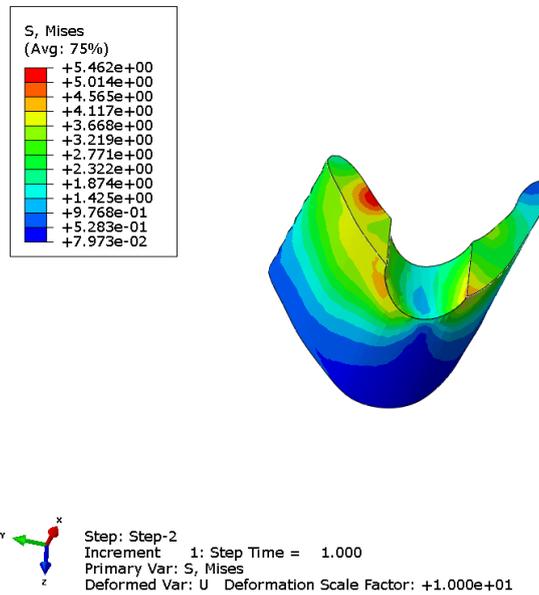


Figura N° 41: Valores de Von Mises en el hueso tipo III del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III y 2mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso tipo IV:

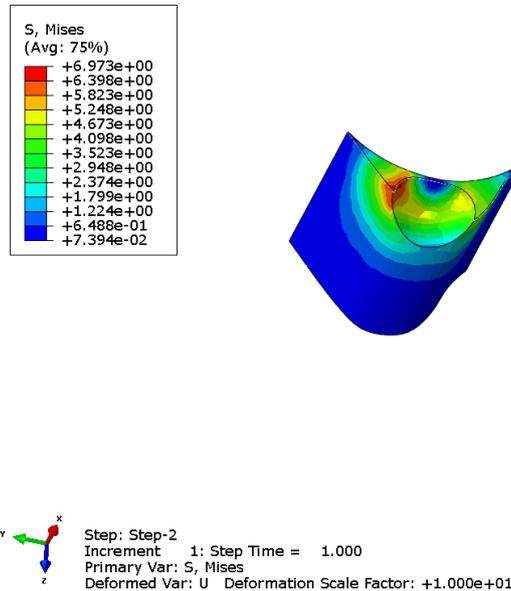


Figura N° 42: Valores de Von Mises en el hueso tipo IV del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III y 2mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto y esponjo:

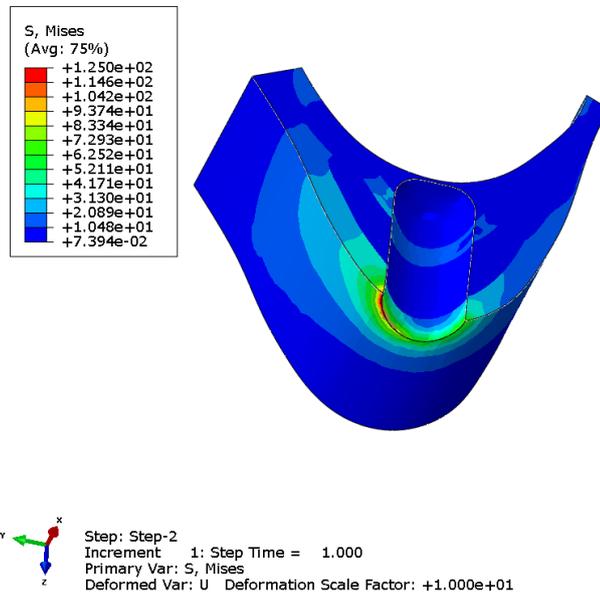


Figura N° 43: Valores de Von Mises en el hueso compacto y esponjoso del modelo de 4 mm de altura ósea, hueso tipo III y 2mm de hueso tipo IV, implante de 6mm de longitud por 4.1.

Modelo terreno óseo: 10mm de altura, 8mm ancho V-L, 10 mm M-D.

Hueso: 6mm Tipo III y 4mm Hueso regenerado (Bio-oss®) con técnicas quirúrgicas previas.

Implante: 10 mm de largo, 4.1 de diámetro.

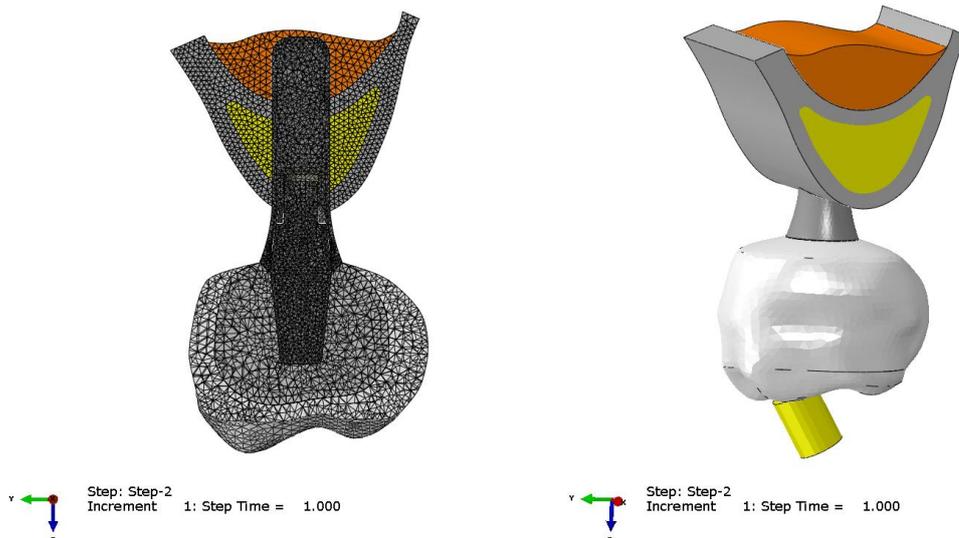


Figura N° 44: Geometría en 3D del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III (naranja) y 4mm de hueso tipo regenerado Bioss (rojo), implante de 10mm de longitud por 4.1.

Implante:

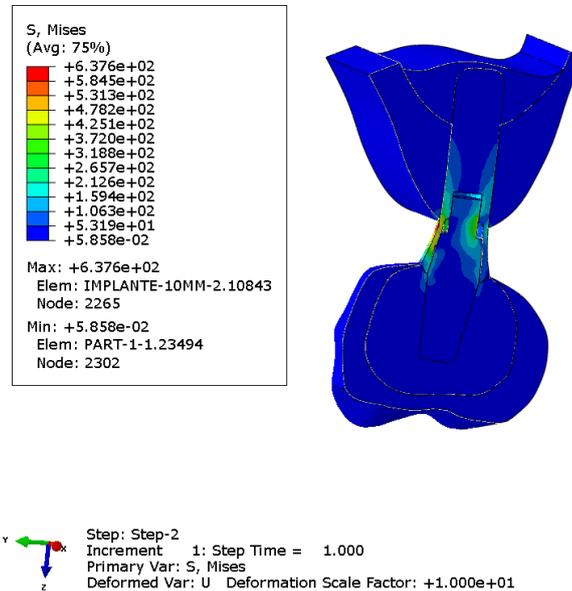


Figura N° 45: Valores de Von Mises en el implante del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III, y 4mm de hueso tipo regenerado Bioss, implante de 10mm de longitud por 4.1.

Hueso compacto:

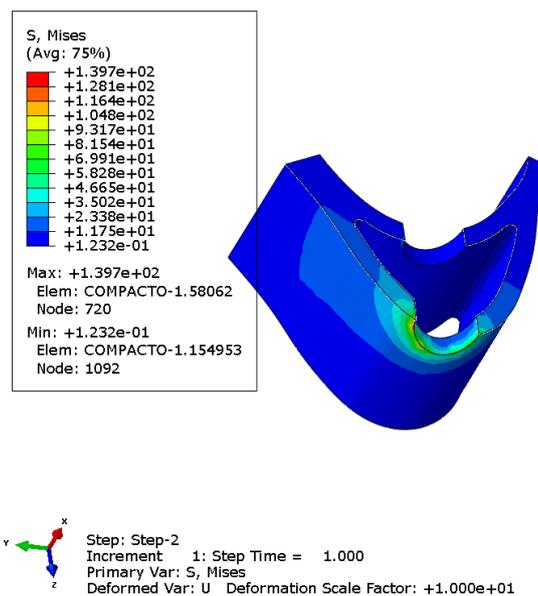


Figura N° 46: Valores de Von Mises en el hueso compacto del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III, y 4mm de hueso tipo regenerado Bio-oss®, implante de 10mm de longitud por 4.1.

Hueso esponjoso:

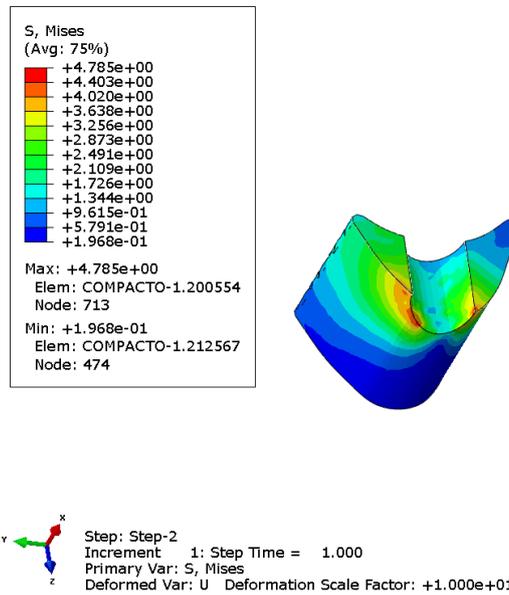


Figura N° 47: Valores de Von Mises en el hueso esponjoso del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III, y 4mm de hueso tipo regenerado Bio-oss®, implante de 10mm de longitud por 4.1.

Bio-oss®:

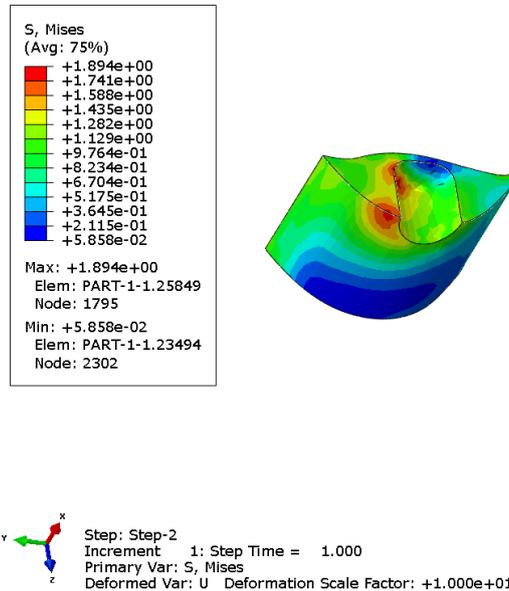


Figura N° 48: Valores de Von Mises en el hueso regenerado Bio-oss® del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III, y 4mm de hueso tipo regenerado Bio-oss®, implante de 10mm de longitud por 4.1.

Huesos compacto y esponjoso:

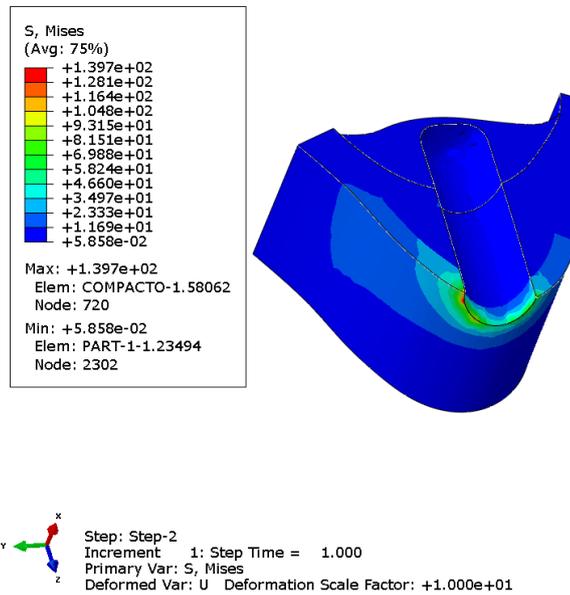


Figura N° 49: Valores de Von Mises en el hueso compacto y esponjoso del modelo de 10mm de altura ósea, 6mm de hueso tipo III, y 4mm de hueso tipo regenerado Bio-oss®, implante de 10mm de longitud por 4.1.

Modelo Terreno óseo: 6mm de altura, 8mm ancho V-L, 10 mm M-D. Hueso: Tipo III
Implante : 6mm de largo , 4,8

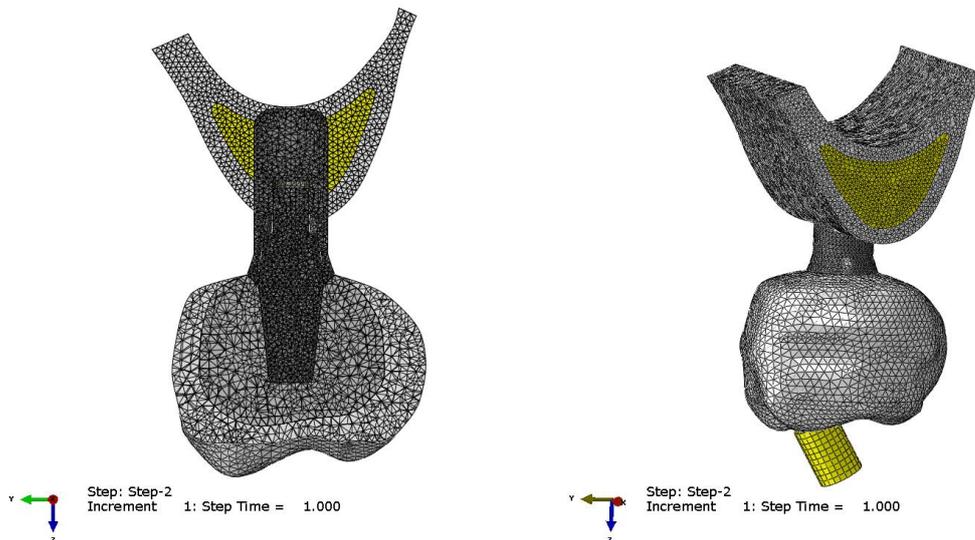


Figura N° 50: Geometría en 3D del modelo de 6mm de altura ósea- implante de 6 mm de longitud por 4.8.

Implante:

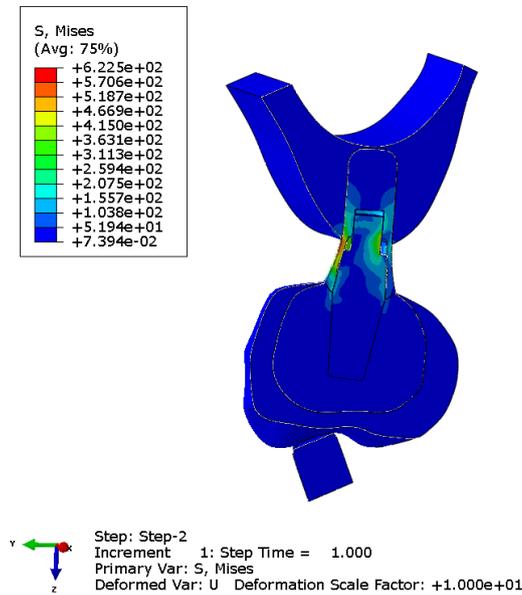


Figura N° 51: Valores de Von Mises en el implante del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.8.

Hueso compacto:

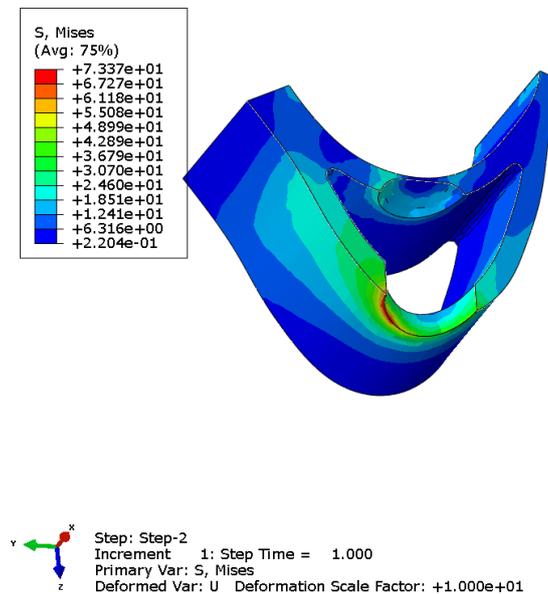


Figura N° 52: Valores de Von Mises en el hueso compacto del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.8.

Hueso esponjoso:

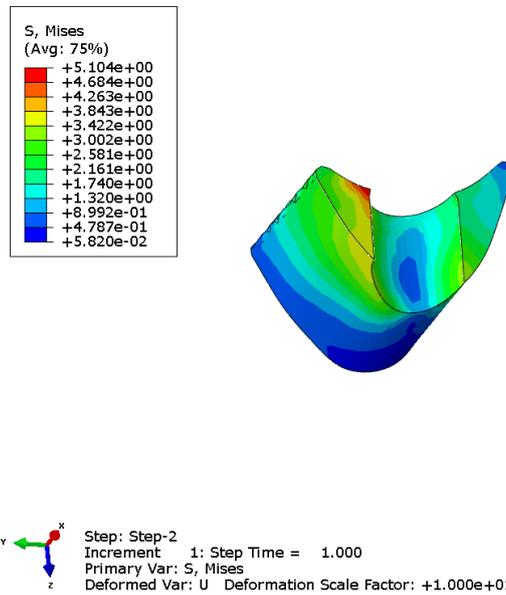


Figura N° 53: Valores de Von Mises en el hueso esponjoso del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.8.

Hueso compacto y esponjoso:

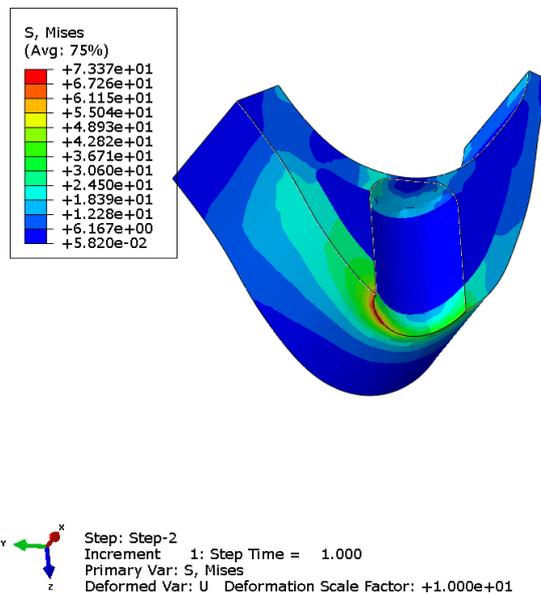


Figura N° 54: Valores de Von Mises en el hueso compacto y esponjoso del modelo de 6mm de altura ósea, implante de 6mm de longitud por 4.8.

Los resultados obtenidos se sintetizan en tablas, en donde para cada componente (implante, hueso compacto, hueso esponjoso, biomaterial Bio-Oss®) de cada modelo biológico creado para este estudio le corresponde un valor máximo de tensiones equivalentes expresado en Mises.

Tabla 1: modelos creados y valores máximos en tensiones (Mises) para el implante.

Implante	
Modelo	Mises
6 mm	624,1
5 mm	622,8
4 mm	622,5
Mixto	637,6
Ø 4,8 mm	622,5

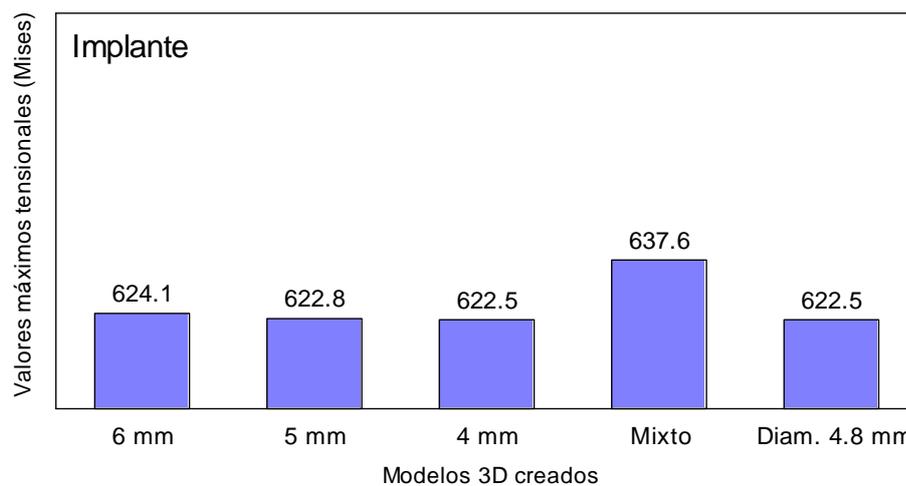


Figura N° 55: Valores máximos tensionales para el implante en los diferentes modelos creados (fuente: tabla 1)

Las tensiones en el implante, en todos los modelos, están dentro del mismo rango, aun cuando la gráfica parece mostrar un aumento de tensión en el implante en el modelo de hueso regenerado con técnicas quirúrgicas previas, es preciso aclarar que la curva donde vemos reflejados dicho aumento no es de cero a cien; por lo que sería un aumento de 2,24% según la siguiente fórmula:

$$\frac{(637,6 - 622,8) \times 100}{622,8} = 2,37 \%$$

Además observamos que a mayor módulo de elasticidad de los elementos que componen los modelos mayor es la absorción de las fuerzas por parte de ellos, por lo que el hueso regenerado Bio-Oss®, no absorbe fuerzas y sí lo hace el implante dental.

Tabla 2: modelos creados y valores máximos en tensiones (Mises) para el hueso compacto.

Hueso Compacto	
Modelo	Mises
6 mm	127,5
5 mm	123,7
4 mm	125,0
Mixto	139,7
Ø 4,8 mm	73,4

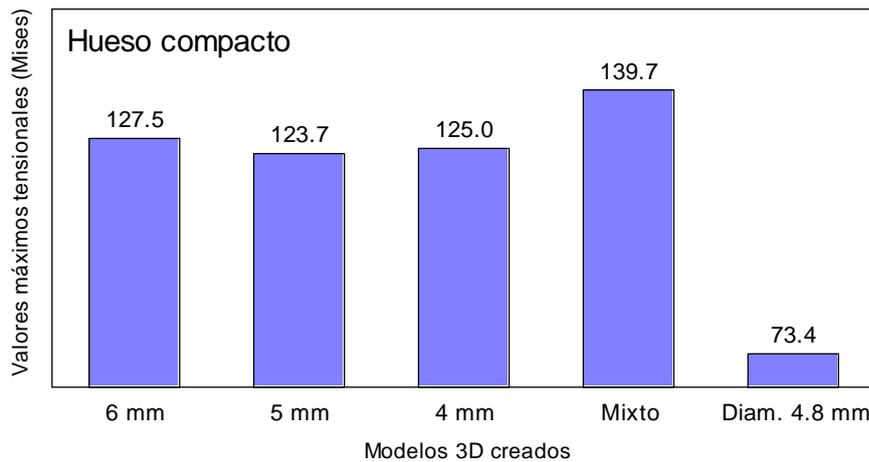


Figura N° 56: Valores máximos tensionales para el hueso compacto en los diferentes modelos creados (fuente: tabla 2)

Las tensiones en el hueso cortical en los modelos de 6 mm, 5 mm, 4 mm y regenerado Bio-oss® no mostraron diferencias significativas, pero en el modelo que aumentamos el diámetro del implante a 4.8 se produce una marcada disminución de las tensiones en el hueso.

La comparativa de las tensiones en el hueso esponjoso tipo III, IV Y el biomaterial Bio-Oss®, nos muestra que existe una diferencia en las tensiones producidas en el hueso Bio-Oss®, la misma es de valores muy escasos ya que por su módulo de elasticidad bajo estas absorben escasas tensiones. Además es preciso destacar que en su composición el hueso regenerado no presenta cortical ósea conteniéndolo.

El hueso regenerado Bio-Oss® está localizado en la porción apical del implante por consiguiente queda lejos de la zona de mayor concentración de los esfuerzos.

Tabla 3: resultados tensionales en Mises en hueso esponjoso III, IV y regenerado

Comparativa			
Modelo	Hueso esponjoso tipo III	Hueso esponjoso tipo IV	Bio-Oss®
6 mm	5.1		
5 mm	5.4	4.6	
4 mm	5.5	7.0	
Mixto	4.8		1.9
Ø 4,8 mm	5.1		

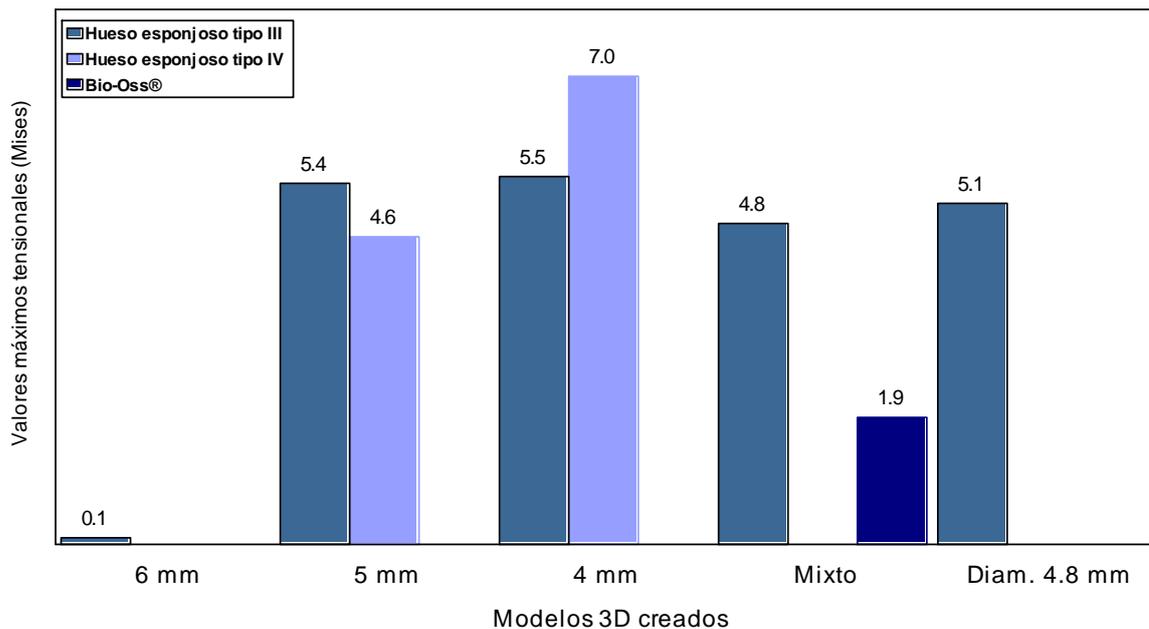


Figura N° 55: resultados tensionales en Mises en hueso esponjoso III, IV y regenerado (fuente: tabla 3)

Capítulo 6
DISCUSIÓN

La rehabilitación mediante implantes para la sustitución del primer molar superior (región posterior de maxilar superior) es un problema común en la práctica odontológica diaria, hasta hace tan solo 10 años, un plan de tratamiento que contemplase colocar implantes de menos de 10 mm en zonas de escasa disponibilidad ósea era impensable y sinónimo de fracaso garantizado ya que, en la conciencia colectiva del terapeuta (y en los estudios al respecto), se concebía la longitud mínima del mismo como un parámetro irrenunciable para garantizar la estabilidad primaria, la amplitud total de la interface implante-hueso y proporcionar resistencia a las fuerzas de torsión.

Definición de la longitud y el diámetro:

La definición de implantes "cortos" es polémica ya que algunos autores consideran como "corto" aquellos cuya longitud oscila entre los 7 y 10 mm (Das Neves FD, 2006) mientras otros autores consideran "corto", aquellos cuya longitud es ≤ 8 mm (Renouard F, 2006). El papel del diámetro del implante es menos conocido, ya que pocos estudios aíslan este parámetro para encontrar la relación directa con la osteointegración y el éxito terapéutico. La mayoría de los clínicos tienden a compensar la escasa longitud de un implante, utilizando un mayor diámetro en el mismo. No resulta fácil hablar de longitud del implante, sin tener en cuenta la influencia del diámetro.

Así, Petrie CS y Williams JL nos recuerdan que el diámetro, la longitud, y la existencia de una cresta alveolar estrecha, tienen que ser considerados conjuntamente, debido a la influencia recíproca de estos tres parámetros sobre el estrés del hueso crestral. Concluyen en su estudio, manifestando que si el objetivo es minimizar el estrés periimplante en el hueso de la cresta alveolar, la elección más favorable es un implante ancho, relativamente largo y cilíndrico (Petrie CS, 2005). Según los autores, los implantes estrechos, cortos y en una cresta delgada, se deben evitar, especialmente en hueso de baja densidad (D3-D4).

En el estudio de Porter y colaboradores, identifican la longitud del implante, como uno de los factores que influyen en el éxito o fracaso de los implantes dentales (Porter JA, 2005).

Según las investigaciones de Chung y Misch, la longitud del implante fue el factor más significativo en el mantenimiento de los mismos (estabilidad secundaria). (Chung DM, 2007; Misch C, 2008) Por ello, determinar si en los modelos biológicos

computarizados, creados en 3D para este estudio, existen diferencias significativas en la distribución de las tensiones a favor de los implantes cortos versus los estándar en los terrenos propuestos, al no existir dichas diferencias se avalaría su uso bajo las condiciones de este estudio en MEF de implantes cortos evitando así preparaciones quirúrgicas complejas previas a la colocación de un implante en el sector estudiado.

En la revisión bibliográfica de artículos publicados encontramos que la pérdida de implantes aumenta con el uso de implantes cortos. (Goodacre CJ, 1999; Sennerby L, 1998) En un artículo posterior Winkler S y colaboradores, realizan una revisión de 3000 casos con implantes cortos seguidos durante al menos tres años, determinaron que un tercio de ellos fracasa. (Winkler S, 2000) Aunque existen publicaciones más recientes que los avalan, debido a que los protocolos rehabilitadores protésicos han evolucionado en los últimos años por los avances en los procedimientos de la cirugía implantológica, al igual que el desarrollo de los materiales que conforman los implantes; recientemente Curto-Aguilera publicó en base a una revisión sistemática bibliográfica de datos en PubMed y Scielo sobre los últimos cinco años hasta 2012 de publicaciones referidas a implantes cortos y sus tasas de supervivencia clínica, estableció valores de éxito entre el 96,6% y el 99,3%. (Curto-Aguilera, 2012)

Actualmente se puede observar, en otras publicaciones, que se puede alcanzar la misma tasa de éxito clínico con implantes cortos comparados con los de mayor longitud (estándares). Es así que su uso es una alternativa terapéutica predecible a corto y mediano plazo. (Fugazzotto, 2008; Maló P, 2007) Lo expuesto avalaría el uso de implantes dentales cortos, acompañado por el artículo de Nedir y colaboradores, quienes a lo largo de 7 años en Suiza, destacan que los implantes cortos no fallaron más que los estándares, siendo su tasa de éxito de un 99,40%. (Nedir R, 2004)

En cuanto a los estudios de análisis por elementos finitos (MEF) y aunque conociendo las limitaciones de este tipo de estudios, pueden aportar información de utilidad (Georgiopoulos, 2007).

Encontramos que un estudio de análisis biomecánico, concluye que aumentando la longitud del implante, sólo puede aumentar la tasa de éxito hasta cierto punto.

El uso de implantes cortos no ha sido recomendado extensamente porque se cree que las fuerzas oclusales, deben disiparse en un área mayor que aumenta con la longitud del implante. Aunque estudios biomecánicos (MEF) han mostrado que las fuerzas oclusales son distribuidas principalmente a la cresta del hueso, en lugar de

hacerlo uniformemente a través de la totalidad del área entera de la interfase del implante-hueso. Estas fuerzas normalmente son bien toleradas por el hueso. Esto puede ser una razón de porqué la longitud del implante, no está relacionada linealmente con la estabilidad biomecánica (Lee JH, 2005).

En la misma categoría de evaluación, nos encontramos con el realizado en 2010 por Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M y Bourauel C. En este trabajo, se presenta un análisis biomecánico del implante dental corto. Se trata de un análisis científico profundo del impacto mecánico y biomecánico de la longitud y el diámetro reducidos de los implantes. Una de las limitaciones del estudio fue, que la situación anatómica no fue reproducida perfectamente. Pero en conclusión, los implantes cortos ofrecen varias ventajas quirúrgicas comparadas con implantes más largos. (Hasan I, 2010)

En nuestro estudio observamos, en todos los modelos biológicos 3D creados, que la mayor distribución de las fuerzas masticatorias en Mises se concentra en la porción cervical del implante, ello coincide con otros artículos como el de Koca y colaboradores realizaron un estudio con representación de los lugares donde se acumulaba el estrés en los implantes dependiendo de sus longitudes observando que las áreas de estrés se concentran en la zona correspondiente a la cortical ósea en el maxilar y en el cuello del implante (Koca OL, 2005). Asimismo, Lum manifiesta que la mayor parte de las cargas oclusales se trasmite en la porción cervical del implante, y pocas fuerzas van a llegar a la porción apical del mismo (Lum, 1991).

En lo referido a la mecánica estructural, la máxima tensión por flexión siempre se produce en el “empotramiento”, zona en la cual donde cambia la sección implante y hueso. Siendo el empotramiento aquella coacción que impide todo tipo de movimiento. Están impedidos los desplazamientos en las direcciones de los ejes x e y así como el giro en el plano x, y, quedando, por tanto, inmovilizada la sección. (Singer F, 1994) Dicha premisa se corrobora en la porción cervical de los implantes. (Figura N° 55)

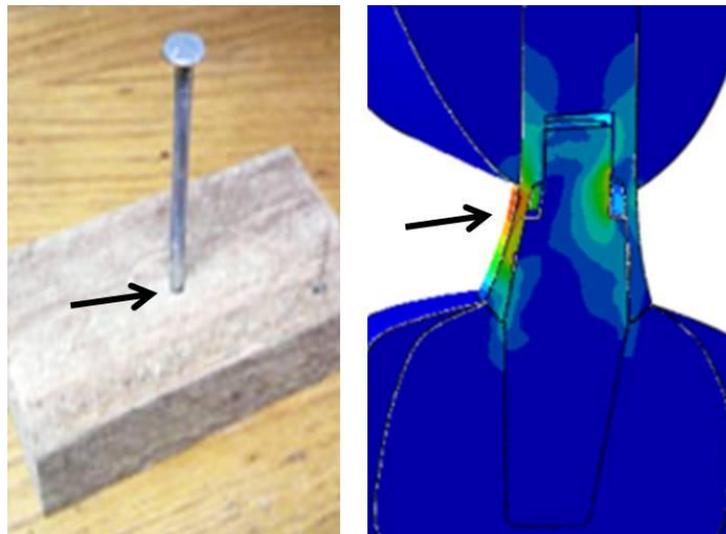


Figura N° 58: zona de empotramiento (flechas)

La zona anatómica propuesta para este estudio presenta, generalmente, una cantidad y una calidad ósea deficiente, reflejadas en las disponibilidades óseas verticales de 6 mm, 5 mm y 4 mm, en huesos tipo III y IV según la clasificación de Mich. (Misch C, 2008) (Leckholm, 2003)

Según los resultados obtenidos observamos que a mayor módulo de elasticidad de los elementos que componen los modelos mayor es la absorción de las fuerzas por parte de ellos, por lo que el hueso regenerado Bio-Oss®, no absorbe fuerzas y sí lo hace el implante dental. (Figura N° 55)

Las tensiones en el *hueso cortical* en los modelos de 6 mm, 5 mm, 4 mm y regenerado Bio-Oss® no presentan diferencias significativas según el análisis de comparación de valores de tensiones; pero en el modelo que aumentamos el diámetro del implante se produce una marcada disminución de las tensiones en el hueso, ello se traduciría en menor riesgo de absorciones óseas que conllevan al fracaso de los implantes. (Figura N° 56)

La comparación de tensiones en el *hueso esponjoso* tipo III, IV y Bio-Oss®, nos muestra que existe una diferencia en las tensiones producidas en el hueso regenerado de valores exigüos, ya que por su módulo de elasticidad bajo estas absorben escasas tensiones. (Figura N° 57)

Es preciso destacar que en su composición el *hueso regenerado* no presenta cortical ósea, además está localizado en la porción apical del implante, por consiguiente lejos de la zona de mayor concentración de las fuerzas.

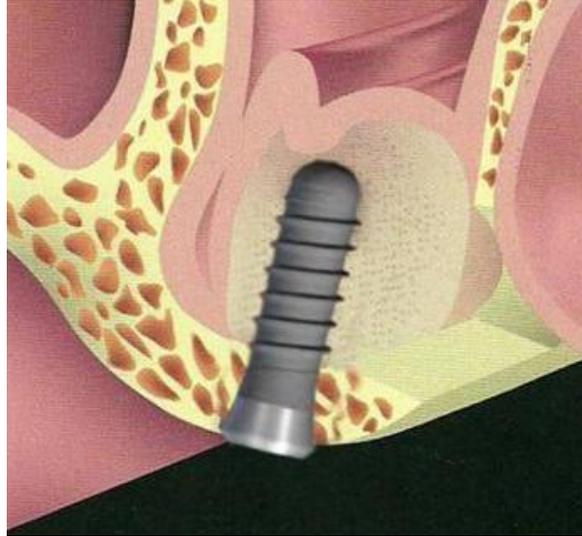


Figura N° 59: esquematización de un implante colocado en terreno previamente tratado con biomaterial. (Ranalli OA, 2008)

Cuando se habla de la longitud del implante como un parámetro a valorar en la mejora de la osteointegración y del éxito terapéutico, se debe considerar el valor y la importancia de otro parámetro como es el diámetro.

El quinto modelo creado con diámetro de 4.8 mm, muestra valores que favorecen la baja de la tensión en Von Mises en el hueso en relación a los otros modelos. Encontramos así plena y destacable coincidencia con los artículos de Anitua y colaboradores y de Petrie y colaboradores, que afirman que el máximo estrés óseo es prácticamente independiente de la longitud del implante y que es más importante el diámetro que la longitud del mismo (Anitua E., 2010; Petrie CS, 2005). En cuanto al diámetro de implantes, los resultados publicados han sido variados e inicialmente controversiales, algunos autores han señalado el éxito de los implantes anchos y otros han observaron resultados contrarios (Tada S, 2003; Olate S, 2010).

Al analizar el diámetro de los implantes, la literatura científica como dijimos es controversial. En algunas investigaciones, el implante de diámetro regular presenta 5% más de sobrevida al compararse con implantes de diámetro reducido (Spiekermann H, 1995) (Starr, 2001). Uno de los mayores indicadores de fracaso para implantes anchos (cerca al 18%) fue presentado por Ivanoff y colaboradores, probablemente debido a

que siendo un estudio retrospectivo, aún no presentaba la evolución de la técnica y los materiales, la indicación de instalación era principalmente como implante de rescate y la ascendente curva de aprendizaje se encontraba en sus etapas iniciales (Ivanoff CJ, 1999). En 2000, Polizi y colaboradores sugerían que mientras mayor fuese el diámetro del implante, mayor sería la superficie de contacto y por lo tanto mayores posibilidades de éxito del tratamiento (Polizzi G, 2000); si bien es real el aumento de la superficie de contacto, no debemos olvidar que en estos dispositivos existe menos contacto con tejido óseo esponjoso y mayor contacto con tejido óseo cortical, por definición menos vascularizado, lo cual podría alterar la oseointegración del dispositivo (Tada S, 2003) (Olate S, 2010). El uso de implantes de un diámetro superior puede ser más apropiado para disipar las fuerzas actuantes, y de este modo reducir las fuerzas sobre el hueso que rodea el implante. (Anitua E, 2010)

Existen técnicas para modificar el terreno, mejorar la escasa disponibilidad ósea vertical, la elevación del seno maxilar, la regeneración ósea guiada, la distracción ósea, etc., que aumentan la morbilidad postquirúrgica y consecuentemente el costo total, la duración del tratamiento, lo que muchas veces traduce en que el paciente rechace esta opción. (Kotsovilis S, 2009)

Cannizzaro y colaboradores, realizaron estudios clínicos evaluando la eficacia de los implantes largos (10-16 mm) colocados después del levantamiento de seno maxilar versus implantes cortos (8 mm) (Canizzaro G, 2009). Los resultados indicaron que, con ambas técnicas, se obtiene buenos resultados. (Katranji A, 2008)

Sumado a lo expresado en dicha publicación, en nuestro estudio observamos que en el modelo de 10 mm de disponibilidad ósea vertical no se observan valores de relevancia que justifiquen dichas técnicas previas y sus posibles consecuencias adversas.

En diversas publicaciones se comparan implantes de menor tamaño en la áreas posteriores de la mandíbula y del maxilar superior con implantes largos colocados en las regiones anteriores, ello contribuye a que los resultados publicados incrementen la confusión sobre la viabilidad de los implantes cortos. Pocos son los estudios que comparan un grupo de implantes cortos con otro grupo de cirugía avanzada e implantes largos en zonas óseas de similares características (Renouard F, 2006; Canizzaro G, 2009).

Otras consideraciones de importancia

Reabsorción ósea posterior versus longitud del implante:

Luego de la colocación de implantes dentales se produce una pérdida progresiva de hueso, marcada por distintos índices. Esta pérdida de hueso es fundamental para la supervivencia de los implantes referida en artículos hasta ahora desarrollados. Por lo tanto hay que analizar cómo afecta la longitud de los implantes a su supervivencia. En un estudio realizado por Chung y colaboradores, el propósito era prevenir la pérdida de hueso alrededor del implante con el paso del tiempo y así aumentar la supervivencia del implante, tuvo como objetivo evaluar los factores que pueden afectar a la pérdida de implantes en el sector posterior tanto del maxilar superior e inferior. Los resultados fueron que los implantes cortos, anchos, prótesis fijas y fumadores se asocian con un mayor índice de pérdida, siendo la longitud de los implantes el factor más importante en el mantenimiento de los implantes dentales. (Chung DM, 2007; Rivero-González MA, 2009)

Efectos de prótesis en sector posterior sobre los implantes cortos:

La reabsorción ósea que ocurre tras la pérdida dentaria limita la cantidad ósea para la correcta colocación de implantes. Cuando esta reabsorción ocurre en zonas de pobre calidad ósea y grandes cargas oclusales, una de las modalidades terapéuticas que podemos adoptar es la rehabilitación mediante implantes cortos.

Debido a la gran reabsorción, encontramos que existen ciertos factores que influyen en la supervivencia y fracaso de estos tipos de implantes. Encontramos como la reabsorción ósea se acompaña en ocasiones de una relación mandibular desfavorable y con una distancia mandíbulo-maxilar aumentada, lo que nos lleva a una serie de situaciones protésicas como serían , una longitud coronaria excesiva (Bertos J, 2007). Tawil y colaboradores proponen el uso de implantes cortos como una solución a largo plazo para lugares con disponibilidad ósea vertical reducida, comprobando que los implantes cortos son predecibles a largo plazo en situaciones donde el hueso es de reducida altura incluso cuando los parámetros protésicos no son favorables (Tawill G, 2003).

La proporción corono/implante no presenta un riesgo biomecánico incluso cuando se aumenta 2 o 3 veces, en situaciones donde existe una orientación de las fuerzas y distribución adecuada de las cargas (Rivero-González MA, 2009).

Efecto calidad ósea en la supervivencia de los implantes dentales cortos:

La mayoría de los artículos describen como mayor inconveniente en este tipo de tratamiento la calidad ósea. Así, Neves y colaboradores comentan que esta variable parece ser un factor crítico cuando se asocia a implantes de 7 mm o menores. Así pues se recomienda utilizar implantes con tratamientos en su superficie. También aconseja una buena estabilidad primaria en hueso de pobre calidad (Rivero-González MA, 2009).

Tawil y Younan; “*la calidad ósea es un factor crítico en el tratamiento del edentulismo parcial posterior si lo comparamos con la cantidad ósea*” y mientras tengamos una buena calidad ósea aunque la cantidad no sea la adecuada se pueden obtener buenos resultados a largo plazo con implantes de menos de 10 mm de longitud (Tawill G, 2003).

Existen algunos criterios, importantes para mencionar, que no se contemplaron por el tipo de investigación realizada y que avalarían el uso de implantes cortos.

Relacionados a su diseño (Stellingsma K, 2004):

- Macrotopografía: tamaño y características de las roscas.
- Microtopografía: tratamiento de las superficies de los implantes.

Factores biomecánicos:

- Relación corono-implante.

Algunos autores relataron que la relación corono-implante no tiene influencia con la pérdida de hueso, como es el caso de Blanes. (Blanes, 2009)

Protocolización del uso terapéutico de los implantes cortos:

Las publicaciones más recientes dedicadas a implantes cortos han acentuado el uso de un protocolo quirúrgico adaptado, para obtener la estabilidad primaria adecuada. A este respecto Anitua, Orive, Aguirre y Andría, se plantean como objetivo de su estudio evaluar las tasas a largo plazo de supervivencia de implantes cortos en áreas posteriores y analizar la influencia de factores diferentes en la supervivencia del implante. A través de un diseño retrospectivo de Cohorte, con una de 293 sujetos que recibieron 532 implantes cortos entre 2001 y 2004. Aunque se trata de un estudio de un nivel de evidencia bajo, por las limitaciones en el control de la muestra, sobre todo, las tasas generales de supervivencia de implantes cortos fueron 99,2% y 98,7%. Pero lo que

sí se desprende es que el tratamiento con implantes cortos puede ser considerado seguro y previsible si es utilizado bajo protocolos clínicos estrictos. (Anitua E O. G., 2008) Pero no es hasta 2010 (Anitua E T. R., 2010), que en su estudio retrospectivo de 9 años, nos presenta más claramente que respecto a los protocolos clínicos, son necesarios que sean estrictos para garantizar la seguridad clínica en la colocación de implantes cortos. En este artículo (estudio retrospectivo a largo plazo) que evalúa 1.287 implantes cortos, colocados en 661 sujetos, en 9 años, las tasas generales de supervivencia fueron 99,3% y 98,8%. Pero como el propio autor indica, no es el mejor tipo de estudio para determinar nuestra práctica clínica, debido entre otros a la pérdida posible de datos en el tiempo. Pero hacemos mención a este artículo, porque resulta ser uno de los que reúne el mayor número de implantes cortos consecutivamente colocados en la literatura. Adicionalmente, la seguridad y la funcionalidad a largo plazo de los implantes son documentadas bien, porque aproximadamente 50% del número total de implantes ha sido seguido de 48 a 102 meses. Los estudios recientes muestran que los implantes pueden ser predecibles y que tienen tasas de éxito similares a las de implantes convencionales siempre que sean utilizados bajo una cuidadosa planificación de tratamiento y protocolos estrictos. (Cabosmalón NL, 2010)

Morand e Irinakis, nos hace hincapié en la importancia de una adecuada planificación en el tratamiento, donde se incluya una comprensión exhaustiva de los materiales y los métodos disponibles al cirujano oral en estos tiempos. (Morand M, 2007)

Capítulo 7
CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos podemos concluir que:

- La máxima concentración de las fuerzas se observa a nivel cervical del implante, por lo que dicha localización es independiente de la longitud del implante.
- Es más importante y sería favorable el aumento del diámetro del implante que la longitud del mismo.
- El hueso regenerado desde el punto de vista biomecánico no soporta fuerzas por su escasa resistencia mecánica y lejanía del sitio de mayor concentración de fuerzas.
- La colocación de implantes cortos en hueso de baja calidad parecería posible, aunque recomendamos mayores investigaciones para llegar a conclusiones más categóricas.
- Los MEF son, actualmente, una solución estimativa en la implantología dental, su limitación se basa en que las simulaciones son en situaciones estáticas y no dinámicas, dado que no contemplan los patrones dinámicos de la carga en la masticación ni la fisiología ósea.
- Finalmente, el criterio de elección implantológico ante las diversas situaciones de terreno de implantación dependen del nivel de complejidad quirúrgica y de la experiencia clínica del operador (curva de aprendizaje).

Capítulo 8
BIBLIOGRAFÍA

-
- Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andía I. (2008). Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: A retrospective study. *J Periodontol*, 79:42-48.
 - Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. (2010). Influence of implant length, diameter and geometry on stress distribution using finite element analysis. *Int J Periodont Rest Dent*, 30:89-95.
 - Arlin, M. (2006). Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac*, 21(1):86-93.
 - Azañón-Hernández R, Martínez-Lara I, Ferrer-Gallego J, Marzo-Alzota R. (2013). Pertinencia del uso de implantes dentales cortos en pacientes con atrofia ósea severa. Revisión de la literatura. *Av Periodon Implantol*, 25(3):153-164.
 - Barquero-Cordero E, Contreras-Molina I, Rodrigues-Oliveira-Pereira-Neto A, Oliveire de Souza JG, Lagalhaes-Benfatti CA, Bianchini MA. (2012). Implante corto como alternativa para evitar los injertos óseos: reporte de caso clínico. *Act Odontol Venez*, 50(4).
 - Barrachina Mataix M, Cabello Domínguez G, Olmos Sanz G, González Fernández D. Tratamiento implantológico de la zona posterior del maxilar superior: Elevación del seno maxilar. *RCOE [revista en la Internet]*. 2002 Feb [citado 2014 Ago 22] ; 7(1): 91-100.
 - Beer FP, J. (. (2007). *Mecánica Vectorial para Ingenieros Parte 1: Estática*. 8va edición. McGraw-Hill, Interamericana SA: Mexico.
 - Bertos J, Llunch JM. (2007). Rehabilitación de sectores posterior mandibulares atróficos. Revisión de la literatura. *Rev Oper Dent Endod*, 5:70-98.

-
- Bessone L, Fernández Bodereau E (h), Naldini P. (2009). Tratamientos de superficie de implantes. Revisión bibliográfica. *Rev Asoc Odontol Argent*, 97(5):423-429.
 - Blanes, R. (2009). To what extent does the Crown-implant ratio affect survival and complications of implant supported reconstructions?: a systematic review. *Clin Oral Impl Res*, 20(suppl.4):67-72.
 - Byung-Gon K, Byung-Gon K, Su-Gwan K. (2006). Finite Element Analysis of Different Bone Substitutes in the Bone Defects Around Dental Implants. *Implant Dentistry*, 15(3):254-264.
 - Cabosmalón NL, Buera B, Martínez JA, Celemín A. Evaluación clínica y biomecánica del uso de implantes cortos. Revisión bibliográfica *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica. Edición Hispanoamericana*, 2010; 14(4): 289-295.
 - Calao FM, Vázquez ML, Becerra-Santos F, Ossa SJ, Enríquez GC, Fresneda BE (1999). El método de elementos finitos y su aplicación en la investigación odontológica. *Rev Fac Odontol Univ Antioq*, 11(1):44-9.
 - Canizzaro G, Felice P, Leone M, Viola P, Esposito M. (2009). Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and bio-oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants: a randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol*, 2(1):25-38.
 - Cannizzaro G, Felice P, Minciarelli AF, Leone M, Viola P, Esposito M (2013). Early implant loading in the atrophic posterior maxilla: 1-stage lateral versus crestal sinus lift and 8 mm. hydroxyapatite-coated implants. A 5-year randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 6(1):13-25.
 - Chung DM, Oh TJ, Lee J, Misch CE, Wang HL. (2007). Factors affecting late implants bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(1):117-126.

-
- Cochran DL, Nummikoski PV, Schoolfield JD, Jones AA, Oates TW (2009). A prospective multicenter 5-year radiographic evaluation of crestal bone levels over time in 596 dental. *J Periodontol*, 80:725-733.
 - Curto-Aguilera, A. (2012). Evaluación de las Tasas de Supervivencia Clínica de los Implantes Cortos: Revisión de la Literatura. *Int J Odontostomat*, 6(2):201-203.
 - Degidi M, Piatelli A, Lezzi G, Carinci F. (2007). Immediately loaded short implants: Analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int*, 38:1993-2001.
 - Feldman S, Boilet N, Weng D, Kohles S, Stach RM. (2004). Five-Year Survival Distributions of Short-Length (10 mm or less) Mchined-Surfaced and Osseotite Implants. *Clin Implant Dent Related Res*, 6(1):16-23.
 - Fugazzotto P, Beagle J, Ganeles J, Jaffin R, Viassis J, Kumar A. (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function: retrospective study. *J Periodontol*, 75:327-332.
 - Fugazzotto, P. (2008). Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23:487-496.
 - Geneser, F. (1996). *Histología, Segunda Edición*. Barcelona, España: Editorial Médica Panamericana.
 - Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. (2007). The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol*; 33(5):243-56.
 - Goodacre CJ, Kan JV, Rungcharassaeng K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 81(5):537-52.

-
- Griffin TJ, Cheung WS (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent*, 92(2):139-44.
 - Gunzburger, M. (1989). *Finite Element Methods for Viscous Incompressible Flows. A Guide to Theory, Practice, and Algorithms*. London, England: Academic Press, Inc.
 - Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)*, 55(6):341-50.
 - Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 91(1):20-5.
 - Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 14(2):173-80.
 - Katranji A, Fotek P, Wang HL. (2008). Sinus augmentation complications: etiology and treatment. *Implant Dent*, 17(3):339-49.
 - Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosth Dent*, 93:38-44.
 - Kotsovilis S, Fourmouis I, Karoussis K, Bamia C. (2009). A Systematic Review and Meta-Analysis on the Effect of Implant Length on the Survival of Rough-Surface Dental Implants. *J Periodontol*, 80:1700-1718.

-
- Lai HC, Xiong HG, Xue M, Yang CY, Zhang BW. (1997). Three dimensional FEM analysis of stress distribution around dental implants to estimate the influence of the length. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 6(1):20-2.
 - Leckholm, U. (2003). The surgical site. En K. T. Lindhe J, *Clinical Periodontology and Implant Dentistry* (págs. 852-865). Munksgaard: Blackwell.
 - Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RB. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent*; 94:377-81.
 - Lum, L. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral implantol*, 17:126-31.
 - Maló P, de Araujo-Nabre M, Ranquert B. (2007). Short implants placed on-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*, 9(1):15-21.
 - Misch C, Perel ML, Wang HL, et al. (2008). Implant success, survival, an failure: The International Congress of oral Implantologists (ICOI). Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 17:5-15.
 - Misch, C. (2000). *L'Odontoiatria Implantare Contemporanea*. 1° Edizione Italiana sulla 2° Americana. Roma, Italia: Antonio Delfino Editores.
 - Morand M, Irinakis T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 33(5):257-266.
 - Nappe-Abaroa CE, Montoya Bacigalupo C. (2008). Estudio Comparativo del Efecto del Macrodiseño en la Estabilidad Primaria del Implante Oseointegrado. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral*, 1(1):17-22.
 - Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. (2004). A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants

with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res*, 15(2):150-7.

- Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RW. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*, 68(2):414-9.
- Petrie CS, Williams JL. (2005) Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*; 16(4):486-94.
- Polizzi G, Rangert B, Lekholm U, Gualini F, Lindstrom H. (2000). Brånemark System Wide Platform implants for single molar replacement: clinical evaluation of prospective and retrospective materials. *Clin Implant Dent Relat Res*; 2(2):61-9.
- Ranalli OA, Ranalli S. (2008). *Atlas Práctico de Implantología*, 1 Edición. Buenos Aires, Argentina: Edición de autor.
- Ranalli, O. (2002). *La Implantología del Nuevo Milenio*, 1 Edición. Buenos Aires, Argentina: Edición de autor.
- Renouard F, Nisand D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp Res*, 17:327-332.
- Rivero-González MA, Romeo-Rubio M, del Amo-Suárez, M. (2009). Implantes cortos en sectores posteriores. Revisión bibliográfica. *Gaceta dental*, 207:210-227.
- Rokni RJ, Todescan R, Watson P, Pharoah M, et al. (2005). An assesment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20:69-76.

-
- Romeo E, B. A. (2010). The use of short dental implants in clinical practice: literatura review. *Minerva Stomatologica*, 59:23-31.
 - Schwarz, M. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 11(suppl1):156-158.
 - Sennerby L, Roos J, Kan JV, Rungcharassaeng K. (1998). El uso de implantes cortos aumenta el fracaso. *Int J Prosthodont*, 11(5):408-20.
 - Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 93(3):227-34.
 - Singer F, Pytel A. (1994). *Resistencia de Materiales*, 4th ed. México: HARLA.
 - Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. (1995). A 10-year followup study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 10(2):231-43.
 - Starr, NL. (2001). The distal extension case: An alternative restorative design for implant prosthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 21(1):61-7.
 - Stellingsma K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B. (2004). The extremely resorbed mandible: a comparative prospective study of 2-year results with 3 treatment strategies. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19:563-77.
 - Summers, R. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Educ Dent*; 15:152-156.
 - Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H.(2003). Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around

implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 18(3):357-68.

- Tatum, H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstruction. *Dent Clin North Am*; 30:207.
- Tawill G, Younan R. (2003). Clinical evaluation of short, machined surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 18:984-901.
- Testut L, Jacob O. (1982). *Tratado de Anatomía Topográfica*. Barcelona: Salvat S.A.
- Testut L, Latarjet A. (1991). *Tratado de Anatomía Humana*. Barcelona, España: Salvat S.A.
- Tetè S, Zizzari V, De Carlo A, Sinjari B, Gherlone E. (2012). *Annali di Stomatologia*. *Annali di Stomatologia*, III(2):44-50.
- Thompson JF, Warsi ZUA, Mastin CW. (1985). *Numerical Grid Generation: Foundations and Application's*. North-Holland: Ed. Joe F. Thompson.
- Tirupathi R. Chandrupatla, Ashok D. Belegundu. (1999). *Introducción al estudio del elemento finito en ingeniería*. 2da Edición. Pearson Education: Naucalpan de Juárez- México: Prentice Hall.
- Vanegas JC, Landinez NS, Grazón-Alvarado DA. (2009). Generalidades de la interfase hueso-implante dental. *Rev Cubana Invest Biomed*; 28(3):130-146.
- Watzek G, Ulm C, Haas R. (1999). Chapter 4. Anatomic and physiologic fundamentals in sinus floor augmentation (Vol. 33). Chicago: Quintessence.
- Winkler S, Morris HF, Ochi S. (2000). Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodont*; 5(1):22-31.