

**OPTIMIZACIÓN GEOMÉTRICA DEL PILAR DE IMPLANTE  
DENTAL ENDOÓSEO DE TORNILLO MEDIANTE EL ANÁLISIS  
POR ELEMENTOS FINITOS PARA LOS DIENTES MOLARES DE  
LA MANDÍBULA EN UN ADULTO.**

**JAVIER DAVID GÓMEZ RINCÓN**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA  
2017**

**OPTIMIZACIÓN GEOMÉTRICA DEL PILAR DE IMPLANTE  
DENTAL ENDOÓSEO DE TORNILLO MEDIANTE EL ANÁLISIS  
POR ELEMENTOS FINITOS PARA LOS DIENTES MOLARES DE  
LA MANDÍBULA EN UN ADULTO.**

**JAVIER DAVID GÓMEZ RINCÓN**

**Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico**

**DIRECTOR**

**ALBERTO DAVID PERTUZ COMAS**

**Ingeniero Mecánico**

**CODIRECTOR**

**DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ**

**Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA  
2017**

**DEDICADO A:**

**Dios por acompañarme en cada momento, por darme la fuerza y el valor para seguir adelante, por su infinito amor y por sus inmensas bendiciones.**

**Mis padres Javier Gómez Soto y Yolanda Rincón Ordóñez, por ser el motor de mi crecimiento personal, por su comprensión y esfuerzo para guiarme, por sus buenos consejos y por su apoyo incondicional.**

**Mis familiares por la fraternidad, confianza y por las enseñanzas que me han dado.**

**Los seres queridos que han dejado este mundo terrenal y que ahora descansan en la paz del señor, en su memoria con profundo amor.**

## **AGRADECIMIENTOS**

Este proyecto se pudo realizar gracias a la contribución significativa de las personas y entidades que facilitaron los recursos necesarios, de manera sincera se les agradece y se les expresa un reconocimiento en esta mención:

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA, por ofrecer el equipo de cómputo y el acompañamiento académico indispensable para desarrollar el proyecto a plenitud.

ALBERTO DAVID PERTUZ COMAS, por brindar la oportunidad de desarrollar este proyecto bajo los parámetros de su iniciativa de investigación en el área de la Biomecánica, por dirigir y orientar el avance del proyecto dentro del marco de ingeniería, por el apoyo académico y por el compromiso como director en el desarrollo del proyecto.

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ, por el acompañamiento académico en la etapa de planificación del proyecto, por la conducción de la temática dentro del contexto Biomecánico y de Ingeniería, por la consejería realizada en el desarrollo del proyecto, por ayudar a mejorar la estructura del mismo, y por el compromiso como codirector.

DR. ERICH DAVID MARCANO ATARS, por la asesoría en el contexto odontológico, por las recomendaciones dadas de acuerdo a su experiencia en el campo de Implantología Oral, por la guía e instrucción del tipo de implante a estudiar.

JEFFERSON MARTIN GAMBOA DAVILA, por ser un gran compañero de proyecto en la etapa primaria donde se planifico la estructura a seguir para desarrollar el proyecto, por su coautoría y voluntad de apoyo.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN .....	17
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.....	19
1.1 TÍTULO DEL PROYECTO.....	19
1.2 OBJETIVO GENERAL.....	19
1.3 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	19
2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA. ....	20
2.1 GENERALIDADES DE LOS DIENTES. ....	20
2.2 HUESO PROPIEDADES Y CARACTERISTICAS.....	25
2.2.1 La Densidad Ósea. ....	27
2.2.2 Pérdida ósea fisiológica (Dental).....	30
2.2.3 Osteointegración.....	30
2.2.4 Teoría del mecanostato de Frost. ....	31
2.3 BIOMECANICA.....	34
2.3.1 Biomecánica en la oclusión dentaria. ....	34
2.3.2 Biomecánica en Implantología.....	37
2.4 BIOMATERIALES. ....	40
2.4.1 Titanio Comercialmente Puro (Grados 1 al 4). ....	40
2.4.2 Aleaciones de Titanio. ....	43
2.5 IMPLANTES TIPOS Y CARACTERISTICAS.....	45

2.5.1 Pilares. ....	47
2.6 CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS. ....	50
2.7 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA DE FORMA. ....	52
2.7.1 Implante dental endoóseo atornillado. ....	53
3. MODELADO Y SIMULACIÓN. ....	56
3.1 DETERMINACIÓN DE CARACTERÍSTICAS. ....	57
3.1.1 Selección de modelo óseo y definición de características. ... .....	57
3.1.2 Selección de Implante Dental y definición de características. ....	61
3.1.3 Selección de carga Biomecánica. ....	66
3.2 DISCRETIZACIÓN Y PREPROCESAMIENTO. ....	68
3.3 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA. ....	72
4. RESULTADOS. ....	75
4.1 DEFORMACIÓN TOTAL. ....	75
4.2 MÁXIMA DEFORMACIÓN ELÁSTICA. ....	77
4.3 ESFUERZO EQUIVALENTE. ....	79
4.4 ESFUERZOS NORMALES. ....	82
4.5 OPTIMIZACIÓN. ....	87
5. ANÁLISIS DE RESULTADOS. ....	91
5.2 ANÁLISIS DE LA MÁXIMA DEFORMACIÓN ELÁSTICA. ....	92
5.3 ANÁLISIS DEL ESFUERZO EQUIVALENTE. ....	93

5.4 ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS NORMALES. ....	94
5.5 ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN. ....	95
6. CONCLUSIONES. ....	97
7. RECOMENDACIONES.....	98
BIBLIOGRAFÍA. ....	99
ANEXOS.....	104

## LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Medidas para el primer molar de la mandíbula. ....	24
Tabla 2. Composición del Titanio CP Grados 1, 2, 3 y 4. ....	41
Tabla 3. Propiedades Mecánicas del Titanio CP Grado 1, 2, 3 y 4. ....	42
Tabla 4. Composición Química de las Aleaciones de Titanio. ..	44
Tabla 5. Propiedades Mecánicas de las aleaciones de Titanio Ti-3Al-2,5V y Ti-6Al-4V.....	44
Tabla 6. Características de los Pilares Hexagonales.....	48
Tabla 7. Comparación de conexión de la corona mediante cementado o atornillado.....	48
Tabla 8. Propiedades del hueso cortical y el hueso esponjoso.	60
Tabla 9. Diámetro recomendado para implante.....	61
Tabla 10. Datos de la discretización en el mallado. ....	69
Tabla 11. Deformación total en componentes para diferentes cargas.....	75
Tabla 12. Máxima deformación elástica para diferentes cargas.....	78
Tabla 13. Esfuerzo equivalente en cada componente para diferentes cargas.....	80
Tabla 14. Esfuerzos normales en cada componente para diferentes cargas.....	82
Tabla 15. Valores de comparación entre pilar original y pilar optimizado. ....	90
Tabla 16. Porcentaje de optimizado.....	95

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Fuerzas que actúan en el implante dental. ....	17
Figura 2. Pérdida ósea en los implantes dentales. ....	18
Figura 3. Numeración dentaria según FDI para la dentición permanente. ....	22
Figura 4. Partes del diente molar. ....	23
Figura 5. División por tercios para el primer molar de la mandíbula. ....	24
Figura 6. Hueso alveolar en corte frontal de la mandíbula. ....	27
Figura 7. Calidades óseas según Lekholm y Zarb. ....	28
Figura 8. Densidades óseas según Misch. ....	29
Figura 9. Diente natural vs implante dental. ....	31
Figura 10. Teoría del mecanostato de Frost. ....	33
Figura 11. Hueso alveolar en corte frontal de la mandíbula. ....	35
Figura 12. Distribución de fuerzas en espacio tridimensional ..	38
Figura 13. Composición de Fe, N y O para los grados de Titanio CP. ....	42
Figura 14. Resistencia vs Grados del Titanio CP. ....	43
Figura 15. Resistencia vs Aleaciones de Titanio. ....	45
Figura 16. Características de diseño en la unión del pilar y el implante. ....	51
Figura 17. Partes de un implante dental. ....	54
Figura 18. Torque de inserción vs superficie del implante. ....	55

Figura 19. Coeficiente de estabilidad del implante vs superficie del implante. ....	55
Figura 20. Procesamiento de imágenes a partir de datos de Tomografía Computarizada (TC) para simulación por Elementos Finitos. ....	57
Figura 21. Procesamiento de imágenes a partir de datos de Resonancia Magnética (IRM) para simulación por Elementos Finitos. ....	58
Figura 22. Modelo simplificado de la mandíbula humana para simulación por Elementos Finitos. ....	59
Figura 23. Modelo CAD del Implante SPI. ....	63
Figura 24. Modelo CAD del Pilar HBC 2.5. ....	64
Figura 25. Modelo CAD del Screw Abutments LS 2.5. ....	64
Figura 26. Modelo CAD del Sheath Plastic PST-AR. ....	65
Figura 27. Conjunto modelo CAD de implante y hueso. ....	65
Figura 28. Área de contacto entre el Soporte Coronario y el Pilar. ....	67
Figura 29. Proceso de creación de la estructura. ....	67
Figura 30. Fabricación de la corona de porcelana fundida con metal PFM. ....	68
Figura 31. Mallado de modelo hueso mandibular – implante. ....	69
Figura 32. Esfuerzo normal vs el número de Elementos. ....	70
Figura 33. Esfuerzo normal vs el número de Nodos. ....	71
Figura 34. Número de Nodos vs Número de Elementos. ....	71
Figura 35. Diagrama de flujo de secuencia básica de algoritmo de Optimización Topológica. ....	72
Figura 36. Modelo geométrico cilíndrico para Optimización. ....	73

Figura 37. Modelo geométrico rectangular para Optimización..	74
Figura 38. Deformación total vs fuerza para hueso cortical y esponjoso. ....	76
Figura 39. Deformación total en hueso cortical a 150N.....	76
Figura 40. Deformación total en hueso esponjoso a 150N. ....	77
Figura 41. Máxima deformación vs fuerza para hueso cortical y esponjoso. ....	78
Figura 42. Máxima deformación principal en hueso cortical a 150N. ....	79
Figura 43. Máxima deformación principal en hueso esponjoso a 150N. ....	79
Figura 44. Esfuerzo equivalente vs fuerza para hueso cortical y esponjoso. ....	81
Figura 45. Esfuerzo equivalente en hueso cortical a 150N. ....	81
Figura 46. Esfuerzo equivalente en hueso esponjoso a 150N. .	82
Figura 47. Esfuerzos normales vs fuerza para el hueso cortical. ....	83
Figura 48. Esfuerzos normales vs fuerza para el hueso esponjoso. ....	84
Figura 49. Esfuerzo normal en X para hueso cortical a 150N...	84
Figura 50. Esfuerzo normal en X para hueso esponjoso a 150N. ....	85
Figura 51. Esfuerzo normal en Y para hueso cortical a 150N...	85
Figura 52. Esfuerzo normal en Y para hueso esponjoso a 150N. ....	86
Figura 53. Esfuerzo normal en Z para hueso cortical a 150N...	86

Figura 54. Esfuerzo normal en Z para hueso esponjoso a 150N. .....	87
Figura 55. Resultados de Optimización para modelo geométrico cilíndrico. ....	88
Figura 56. Resultados de Optimización para modelo rectangular. .....	88
Figura 57. Modelo original y el modelo optimizado del pilar. ...	89
Figura 58. Modelo de conjunto con pilar optimizado para análisis. ....	89

## RESUMEN

**TÍTULO: OPTIMIZACIÓN GEOMÉTRICA DEL PILAR DE IMPLANTE DENTAL ENDOÓSEO DE TORNILLO MEDIANTE EL ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS PARA LOS DIENTES MOLARES DE LA MANDÍBULA EN UN ADULTO\*.**

**AUTOR: JAVIER DAVID GÓMEZ RINCÓN\*\*.**

**PALABRAS CLAVES:** Implante Dental, Pilar, Optimización Topológica, Elementos Finitos, Interacción Hueso Implante.

### **DESCRIPCIÓN:**

Los implantes dentales son una opción terapéutica factible para la sustitución de tipos dentarios perdidos, sin embargo el comportamiento de la interacción hueso – implante define el éxito de la restauración. Este proyecto desarrolla un análisis de la interacción de acuerdo a un modelo óseo mandibular del hueso cortical y trabecular que incluye un modelo de implante Alpha-Bio Tec. tipo SPI y su respectivo pilar de conexión atornillada, el análisis se hace en el Software ANSYS bajo la condición de carga estática con valor de 150N, 300N, 450N y 600N.

A partir de los resultados obtenidos en el análisis de la interacción, se observa la presencia de esfuerzos normales de compresión que actúan en las direcciones de los ejes ortogonales X, Y, Z que son superiores a otros esfuerzos, esta condición perjudica el hueso adyacente al implante, el valor máximo del esfuerzo compresivo en el hueso cortical actúa en el eje X, en cambio el valor máximo del esfuerzo compresivo en el hueso trabecular actúa en el eje Y.

Se le realiza una optimización topológica al pilar para mejorar la interacción hueso – implante y reducir los esfuerzos compresivos, obteniendo como resultado un modelo de pilar con una optimización global de reducción de 9,27% en los esfuerzos compresivos iniciales, este modelo optimizado contribuye a la mejora de 2,58% de la microdeformación del hueso cortical.

---

\* Trabajo de grado.

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Alberto David Pertuz Comas, Ingeniero Mecánico. Codirector Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero Mecánico.

## SUMMARY

**TÍTULO: OPTIMIZACIÓN GEOMÉTRICA DEL PILAR DE IMPLANTE DENTAL ENDOÓSEO DE TORNILLO MEDIANTE EL ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS PARA LOS DIENTES MOLARES DE LA MANDÍBULA EN UN ADULTO\*.**

**AUTHOR: JAVIER DAVID GÓMEZ RINCÓN\*\*.**

**KEYS WORDS:** Dental Implant, Pillar, Topology Optimization, Finite Elements, Implant Bone Interaction.

### **DESCRIPTION:**

Dental implants are a feasible therapeutic option for replacement of missing tooth types, however, the behavior of the bone - implant interaction - defines the success of the restoration. This project develops an analysis of the interaction according to a mandibular bone model of cortical and trabecular bone that includes an implant model Alpha-Bio Tec. type SPI and its respective connective pillar screw, the analysis uses the ANSYS software under the static charge condition with a value of 150N, 300N, 450N and 600N.

From the results obtained in the analysis of the interaction, we observe the presence of normal compression stress acting in the directions of the orthogonal axes X, Y, Z that, when compared to other stresses, are superior to other stresses. This condition damages the bone adjacent to the implant. The maximum value of the compressive stress in the cortical bone acts on the X axis, whereas the maximum value of the compressive stress in the trabecular bone acts on the Y axis.

A topological optimization is performed on the abutment in order to improve the interacting bone – implant and reduce compressive stress, resulting in a pillar model with a global optimization reduction of 9.27% in initial compressive stresses, this optimized model contributes to the improvement of 2.58% of the microdeformation of the cortical bone.

---

\*Bachelor Thesis.

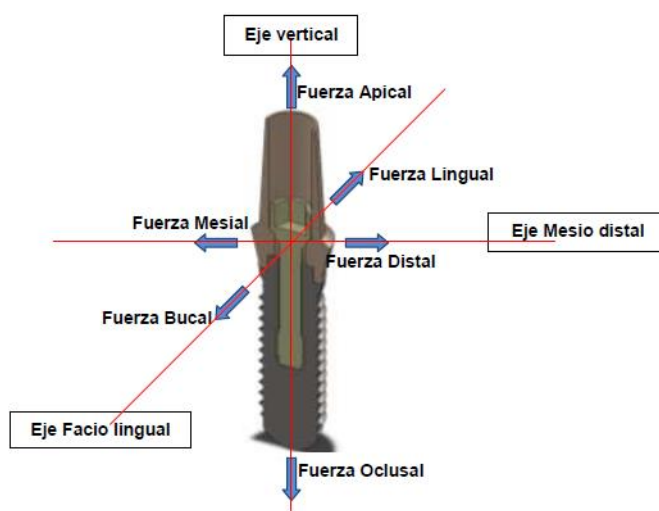
\*\* Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Alberto David Pertuz Comas, Mechanical Engineer. Codirector Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical Engineer.

## INTRODUCCIÓN.

Los implantes dentales endoóseos constituyen una opción terapéutica para la restitución de los dientes perdidos por diversas causas, actualmente existe variedad de tipos de implante, en los cuales sobresalen por su material, estructura, mantenibilidad, costo y durabilidad.

De acuerdo a lo expuesto por Laguado<sup>1</sup> el implante dental se ve perjudicado por las cargas mecánicas que intervienen en el sistema musculo-esquelético de la mandíbula. Las fuerzas a las que está sometido el implante dependen del eje y la dirección (ver figura 1). Estas fuerzas son transmitidas al pilar por medio de la corona, y el pilar a su vez lo transmite al implante.

**Figura 1.** Fuerzas que actúan en el implante dental.



*Fuente: LAGUADO VILLAMIZAR, Luis Alberto. Tesis de maestría ingeniería metalúrgica. UIS.*

---

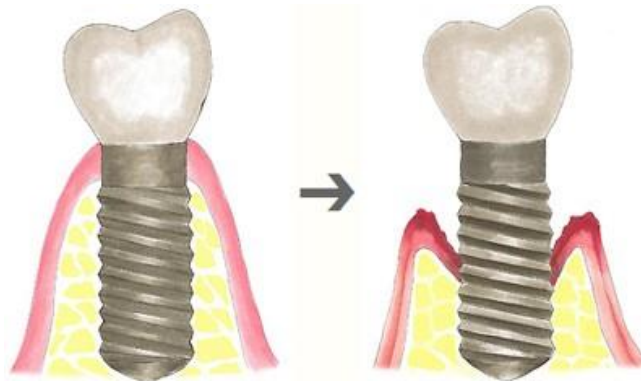
<sup>1</sup> LAGUADO VILLAMIZAR, Luis. Caracterización y simulación por el método de Elementos Finitos del comportamiento estructural de pilares para implantes dentales usando la aleación WIRON LIGHT® fundida por inducción eléctrica: Biomecánica Dental. Bucaramanga, 2011. Trabajo de investigación. Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Fisicoquímicas, Escuela de Ingeniería Metalúrgica.

Las fuerzas aplicadas generan esfuerzos en el hueso alveolar en contacto con el implante, también generan un movimiento relativo entre el implante y el hueso. Debido a estas acciones sobre el hueso, este se va deformando y degenerando progresivamente, lo que deriva en la pérdida ósea alrededor del implante, perdiendo firmeza y deteriorándose, afectando el proceso de mantenibilidad del mismo, (*ver figura 2*).

Mediante el análisis por Elementos Finitos se realizará la optimización topológica del pilar del implante dental, buscando reducir los esfuerzos de compresión generados, de esta manera mejorar la vida útil y el funcionamiento del implante dentro del uso adecuado y el correcto manejo a que compete la salud oral.

La optimización geométrica del pilar de implante dental endoóseo de tornillo, mediante Elementos Finitos para la superficie en la que interactúa con la cresta ósea de la mandíbula, aporta al desarrollo de la salud oral a partir del mejoramiento Biomecánico y el uso de la Ingeniería Mecánica, ayudando a la calidad de vida de las personas.

**Figura 2.** Pérdida ósea en los implantes dentales.



*Fuente: CLÍNICA BIRBE, publicación digital disponible en sitio web [www.birbe.org](http://www.birbe.org).*

## **1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.**

### **1.1 TÍTULO DEL PROYECTO.**

Optimización geométrica del pilar de implante dental endoóseo de tornillo mediante el análisis por elementos finitos para los dientes molares de la mandíbula en un adulto.

### **1.2 OBJETIVO GENERAL.**

Optimizar geoméricamente el diseño del pilar del implante dental endoóseo atornillado usando el Software de Elementos Finitos ANSYS de tal manera que se mejore la funcionalidad del implante y evite la pérdida del hueso adyacente al implante, contribuyendo con la misión de la Universidad industrial de Santander por medio del liderazgo de procesos de cambio para el progreso y la mejora en la calidad de vida de la comunidad.

### **1.3 OBJETIVOS ESPECIFICOS.**

**1.3.1** Estudiar el comportamiento biomecánico de la zona mandibular donde interviene el implante dental endoóseo atornillado, con el fin de determinar las características mecánicas a las que está sometido, especialmente cargas transmitidas del implante al cuerpo de la mandíbula.

**1.3.2** Realizar el modelo de simulación por medio del Software ANSYS, que represente un comportamiento aproximado al real, del pilar de implante dental endoóseo atornillado.

**1.3.3** Optimizar geoméricamente el pilar de implante dental endoóseo atornillado, mediante el uso de algoritmo de optimización topológica de forma, logrando la minimización de esfuerzos compresivos.

## **2. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.**

A continuación, se presentan los referentes teóricos que soportan las bases del entendimiento conceptual para el desarrollo del proyecto.

### **2.1 GENERALIDADES DE LOS DIENTES.**

La evolución humana ha mostrado la importancia de los dientes para las diferentes etapas de la vida del ser, el proceso biológico contempla dos tipos de dentición, la temporal y la permanente, en el primer tipo de dentición los dientes son más pequeños en términos de tamaño y dimensionamiento de la corona, además posee buenas calidades estéticas y aparecen a temprana edad; la dentición permanente ocurre seguida de la temporal y reemplaza los dientes que permanecieron en la etapa primaria, son más grandes y de mayor resistencia.

La morfología dentaria presenta similitudes o aproximaciones de acuerdo a la edad, sexo y grupo étnico, y se disponen en posiciones equivalentes en la zona mandibular y maxilar, sin embargo, cada estructura dentaria en sí es única debido a parámetros de higiene, hábitos de masticación, salubridad, etc. Por lo tanto, existen diversos métodos para definir un tipo dentario según las variables del mismo, por ejemplo, la función o la zona de ubicación.

El método recomendado por la American Dental Association (ADA)<sup>1</sup> en la década de los cincuenta, es el sistema de anotación universal, el cual una nomenclatura especial para cada tipo de dentición, para la dentición temporal se usan letras en mayúscula y para la dentición permanente se usan números que van desde el 1 hasta el 32. Sin embargo, el método es poco común ya que la Fédération Dentaire Internationale (FDI)<sup>2</sup> propuso un sistema de dos dígitos para la dentición temporal y la permanente que ha

---

<sup>1</sup> Disponible en la web, ([www.ada.org](http://www.ada.org)).

<sup>2</sup> Disponible en la web, ([www.fdiworldddental.org](http://www.fdiworldddental.org)).

sido adoptado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y muchas otras organizaciones.

El sistema de la FDI para la dentición permanente divide la zona superior en 2 cuadrantes y la zona inferior en 2 cuadrantes, de manera que el primero de los dos dígitos de la notación representa en su caso al cuadrante en el que se sitúa el diente, siendo los dígitos 1 y 2 para la zona superior en la parte derecha e izquierda respectivamente, 4 y 3 para la zona inferior en la parte derecha e izquierda respectivamente.

El segundo dígito de la notación corresponde a la disposición de 8 divisiones que desde la parte central de los cuadrantes presentan simetría, el 1 para el incisivo central, el 2 para el incisivo lateral, el 3 para el canino, el 4 para el primer premolar, el 5 para el segundo premolar, el 6 para el primer molar, el 7 para el segundo molar y el 8 para el tercer molar, (*ver figura 3*).

Para el caso en estudio se tratará la simulación para el primer molar con características de dentición permanente en la zona inferior (mandíbula), es decir, el de nomenclatura 36 o 46, se asumirá que presenta estricta simetría y comportamiento idéntico el primer molar de la zona izquierda al equivalente de la zona derecha, con la salvedad de que esto ocurre en casos de perfección masticatoria y salubridad.

**Figura 3.** Numeración dentaria según FDI para la dentición permanente.

	Federación Dental Internacional				Nomenclatura para la Dentición Permanente
	Superior		Inferior		
	Dcha.	Izda.	Dcha.	Izda.	
	11	21	41	31	Incisivo central
	12	22	42	32	Incisivo lateral
	13	23	43	33	Canino
	14	24	44	34	Primer premolar
	15	25	45	35	Segundo premolar
	16	26	46	36	Primer molar
	17	27	47	37	Segundo molar
	18	28	48	38	Tercer molar

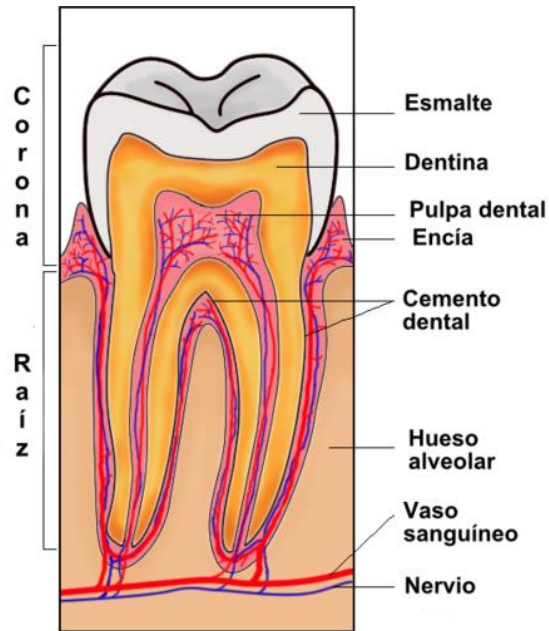
*Fuente: ORTODONCIA LARDERO, publicación digital disponible en sitio web [www.ortodoncialardero.es](http://www.ortodoncialardero.es), (Modificado).*

Desde el campo estructural los dientes molares se componen por la raíz y la corona, en la raíz se encuentran el vaso sanguíneo y el nervio, además tiene una pulpa dental y cemento dental; en la corona se encuentra la parte superior de la dentina y el esmalte, estos dientes aparecen en la zona posterior del maxilar y la mandíbula, (ver figura 4).

De lo anterior se puede mencionar resumidamente que, el esmalte es la parte visible y sustancia más dura que cubre la corona del diente, la dentina está calcificada y tiene un aspecto algo similar al hueso desde las características de dureza, el cemento dental es un tejido que cubre la raíz del diente y le ayuda a anclarse al hueso, la pulpa dental contiene vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas y otros tejidos blandos que alimentan al diente y le dotan de sensibilidad<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Disponible en la web, ([www.clinicadentalsieiro.es](http://www.clinicadentalsieiro.es)).

**Figura 4.** Partes del diente molar.

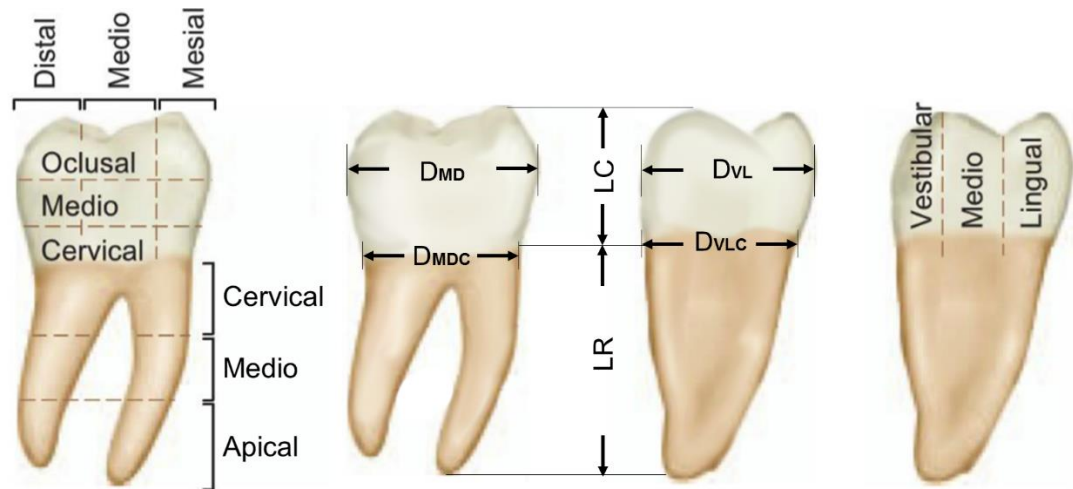


*Fuente: VIKIDIA, publicación digital disponible en sitio web es.vikidia.org.*

La determinación de características propias de un tipo dentario se realiza bajo una metodología de segmentación parcial o división por tercios, la cual consiste en dividir en tres zonas imaginarias al tipo dentario dentro del espacio tridimensional, específicamente para el primer molar la división se hace para la raíz y para la corona, en la raíz la división se realiza de manera vertical, y se tiene la denominación desde la parte superior hacia la inferior como sigue, Cervical, Medio y Apical.

Para la corona del primer molar la división por tercios corresponde a la segmentación imaginaria de la cara frontal, lateral y superior, en la cara frontal la división tiene el espacio Oclusal, Medio y Cervical, para la cara lateral la división tiene el espacio Vestibular, Medio y Lingual, para la cara superior la división tiene el espacio Distal, Medio y Mesial, (ver figura 5).

**Figura 5.** División por tercios para el primer molar de la mandíbula.



*Fuente: STANLEY J., Nelson. Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental. Novena edición, ELSEVIER, (Modificado).*

La división por tercios permite definir las características geométricas propias de un tipo dentario, para el primer molar de la Mandíbula existen medidas promedio en adultos con dentición permanente.

**Tabla 1.** Medidas para el primer molar de la mandíbula.

<b>Medidas en [mm] para el primer molar de la mandíbula</b>	
Longitud de la Corona (LC)	7,5
Longitud de la Raíz (LR)	14,0
Diámetro MesioDistal de la corona (DMD)	11,0
Diámetro MesioDistal de la corona en el Cuello (DMDc)	9,0
Diámetro VestibuloLingual de la corona (DvL)	10,5
Diámetro VestibuloLingual de la corona en el Cuello (DvLc)	9,0

*Fuente: STANLEY J., Nelson. Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental. Novena edición, ELSEVIER.*

El funcionamiento idóneo de los dientes molares es elemental para el proceso digestivo, ya que estos cumplen con la labor de masticar o triturar los alimentos que consume el ser humano, ante una eventual ausencia de alguno de ellos se generan graves problemas que comprometen a la salud oral y que son perjudiciales para la digestión, de allí que se usen técnicas para la restauración artificial de los dientes.

## **2.2 HUESO PROPIEDADES Y CARACTERISTICAS.**

Según Camarillo<sup>1</sup> la composición del hueso está dada por aproximación, de un 60% de material inorgánico en el cual se presentan las características de Dureza y Rigidez, un 30% de material orgánico en el que se desarrolla la Flexibilidad y Elasticidad, y por ultimo de un 10% de agua que ayuda a la actividad fisiológica de la estructura ósea.

El hueso cortical es la capa densa de material óseo ubicada en la periferia del Maxilar y la Mandíbula, el hueso esponjoso (trabecular) está ubicado en la parte interna y es de menor resistencia mecánica debido a su estructura porosa, (*ver figura 6*).

Según Carter<sup>2</sup> *et al.* las propiedades biomecánicas son variables entre el hueso cortical y trabecular principalmente porque el espacio poroso en el primero es del 5-10% mientras que en el segundo se encuentra entre 30-90%, así mismo cabe aclarar que la definición de las propiedades mecánicas se definen a nivel macrométrico o nivel micrométrico. A continuación, se definen

---

<sup>1</sup> CAMARILLO CASTRO, Verónica. Estudio in vivo de oseointegración en implantes dentales de ti-6al-4v con superficies modificadas: Hueso. Nuevo León, 2013. Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Nuevo León, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, División de Estudios de Posgrado.

<sup>2</sup> Carter DR, Beaupre GS. Skeletal tissue histomorphology and mechanics. En Carter DR, Beaupre GS. Skeletal function and form. Mechanobiology of skeletal development, aging and regeneration. Cambridge University Press. Cambridge, 2001.

dichas propiedades a nivel macrométrico para el hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular).

Como bien se ha hecho anteriormente la observación, las propiedades varían conforme a parámetros de edad, sexo, morfología, hábitos, etc.

El hueso cortical es anisotrópico, según Rho<sup>1</sup> el módulo de elasticidad está entre 15-20 GPa, según Rincón<sup>2</sup> la resistencia a la tensión está entre los 80-150 Mpa, y la resistencia a la compresión entre los 90-280 Mpa, para Dechow<sup>3</sup> la resistencia a la compresión es de 110, 200 y 100 Mpa en la dirección tangencial, longitudinal y radial respectivamente.

El hueso esponjoso (trabecular) tiene variabilidad en sus valores ya que presenta mucha porosidad, algunos autores establecen su módulo de elasticidad en el mismo rango que el hueso cortical, es decir, 15-20 GPa. Sin embargo, otros autores lo definen dentro de un rango menor, por ejemplo Nicholson<sup>4</sup> lo establece ente 0,75-10 GPa.

Dentro de las propiedades del hueso y sus características se mencionarán en adelante, la densidad ósea y su clasificación, la pérdida ósea fisiológica, la Osteointegración y finalmente el estudio realizado por Frost.

---

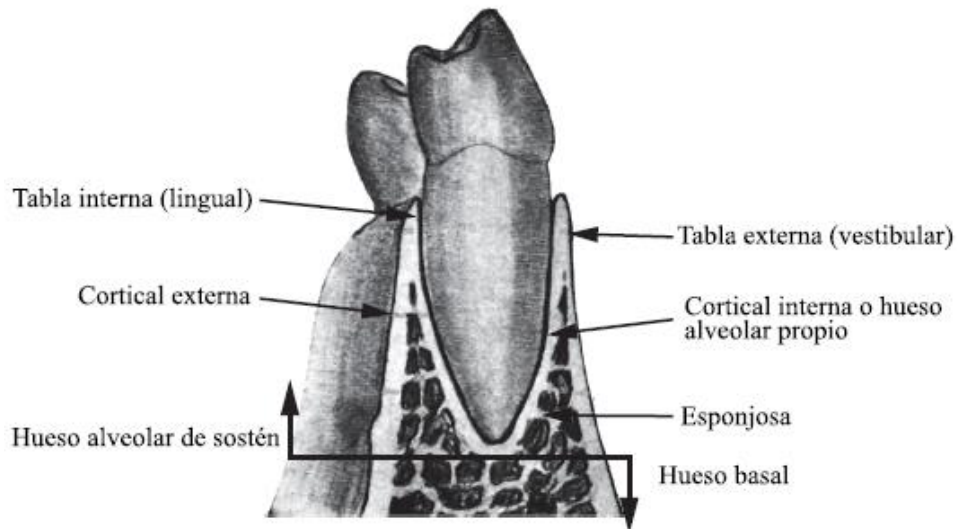
<sup>1</sup> RHO JY, TSUI TY, PHARR GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation, 1997.

<sup>2</sup> RINCÓN E, ROS A, CLARAMUNT R, ARRANZ F. Caracterización mecánica del material óseo. Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente. Madrid, 2004.

<sup>3</sup> DECHOW PC, NAIL GA, SCHWARTZ Dabney CL, ASMAN RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. Am J Phys Anthropol 1993.

<sup>4</sup> NICHOLSON PH, CHENG XG, LOWET G, BOONEN S, DAVIE MW, DEQUEKER J, VAN DER PERRE G. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone, 1997.

**Figura 6.** Hueso alveolar en corte frontal de la mandíbula.



*Fuente: CARBÓ AYALA, José. Anatomía dental de la oclusión. Editorial Ciencias Médicas, 2009.*

**2.2.1 La Densidad Ósea.** La densidad ósea depende del tipo de hueso y la porosidad del mismo, presentando alta densidad para el hueso cortical en comparación con el hueso esponjoso (trabecular), esto representa una característica dependiente para la determinación de la calidad ósea. A lo largo de la historia se han realizado diversos tipos de clasificación ósea dependiendo del factor de densidad ósea, como es el caso de la clasificación propuesta por Linkow en 1970, Lekholm y Zarb en 1985, y Misch en 1988; como bien lo expone Ibáñez<sup>1</sup> estos dos últimos tipos de clasificación son más detallados.

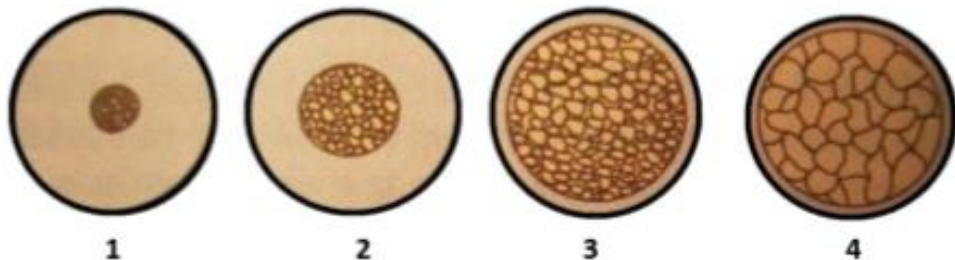
Para Lekholm y Zarb existen 4 calidades óseas, (ver figura 7), donde:

---

<sup>1</sup> IBÁÑEZ ROMERO, María Cristina. Relación de la pérdida ósea marginal con la calidad de hueso, anchura, la superficie del implante y el tipo de prótesis. Un seguimiento entre 5 y 13 años: Clasificación de tipo de hueso. Granada, 2015. Tesis Doctoral. Universidad de Granada, Facultad de Odontología, Departamento de Estomatología.

- Calidad 1: El hueso es esencialmente compacto y homogéneo, con propiedades puntuales equivalentes en su estructura global, es decir, semejante a los materiales isotrópicos. Esto es debido a la baja relación entre el porcentaje de hueso esponjoso (trabecular) respecto al hueso cortical, una cantidad casi despreciable.
- Calidad 2: El hueso cortical rodea al hueso esponjoso (trabecular) en menor proporción que en la calidad 1, es decir, el hueso esponjoso es más denso en este caso.
- Calidad 3: El hueso cortical es delgado en comparación con el hueso esponjoso (trabecular), en este caso se presenta una menor proporción del hueso cortical respecto de las calidades 1 y 2, el hueso esponjoso posee una mejor resistencia que en la calidad 4.
- Calidad 4: El hueso cortical es ligeramente similar al de la calidad 3, sin embargo, en este caso el hueso esponjoso (trabecular) es de menor resistencia.

**Figura 7.** Calidades óseas según Lekholm y Zarb.



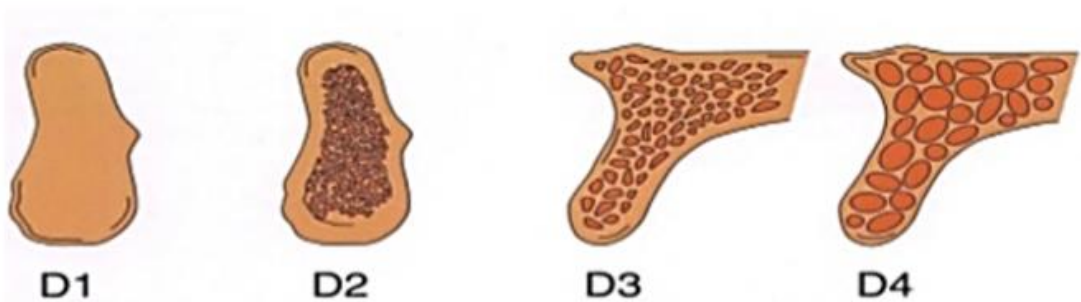
*Fuente: IBÁÑEZ ROMERO, María Cristina. Relación de la pérdida ósea marginal con la calidad de hueso, anchura, la superficie del implante y el tipo de prótesis. Un seguimiento entre 5 y 13 años. Granada, 2015.*

Para Misch<sup>1</sup> existen 4 densidades óseas de acuerdo a características macroscópicas, (ver figura 8), donde:

- Hueso de Densidad 1 (D1): El hueso cortical es esencialmente denso.
- Hueso de Densidad 2 (D2): El hueso cortical es ligeramente denso y el hueso esponjoso (trabecular) es denso.
- Hueso de Densidad 3 (D3): El hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular) son finos.
- Hueso de Densidad 4 (D4): El hueso cortical es una capa de recubrimiento muy ligera, el hueso esponjoso (trabecular) es de mayor volumen y menor resistencia.

La propuesta de Misch es más usada ya que la densidad ósea puede hacerse de manera táctil en la fase quirúrgica, también se puede realizar mediante tomografía axial computarizada (TAC), por densitometría o por localización.

**Figura 8.** Densidades óseas según Misch.



*Fuente: MISCH E, Carl. Implantología Contemporánea. Editorial Mosby. Madrid, 1995.*

---

<sup>1</sup> MISCH E, Carl. Implantología Contemporánea. Editorial Mosby. Madrid, 1995.

**2.2.2 Pérdida ósea fisiológica (Dental).** La pérdida ósea fisiológica en el área dental a la altura intermaxilar o dimensión vertical ocurre por múltiples factores que van desde los hábitos del comportamiento humano, el cuidado personal en la salud oral, defectos estructurales propios del envejecimiento y del desgaste, la mala disposición de las partes en contacto, por los movimientos masticatorios anormales, traumas o por sobrecargas mecánicas ocasionadas por el desequilibrio en las fuerzas de contacto, este último compete al caso de estudio del proyecto, su causa son los esfuerzos que soporta la parte superior del hueso que aloja el implante, lo que hace que se genere un desgaste en dicha zona.

**2.2.3 Osteointegración.** En la década de los años 60 Branemark<sup>1</sup> incluyó la expresión Osteointegración u Osteointegración para hacer referencia a la aceptación y anclaje de piezas de titanio (hoy conocidas como implantes dentales) colocadas en el hueso maxilar. De manera que el proceso de Osteointegración se define como la unión directa, estructural entre el implante dental y el hueso alveolar, sin ligamento periodontal entre ellos (*ver figura 9*). Este proceso es importante en el funcionamiento y vida útil del implante dental, y consta de tres partes: 1. Formación del hueso reticular, 2. Adaptación de la masa ósea a la carga, 3. Adaptación de la estructura ósea a la carga.

El desarrollo del proceso de osteointegración tiene muchas variables que intervienen en el tiempo de desarrollo, por ende, no se presenta de la misma manera en cada individuo. Parte del desarrollo la exponen Vanegas, Landinez y Garzón<sup>2</sup>, la Osteoinducción es el proceso mediante el cual las células madre se diferencian en las células Osteogénicas que conforman el tejido óseo.

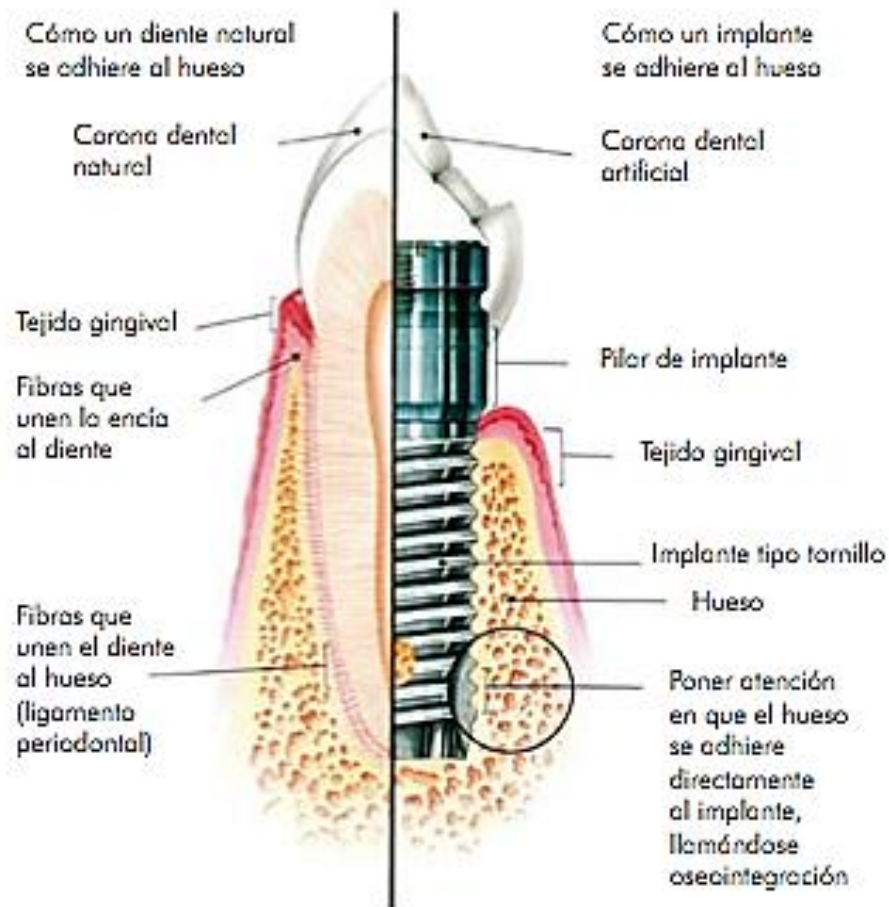
---

<sup>1</sup> Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson O, Lindstöm J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969.

<sup>2</sup> VANEGAS, Juan Carlos. LANDINEZ, Nancy. GARZÓN, Diego. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. La Habana, 2009.

Se conoce como Osteogénesis al proceso en el cual las células Osteogénicas generan sitios de deposición de nuevo hueso, se distinguen dos tipos de Osteogénesis, la de distancia y la de contacto. Finalmente, Vanegas, Landinez y Garzón definen el proceso de formación de hueso sobre la estructura superficial del implante como Osteoconducción.

**Figura 9.** Diente natural vs implante dental.



*Fuente: DENTAL MARTINEZ, publicación digital disponible en sitio web [www.dentalmartinez.es](http://www.dentalmartinez.es).*

**2.2.4 Teoría del mecanostato de Frost.** El mecanostato es un modelo que representa el comportamiento del crecimiento y la pérdida ósea como consecuencia de la interacción con variables

físicas. Investigado por Harold Frost<sup>1</sup> y descrito en el *Utah Paradigm of Skeletal Physiology* en la década de los 60.

Frost estableció cuatro zonas de deformación ósea elástica, las cuales se pueden ver en la *figura 10*, y se describen a continuación:

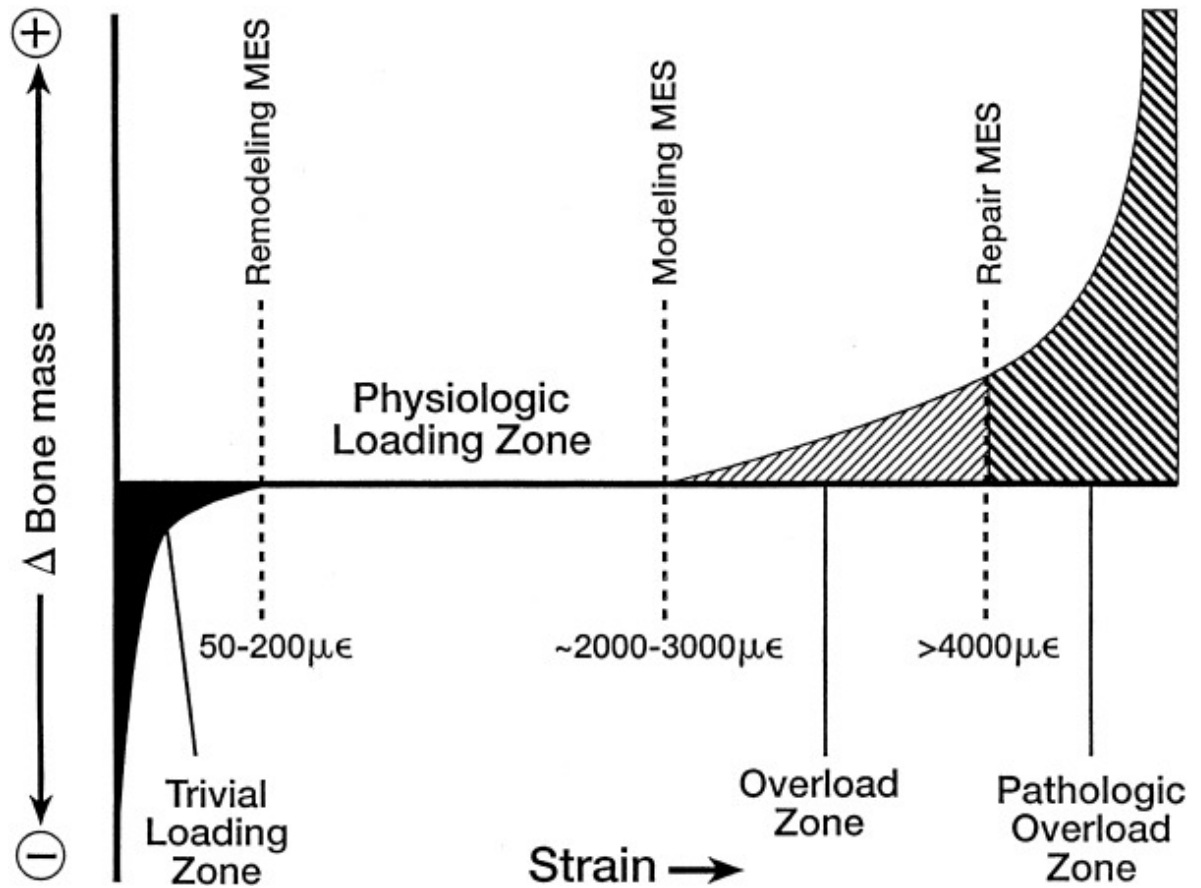
- Zona de desuso o zona de carga trivial, está entre en rango de valores inferiores a 200  $\mu\epsilon$ , allí la masa ósea y la resistencia se reducen.
- Zona de estado adaptado o zona de carga fisiológica, está entre el rango de valores de 200  $\mu\epsilon$  a 3000  $\mu\epsilon$ , allí la masa ósea y la resistencia se mantienen constantes.
- Zona de sobrecarga, está entre el rango de valores de 3000  $\mu\epsilon$  a 4000  $\mu\epsilon$ , allí la masa ósea y la resistencia se incrementan.
- Zona de fractura o zona de sobrecarga patológica, está entre el rango de valores de 4000  $\mu\epsilon$  en adelante, allí se alcanza el máximo valor de deformación elástica y causa fractura ósea.

La mínima deformación efectiva o minimum effective strains (MES) fue expuesta por Frost de manera que 1000 $\mu\epsilon$  equivalen a 0.1% del cambio de la longitud del hueso.

---

<sup>1</sup> FROST, Harold. *The Utah Paradigm of Skeletal Physiology*, 1960.

Figura 10. Teoría del mecanostato de Frost.



Fuente: SKEDROS, John. *Modeling and remodeling in a developing artiodactyl calcaneus: A model for evaluating Frost's Mechanostat hypothesis and its corollaries*, 2001.

Según los estudios realizados por Jee<sup>1</sup>, resumidamente el paradigma de Utah establece que los factores mecánicos dominan el control de los mecanismos biológicos que controlan los cambios en el hueso y la masa, de manera que los agentes no mecánicos podrían ayudar u obstaculizar la influencia de los factores mecánicos, pero no podrían reemplazarlos.

<sup>1</sup> JEE, W.S.S. *Principles in bone physiology*. Utah: Hylonome Editions, 2000.

## **2.3 BIOMECANICA.**

La biomecánica dental debe ser analizada desde su presentación natural y la artificial, es el caso en que en adelante se establecerán las características de la Biomecánica en la oclusión dentaria de comportamiento natural, y la Biomecánica en Implantología para el sistema artificial.

**2.3.1 Biomecánica en la oclusión dentaria.** Para Carbó <sup>1</sup> se entiende por oclusión toda la diversa y complicada gama de relaciones entre los dientes del mismo arco (en ambas arcadas), y de ellos con el resto de las estructuras y tejidos blandos bucofaciales y periodontales, en el caso del contacto entre ellos y durante todos los movimientos funcionales de la mandíbula.

Las fuerzas de oclusión son distribuidas a causa del efecto mismo de la oclusión sobre las partes en contacto, de acuerdo a la situación de alineamiento y conexión de los dientes. Cuando todos los dientes están ubicados en sus respectivos alvéolos y han entrado en oclusión, las fuerzas transmitidas son de igual magnitud y se oponen entre sí, lo que corresponde al equilibrio estático estudiado por Godon y demostrado en su paralelogramo, (*ver figura 11*).

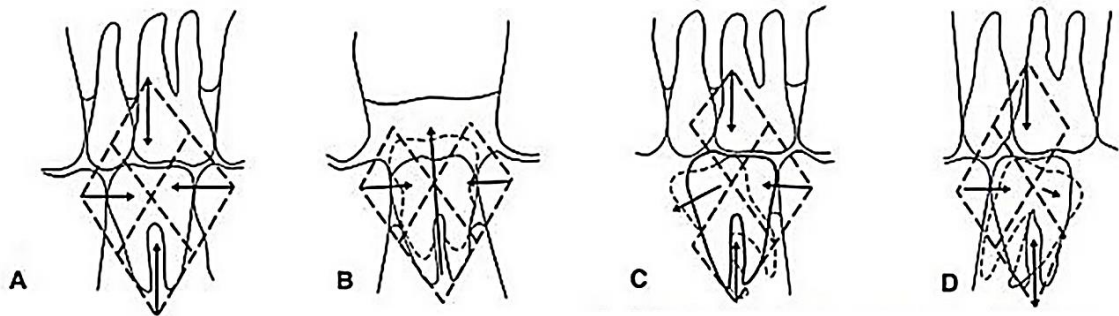
Es esencial notar que el desequilibrio de fuerzas está dado por la presencia de cargas de diferente magnitud en direcciones que permiten que se ocasione sobrecarga, es decir, no se anulan entre sí; en la estructura ósea mandibular las fuerzas de oclusión son un parámetro fundamental que debe estar en rangos normales, ya que cualquier variación hace que se venza la resistencia del hueso y ocasione pérdida ósea.

---

<sup>1</sup> CARBÓ AYALA, José. Anatomía dental de la oclusión. Editorial Ciencias Médicas. La Habana, 2009.

Según Barrancos<sup>1</sup> se puede notar que en el ítem A de la *figura 11* se establece la oposición entre fuerzas ocasionando el equilibrio, en el ítem B de la figura se observa que por ausencia de la fuerza de oposición vertical del diente antagonista se tiende a salir el diente en el que actúan las fuerzas, en el ítem C de la figura se observa que hay ausencia de la carga mesial lo que ocasiona que el diente tienda a deslizarse hacia el lado, es decir se mesializa, en el ítem D de la figura se observa que hay ausencia de la carga distal lo que ocasiona que el diente tienda a deslizarse hacia el otro lado, es decir, se distaliza; estas son las posibilidades de comportamiento de acuerdo a la presencia de distribución de la carga.

**Figura 11.** Hueso alveolar en corte frontal de la mandíbula.



*Fuente: BARRANCOS MOONEY, Julio. Operatoria dental: integración clínica. Editorial Médica Panamericana, 2006.*

El límite oclusal del diente antagonista impide la extrusión de un diente por la fuerza de erupción continua, mientras que las fibras que lo sostienen evitan la intrusión, y los dientes próximos, los movimientos o migraciones laterales.

Las variaciones en la oclusión involucran afecciones de las funciones del sistema dentario, como la masticatoria, foniatría y estética, en un amplio margen forman las maloclusiones.

---

<sup>1</sup> BARRANCOS MOONEY, Julio. Operatoria dental: integración clínica. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2006.

Las cargas mencionadas anteriormente son formadas por la transmisión de un porcentaje de la fuerza masticatoria, la cual es generada por la acción de cerrar el maxilar y la mandíbula, producto del efecto mismo de la contracción isométrica del grupo muscular elevador mandibular, maseteros, temporales y pterigoideos internos.

Gysi y Fick investigaron la fuerza masticatoria máxima y con base de los datos fisiológicos establecieron que para 1 cm de área transversal muscular se desarrolla entre 5 a 12 Kgf, dando como consecuencia el producto de una fuerza masticatoria máxima entre 210 a 400 Kgf.

Es importante notar el elevado valor de la fuerza masticatoria máxima, pero cabe señalar que la fuerza masticatoria máxima funcional no depende únicamente de la potencia muscular elevadora, sino que también de los mecanismos neuromusculares que la regulan, por esta razón el valor de la fuerza masticatoria máxima funcional es menor que el valor de la fuerza masticatoria máxima, y están en un rango de 60 a 70 Kgf.

Según Olave<sup>1</sup> la fuerza masticatoria máxima funcional es lo que se puede obtener como límite superior en la contracción del maxilar y la mandíbula, pero dadas las condiciones de uso común de los dientes (triturar los alimentos) se tiene una fuerza habitual de masticación a la que están sometidos, y está en el rango de los 15 a 25 Kgf, lo que representa un uso del 25% al 35% de la fuerza masticatoria máxima funcional.

Existen condiciones que hacen que el valor de la fuerza masticatoria máxima funcional sea diferente en comparación entre individuos, ya sea por la edad, sexo, la alimentación, hábitos masticatorios, dimensión vertical óptima, características óseas, etc.

---

<sup>1</sup> OLAVE BUSTAMANTE, Gilberto. Comportamiento fisiológico de Cantilaver en Implantología. Revista de Estomatología, Universidad del Valle. Santiago de Cali.

A nivel del grupo dentario de los molares se presenta la fuerza masticatoria máxima funcional y disminuye en una proporción hacia los dientes del grupo incisivo, llegando a ser aproximadamente un 30% de la presente en los molares, esto es así porque los molares tienen una posición próxima respecto al eje de inserción de los músculos elevadores además de que tienen mayor área de soporte que los incisivos.

En situaciones de uso de implantes dentales endoóseos se tienen condiciones de carga equivalentes a las de los dientes en posición natural, pero en prótesis removibles se tiene una fuerza masticatoria máxima funcional alrededor de los 12 Kgf.

**2.3.2 Biomecánica en Implantología.** Como ya se ha mostrado anteriormente, cuando los dientes entran en contacto contra sus dientes antagonistas, reciben las fuerzas y se distribuyen en toda la superficie de contacto ocasionando esfuerzos que se transmiten a los tejidos de soporte, de allí que para sobrecargas se generen grandes esfuerzos que llegan a superar los máximos permitidos por la resistencia de la estructura ósea, provocando la pérdida del hueso adyacente a los dientes en su zona superior.

Para las diversas opciones de distribución de carga en la estructura ósea mandibular y el cuerpo dental, se tienen casos de deformación por fuerzas compresivas, por fuerzas de tensión, por fuerzas de corte o por fuerzas de flexión, donde todos representan un grado de criticidad en la medida en que se presente, pero para el análisis mecánico de la deformación en la zona ósea es de mayor consideración la ocasionada por esfuerzos compresivos y de corte.

De acuerdo a los esfuerzos, para las cargas sobre un implante se tienen esfuerzos de compresión en la parte mesial, y esfuerzos de tensión en la parte distal; para casos donde la fuerza aplicada sea inclinada en 30° respecto a la vertical ocasiona que se reduzca la resistencia del hueso a la compresión en un 11% y a la tensión en un 25% aproximadamente. Según Misch<sup>1</sup> el sistema implante – pilar de manera completa suele adaptarse mejor a las

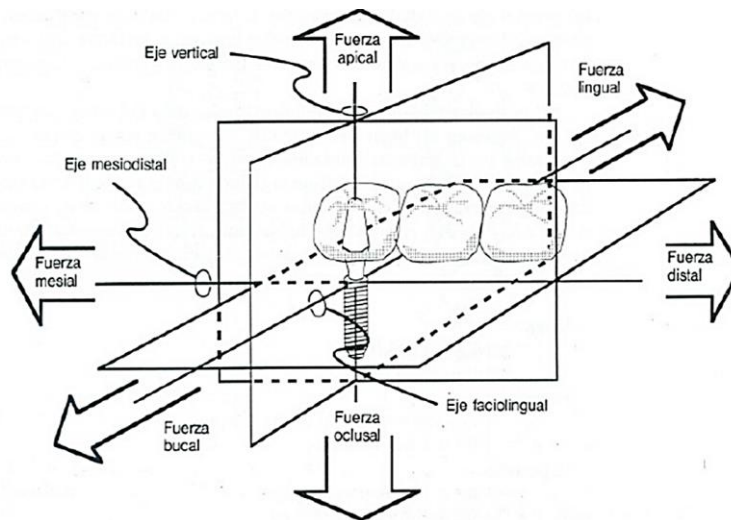
---

<sup>1</sup> MISCH, *Op. cit.*

fuerzas de compresión, ya que el hueso cortical resiste más la compresión, incluso los componentes del implante y las interfaces entre el hueso e implante soportan mejor las fuerzas de compresión que las de tracción o cizallamiento.

La descripción de fuerzas que actúan en los implantes mencionadas anteriormente se definirán en términos de cantidades vectoriales, es decir, se definirá la magnitud y la dirección, manejando la distribución en un espacio tridimensional, a partir de los ejes vertical, mesiodistal y faciolingual, (ver Figura 12). Así mismo ante la presencia de las fuerzas y brazos de palanca se desarrollan momentos sobre cada eje del espacio tridimensional dicho.

**Figura 12.** Distribución de fuerzas en espacio tridimensional



*Fuente: MISCH E, Carl. Implantología Contemporánea. Editorial Mosby. Madrid, 1995.*

En los momentos desarrollados la altura oclusal tiene gran importancia, ya que a mayor altura se presenta mayor brazo de palanca y así mismo mayores momentos para las condiciones de carga; el tiempo de aplicación y la repetición de la carga son significativos y traducen a daños por fatiga, sin embargo, no se conocen estudios que detallen bien esta situación.

Existe un porcentaje de fracaso superior en los implantes colocados en el maxilar respecto a los situados en la mandíbula, de acuerdo a los resultados de los estudios realizados por Adell.

La ley de Wolf establece que todo cambio en la conformación estructural de un hueso es producto de un fenómeno dinámico de adaptación a las demandas mecánicas que le impone el medio, es decir, la forma sigue a la función.

Para la determinación de la magnitud de las fuerzas se requiere del conocimiento de registros de fuerza masticatoria realizados en investigaciones, de acuerdo a la morfología y condiciones humanas, se pueden obtener datos de registros intraorales, registros intra – extraorales o registros extraorales. Sin embargo, dada la situación de condiciones humanas y características morfológicas diferentes entre individuos, no se definen cargas de estudio estándar, por ejemplo, en el estudio realizado por Chica<sup>1</sup> y Latorre los modelos fueron cargados con una fuerza monótonamente creciente uniformemente distribuida de magnitud 1 N, con una inclinación de 45° respecto al eje longitudinal del diente en la cara lingual de la corona.

De acuerdo al estudio de simulación de Kuczma y Wilmanski<sup>2</sup> se aplicó una carga vertical de 600 N y una carga horizontal de 100 N. En el estudio de Iranmanesh y Abedian<sup>3</sup> tres condiciones de carga estática se aplicaron en las cúspides funcionales 57 N, vertical 200 N, oblicua y horizontal 400 N a  $\theta = 120^\circ$ .

---

<sup>1</sup> CHICA, Edwin. LATORRE, Federico. AGUDELO, Sergio. FIXED PARTIAL PROSTHESIS: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AMONG THREE RETENTION ALTERNATIVES. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia Vol. 21 - 2, 2010.

<sup>2</sup> KUCZMA, Mieczyslaw. WILMANSKI, Krzysztof. Computer Methods in Mechanics: Lectures of the CMM 2009. Springer. Chennai, 2010.

<sup>3</sup> IRANMANESH, Pedram. ABEDIAN, Alireza. Effect of type of luting agents on stress distribution in the bone surrounding implants supporting a three-unit fixed dental prosthesis: 3D finite element analysis. Dental Research Journal. Isfahan, 2015.

## 2.4 BIOMATERIALES.

El proceso de restauración dental por medio de implantes endoóseos tiene éxito dependiendo del material que lo compone, es importante ver las características físicas y químicas que intervienen en el proceso, a continuación, se caracterizan los materiales comerciales más usados por los cientos de fabricantes de implantes dentales.

**2.4.1 Titanio Comercialmente Puro (Grados 1 al 4).** El titanio es un elemento de transición considerado ligero, su relación peso/resistencia es muy superior respecto de otros metales ligeros, puede formar soluciones sólidas de tipo sustitucional con una diferencia de radio de 20%, gracias a su dimorfismo tiene capacidad de formar aleaciones.

Su alta biocompatibilidad lo convierten en el metal predilecto para la producción de la mayor parte de implantes, sus propiedades de osteointegración lo hacen esencialmente idóneo para la obtención de implantes osteointegrados, como los dentales, los de clavos que se fijan para la reconstrucción de huesos fracturados, los de prótesis óseas, etc.

El Titanio puro es blando, poco resistente y extremadamente dúctil, sin embargo, el titanio puede convertirse con la integración de otros elementos en un material con alta resistencia y rigidez, ductilidad adecuada, resistencia a la corrosión y menor densidad que otros metales estructurales. Según López<sup>1</sup> el Titanio tiene una estructura cristalina hexagonal compacta (denominada  $\alpha$ ) que se transforma a 885°C en estructura cúbica centrada en el cuerpo (denominada  $\beta$ ).

---

<sup>1</sup> LÓPEZ, Clara. “Estudio de esfuerzos y deformaciones en la interfase hueso implante, evaluando los materiales para implantes TIADYNETM 3510 Y TI6AL4V®, basado en un modelo óseo mandibular reconstruido por técnica imagenológica, sometido a cargas Biomecánicas Estáticas y analizado por el método de Elementos Finitos”, Trabajo de investigación, Bucaramanga, 2011. Universidad Industrial de Santander.

De acuerdo a la información de MatWeb<sup>1</sup>, las propiedades mecánicas de titanio Comercialmente Puro son mejoradas por pequeñas adiciones de oxígeno y hierro. Mediante un control cuidadoso de estas, los diversos grados de titanio comercialmente puro se producen para dar propiedades adaptadas a diferentes aplicaciones.

TIMETAL 35A contiene los niveles más bajos de oxígeno y hierro, produciendo el grado más moldeable de material, tiene la más alta pureza, la fuerza más baja, y mejor ductilidad a temperatura ambiente y la capacidad de conformado de los cuatro ASTM comercialmente grados puros, muestra una excelente resistencia a la corrosión y tiene buenas propiedades de impacto a bajas temperaturas.

La densidad del Titanio Comercialmente Puro de los grados 1, 2, 3 o 4 es igual a 4,51 [g/cm<sup>3</sup>] o 0,163 [lb/in<sup>3</sup>]. La composición química del Titanio Comercialmente Puro de grados 1, 2, 3 y 4 se muestra a continuación.

**Tabla 2.** Composición del Titanio CP Grados 1, 2, 3 y 4.

Grado	% Carbono (C)	% Hidrógeno (H)	% Hierro (Fe)	% Nitrógeno (N)	% Oxígeno (O)	% Titanio (Ti)
1	<= 0,080	<= 0,015	<= 0,20	<= 0,030	<= 0,18	>= 99,1
2	<= 0,080	<= 0,015	<= 0,30	<= 0,030	<= 0,25	>= 98,9
3	<= 0,080	<= 0,015	<= 0,30	<= 0,050	<= 0,35	>= 98,8
4	<= 0,080	<= 0,015	<= 0,50	<= 0,050	<= 0,40	>= 98,6

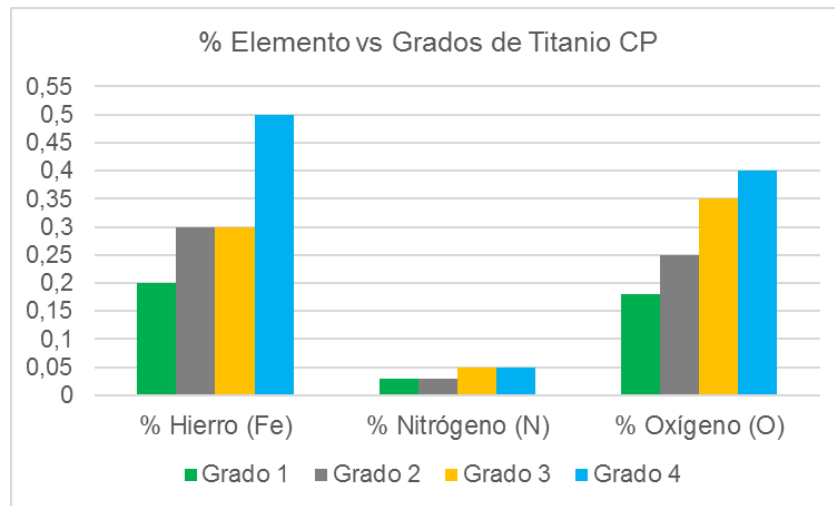
*Fuente: MatWeb, publicación digital disponible en sitio web [www.matweb.com](http://www.matweb.com).*

---

<sup>1</sup> Disponible en la web, ([www.matweb.com](http://www.matweb.com)).

Los porcentajes de los elementos diferenciadores en los grados de Titanio Comercialmente Puro son representados mediante la gráfica que se muestra a continuación, teniendo en cuenta que el Carbono y el Hidrogeno son de igual proporción en cualquier grado y que el porcentaje de Titanio es el ajuste del balance sobre el 100%.

**Figura 13.** Composición de Fe, N y O para los grados de Titanio CP.



Las propiedades mecánicas del Titanio Comercialmente Puro de grado 1, 2, 3 y 4 se muestra a continuación.

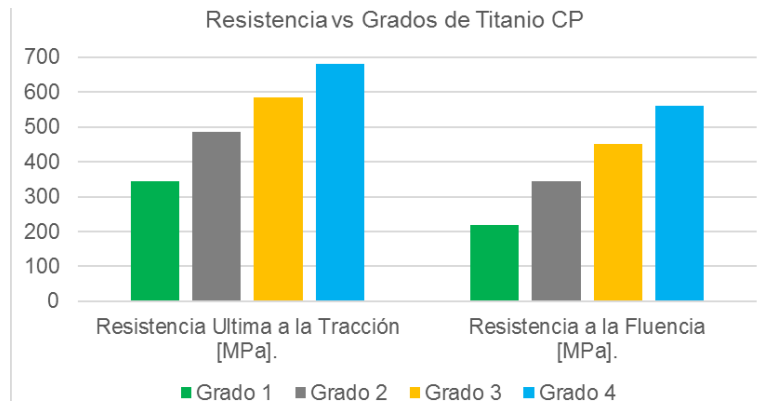
**Tabla 3.** Propiedades Mecánicas del Titanio CP Grado 1, 2, 3 y 4.

Propiedad	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4
Resistencia Última a la Tracción [MPa].	345	485	585	680
Resistencia a la Fluencia [MPa].	220	345	450	560
Alargamiento a la Rotura [%].	35	28	25	23
Reducción de Área [%].	70	57	48	46
Módulo de Elasticidad [GPa].	105 – 120			

Fuente: MatWeb, publicación digital disponible en sitio web [www.matweb.com](http://www.matweb.com).

La resistencia de los diferentes grados del Titanio Comercialmente Puro representa una proporcionalidad directa, es decir, entre mayor sea el grado mayor es la resistencia, como se puede observar en la *Figura 14*.

**Figura 14.** Resistencia vs Grados del Titanio CP.



**2.4.2 Aleaciones de Titanio.** A continuación, se presentará la información de las aleaciones comerciales de Titanio de acuerdo a la referencia de MatWeb<sup>1</sup>, las aleaciones Ti-3Al-2,5V (Grado 9)  $\alpha$ - $\beta$  Recocido, Titanio Ti-6Al-4V (Grado 5) STA y Titanio Ti-6Al-4V ELI (Grado 23) recocido.

Para la aleación Ti-3Al-2,5V (Grado 9)  $\alpha$ - $\beta$  Recocido, MatWeb establece que presentan alta relación resistencia-peso, más ligero que el acero inoxidable, buena resistencia a la corrosión en la reducción de leve a medios altamente oxidante. El Titanio Ti-6Al-4V es excelente cuando se requiere el contacto directo con el tejido o hueso.

La densidad del Ti-3Al-2,5V (Grado 9)  $\alpha$ - $\beta$  Recocido es igual a 4,48 [g/cm<sup>3</sup>] o 0,162 [lb/in<sup>3</sup>], inferior en un pequeño porcentaje respecto a los Titanios comercialmente puros.

---

<sup>1</sup> MATWEB, *Op. cit.*

**Tabla 4.** Composición Química de las Aleaciones de Titanio.

	<b>Ti-3Al-2,5V (Grado 9).</b>	<b>Ti-6Al-4V (Grado 5)</b>	<b>Ti-6Al-4V ELI (Grado 23)</b>
% Aluminio (Al)	2.5 a 3.5%	5.5 - 6.75%	5.5 a 6.5%
% Carbono (C)	<= 0,050%	<= 0,080%	<= 0,080%
% Hidrógeno (H)	<= 0,015%	<= 0,015%	<= 0.0125%
% Hierro (Fe)	<= 0,20%	<= 0,40%	<= 0,25%
% Nitrógeno (N)	<= 0,030%	<= 0,030%	<= 0,030%
% Oxígeno (O)	<= 0,15%	<= 0,20%	<= 0,13%
% Titanio (Ti)	92.75 a 95,5%	87,725 a 91%	88,1 a 91%
% Vanadio (V)	2,0 a 3,0%	3.5 a 4.5%	3.5 a 4.5%

*Fuente: MatWeb, publicación digital disponible en sitio web  
www.matweb.com.*

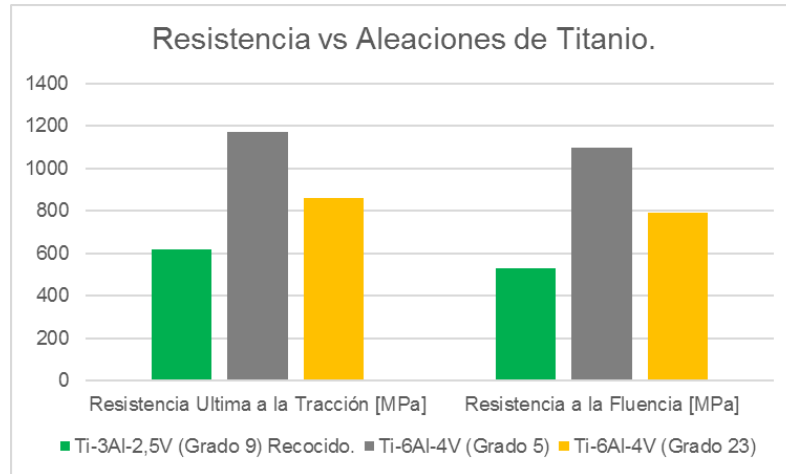
**Tabla 5.** Propiedades Mecánicas de las aleaciones de Titanio Ti-3Al-2,5V y Ti-6Al-4V.

<b>Propiedad</b>	<b>Ti-3Al-2,5V (Grado 9) Recocido.</b>	<b>Ti-6Al-4V (Grado 5)</b>	<b>Ti-6Al-4V (Grado 23)</b>
Dureza Vickers	300	396	341
Resistencia a la tracción, Última	620 MPa	1170 MPa	860 MPa
Resistencia a la tracción, Fluencia	530 MPa	1100 MPa	790 MPa
Módulo de elasticidad	100 GPa	114 GPa	113,8 GPa
El coeficiente de Poisson	0.30	0.33	0,342

*Fuente: MatWeb, publicación digital disponible en sitio web  
www.matweb.com.*

La densidad del Ti-6Al-4V (Grado 5) o el (Grado 23) es igual a 4,43 [g/cm<sup>3</sup>] o 0,160 [lb/in<sup>3</sup>], inferior en un pequeño porcentaje respecto a los Titanios comercialmente puros.

**Figura 15.** Resistencia vs Aleaciones de Titanio.



Comúnmente los implantes dentales están hechos del grado 4 de Titanio comercialmente puro porque es resistente y más fuerte que otros grados, como se mostró. Sin embargo, aleaciones de Ti, especialmente Ti6Al4V, también se utilizan, ya que es más fuerte y más resistente a la fatiga que Ti puro, según lo expuesto por Guehenec<sup>1</sup> *et al.*

## 2.5 IMPLANTES TIPOS Y CARACTERISTICAS.

La mayoría de implantes se desarrollan con titanio, el cual posee un módulo de elasticidad cinco veces mayor al del hueso, de manera que por principio de ingeniería, cuando dos materiales de diferente módulo de elasticidad soportan en conjunto una carga esta se distribuye esencialmente donde los dos materiales se unieron por primera vez a causa del contacto.

---

<sup>1</sup> GUEHENEC, L. SOUEIDAN, A. LAYROLLE, P. AMOURIQ, Y. Los tratamientos de superficie de los implantes dentales de titanio para la rápida osteointegración. Dent Mater, 2007.

Según Assenza<sup>1</sup> últimamente se está imponiendo el concepto de integración global, es decir, no sólo limitada a los tejidos duros, sino extendida a los tejidos blandos periimplantarios en relación con la cabeza del implante y con los elementos protésicos.

Los implantes roscados que se conectan por tornillo al pilar son los de mayor estudio y aplicación, pero contemplan graves problemas microbiológicos que surgen cuando falla la fijación del tornillo ya sea por aflojamiento, desatornillado o rotura. Por lo que se ha desarrollado una forma de conexión implante – pilar por fricción usando un elemento intermedio entre ambos elementos denominado collar transmucoso, se conoce como sistema de conexión por interferencia, desarrollado por Bone System<sup>2</sup>.

La conexión por interferencia permite desarrollar un acoplamiento pasivo entre los elementos implante – pilar, llenando todos los espacios residuales del diseño del sistema, este tipo de conexión permite impermeabilidad bacteriana.

La conexión por tornillo permite la fácil remoción del pilar, pero dado que el implante es fijo, la única manera para hacer esto es por la pérdida del proceso de Osteointegración, lo que conllevaría a no seguir con la condición de implante permanente, entonces no es una ventaja como pareciera, lo que representa es una serie de problemas, como contaminación microbiológica de la parte interna del implante como causa de la separación implante – pilar, riesgo de daños en el tornillo de fijación y en la rosca interna del implante, etc. Además, la conexión por tornillo concentra la mayor parte de los esfuerzos al igual que el implante.

Se ha marcado una diferencia notable entre la conexión por tornillo y la conexión por interferencia, de modo que esta última

---

<sup>1</sup> ASSENZA. MOGGIANO. RODRÍGUEZ. Análisis de la conexión implante-prótesis consistente en el cementado del pilar implantario. Revista Gaceta Dental, 2008.

<sup>2</sup> Disponible en la web [www.bonesystem.it](http://www.bonesystem.it).

posee ventajas desde la perspectiva Biomecánica, Biológica, Estéticas y Económicas.

Jemt y Bealy demostraron los pilares angulados han introducido otras complicaciones mecánicas, creando fuerzas compresivas y de tensión alrededor del implante y del pilar.

Según Lemus y Urrutia<sup>1</sup> los implantes con diámetros menores tienden a fracturarse más que los implantes de mayor diámetro, debido al área de soporte de las cargas y por supuesto a los esfuerzos. Implantes de 5 mm son tres veces más resistentes que implantes de 3,75 mm e implantes de 6 mm llegan a tener hasta 6 veces más resistencia que los implantes de 3,75 mm.

**2.5.1 Pilares.** Los pilares en su mayoría permiten que la corona del diente sea soportada de manera estable, garantizan la estética y contribuyen a mejorar las condiciones a las que se somete el implante, a continuación, se describen las características de los Pilares con Hexágono Interno y Hexágono Externo.

De acuerdo a Duran<sup>2</sup>, se pueden ver en la *Tabla 6* las características de los Pilares con Hexágono Interno y Hexágono Externo.

---

<sup>1</sup> LEMUS CRUZ, Leticia. URRUTIA, Almagro. Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes. Revista Habanera de Ciencias Médicas. La Habana, 2012.

<sup>2</sup> DURAN REYES, Ruth. Hexágono externo - hexágono interno, aspecto mecánico. Universidad de Guayaquil, Facultad Piloto de Odontología, Escuela de Postgrado. Guayaquil, 2013.

**Tabla 6.** Características de los Pilares Hexagonales.

<b>PILAR</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Indicador</b>	<b>ítems</b>
<b>Hex. Interno</b>	Distribuye las fuerzas más profundamente dentro de implante.	La conexión elimina los micromovimientos de rotación, inclinación y efectos de vibración oclusal del pilar.	Minimiza la concentración de tensiones.	Mejora la estética y permite obtener un perfil de emergencia mejor
<b>Hex. Externo</b>	Mejora las condiciones periodontales y preservar el hueso marginal.	La plataforma del componente es menor que la plataforma del implante	Brinda más posibilidades estéticas en la rehabilitación protésica.	Favorece una rápida y eficaz Osteointegración

*Fuente: DURAN REYES, Ruth. Hexágono externo - hexágono interno, aspecto mecánico. Guayaquil, 2013.*

Las coronas pueden ser unidas al implante mediante cementado o mediante roscado según sea el requerimiento, en la *Tabla 7* se muestran las características de esas conexiones. Los pilares hexagonales internos requieren una pareja de implante hexagonal externo, los pilares hexagonales externos requieren una pareja de implante hexagonal interno.

**Tabla 7.** Comparación de conexión de la corona mediante cementado o atornillado.

	<b>Cementada</b>	<b>Atornillada</b>
<b>Retención</b>	Se requiere de un componente vertical de al menos 5 mm para no perder retención.	Requiere de poco espacio interoclusal sin perder retención.
<b>Cemento en el surco gingival</b>	Pueden quedar restos de cemento que pueden generar irritación en los tejidos circundantes.	Ausencia de cemento en el surco gingival.

<b>Fractura del material oclusal</b>	Mejores propiedades físicas del material de recubrimiento (cerámica o acrílico) al no tener orificios para los tornillos.	Mayor probabilidad de fractura, esto se debe a los huecos de los tornillos que pueden aumentar la concentración de estrés sobre el material de restauración.
<b>Distribución de fuerzas</b>	Pueden recibir cargas axiales, que disminuyen las tensiones sobre la cresta ósea.	Pueden generar tensiones permanente en los implantes que son de 2 a 3 veces que las que se producen en prótesis cementadas.
<b>Sellado de la microhendidura del pilar</b>	El cemento rellena la interfase existente entre los pilares y las coronas, evitando la presencia de bacterias a este nivel.	No sella la interfase o margen que se produce entre el pilar y la corona.
<b>Acceso</b>	Facilidad de manipulación ya que no requieren de pequeños tornillos.	El acceso a las zonas posteriores está especialmente comprometido sobre todo en pacientes con apertura bucal limitada. La manipulación de los pequeños tornillos y destornillador es más difícil y requiere más tiempo que una restauración cementada
<b>Costo y tiempo</b>	Mayor simplicidad en las fases de laboratorio y pruebas en clínica, lo cual disminuye posibles errores. Se requiere de menos citas protésicas y de menor duración.	Mayor costo y tiempo ya que requieren componentes de laboratorio adicionales

*Fuente: MISCH C. Prótesis dental sobre implantes. Mosby, 2007*

Los pilares varían dependiendo de la zona donde se va a instalar el implante, de manera que su geometría puede ser angulada con una inclinación idónea, recta, cónica, etc.

Según la investigación de Laguado<sup>1</sup>, se presentan fallas estructurales en implantes entre 0.4% y 1%, en pilares roscados se presentan pérdidas hasta el 44,9% en un periodo de 3 años, para pilares cónicos la pérdida es de 2,2% en un periodo de 7 años.

## **2.6 CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS.**

Las características geométricas comprenden desde el diámetro, la longitud, las tolerancias, la conicidad, etc.

De acuerdo a la información proporcionada por el fabricante Straumann<sup>2</sup>, los niveles de tolerancia armonizados y equiparados reducen la posibilidad de desplazamiento del pilar en los implantes con o sin fuerza aplicada, y generan una conexión estable con mínimo desgaste.

Para el fabricante es importante que el apoyo entre el implante y el pilar exista un sello firme de manera que reduzca la sensibilidad a las fuerzas laterales, por ende, la forma cónica ofrece una excelente distribución de la carga del pilar sobre el implante, y genera buenas condiciones de sellado, evitando las microfisuras.

Para las características geométricas del tornillo oclusal, el que une al pilar con el implante, el fabricante establece que al aumentar el área de contacto entre ellos se reduce la posibilidad de que se afloje. El paralelismo del cono en el tornillo garantiza que la fuerza de ajuste sea la óptima entre los componentes acoplados, *ver figura 16*.

El diámetro del implante juega un papel de suma importancia a la hora de sustituir un diente natural, ya que no solo debe contar con valores próximos al diámetro del diente perdido, sino que

---

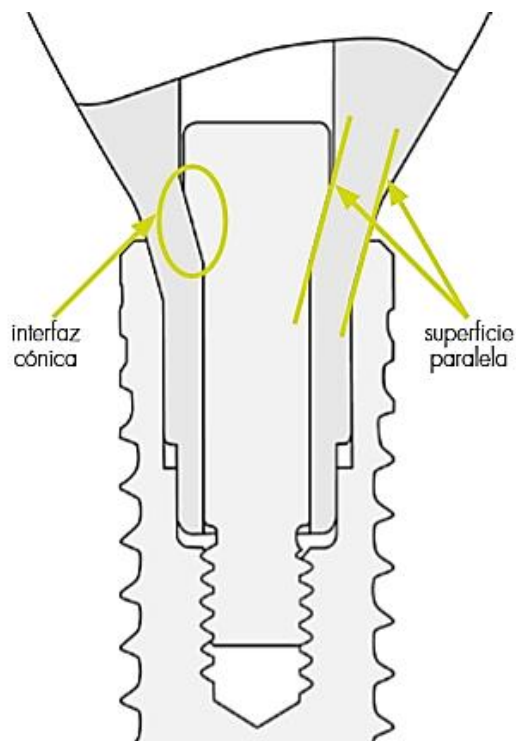
<sup>1</sup> LAGUADO, *Op. cit.*

<sup>2</sup> STRAUMANN. Importancia de la conexión implante-pilar.

debe garantizar la distribución de los esfuerzos ocasionados por las cargas oclusales, para un implante dental estándar con forma de raíz cilíndrica de 0,25 mm de aumento en el diámetro se corresponden con un incremento del área de superficie de aproximadamente entre el 5 y el 8%.

La longitud del implante depende de la altura del hueso, los implantes de longitud corta no son recomendados ya que generan poca área de contacto y la fuerza no puede ser distribuida de manera que no se degrade la resistencia del hueso, por esta razón los implantes cortos tienen menor índice de supervivencia ya que tienden a volver traumática la zona de contacto con el hueso. Además, una mayor longitud da garantía de estabilidad frente a cargas laterales.

**Figura 16.** Características de diseño en la unión del pilar y el implante.



*Fuente: STRAUMANN. Importancia de la conexión implante-pilar.*

Chun<sup>1</sup> *et al.* demostró que el aumento de la longitud del implante disminuye la tensión máxima efectiva. La longitud del implante varía de 6-20 milímetros, el empleo más común es entre 8-15 milímetros. En el hueso esponjoso (trabecular) la longitud es importante para manejar los esfuerzos dentro de un rango aceptable, en el hueso cortical el diámetro es importante para manejar los esfuerzos dentro de un rango aceptable.

Los implantes autorroscantes anulan la necesidad de perforar el hueso siguiendo la geometría roscada, es necesario el uso de agujeros piloto. La estabilidad inicial de los implantes no autorroscantes fue mayor en comparación con los implantes autorroscantes del mismo material, esto es porque hay una mayor área de superficie disponible en los tornillos no autorroscantes. Sin embargo, la condición de ápice autorroscante evita el aterrajado que elimina el hueso en cantidades mayores a las deseadas.

## **2.7 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA DE FORMA.**

La optimización topológica de forma es un procedimiento muy usado y permite el mejoramiento de las características esenciales de una estructura, a partir de las condiciones a las que se somete y a su comportamiento, el propósito es encontrar el uso óptimo de los materiales de un sólido estructural mediante el establecimiento de criterios objetivos (rigidez global, la frecuencia natural, etc.), y producir un máximo o mínimo según sea lo requerido, de acuerdo a las limitaciones que tiene.

De acuerdo a la experiencia en el desarrollo de la optimización geométrica, los estudios comparativos muestran ventajas del Software ANSYS<sup>2</sup> sobre los demás, ya que requiere menos

---

<sup>1</sup> CHUN, HJ. CHEONG, SY. HAN, JH. *et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil, 2002.

<sup>2</sup> ANSYS Inc., ANSYS Parametric Design Language Guide, ANSYS Release 17.0.

iteraciones promedio y tiene mayor exactitud de análisis, lo que repercute en el tiempo destinado a la solución del problema.

La recomendación dada por el Software ANSYS<sup>1</sup> para la optimización topológica es llevar la siguiente secuencia de solución, definir el problema, seleccionar los tipos de elementos, especificar optimizado y regiones no optimizadas, definir y controlar los casos de carga, definir y controlar el proceso de optimización, por ultimo revisar los resultados.

El método de los Elementos Finitos es una alternativa de solución para los problemas más complejos de ingeniería, como los que competen al área físicomecánica y que involucran geometrías complejas, entre otras, para este trabajo la aplicación más importante es el análisis estructural.

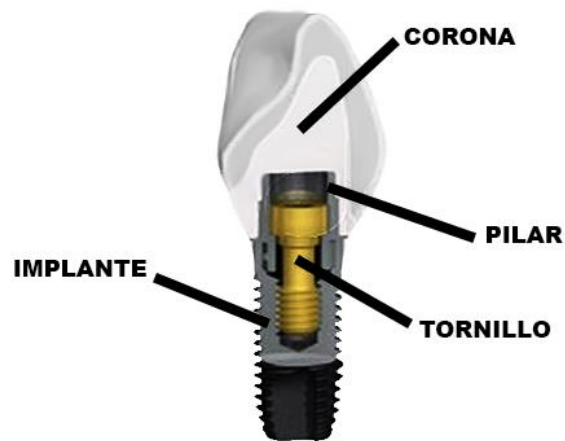
**2.7.1 Implante dental endoóseo atornillado.** El implante dental endoóseo se usa para sustituir la raíz y mantener fijo el diente artificial, de modo que se vea natural y cumpla con su función original, se denominan implantes dentales al sistema conjunto de los siguientes elementos, implante, tornillo, pilar, corona (*ver figura 17*).

El implante es el elemento que se encuentra incrustado en el hueso, sustituye la raíz del diente faltante y otorga el apoyo que permite el sostenimiento del conjunto. El tornillo es el que une el implante con el pilar para mantener en la línea de cavidad el conjunto, de manera que exista centricidad. El pilar prolonga el implante y lo une con la corona, permitiendo el soporte de las cargas transmitidas por la corona. La corona es la pieza cerámica que reemplaza el diente natural.

---

<sup>1</sup> Disponible en la web, ([www.ANSYS.stuba.sk](http://www.ANSYS.stuba.sk)).

**Figura 17.** Partes de un implante dental.



*Fuente: PROP DENTAL, publicación digital disponible en sitio web [www.propdental.es](http://www.propdental.es)*

En la actualidad se estiman que más de 7 millones implantes Brånemark System han sido usado, así mismo en el año de investigación aproximadamente 450.000 implantes dentales osteointegrados fueron usados, según la investigación hecha por Gaviria <sup>1</sup>et al.

Los implantes dentales endoóseos pueden tener una superficie rugosa mediante, mecanizado, pulverización de plasma, granallado, grabado al ácido, anodización, tratamiento con láser o por recubrimiento.

Según el estudio realizado por dos Santos<sup>2</sup>, la superficie juega un papel importante para la determinación del torque de inserción y en cociente de estabilidad del implante. En la *figura 18* se puede observar el impacto de la superficie respecto de la geometría del implante para determinar el torque de inserción. En la *figura 19* se puede observar el impacto de la superficie respecto de la

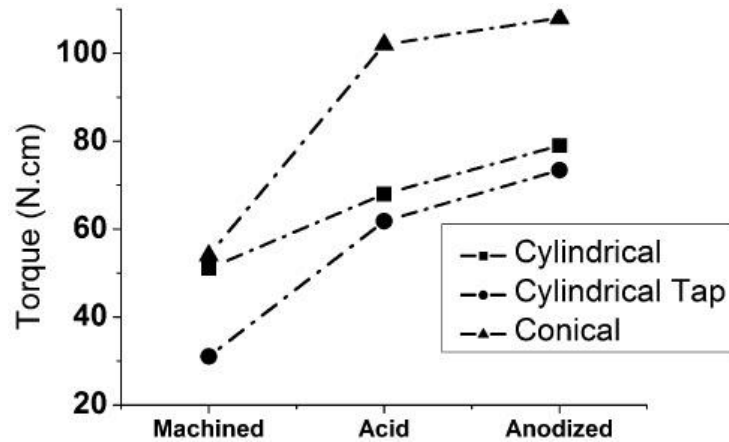
---

<sup>1</sup> GAVIRIA, Laura. SALCIDO, Paul. GUDA, Teja. ONG, Joo. Current trends in dental implants, 2014.

<sup>2</sup> DOS SANTOS, Mychelle. ELIAS, Carlos. CAVALCANTI, Jose. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants, 2009.

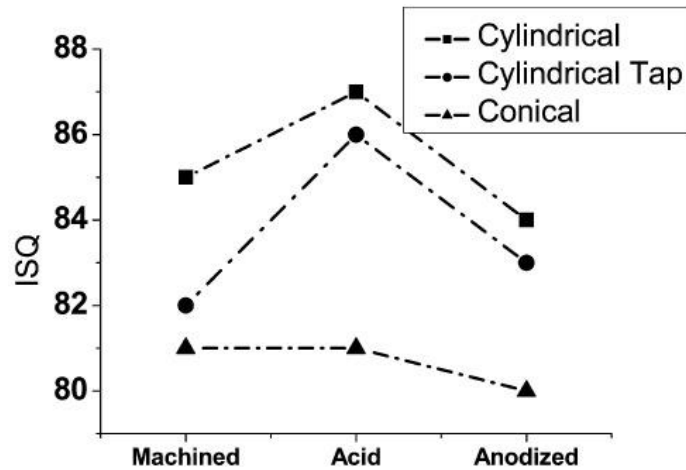
geometría del implante para determinar el cociente de estabilidad del implante.

**Figura 18.** Torque de inserción vs superficie del implante.



*Fuente: DOS SANTOS, Mychelle. et al. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants, 2009.*

**Figura 19.** Coeficiente de estabilidad del implante vs superficie del implante.



*Fuente: DOS SANTOS, Mychelle. et al. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants, 2009.*

### **3. MODELADO Y SIMULACIÓN.**

La solución analítica de una estructura comprende expresiones matemáticas que son válidas para cualquier sección, pero dependiendo de la geometría de la estructura que se quiere analizar, las soluciones analíticas solicitan la solución de ecuaciones diferenciales, las cuales, debido a la misma geometría, distribución de las cargas y propiedades de las cargas, son demasiado complejas para resolver, por lo tanto, es una opción de solución poco práctica y en el desarrollo de este proyecto se preferirá dar solución al problema mediante métodos más prácticos, como lo es el uso del Software ANSYS para el desarrollo de Elementos Finitos.

Para la elaboración de este proyecto se propone un análisis y optimización topológica por el método de los Elementos Finitos, a partir del estudio del comportamiento biomecánico del implante dental y bajo los criterios de simulación de ingeniería, dadas las cargas esenciales en el implante.

El análisis por Elementos Finitos es una herramienta muy útil para la estimación de los efectos mecánicos sobre el implante y su hueso circundante, la manera en que las tensiones se transfieren al hueso define en gran medida el éxito del implante, ya que puede ocasionar la pérdida ósea en la región superior del contacto hueso - implante.

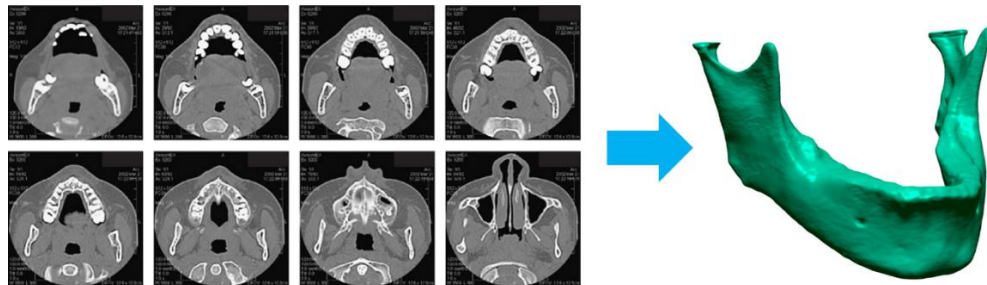
A continuación, se definirán los parámetros y características esenciales que permitan la etapa de Modelado y Simulación del implante y su respuesta en un modelo óseo, a partir de la selección y ponderación de variables que estén dentro del alcance investigativo del proyecto.

### 3.1 DETERMINACIÓN DE CARACTERÍSTICAS.

**3.1.1 Selección de modelo óseo y definición de características.** La complejidad de la caracterización biomecánica del hueso y su interacción con los implantes dentales hace difícil la simulación y el modelado del tejido óseo humano, lo que conlleva a realizar suposiciones que simplifiquen el problema, algunos supuestos influyen significativamente en la exactitud de los resultados, pero se pueden aceptar dentro de un margen de requerimiento .

La geometría ósea mandibular se puede modelar mediante el procesamiento de imágenes a partir de los datos de Tomografía Computarizada (*ver figura 20*), o Resonancia Magnética (*ver figura 21*), así mismo hay modelos que simplifican las características geométricas y representan una sección del área a analizar (*ver figura 22*).

**Figura 20.** Procesamiento de imágenes a partir de datos de Tomografía Computarizada (TC) para simulación por Elementos Finitos.



*Fuente: AMORIM VASCO, M. et al. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes, 2016.*

De acuerdo a la investigación realizada por Amorim<sup>1</sup> *et al.* se puede establecer que las condiciones de procesamiento de

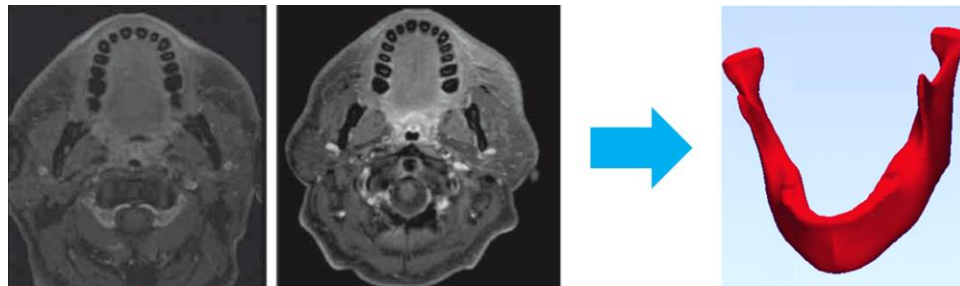
---

<sup>1</sup> AMORIN VASCO, M. DOBLARÉ CASTELLANO, M. BAYOD LÓPEZ, J. BARBOSA DE LAS CASAS, E. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de

imágenes a partir de los datos de Tomografía Computarizada (TC) requieren del manejo de software especializados, así mismo la exactitud del procedimiento depende en gran medida de la calidad de la Tomografía Computarizada. Por otra parte, el proceso se hace dependiente de la interacción entre diferentes Software, y la capacidad de manejo de archivos de extensiones gráficas compatibles. Este proceso es recomendado para situaciones de análisis particular de determinado caso individual, ya que da excelentes resultados y representa bien el comportamiento físico.

De manera similar al procesamiento de imágenes a partir de datos de Tomografía Computarizada (TC), el procesamiento de imágenes a partir de datos de Resonancia Magnética (IRM) para simulación por Elementos Finitos requiere la interacción entre diferentes Software, sin embargo el procedimiento es más complejo como lo expone Al-Ahmarí<sup>1</sup> *et al.*

**Figura 21.** Procesamiento de imágenes a partir de datos de Resonancia Magnética (IRM) para simulación por Elementos Finitos.



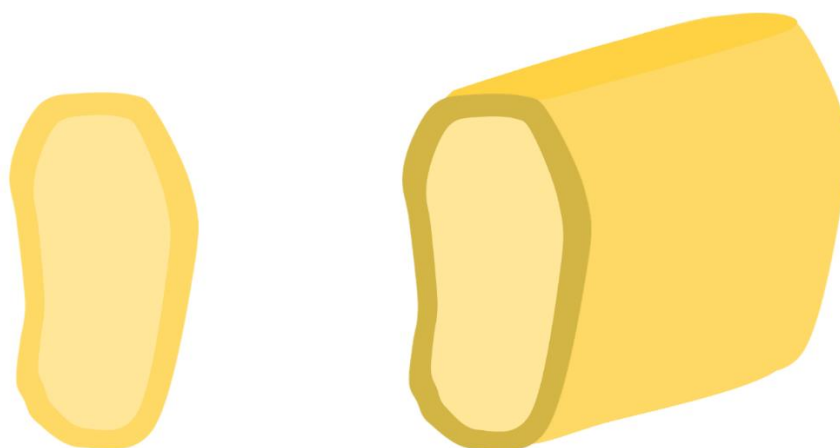
*Fuente: AL-AHMARÍ, Abdulrahman et al. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method, 2015.*

---

mandíbulas con e sem dentes. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería, 2016.

<sup>1</sup> AL-AHMARÍ, Abdulrahman. ABOUEL NASR, Emad. MOIDUDDIN, Khaja. *et al.* A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method, 2015.

**Figura 22.** Modelo simplificado de la mandíbula humana para simulación por Elementos Finitos.



*Fuente: QUEIROZ FRANCO, José et al. Modelagem Sólida de Implante Dentário para Análise de Tensões Pelo Método dos Elementos Finitos, 2007. Modificado.*

El modelo simplificado de la mandíbula humana para simulación por elementos finitos (ver figura 22), ha sido usado por varios autores y en diferentes geometrías, pero siempre respetando las condiciones de isotropía en el material de hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular), por ejemplo, López<sup>1</sup> et al. usa un cilindro de 20 mm de diámetro con una altura de 20 mm, la cual es subdividida en 2 partes, la del hueso cortical con una altura de 2 mm y la del hueso esponjoso o trabecular con una altura de 18 mm.

Para Diegues<sup>2</sup> el modelo simplificado consta de un rectángulo de 13.5 mm de alto y 7 mm de ancho, en la base del rectángulo se

---

<sup>1</sup> LÓPEZ, Clara. LAGUADO, Luis. FORERO, Luis. Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6Al4V y TiNbZr (TIADYNETM) por análisis en elementos finitos. Suplemento de la Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales, 2009.

<sup>2</sup> DIEGUES PACHECO, Ney. Distribuição de tensões em implantes dentários. Inclinação empregando o método dos Elementos Finitos. Ejército Brasileiro, Ministerio de la Defensa, Departamento de Ciencia y Tecnología, Instituto Militar de Ingeniería. Rio de Janeiro, 2008.

incluye un semicírculo de 3.5 de radio, el conjunto mencionado constituye al hueso esponjoso (trabecular), alrededor de este último se recubre con una capa de espesor de 2 mm la cual constituye al hueso cortical.

El espesor de 2 mm es empleado de igual manera en la investigación de Queiroz<sup>1</sup>, este modelo tiene una geometría muy semejante a la de la mandíbula humana, por esta razón se prefiere usar este modelo geométrico para realizar la simulación del proyecto, además de que realizarlo por los métodos de procesamiento de imágenes constituye un proceso de mayor duración y uso de otros Software especializados.

Una vez definida la geometría a usar para la simulación de la mandíbula humana, se proceden a definir las propiedades del material que la compone. Para el hueso cortical y para el hueso esponjoso (trabecular) se usan las propiedades según la *Tabla 8*.

**Tabla 8.** Propiedades del hueso cortical y el hueso esponjoso.

<b>HUESO</b>	<b>E [GPa]</b>	<b>Poisson [<math>\nu</math>]</b>
<b>CORTICAL</b>	13,7	0.3
<b>ESPONJOSO</b>	7,9	0.3

*Fuente: DIEGUES PACHECO, Ney. Distribuição de tensões em implantes dentários. Inclínados empregando o método dos Elementos Finitos. Ejército Brasileiro, Ministerio de la Defensa, Departamento de Ciencia y Tecnología, Instituto Militar de Ingeniería. Rio de Janeiro, 2008.*

De los datos de MatWeb se conoce que el limite a la fluencia del hueso cortical y esponjoso (trabecular) es de 114 MPa y 65 MPa respectivamente.

---

<sup>1</sup> QUEIROZ FRANCO, José. BRUZZI BARROS, Felício. RABELO, Rodrigo. Modelagem Sólida de Implante Dentário para Análise de Tensões Pelo Método dos Elementos Finitos, 2007.

**3.1.2 Selección de Implante Dental y definición de características.** La selección del implante debe estar orientada a la búsqueda del fortalecimiento de la relación hueso-implante, de manera que se brinde un excelente sellado biológico que impida la invasión microbiana y que actúe con buena respuesta a la carga biomecánica, para esto se deben tener en cuenta parámetros del diseño del implante, tales como la longitud total, el diámetro, el acabado superficial, el material, etc.

Así mismo la selección del implante debe garantizar la estabilidad primaria que es la resistencia que mantiene firme al implante antes de que ocurra la Osteointegración, es decir, previamente a la cicatrización; en este sentido cabe aclarar que la estabilidad primaria depende del torque de inserción y que los diseños de roscado doble requieren mayor torque de inserción.

De acuerdo a la *Tabla 9* se puede determinar el diámetro del implante que debe ser usado en la sustitución del primer molar, de manera que para el estudio de este proyecto se elegirá el implante con diámetro de 5 mm.

**Tabla 9.** Diámetro recomendado para implante.

<b>Diente</b>	<b>Diámetro de implante recomendado.</b>
Central	4.1, 4.3, 5.0.
Lateral	3.25, 3.5.
Canino	4.1, 4.3.
Primer premolar	4.1, 4.3.
Segundo premolar	4.1, 4.3.
Primer molar	4.1, 4.3, 5.0, 6.0.
Segundo molar	4.1, 4.3, 5.0, 6.0.

*Fuente: BECERRA SANTOS, Gerardo. RAMÓN MORALES, Oscar. Consideraciones en el manejo de los implantes en la zona estética, Universidad de Antioquia, Facultad de Odontología, 2009.*

Según Lemus<sup>1</sup> *et al.* los implantes de 5 mm son tres veces más resistentes que implantes de 3,75 mm, mientras que los implantes de 6 mm llegan a tener hasta 6 veces más resistencia que los implantes de 3,75 mm.

El tipo de conexión del implante, ya sea externa o interna, es un factor importante porque permite que el pilar sea estable y garantiza una buena estética, la conexión externa ha sido más usada por su implicación en la Osteointegración, sin embargo, surgió la conexión interna como respuesta al problema de estabilidad que la conexión externa contemplaba y para mejorar el sello antibacteriano.

Realizar la selección de implante requiere tener en cuenta los factores que se han mencionado anteriormente, además solicita de la experiencia del odontólogo. En el mundo existen más de 213 compañías que fabrican implantes dentales, distribuidas en más de 24 países, cada compañía tiene líneas de producción con capacidad para decenas de modelos de diseño patentado, lo que quiere decir que hay una cantidad creciente de modelos de implantes dentales. Sin embargo, no todos son usados en las mismas cantidades a nivel global, unos pocos modelos tienen la mayor demanda. En este sentido la selección del modelo implantario se enfoca en la experiencia del odontólogo y en la demanda global del implante dental.

Se ha decidido trabajar el proceso de optimización geométrica del pilar para el implante de la compañía Alpha-Bio Tec<sup>2</sup>, conocido como SPI - El implante en espiral original. La compañía tiene 25 años de experiencia en el desarrollo de implantes dentales y en el fomento de técnicas sencillas de Implantología, así mismo ha desarrollado sus procesos bajo estándares de calidad global.

---

<sup>1</sup> LEMUS CRUZ, Leticia. ALMAGRO URRUTIA, Zoraya. SÁEZ CARRIERA, Rolando, *et al.* Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes. Universidad de Ciencias Médicas de La Habana. Facultad de Estomatología "Raúl González Sánchez", La Habana, 2012.

<sup>2</sup> Disponible en la web, ([www.alpha-bio.net](http://www.alpha-bio.net)).

El implante dental SPI tiene más de 10 años en el mercado mundial y es el más comercializado por la compañía, es un implante cónico de hexágono interno que posee características autoperforantes excepcionales y un cuerpo espiralado único que le permite cambiar su posición durante su colocación y obtener una altísima estabilidad primaria también en casos clínicos muy complejos. Este implante posee buena estabilidad primaria, tiene una excelente conexión implante-pilar, tiene mayor área de contacto con el hueso y distribuye la carga de una mejor manera gracias a su roscado. *Ver figura 23.*

**Figura 23.** Modelo CAD del Implante SPI.



Para las restauraciones de tipo único, la compañía recomienda usar el pilar HBC 2.5 (*ver figura 24*) si el implante se va a ubicar en la zona posterior de la mandíbula, además recomienda que la superficie superior del pilar debe quedar al ras de la superficie del hueso si es pilar HBC 2.5, *ver figura 27A*.

**Figura 24.** Modelo CAD del Pilar HBC 2.5.



La conexión del implante y el pilar se realiza con el Screw Abutments LS 2.5 (*ver figura 25*), que es el tornillo de sujeción oclusal y que además permite la conexión con el soporte coronario Sheath Plastic PST-AR (*ver figura 26*).

**Figura 25.** Modelo CAD del Screw Abutments LS 2.5.

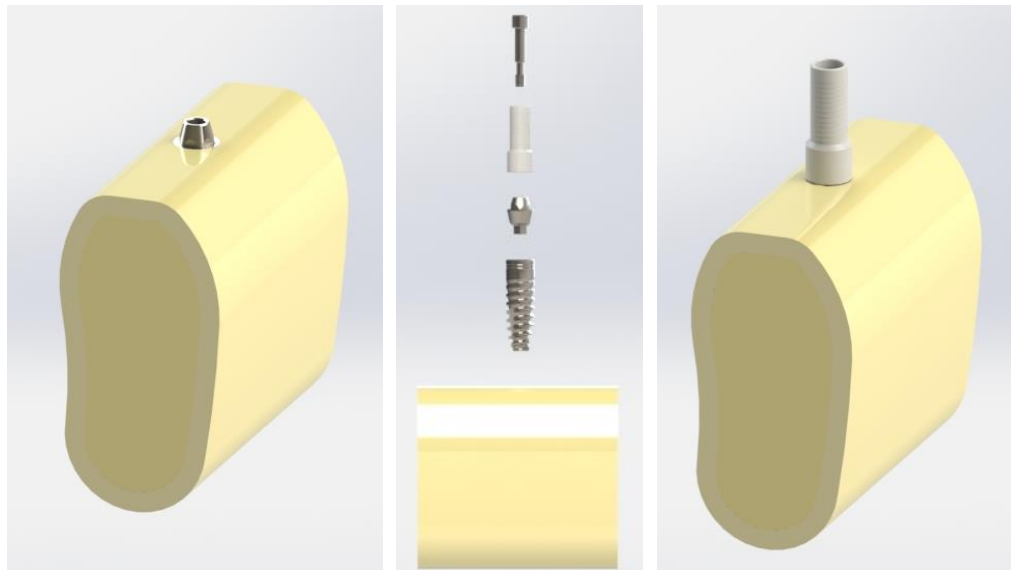


**Figura 26.** Modelo CAD del Sheath Plastic PST-AR.



El conjunto del modelo CAD desarrollado se muestra en la *figura 27* de la siguiente manera, a la izquierda (A) se encuentra el modelo del hueso, el implante y el pilar. En el centro (B) se encuentra la vista explosionada del conjunto completo. A la derecha (C) se muestra el conjunto completo de manera agrupada.

**Figura 27.** Conjunto modelo CAD de implante y hueso.



A) Pilar en altura recomendada. B) Explosionado. C) Completo.

**3.1.3 Selección de carga Biomecánica.** Como se mencionó anteriormente, las fuerzas oclusales pueden ser de tres a cuatro veces superiores en la región molar en comparación con la región incisiva; debido a que existen condiciones que hacen que el valor de la fuerza masticatoria máxima funcional sea diferente en comparación entre individuos, ya sea por la edad, sexo, la alimentación, hábitos masticatorios, dimensión vertical optima, características óseas, etc. hay muchos modelos de carga Biomecánica que se han usado para el estudio por Elementos Finitos.

Los modelos varían la condición de carga dependiendo del análisis de la investigación, en algunos casos la condición es significativa, sin embargo, la finalidad de este proyecto es optimizar la geometría del pilar mediante la optimización topológica y de forma.

Para Geng<sup>1</sup> *et al.* la carga usada es de 141 N a 45° respecto al eje vertical del implante, ubicada en la parte superior y central del implante. Para López<sup>2</sup> *et al.* la carga es oclusal y varía desde 100 N hasta 150 N.

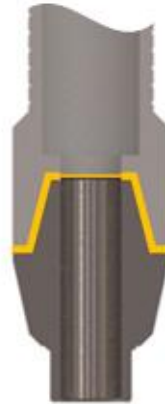
El área de contacto entre soporte coronario Sheath Plastic PST-AR y el pilar HBC 2.5 se muestra en la figura 28 (zona amarilla), sin embargo, no es en esa área donde se transmiten las fuerzas ya que el soporte coronario es sustituido en el proceso de creación de la estructura, de manera que la carga se sitúa en la zona superior del pilar.

---

<sup>1</sup> GENG, J. MA, Q. XU, W. LIU, G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Rehabilitation Oral.* 2004.

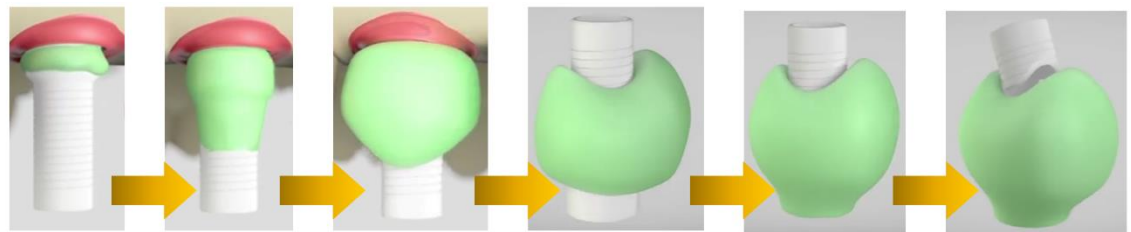
<sup>2</sup> López, *Op. cit.*

**Figura 28.** Área de contacto entre el Soporte Coronario y el Pilar.



El proceso de creación de la estructura se hace siguiendo las recomendaciones del fabricante, en la *figura 29* se muestra a detalle el proceso.

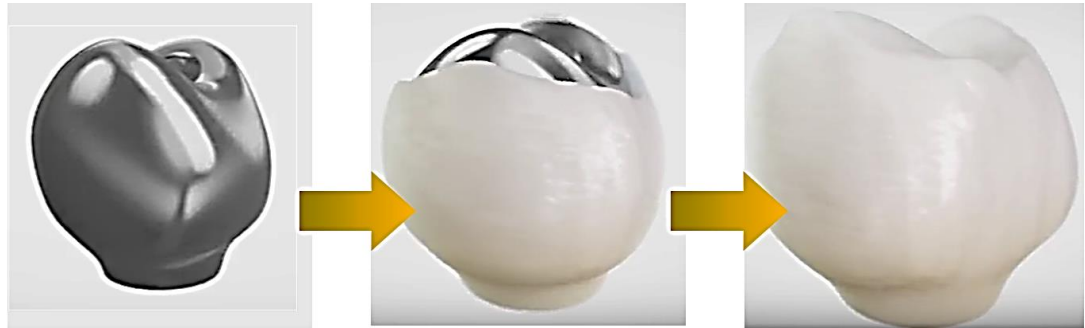
**Figura 29.** Proceso de creación de la estructura.



*Fuente: Alpha-Bio Tec, Modificado.*

En este estudio se prefiere usar una carga inicial de 150 N de manera oclusal y distribuida sobre el pilar, de la forma en que hace contacto la estructura de la corona con el pilar una vez se realice el proceso de creación de la estructura, como lo recomienda el fabricante antes de hacer la corona de porcelana fundida con metal (PFM), *ver figura 30*.

**Figura 30.** Fabricación de la corona de porcelana fundida con metal PFM.



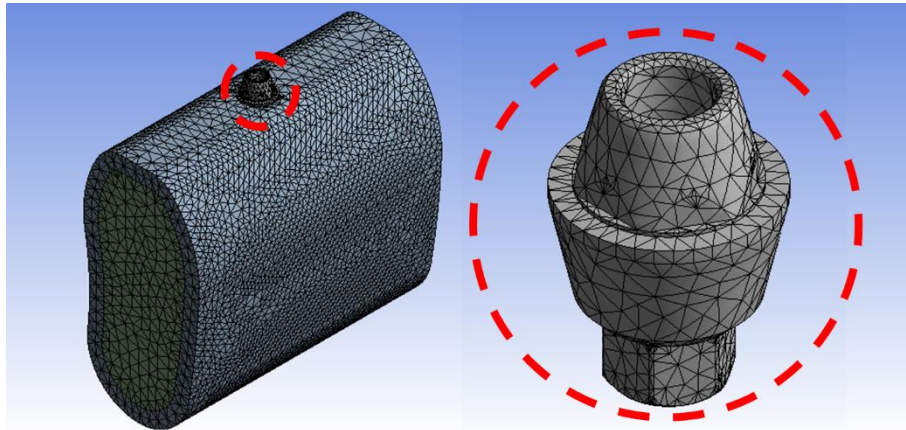
*Fuente: Alpha-Bio Tec, Modificado.*

### **3.2 DISCRETIZACIÓN Y PREPROCESAMIENTO.**

El proceso de mallado en ANSYS para el modelo en conjunto del hueso (cortical y esponjoso), implante y pilar, se desarrolla con la preferencia física mecánica, bajo condiciones de proximidad y usando Elementos Tetraédricos de 10 Nodos (TET10), ya que es el elemento recomendado para este tipo de geometrías con curvaturas porque en el mallado aproxima más a la representación de la geometría, así mismo el elemento usado en estudios similares de Elementos Finitos, de esta manera se puede desarrollar una buena simulación sin usar demasiados recursos computacionales, *ver figura 31.*

El proceso de mallado es mejorado a la hora del refinamiento que ocurre en la solución de ANSYS, se realiza el refinamiento y se estudia la convergencia en los resultados de esfuerzo normal en el conjunto, para definir el número de Elementos y Nodos que dan una respuesta más exacta, de igual manera se evalúan los resultados bajo la condición de error estructural para observar la posibilidad de un grado de error en el estudio del sistema de interacción hueso-implante.

**Figura 31.** Mallado de modelo hueso mandibular – implante.



En la *Tabla 10* se muestran las características del mallado principal del modelo, allí se muestra un valor del promedio de calidad del elemento que está entre el rango de (0,65-0,75) que es considerado bueno para las simulaciones en ANSYS, el valor promedio de la calidad ortogonal también se encuentra en el rango de (0,65-0,75) que es considerado bueno para las simulaciones en ANSYS, con la aclaración que en el refinamiento se mejoran estos valores.

**Tabla 10.** Datos de la discretización en el mallado.

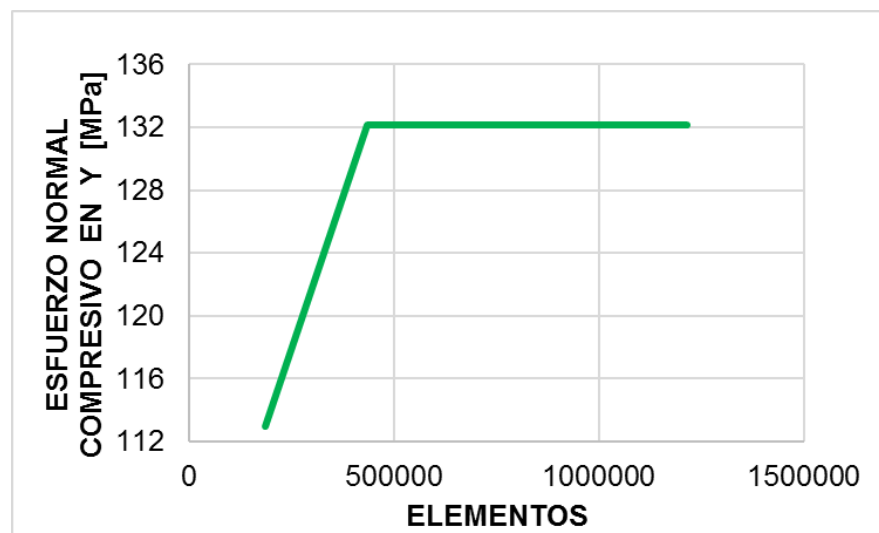
CONCEPTO	VALOR
NÚMERO DE NODOS	310315
NÚMERO DE ELEMENTOS	184880
PROMEDIO DE CALIDAD DEL ELEMENTO	0,66298
PROMEDIO DE CALIDAD ORTOGONAL	0,71538

Para la determinación del esfuerzo normal se desarrolla un estudio de la convergencia, la cual se realizó para diferentes condiciones de refinamiento del mallado, primero un refinamiento básico (R1) con una intensidad de refinamiento igual a 1, seguidamente un refinamiento medio (R2) con una intensidad de refinamiento de 2, finalmente un refinamiento avanzado (R3) con una intensidad de refinamiento de 3, mediante la configuración de un máximo número de ciclos de refinamiento de 10, el mejor

resultado comparando la exactitud y el uso de recursos computacionales corresponde al refinamiento medio (R2).

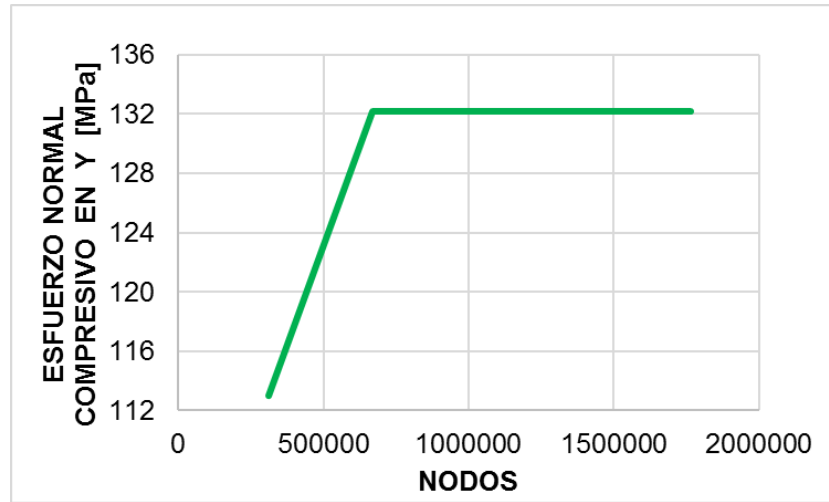
A continuación, se muestra la tendencia que tiene a converger en un valor el resultado del análisis de esfuerzo normal, de manera gráfica se observa el esfuerzo normal vs el número de Elementos, para una carga de 150N.

**Figura 32.** Esfuerzo normal vs el número de Elementos.



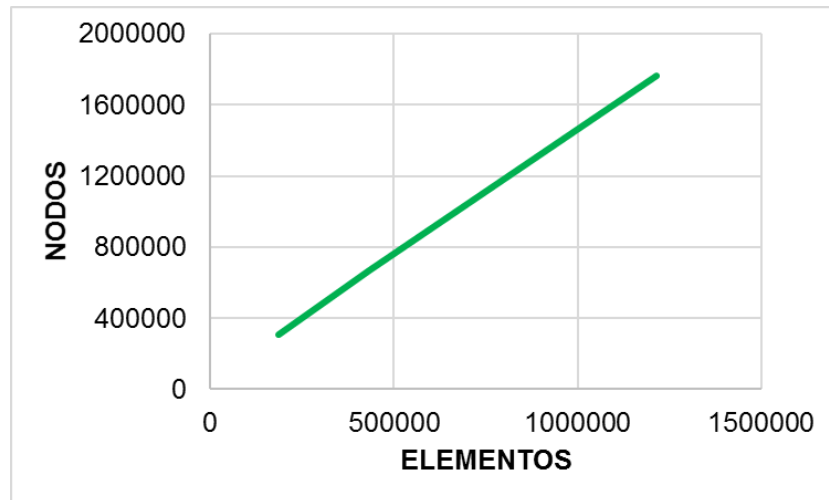
Se determina usar 1799821 Nodos y 1238878 Elementos para estudiar la interacción hueso-implante bajo cuatro condiciones de carga Biomecánica, de 150N, 300N, 450N y 600N.

**Figura 33.** Esfuerzo normal vs el número de Nodos.



En la *figura 34* se muestra la relación directamente proporcional que tiene el número de Nodos y el número de Elementos, que es una buena característica del mallado del modelo, para una carga de 150N.

**Figura 34.** Número de Nodos vs Número de Elementos.

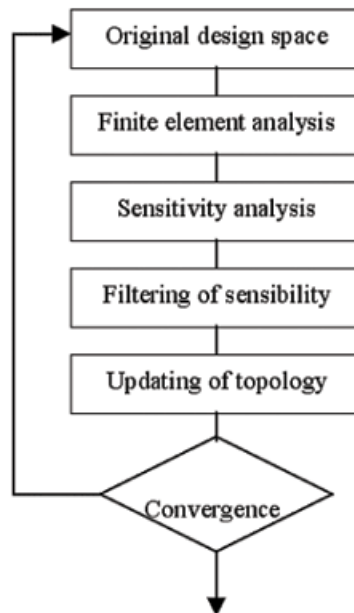


### 3.3 OPTIMIZACIÓN TOPOLÓGICA.

El proceso de optimización topológica se realiza mediante el uso de la aplicación de ANSYS para la versión 17.0, la cual ejecuta un algoritmo que mediante iteración da buenos resultados dentro de la región en análisis, esta aplicación es muy usada ya que permite obtener ventajas de reducción en peso y fortalecimiento estructural bajo los parámetros de resistencia, de manera que sea aprovechado al máximo la capacidad del material. Los procesos de optimización topológica presentan una secuencia básica de solución que se puede observar en el diagrama de flujo de la *figura 35*, finalizando con el estudio de convergencia de la solución planteada.

El algoritmo de ANSYS sigue la secuencia, de inicialización, resolución primaria del análisis de perturbaciones, lectura de datos constantes, inicialización de problema, montaje EMAT, modificación EMAT, solución estática, otras operaciones, solución de sistemas adjuntos y finalmente análisis de convergencia.

**Figura 35.** Diagrama de flujo de secuencia básica de algoritmo de Optimización Topológica.

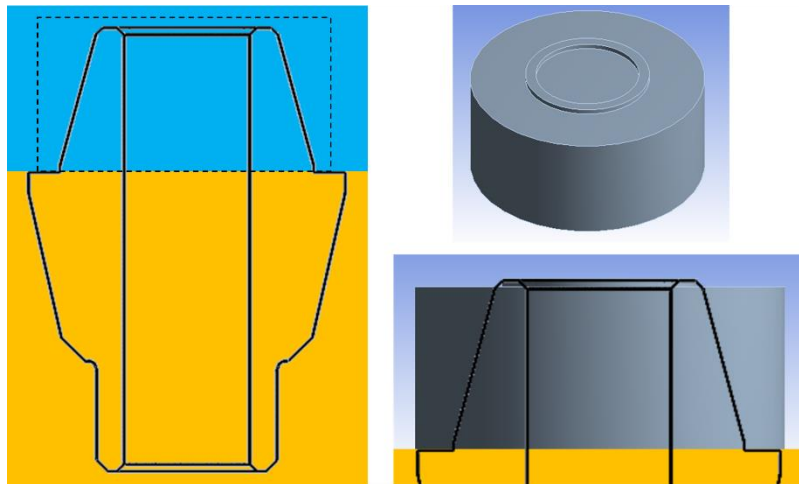


*Fuente: GUIMARÃES, T. et al. Application of the topological optimization technique to the stents cells design for angioplasty, 2008.*

Inicialmente se define la zona donde se desea la optimización, se agregan las exclusiones y los requerimientos de optimización, para este caso se decide trabajar sobre la zona superior del pilar, la cual está fuera del contacto óseo, además la zona inferior corresponde a un estándar de diseño para los pilares de la compañía que permite la conexión con diferentes modelos de pilares para conexión cementada o atornillada, se hace esa exclusión para respetar el enfoque de aplicación de la compañía.

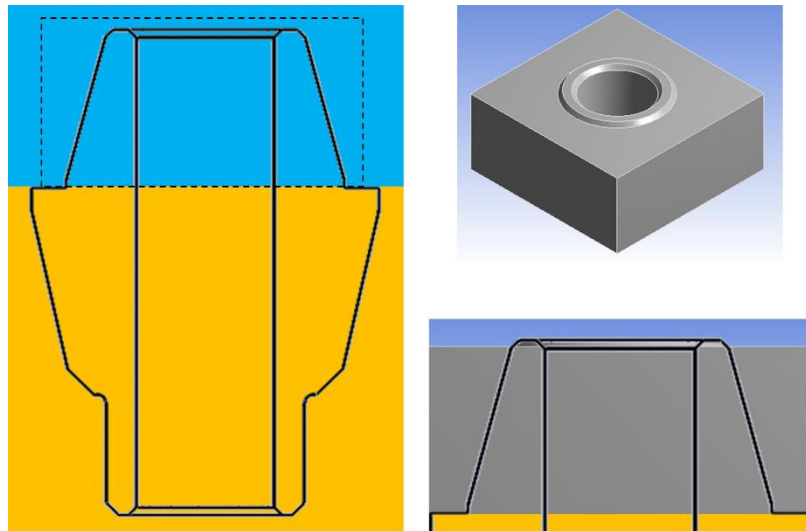
Se plantean modelos geométricos que definan el espacio donde se requiere la optimización, de manera que se realice una solución práctica y con buena respuesta, en la *figura 36* se muestra el modelo geométrico cilíndrico para optimizar la parte superior del pilar.

**Figura 36.** Modelo geométrico cilíndrico para Optimización.



De la misma manera se plantea otro tipo de modelos, pero el que da una mejor aproximación se muestra en la *figura 37*, el modelo geométrico rectangular para optimizar la parte superior del pilar cubre el espacio total y sus caras planas ayudan en el proceso de mallado previo a la optimización.

**Figura 37.** Modelo geométrico rectangular para Optimización.



## 4. RESULTADOS.

Los resultados obtenidos para el estudio de la interacción entre el modelo de implante y el hueso corresponden a la solución del análisis estático estructural en ANSYS, ya que dada la condición de carga y la situación de evaluación de la formación de nuevo hueso en la periferia del implante es el mejor análisis, puesto que Frost estableció relaciones entre la formación de nuevo hueso y la deformación sufrida por la carga, como se mencionó anteriormente.

### 4.1 DEFORMACIÓN TOTAL.

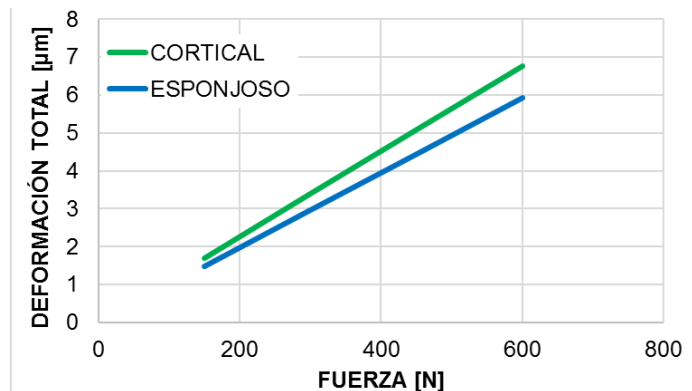
La deformación total en la zona elástica que presenta cada componente del modelo se muestra en la *tabla 11* para diferentes valores de carga, la cual representa el cambio longitudinal en  $\mu\text{m}$  de cada uno respecto a la referencia inicial.

**Tabla 11.** Deformación total en componentes para diferentes cargas.

	<b>FUERZA [N]</b>	<b>MÁXIMA [<math>\mu\text{m}</math>]</b>	<b>MÍNIMA [<math>\mu\text{m}</math>]</b>
<b>HUESO CORTICAL</b>	150	1,69310	0,00000
	300	3,38610	0,00000
	450	5,07920	0,00000
	600	6,77220	0,00000
<b>HUESO ESPONJOSO</b>	150	1,48040	0,00000
	300	2,96070	0,00000
	450	4,44110	0,00000
	600	5,92140	0,00000
<b>IMPLANTE SPI</b>	150	1,53640	0,84734
	300	3,07280	1,69470
	450	4,60920	2,54200
	600	6,14560	3,38940
<b>PILAR HBC 2.5</b>	150	2,49720	1,37970
	300	4,99740	2,75940
	450	7,49610	4,13900
	600	9,99480	5,51870

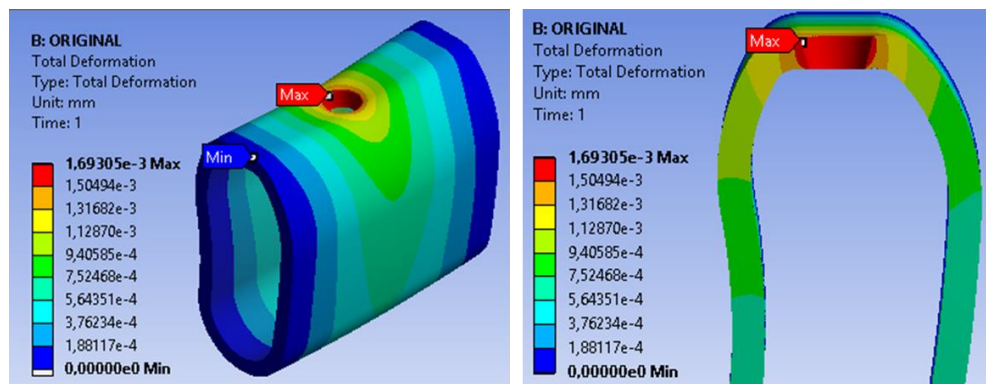
En la *figura 38* se muestra de manera gráfica la relación existente entre la deformación total máxima y la fuerza aplicada para el hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular).

**Figura 38.** Deformación total vs fuerza para hueso cortical y esponjoso.



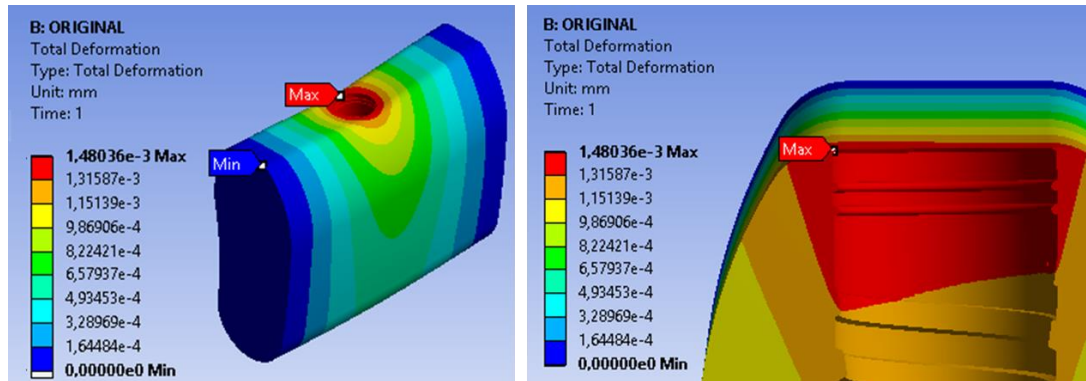
La localización de la deformación total máxima y mínima para el hueso cortical se muestra en la *figura 39* con la condición de carga de 150N.

**Figura 39.** Deformación total en hueso cortical a 150N.



La localización de la deformación total máxima y mínima para el hueso esponjoso (trabecular) se muestra en la *figura 40* con la condición de carga de 150N.

**Figura 40.** Deformación total en hueso esponjoso a 150N.



## 4.2 MÁXIMA DEFORMACIÓN ELÁSTICA.

La máxima deformación en la zona elástica que presenta cada componente del modelo se muestra en la *tabla 12* para diferentes valores de carga, la cual representa la razón entre el cambio longitudinal en mm de cada uno de los componentes (deformación total) respecto de la longitud original del componente en mm.

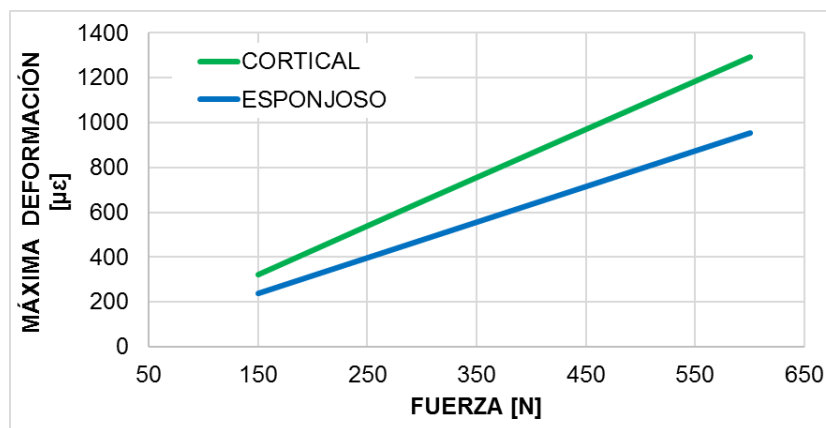
Como se mencionó anteriormente la máxima deformación elástica tiene relación con el cambio en la masa ósea de acuerdo a lo establecido por Frost, por esta razón es un parámetro fundamental para el análisis de la interacción hueso-implante.

En la *figura 41* se muestra de manera gráfica la relación existente entre la máxima deformación elástica y la fuerza aplicada para el hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular).

**Tabla 12.** Máxima deformación elástica para diferentes cargas.

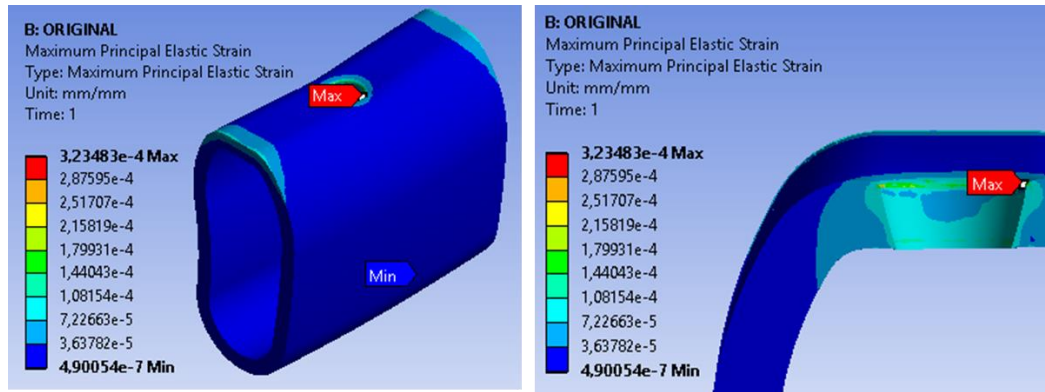
	<b>FUERZA [N]</b>	<b>MÁXIMA [<math>\mu\epsilon</math>]</b>	<b>MÍNIMA [<math>\mu\epsilon</math>]</b>
<b>HUESO CORTICAL</b>	150	323,48	0,49005
	300	646,7	0,98011
	450	970,05	1,4702
	600	1293,4	1,9602
<b>HUESO ESPONJOSO</b>	150	238,68	5,8933
	300	477,33	11,787
	450	715,99	17,68
	600	954,65	23,573
<b>IMPLANTE SPI</b>	150	89,462	2,8855
	300	178,92	5,7709
	450	268,38	8,6563
	600	357,84	11,542
<b>PILAR HBC 2.5</b>	150	464,3	-47,866
	300	836,11	-97,651
	450	1254,2	-146,48
	600	1672,2	-195,3

**Figura 41.** Máxima deformación vs fuerza para hueso cortical y esponjoso.



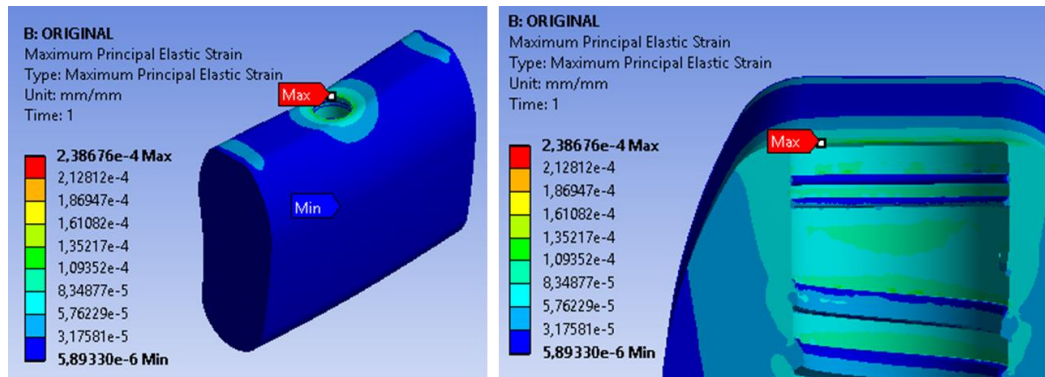
La localización de la máxima deformación principal elástica máxima y mínima para el hueso cortical se muestra en la *figura 42* con la condición de carga de 150N.

**Figura 42.** Máxima deformación principal en hueso cortical a 150N.



La localización de la máxima deformación principal elástica máxima y mínima para el hueso esponjoso (trabecular) se muestra en la *figura 43* con la condición de carga de 150N.

**Figura 43.** Máxima deformación principal en hueso esponjoso a 150N.



### 4.3 ESFUERZO EQUIVALENTE.

El esfuerzo equivalente en la zona elástica que presenta cada componente del modelo se muestra en la *tabla 13* para diferentes valores de carga.

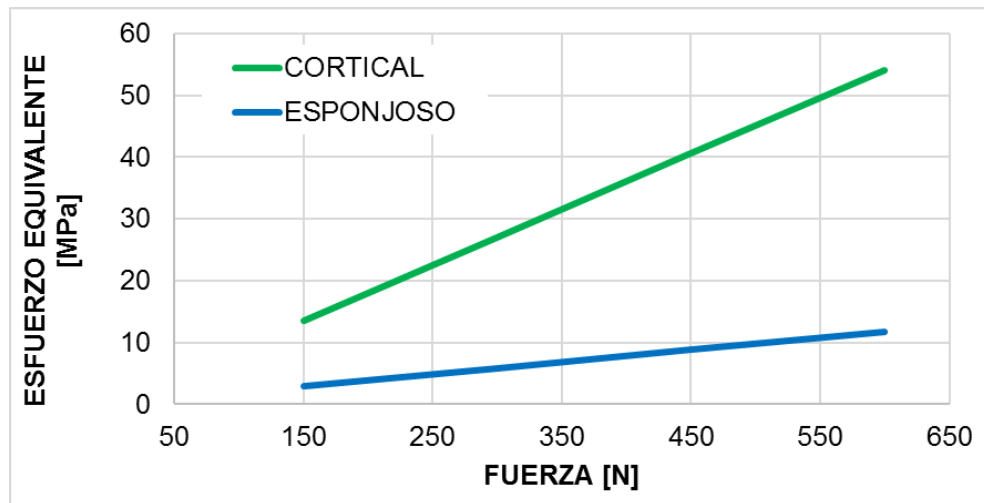
**Tabla 13.** Esfuerzo equivalente en cada componente para diferentes cargas.

	<b>FUERZA [N]</b>	<b>MÁXIMO [MPa]</b>	<b>MÍNIMO [MPa]</b>
<b>HUESO CORTICAL</b>	150	13,507	8,23E-03
	300	27,018	1,65E-02
	450	40,527	2,47E-02
	600	54,036	3,29E-02
<b>HUESO ESPONJOSO</b>	150	2,9335	8,95E-02
	300	5,8666	0,17909
	450	8,7998	0,26863
	600	11,733	0,35817
<b>IMPLANTE SPI</b>	150	22,961	0,64533
	300	45,922	1,2904
	450	68,883	1,9354
	600	91,843	2,5804
<b>PILAR HBC 2.5</b>	150	92,918	1,3719
	300	172,33	2,7513
	450	258,49	4,127
	600	344,66	5,5027

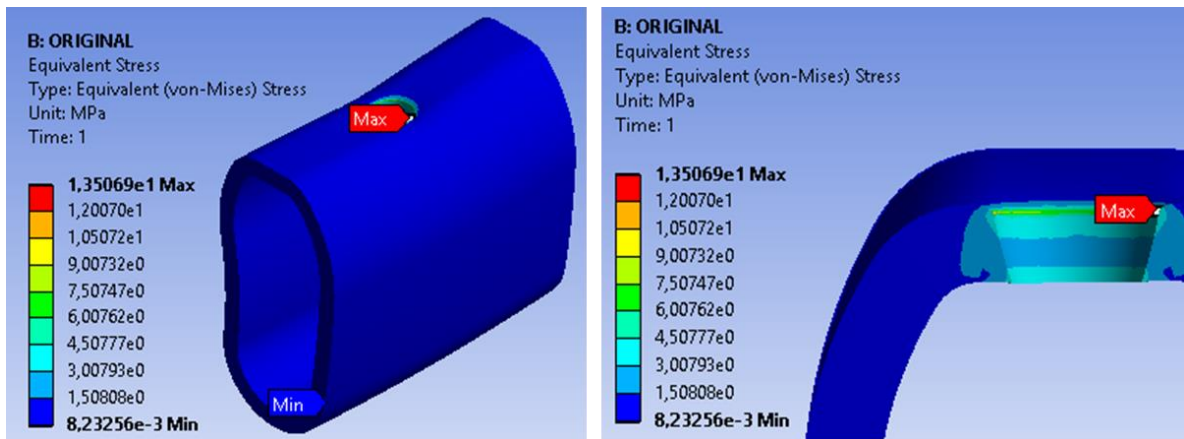
En la *figura 44* se muestra de manera gráfica la relación existente entre el esfuerzo equivalente y la fuerza aplicada para el hueso cortical y el hueso esponjoso (trabecular).

La localización del esfuerzo equivalente máximo y mínimo para el hueso cortical se muestra en la *figura 45* con la condición de carga de 150N.

**Figura 44.** Esfuerzo equivalente vs fuerza para hueso cortical y esponjoso.

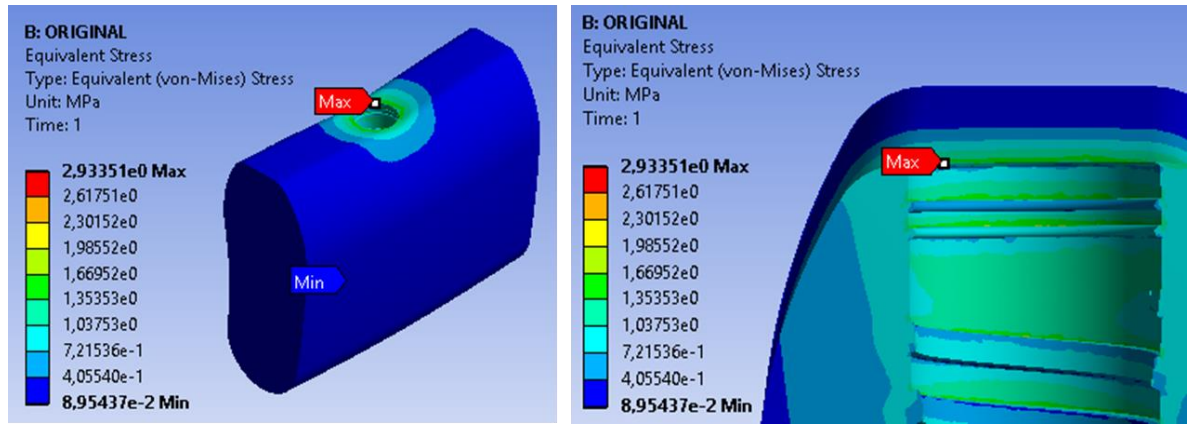


**Figura 45.** Esfuerzo equivalente en hueso cortical a 150N.



La localización del esfuerzo equivalente máximo y mínimo para el hueso esponjoso (trabecular) se muestra en la *figura 46* con la condición de carga de 150N.

**Figura 46.** Esfuerzo equivalente en hueso esponjoso a 150N.



#### 4.4 ESFUERZOS NORMALES.

Los esfuerzos normales en la zona elástica que presenta cada componente del modelo se muestran en la *tabla 14*, normales a los ejes X, Y y Z, donde los mínimos corresponden a esfuerzos normales de tipo compresivo.

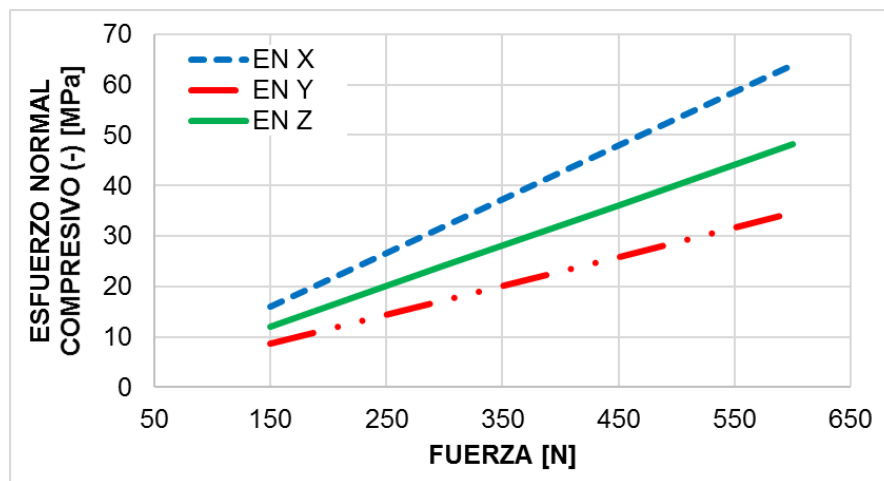
**Tabla 14.** Esfuerzos normales en cada componente para diferentes cargas.

	[N]	EJE X		EJE Y		EJE Z	
		MÁX [MPa]	MÍN (-) [MPa]	MÁX [MPa]	MÍN (-) [MPa]	MÁX [MPa]	MÍN (-) [MPa]
HUESO CORTICAL	150	1,3475	15,968	1,1351	8,63	1,5269	12,04
	300	2,695	31,936	2,2702	17,261	3,0538	24,081
	450	4,0425	47,903	3,4053	25,891	4,5807	36,122
	600	5,39	63,871	4,5404	34,521	6,1076	48,162
HUESO ESPONJOSO	150	0,94128	0,72449	0,79962	2,1043	0,77631	0,89149
	300	1,8825	1,449	1,5992	4,2086	1,5527	1,783
	450	2,8237	2,1735	2,3989	6,313	2,329	2,6744
	600	3,765	2,8981	3,1985	8,4174	3,1054	3,5659

IMPLANTE SPI	150	5,9013	11,189	10,332	24,948	6,0056	9,9657
	300	11,802	22,377	20,664	49,896	12,011	19,931
	450	17,704	33,566	30,995	74,844	18,017	29,897
	600	23,605	44,755	41,327	99,792	24,022	39,862
PILAR HBC 2.5	150	10,934	81,573	17,413	132,15	10,238	82,804
	300	19,098	163,51	35,905	253,02	20,966	163,69
	450	28,647	245,26	53,858	379,52	31,45	245,53
	600	38,196	327,01	71,81	506,03	41,933	327,38

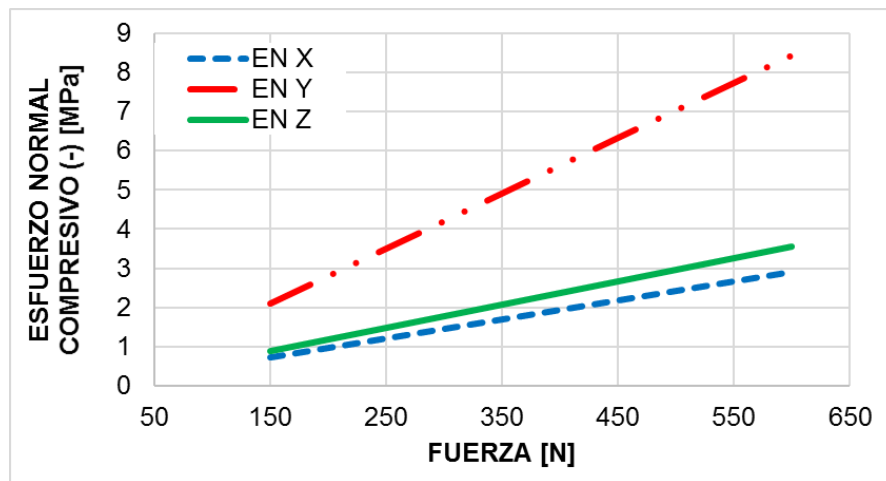
En la *figura 47* se muestra de manera gráfica la relación existente entre los esfuerzos normales en los diferentes ejes y la fuerza aplicada para el hueso cortical.

**Figura 47.** Esfuerzos normales vs fuerza para el hueso cortical.

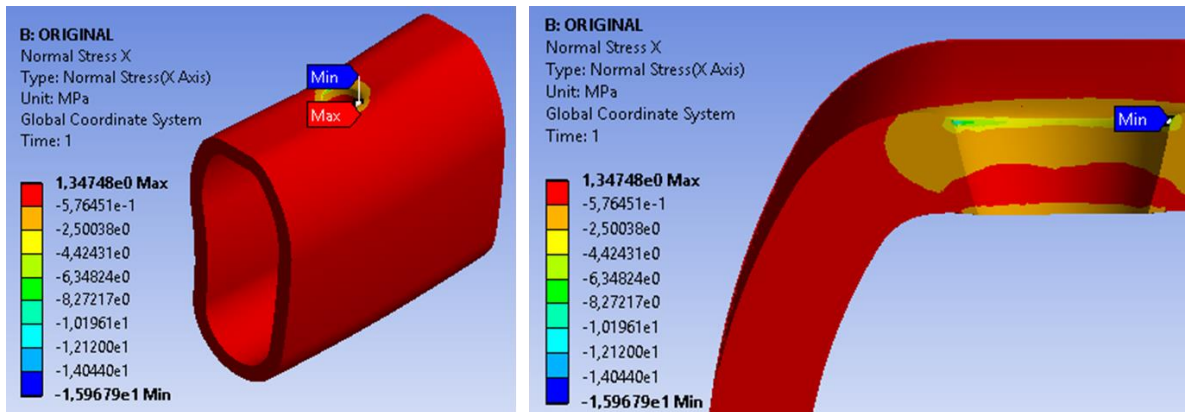


En la *figura 48* se muestra de manera gráfica la relación existente entre los esfuerzos normales en los diferentes ejes y la fuerza aplicada para el hueso esponjoso (trabecular).

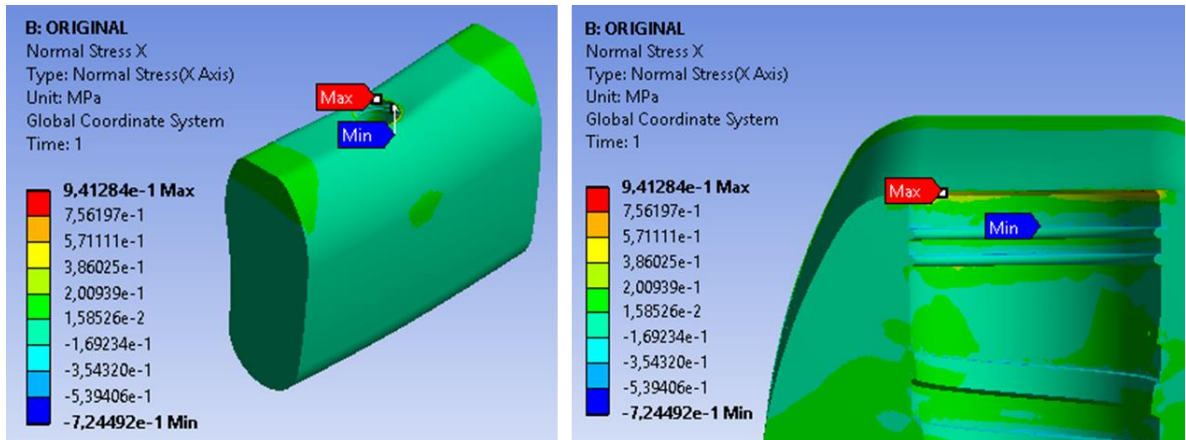
**Figura 48.** Esfuerzos normales vs fuerza para el hueso esponjoso.



**Figura 49.** Esfuerzo normal en X para hueso cortical a 150N.

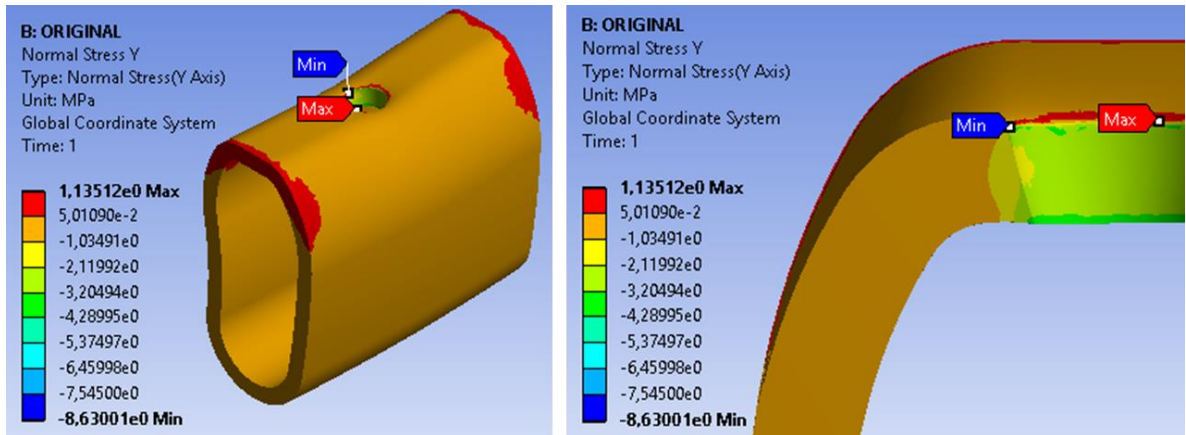


**Figura 50.** Esfuerzo normal en X para hueso esponjoso a 150N.

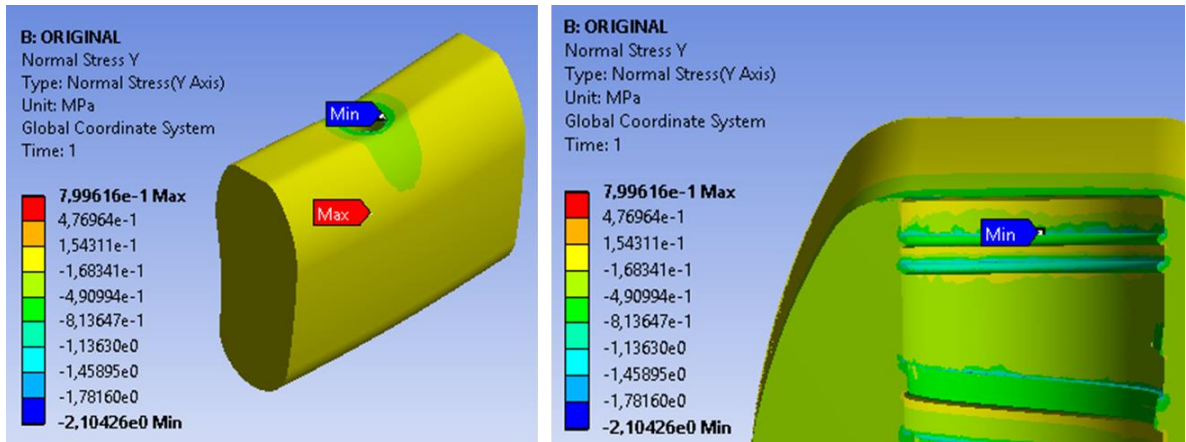


La localización del esfuerzo normal máximo y mínimo en el eje X para los huesos corticales y esponjoso (trabecular) se muestra en las *figuras 49 y 50* respectivamente, con la condición de carga de 150N.

**Figura 51.** Esfuerzo normal en Y para hueso cortical a 150N.



**Figura 52.** Esfuerzo normal en Y para hueso esponjoso a 150N.



La localización del esfuerzo normal máximo y mínimo en el eje Y para los huesos corticales y esponjoso (trabecular) se muestra en las *figuras 51 y 52* respectivamente, con la condición de carga de 150N.

**Figura 53.** Esfuerzo normal en Z para hueso cortical a 150N.

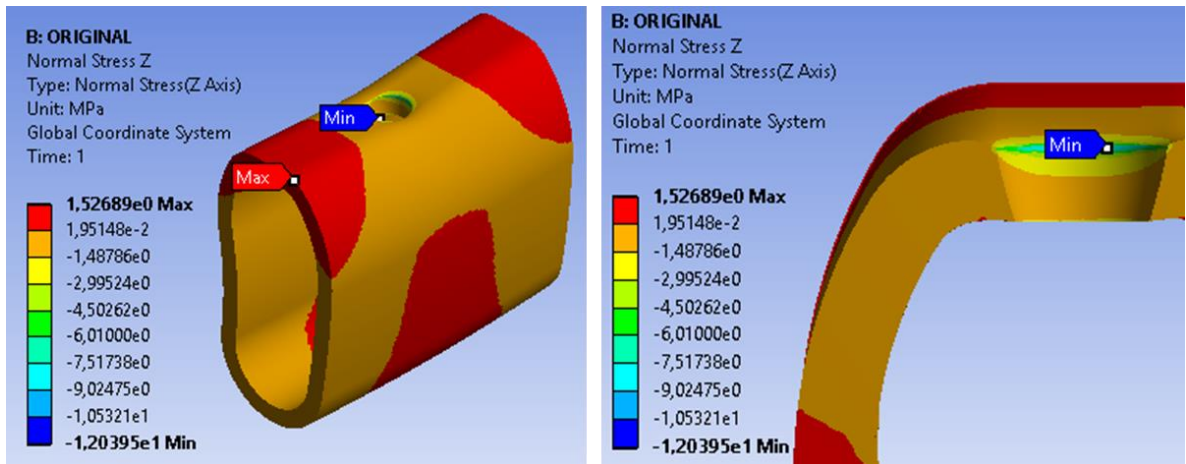
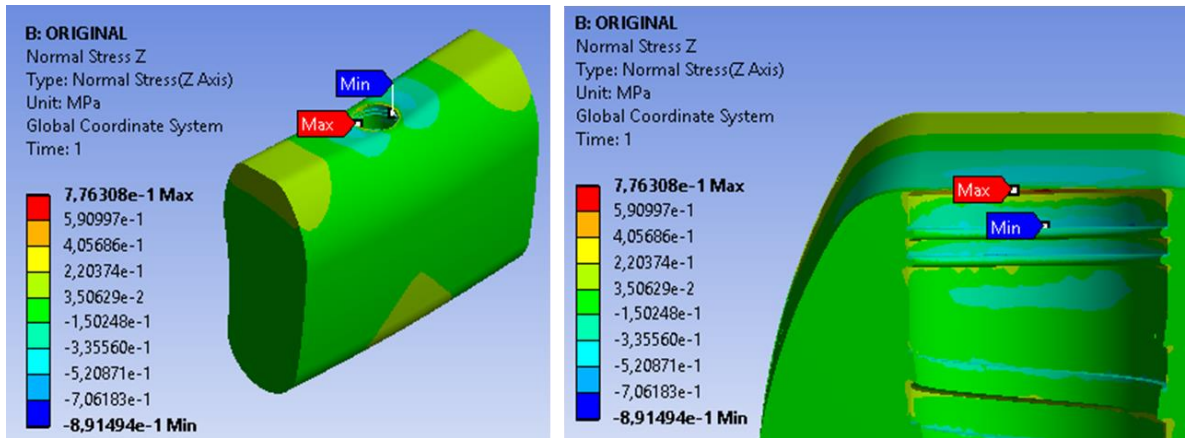


Figura 54. Esfuerzo normal en Z para hueso esponjoso a 150N.



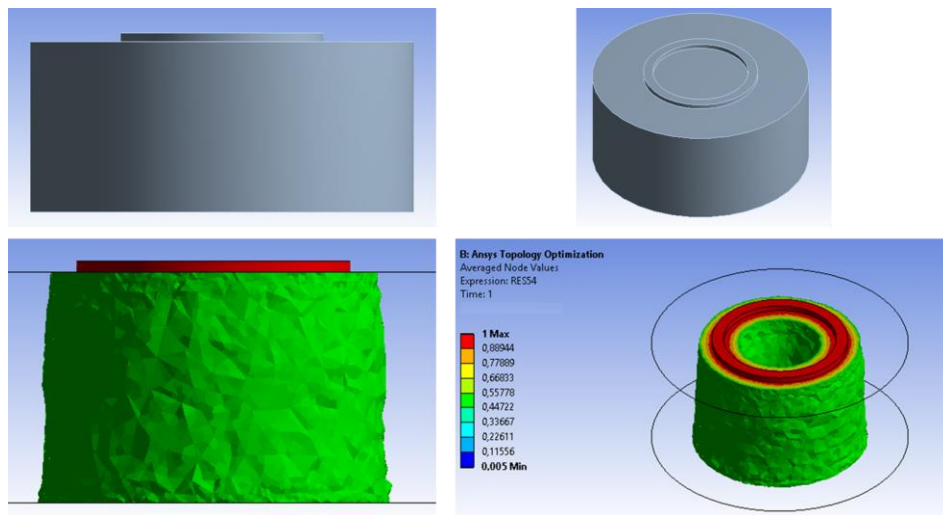
La localización del esfuerzo normal máximo y mínimo en el eje Z para los huesos corticales y esponjoso (trabecular) se muestra en las *figuras 53* y *54* respectivamente, con la condición de carga de 150N.

#### 4.5 OPTIMIZACIÓN.

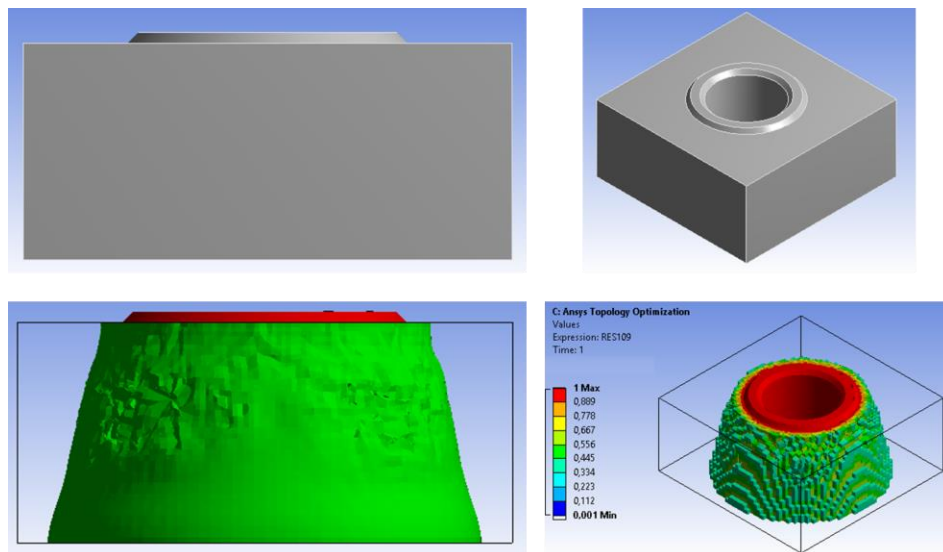
Los resultados de la optimización topológica y de forma para el modelo geométrico cilíndrico se muestran se muestran en la *figura 55* y corresponden a una reducción del 35% en volumen del modelo planteado.

Para el modelo geométrico rectangular se obtuvo un resultado más preciso que se muestra en la *figura 56*, el cual se usó para desarrollar el pilar optimizado después de un proceso de suavizado y mejoramiento superficial, se tuvo que proceder a definir completamente la geometría con criterios de diseño y manejando valores aceptables en el dimensionamiento, ya que se concibe como un modelo para manufacturar.

**Figura 55.** Resultados de Optimización para modelo geométrico cilíndrico.



**Figura 56.** Resultados de Optimización para modelo rectangular.



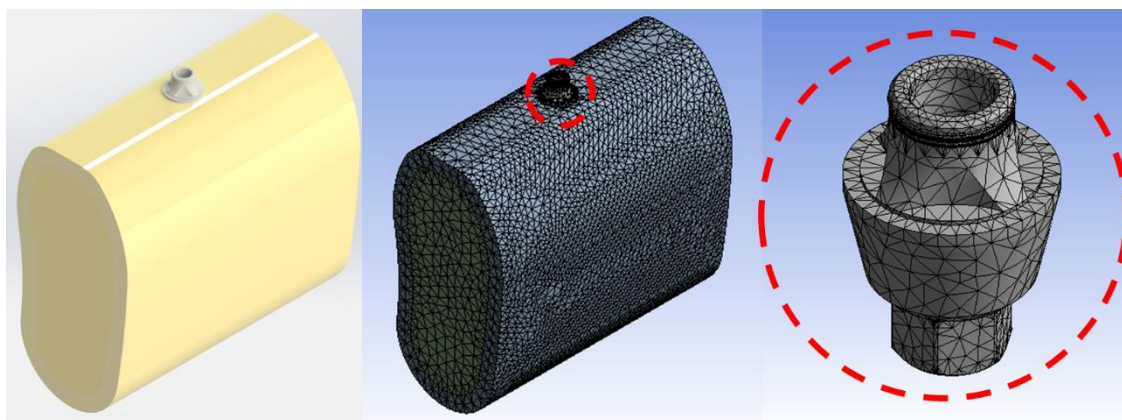
El diseño final del modelo optimizado se muestra en la *figura 57* de manera comparativa respecto del diseño original del pilar.

**Figura 57.** Modelo original y el modelo optimizado del pilar.



Para comprobar que el modelo cumple con los requerimientos planteados se realiza un análisis estático estructural con las mismas condiciones del modelo original, bajo una carga de 150N.

**Figura 58.** Modelo de conjunto con pilar optimizado para análisis.



En la *tabla 15* se muestra la comparación entre los valores de los resultados obtenidos en el análisis estático estructural para el pilar original y el pilar optimizado en el comportamiento con el modelo óseo mandibular, se realiza el mismo proceso de mallado y se ciñe a la característica de convergencia expuesta anteriormente, usando 1777452 Nodos y 1215695 Elementos, algo menor que el caso del pilar original debido al volumen y el área superficial que cambió.

**Tabla 15.** Valores de comparación entre pilar original y pilar optimizado.

	PILAR	ESFUERZOS NORMALES (-)			MAX. DEFOR. [ $\mu\epsilon$ ]	ESFUERZO EQUIVAL. [MPa]
		EN X [MPa]	EN Y [MPa]	EN Z [MPa]		
<b>COTICAL</b>	<b>ORIGINAL</b>	15,968	8,63	12,04	323,48	13,507
	<b>OPTIMIZADO</b>	14,167	8,2949	10,585	331,81	12,918
<b>ESPONJOSO</b>	<b>ORIGINAL</b>	0,72449	2,1043	0,89149	238,68	2,9335
	<b>OPTIMIZADO</b>	0,67085	1,9607	0,76507	236,14	2,6742

## 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

### 5.1 ANÁLISIS DE LA DEFORMACIÓN TOTAL.

De acuerdo a los datos de la *tabla 11* se puede observar una ligera similitud entre la deformación total en el hueso cortical, hueso esponjoso e implante, esto se debe a que la carga se sitúa con mayor proximidad en el pilar que en los demás componentes, por eso en el orden de proximidad se presenta una mayor deformación en este caso es en orden descendente, el pilar, el hueso cortical, el implante y el hueso esponjoso. Así mismo cabe resaltar que los valores son mínimos e inferiores a la milésima parte de la longitud de cada componente.

El comportamiento descrito por la *figura 38* es el esperado, ya que de acuerdo a las condiciones propias de los materiales usados se presenta una relación directamente proporcional entre el cambio de la deformación total y las cargas, con la salvedad de que ocurre en la zona elástica. En la misma figura se observa que las líneas que describen el comportamiento de la deformación total son casi paralelas debido a lo que se mencionó en el párrafo anterior, con una relación aproximada de  $1\mu\text{m}$  por cada 100N.

De acuerdo a las *figuras 39 y 40* se observa que la deformación total máxima ocurre en la zona superior próxima a la carga dentro de su contorno circunferencial, para el hueso cortical y el hueso esponjoso, de manera que en la dirección del eje z se reduce la deformación manteniendo el contorno circunferencial, llegando a un valor nulo.

Se debe resaltar que la deformación total próxima al implante en dirección del eje z puede alterar el comportamiento natural de los tipos dentarios adyacentes, es decir, esa deformación repercute en el libre funcionamiento de los tipos dentarios aledaños si la deformación sobrepasa el nivel de referencia del tipo dentario reemplazado con el implante, esta condición es dependiente de cada individuo por las características propias de la morfología estructural de su dentición, además de las condiciones habituales de carga, higiene, y por su puesto de la propiedades mecánicas del hueso mandibular.

## 5.2 ANÁLISIS DE LA MÁXIMA DEFORMACIÓN ELÁSTICA.

Según los datos de la *tabla 12* se evidencia que la microdeformación máxima sigue el orden de medida de los datos de la deformación total, es decir, la máxima deformación elástica en primer lugar se ubica el pilar, seguido del hueso cortical, hueso esponjoso y por último el implante, como se esperaba debido a la relación proporcional entre la deformación total y la microdeformación.

Hay que notar que de acuerdo a la *figura 41* se presenta una relación directamente proporcional de manera creciente entre la microdeformación en el hueso cortical y el hueso esponjoso respecto de la condición de carga, dado que cumple con las características de la zona de elasticidad del diagrama esfuerzo deformación. De la misma figura se observa que para el caso del hueso cortical aproximadamente  $2.15\mu\epsilon$  se produce por cada 1N de carga aplicada, en el caso del hueso esponjoso aproximadamente  $1.59\mu\epsilon$  se produce por cada 1N de carga aplicada, esto en la microdeformación máxima.

Ubicando los valores obtenidos de la *tabla 12* para los datos del hueso cortical y hueso esponjoso en la gráfica de la *figura 10* se nota que bajo las condiciones de la carga simulada, el comportamiento óseo está en la zona de carga fisiológica, la cual no genera el crecimiento de la masa ósea ni la reducción de la misma.

Si se considera deseable que el comportamiento óseo se encuentre en la zona de crecimiento de masa ósea a partir de los  $2000\mu\epsilon$  y siguiendo el comportamiento lineal de la microdeformación máxima respecto de la carga, se requiere de una carga estática de aproximadamente 935N para que el hueso cortical alcance la zona, de la misma manera el hueso esponjoso requiere de una carga aplicada en el pilar de aproximadamente 1260N, estos valores de carga son extremadamente grandes y están por fuera del alcance de la carga oclusal estudiada anteriormente. Se debe observar que este requerimiento corresponde los datos evaluados con el pilar original.

De las *figuras 42 y 43* se observa que la máxima microdeformación ocurre en la zona superior más próxima a la carga dentro del contorno circunferencial para los huesos cortical y esponjoso.

Los resultados de la máxima deformación elástica están en el rango real y normal como se puede comparar con el estudio realizado por López <sup>1</sup> *et al.* donde los valores para la microdeformación en el hueso cortical para cuatro tipos de implantes se encuentra entre el intervalo de 287 a 670, y para el hueso esponjoso en el intervalo de 300 a 590, esto en condiciones de carga entre 100N a 150N y con propiedades mecánicas similares para los modelos óseos.

### **5.3 ANÁLISIS DEL ESFUERZO EQUIVALENTE.**

Según los datos de la *tabla 13* y las propiedades mecánicas de cada componente se puede observar que bajo la condición de carga máxima a 600N el esfuerzo equivalente apenas alcanza el 50% del límite de esfuerzo a la fluencia, lo que quiere decir que ningún componente falla en las condiciones de carga simuladas. El pilar tiene el máximo valor de esfuerzo equivalente como se esperaba ya que en él se aplica la carga, nótese que si se comparan los datos máximos de esfuerzo equivalente y se relacionan con el valor del esfuerzo en el límite a la fluencia el orden de mayor a menor es el mismo al expresado en la deformación total.

De la *figura 44* se observa la relación lineal entre el esfuerzo equivalente y la fuerza, de manera que para el caso del hueso cortical se tiene una relación aproximada de 1 MPa por cada 11N y para el caso del hueso esponjoso de 1 MPa por cada 52 N.

De la misma manera a la microdeformación en el hueso cortical y en el hueso esponjoso la presencia del máximo esfuerzo

---

<sup>1</sup> López, Op. cit.

equivalente se sitúa en la zona superior próxima a la carga aplicada dentro del contorno circunferencial.

#### **5.4 ANÁLISIS DE LOS ESFUERZOS NORMALES.**

De acuerdo a los datos de la *tabla 14* se puede notar la importancia de los esfuerzos normales de tipo compresivo a nivel general en todos los ejes, con la salvedad del esfuerzo normal de tipo tensión en el hueso esponjoso para el eje x que es ligeramente superior al esfuerzo normal de tipo compresivo. De igual manera se puede observar que se cumple la condición de mayor esfuerzo en los componentes más próximos a la carga en su zona superior dentro del contorno circunferencial.

Según la gráfica de la *figura 47* los esfuerzos normales de tipo compresivo en el hueso cortical presentan una relación lineal directamente proporcional a la carga, en el orden de mayor a menor, los esfuerzos normales de tipo compresivo se sitúan el eje X, en el eje Z y en el eje Y.

Los esfuerzos compresivos sobre el eje X son mayores por las condiciones de conicidad de la zona inferior del pilar que está en contacto con el hueso cortical y por la cantidad de material circundante en dirección X. Es decir, la fuerza en dirección negativa del eje Y aplicada se descompone en una parte en dirección X debido al contacto y a la reacción normal, esto se puede observar en la *figura 49*.

De la misma manera a los esfuerzos compresivos sobre el eje X se desarrollan los esfuerzos compresivos en dirección Z, pero en este caso hay mayor cantidad de material circundante en dirección Z, por esta razón son ligeramente inferiores a los ocasionados sobre el eje X, es decir, la reacción normal al contacto hace que se descomponga la fuerza en una parte dirección Z, esto se puede observar en la *figura 53*.

Según la gráfica de la *figura 48* los esfuerzos normales de tipo compresivo en el hueso esponjoso presentan una relación lineal directamente proporcional a la carga, en el orden de mayor a

menor, los esfuerzos normales de tipo compresivo se sitúan el eje Y, en el eje Z y en el eje X.

## 5.5 ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN.

Según los datos de la *tabla 15* se puede calcular el porcentaje de optimización para los esfuerzos normales, la máxima deformación y el esfuerzo equivalente, se presenta en la *tabla 16*.

**Tabla 16.** Porcentaje de optimizado.

	PILAR	ESFUERZOS NORMALES (-)			MAX. DEFOR. [ $\mu\epsilon$ ]	ESFUERZO EQUIVAL. [MPa]
		EN X [MPa]	EN Y [MPa]	EN Z [MPa]		
COTICAL	<b>OPTIMIZADO</b>	14,167	8,2949	10,585	331,81	12,918
	<b>% OPTIMIZADO</b>	<b>11,28</b>	<b>3,88</b>	<b>12,08</b>	<b>2,58</b>	<b>4,36</b>
ESPONJOSO	<b>OPTIMIZADO</b>	0,67085	1,9607	0,76507	236,14	2,6742
	<b>% OPTIMIZADO</b>	<b>7,40</b>	<b>6,82</b>	<b>14,18</b>	<b>-1,06</b>	<b>8,84</b>

De acuerdo a los resultados de la *tabla 16* se observa que se cumple el objetivo de optimizar el pilar ya que se reducen los esfuerzos compresivos, así mismo la optimización ayuda a tener un mejor valor en la microdeformación en el hueso cortical, el cual es un parámetro fundamental para analizar el crecimiento o pérdida de la masa ósea. Sin embargo, en el hueso esponjoso se reduce el valor de la microdeformación máxima en 1,06%.

Sumando todos los porcentajes y promediando el resultado se obtiene un porcentaje de optimización global igual al 7,04%, al hacer el mismo proceso, pero únicamente para los esfuerzos compresivos se tiene un porcentaje de optimización global respecto a los esfuerzos compresivos igual al 9,27%.

El modelo del pilar original tiene una masa de 0,18 gramos mientras que el modelo del pilar optimizado tiene una masa de 0,17 gramos.

El modelo del pilar original tiene un volumen de 40,9 milímetros cúbicos mientras que el modelo del pilar optimizado tiene un volumen de 38,3 milímetros cúbicos.

El modelo del pilar original tiene un área de superficie de 117 milímetros cuadrados mientras que el modelo del pilar optimizado tiene un área de superficie de 118 milímetros cuadrados.

## 6. CONCLUSIONES.

El comportamiento Biomecánico de la zona mandibular donde interviene el implante dental endoóseo atornillado que sustituye al tipo dentario del primer molar en un adulto está regido por la fuerza que transmiten los músculos, la cual se debe a la potencia muscular elevadora, sin embargo, tiene parámetros limitantes que hacen que las cargas transmitidas en la oclusión sean diferentes para cada persona, a pesar de que morfología dentaria presenta similitudes dentro de grupos específicos de individuos. Entre las limitaciones se encuentran los mecanismos neuromusculares que regulan la fuerza, los hábitos masticatorios, el sexo, la edad, características óseas, etc. De todos los tipos dentarios, los molares desarrollan una mayor fuerza oclusal porque tienen una posición próxima respecto al eje de inserción de los músculos elevadores además de que tienen mayor área de soporte que los incisivos.

El modelo de simulación por medio del Software ANSYS para representar aproximadamente el comportamiento real de la interacción hueso - implante con una conexión atornillada del pilar, constituye una opción practica y eficiente que da resultados de alto grado de fiabilidad, y aporta suficiente información útil para la determinación de las condiciones en las que se encuentra el hueso, de manera que se pueda establecer bajo qué circunstancias de carga se ocasiona la pérdida de hueso adyacente al implante y poder evaluar la viabilidad del diseño de la conexión.

La optimización topológica de forma mediante el uso de un algoritmo de solución permite desarrollar modelos geométricos de diseño con características mejoradas desde la perspectiva de la relación peso-resistencia, debido a la mejor distribución del material dentro de un espacio definido, lo cual hace que se perfeccionen los procesos de manufactura reduciendo el uso de material en exceso que ocasiona sobrecostos y exagera el factor de seguridad de los elementos.

## 7. RECOMENDACIONES.

El estudio del comportamiento de la zona mandibular donde interviene el implante dental endoóseo atornillado, es decir, la interacción hueso-implante, se puede desarrollar por medio del Análisis por Elementos Finitos de una manera aproximada y sacrificando en un porcentaje el grado de exactitud respecto del comportamiento real, dependiendo del modelo óseo elegido y de las propiedades usadas. Para el caso de estudio de este trabajo se usaron propiedades isotrópicas con el ánimo de enfocar la tarea de solución del objetivo general de optimización geométrica del pilar, sin embargo, se recomienda usar propiedades ortotrópicas como mínimo para realizar el estudio de la interacción hueso-implante, así mismo si se requiere modelar el hueso de una persona como caso particular, se recomienda el uso de las tecnologías para la obtener imágenes más detalladas de la geometría, como es el caso de las Tomografías Computarizadas.

La optimización topológica de forma mediante el uso de un algoritmo de solución, debe desarrollarse de manera que se tengan en cuenta las características intrínsecas de la manufactura, sin embargo, los Software comerciales desconocen de las particularidades de producción de las piezas a optimizar, por este motivo la geometría que se genera con el uso de estos es rustica y ordinaria frente a los procesos de manufactura, lo que implica un rediseño bajo los criterios de experiencia del usuario, por este motivo se recomienda desarrollar un Software personalizado que contemple las necesidades de producción, así mismo se recomienda desarrollarlo para que se oriente hacia el objetivo de optimización respecto al comportamiento mecánico de otras piezas en contacto.

## BIBLIOGRAFÍA.

AL-AHMARÍ, Abdulrahman. ABOUEL NASR, Emad. MOIDUDDIN, Khaja. et al. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method, 2015.

Alpha-Bio Tec. Catálogo de productos [en línea]. <<http://ww.alpha-bio.net/>> [Marzo de 2017].

AMORIN VASCO, M. DOBLARÉ CASTELLANO, M. BAYOD LÓPEZ, J. BARBOSA DE LAS CASAS, E. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. Rio de Janeiro, 2016.

ANSYS Inc., ANSYS Parametric Design Language Guide, ANSYS Release 17.0.

BARRANCOS MOONEY, Julio. Operatoria dental: integración clínica. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2006.

BECERRA SANTOS, Gerardo. RAMÓN MORALES, Oscar. Consideraciones en el manejo de los implantes en la zona estética, Universidad de Antioquia, Facultad de Odontología, 2009.

BRANEMARK PI, BREINE U, ADELL R, HANSSON O, LINDSTÖM J, OHLSSON A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery. 1969.

CAMARILLO CASTRO, Verónica. Estudio in vivo de Osteointegración en implantes dentales de ti-6al-4v con superficies modificadas: Hueso. Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Nuevo León, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, División de Estudios de Posgrado. Nuevo León, 2013.

CARBÓ AYALA, José. Anatomía dental de la oclusión. Editorial Ciencias Médicas. La Habana, 2009.

Carter DR, Beaupre GS. Skeletal tissue histomorphology and mechanics. En Carter DR, Beaupre GS. Skeletal function and form. Mechanobiology of skeletal development, aging and regeneration. Cambridge University Press. Cambridge, 2001.

CHICA, Edwin. LATORRE, Federico. AGUDELO, Sergio. Fixed partial prosthesis: biomechanical analysis of stress distribution among three retention alternatives. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia Vol. 21 - 2, 2010.

CHUN, HJ. CHEONG, SY. HAN, JH. et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. Seúl, 2002.

COCHRAN, David." A Comparison of Endosseous Dental Implant Surfaces". University of Texas Health Science Center at San Antonio, Department of Periodontics, Dental School. San Antonio, 1999.

DECHOW PC, NAIL GA, SCHWARTZ Dabney CL, ASMAN RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. Am J Phys Anthropol. Baylor College of Dentistry. Dallas, 1993.

DIEGUES PACHECO, Ney. Distribuição de tensões em implantes dentários. Inclínados empregando o método dos Elementos Finitos. Ejército Brasileiro, Ministerio de la Defensa, Departamento de Ciencia y Tecnología, Instituto Militar de Ingeniería. Rio de Janeiro, 2008.

DOS SANTOS, Mychelle. ELIAS, Carlos. CAVALCANTI, Jose. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. Rio de Janeiro, 2009.

DURAN REYES, Ruth. Hexágono externo - hexágono interno, aspecto mecánico. Universidad de Guayaquil, Facultad Piloto de Odontología, Escuela de Postgrado. Guayaquil, 2013.

FROST, Harold. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. Southern Colorado Clinic. Pueblo, 2000.

GAVIRIA, Laura. SALCIDO, Paul. GUDA, Teja. ONG, Joo. Current trends in dental implants. San Antonio 2014.

GENG, J. MA, Q. XU, W. LIU, G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. Journal of Rehabilitation Oral. Shaoxing, 2004.

GUIMARÃES, T. et al. Application of the topological optimization technique to the stents cells design for angioplasty. Uberlândia, 2008.

IBÁÑEZ ROMERO, María Cristina. Relación de la pérdida ósea marginal con la calidad de hueso, anchura, la superficie del implante y el tipo de prótesis. Un seguimiento entre 5 y 13 años: Clasificación de tipo de hueso. Tesis Doctoral. Universidad de Granada, Facultad de Odontología, Departamento de Estomatología. Granada, 2015.

IRANMANESH, Pedram. ABEDIAN, Alireza. Effect of type of luting agents on stress distribution in the bone surrounding implants supporting a three-unit fixed dental prosthesis: 3D finite element analysis. Dental Research Journal. Isfahan, 2015.

JEE, W.S.S. Principles in bone physiology. Utah: Hylonome Editions, 2000.

KUCZMA, Mieczyslaw. WILMANSKI, Krzysztof. Computer Methods in Mechanics: Lectures of the CMM 2009. Springer. Chennai, 2010.

LAGUADO VILLAMIZAR, Luis. Caracterización y simulación por el método de Elementos Finitos del comportamiento estructural de pilares para implantes dentales usando la aleación WIRON LIGHT® fundida por inducción eléctrica: Biomecánica Dental. Trabajo de investigación. Universidad Industrial de Santander,

Facultad de Ingenierías FisicoQuímicas, Escuela de Ingeniería Metalúrgica. Bucaramanga, 2011.

LEMUS CRUZ, Leticia. ALMAGRO URRUTIA, Zoraya. SÁEZ CARRIERA, Rolando, et al. Fallas mecánicas y biológicas en las prótesis sobre implantes. Universidad de Ciencias Médicas de La Habana. Facultad de Estomatología Raúl González Sánchez. La Habana, 2012.

LÓPEZ, Clara. Estudio de esfuerzos y deformaciones en la interfase hueso implante, evaluando los materiales para implantes TIADYNETM 3510 Y TI6AL4V®, basado en un modelo óseo mandibular reconstruido por técnica imagenológica, sometido a cargas Biomecánicas Estáticas y analizado por el método de Elementos Finitos. Trabajo de investigación. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga, 2011.

LÓPEZ, Clara. LAGUADO, Luis. FORERO, Luis. Evaluación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones TI6AL4V y TINBZR (TIADYNETM) por análisis en elementos finitos. Suplemento de la Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales. Caracas, 2009.

Matweb. Propiedades mecánicas de materiales para implantes dentales [en línea]. < <http://www.matweb.com/> > [Marzo de 2017].

MISCH E, Carl. Implantología Contemporánea. Primera edición. Madrid: Editorial Mosby, 1995.

NICHOLSON PH, CHENG XG, LOWET G, BOONEN S, DAVIE MW, DEQUEKER J, VAN DER PERRE G. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. Katholieke Universiteit Leuven. Lovaina, 1997.

OLAVE BUSTAMANTE, Gilberto. Comportamiento fisiológico de Cantilaver en Implantología. Revista de Estomatología, Universidad del Valle. Santiago de Cali.

PETRIE, Cynthia y WILLIAMS, John. "Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest", Munksgaard International Publishers. 2005.

QUEIROZ FRANCO, José. BRUZZI BARROS, Felício. RABELO, Rodrigo. Modelagem Sólida de Implante Dentário para Análise de Tensões Pelo Método dos Elementos Finitos. Belo Horizonte 2007.

RHO JY, TSUI TY, PHARR GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. University of Memphis. Memphis, 1997.

RIEGER; ADAMS y KINZEL. "A finite element survey of eleven endosseous implants", University of Texas Health Science Center, Dental Branch, Houston. Houston, 1990.

RINCÓN E, ROS A, CLARAMUNT R, ARRANZ F. Caracterización mecánica del material óseo. Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente. Madrid, 2004.

STANLEY J., Nelson. Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental. Novena edición. Barcelona: ELSEVIER, 2010.

VANEGAS, Juan Carlos. LANDINEZ, Nancy. GARZÓN, Diego. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. La Habana, 2009.

## **ANEXOS**

Ver anexos en la carpeta adjunta al CD.