

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA HUESO-
IMPLANTE DENTAL AL CONSIDERAR CONDICIONES DE CONTACTO
MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela

Por los Bachilleres:

González V. Irael de las N.

Soprano D. Eduardo A.

Para optar al Título de

Ingeniero Mecánico

Caracas, Junio de 2015.

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA HUESO- IMPLANTE DENTAL CONSIDERANDO CONDICIONES DE CONTACTO MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Tutor Académico: Prof. Pedro Cadenas.
Tutor Industrial: Prof. Miguel Cerrolaza.

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela

Por los Bachilleres:
González V. Irael de las N.

Soprano D. Eduardo A.

Para optar al Título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, Junio de 2015



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO

Acta

Los abajo firmantes, Miembros del Jurado Examinador designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por los Bachilleres:

Franel González y Eduardo Soprano

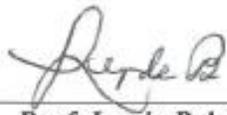
Titulado

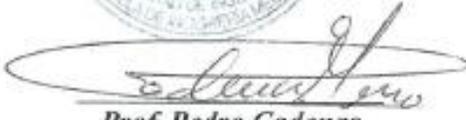
“Análisis de La Distribución de Esfuerzos en el sistema Hueso-Implante Dental al Considerar Condiciones de Contacto Mediante el Método de Elementos Finitos”

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el Plan de Estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico.

Acta se levanta en la ciudad de Caracas, a los 26 días del mes de junio del año dos mil quince.


Prof. Antonio Barragán
Jurado


Prof. Leyde Briceño
Jurado


Prof. Pedro Cadenas

Tutor

DEDICATORIA

Este trabajo especial de grado se lo dedico especialmente a mi Dios y a mi Divino Niño, energía, vida y amor en mi alma y corazón.

Con todo mi amor a mi madre Yracema de la Trinidad Vicuña, mi motor, motivación e inspiración, mi ejemplo a seguir, mi apoyo y mejor amiga.

A mi padre Nelson Luis González Sosa, que desde el cielo ha sido mi ángel de la guarda y protector.

A mi hermano Nelson Luis González Vicuña, quien siempre en los momentos oportunos dijo las palabras claves para hacerme sentir bien y seguir por mis objetivos.

A mi familia Vicuña, que la conforman mis tías, primo y abuela. Mis tías Euridice, Tibaire, Iseley, Josefina, mis primos Brígido y Carmen, mi Tío Jürgen Smith y mi abuela hermosa Ysaura. Seres que siempre han querido lo mejor para mí, con su apoyo, consejos y ánimos.

Iranel de Las Nieves González Vicuña.

DEDICATORIA

A mis Padres

Benito y Carolina

A mis Hermanos

Francisco y Daniel

Demás familiares y amigos.

Eduardo Soprano Dos Reis.

AGRADECIMIENTOS

A mi Dios, que me dio la vida, salud y convicción para realizar mis sueños, metas y objetivos, pero sobre todo la fuerza para levantarme cada vez que me tropezaba.

A mi Madre Yracema Vicuña, apoyo y amor incondicional en toda mi carrera y vida, a mi Familia Vicuña que incluye a mi abuela, tías, tío, primo y hermano.

A mi casa de Estudio, la Universidad Central de Venezuela y a la Facultad de Ingeniería, Escuela Mecánica, por ser nuestra Alma Mater durante estos años de estudio y desarrollo personal. Al Instituto Nacional de Bioingeniería y al Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, que me enseñaron y dieron las herramientas para el desarrollo de mi tesis.

A mi Tutor académico Pedro Cadenas por ayudarme a cumplir los objetivos de mi pasantía, Que a pesar de la distancia durante las prácticas nunca se perdió la comunicación entre nosotros. A mi tutor industrial Miguel Cerrolaza, por darme la oportunidad de realizar mi trabajo especial de grado en el CIMNE.

Un especial agradecimiento a Javiera Valdivia, a Mailhyn Cafiero y Leyde Briceño, amigas y profesoras que nos ayudaron y orientaron en todo el proceso de formación de nuestra tesis. A las licenciadas de cada departamento de la Escuela de Ingeniería Mecánica UCV, por estar siempre pendientes del papeleo de los estudiantes de la escuela, de ayudarnos y apoyarnos en lo que sea necesario para nuestra formación.

A mis amistades, a quienes les agradezco mi formación tanto profesional como personal, que estuvieron los cinco años de mi carrera, que me apoyaron y alentaron, entre ellos, Carlos Meriño, Cesar Villegas, Pedro González, Oswaldo Castillo, Kristoffer Torres, Gabriel Dulcey, Eduardo Soprano, Sianellys Zambrano, Marie Caraballo, Verónica Jacotte, Annelise Landaez, Gabriela Cayupare, Adriana Da Ruiz.

Irael de Las Nieves González Vicuña.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Central de Venezuela, por ser el Alma Mater durante mis de estudios de Ingeniería Mecánica y mi desarrollo personal

A la Facultad de Ingeniería y Escuela de Ingeniería Mecánica, mi casa de estudio, y a su personal directivo, docente, administrativo y obrero; quienes con su ayuda desinteresada hicieron posible el aprendizaje y desenvolvimiento en mis estudios.

A mi Tutor académico Pedro Cadenas por ayudarme a cumplir los objetivos de este trabajo y de mi pasantía, que a pesar de la distancia nunca se perdió la comunicación entre nosotros. A mi tutor industrial Miguel Cerrolaza, por darme la oportunidad de realizar mi trabajo especial de grado en el CIMNE.

Un especial agradecimiento a mi tía Rosa María Dos Reis y a Javiera Valdivia, Mailhyn Cafiero y Leyde Briceño, amigas y profesoras, que nos ayudaron y orientaron en el proceso de formación de nuestra tesis.

Al Profesor Crisanto Villalobos por ayudarme en mi carrera de manera incondicional.

A mis padres Benito y Carolina por guiarme y aconsejarme en todo momento, por brindarme todo su cariño y amor, por apoyarme siempre e impulsarme a lograr esta meta. Muchísimas gracias los quiero un mundo. A mis hermanos Francisco y Daniel, que siempre me acompañan, gracias por estar siempre allí, los quiero.

A mis tías, Olga, Rosa y Tata por brindarme su ayuda y cariño. A mi tío Adriano y José Manuel por su ayuda y apoyo, mil gracias. A mi hermano Daniel B, mis amigos cercanos y compañeros de la Universidad, que me acompañaron desde los inicios de la carrera, siempre estuvieron ahí, gracias. Y a todas y cada una de las personas que nos ayudaron de forma desinteresada a conseguir esta meta, muchísimas gracias.

Eduardo Soprano Dos Reis.

González V. Irael de las N.

Soprano D. Eduardo A.

**ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN EL SISTEMA HUESO-
IMPLANTE DENTAL CONSIDERANDO CONDICIONES DE CONTACTO
MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

**Tutor Académico: Prof. Pedro Cadenas. Tutor Industrial: Prof. Miguel Cerrolaza.
Trabajo Especial de Grado. Caracas, UCV. Facultad de Ingeniería.
Escuela de Ingeniería Mecánica. 2015, 99 pág.**

Palabras Clave: Implante dental, contacto cinemático, Método de Elementos Finitos, interfaz, Hueso-Implante, oseointegración.

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó el estudio de la distribución de esfuerzos en un sistema hueso-implante dental, aplicando condiciones de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante. Para este propósito se emplearon cuatro diseños comerciales de implantes cilíndricos del tipo *Bone Level*. En la primera etapa se realiza una recopilación bibliográfica de trabajos realizados anteriormente sobre la biomecánica de los implantes dentales, luego se procede a simular cuatro modelos de implantes considerando condiciones de contacto cinemático sin fricción es decir, el implante no se encuentra completamente osteointegrado, a través del método de elementos finitos empleado en el programa COMET, sometido a cargas axiales. El hueso se considera como un material isotrópico y homogéneo. Los resultados obtenidos permitieron evaluar el comportamiento junto con estudios de implantes en condiciones de adherencia perfecta en la interfaz hueso-implante. Las distribuciones de esfuerzos obtenidas en los modelos analizados indican que al evaluar esfuerzos en el sistema hueso-implante en condiciones de contacto cinemático sin fricción, los valores de esfuerzos son notablemente más altos que al considerar adherencia perfecta. Los diversos casos estudiados indican que el implante no alcanzará valores de esfuerzos que pongan en peligro su integridad o funcionamiento.

González V. Irael de las N.

Soprano D. Eduardo A.

**ANALYSIS OF THE DISTRIBUTION OF EFFORTS IN BONE- DENTAL
IMPLANT SYSTEM BY CONSIDERING CONDITIONS OF CONTACT
THROUGH THE FINITE ELEMENT METHOD**

Academic Tutor: Prof. Pedro Cadenas. Industrial Tutor: Prof. Miguel Cerrolaza.

Degree Thesis. Caracas, UCV. Faculty of Engineering.

School of Mechanical Engineering. 2015, 99 p.

Keywords: dental implant, cinematic contact, Finite Element Method, interface bone-implant, osseointegration.

ABSTRACT

In this paper the study of stress distribution in a bone-dental implant system was carried out using kinematic conditions of contact without friction in the bone-implant interface. For this purpose four commercial designs type cylindrical Bone Level implants were used. In the first phase a literature compilation of previous work on the biomechanics of dental implants is done, then proceed to simulate four models of implants considering conditions kinematic contact frictionless i.e. the implant is not completely osseointegrated through the finite element method used in the COMET program, subject to axial loads. The bone is considered as an isotropic homogeneous material. The results allowed us to evaluate the behavior along with studies of implants in conditions of perfect grip on the bone-implant interface. The stress distributions obtained in the analyzed models indicate that efforts to evaluate the bone-implant system kinematic conditions frictionless contact, the stress values are significantly higher than when considering perfect adhesion. The various cases studied indicate that the implant does not reach values efforts to compromise your integrity or performance.

ÍNDICE GENERAL

ACTA	iii
RESUMEN	viii
ABSTRACT	ix
LISTA DE FIGURAS	xiv
LISTA DE TABLAS	xviii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I.	
FUNDAMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN	
1.1 Planteamiento del Problema.....	3
1.2 Antecedentes.....	4
1.3 Objetivos.....	6
1.4 Justificación.....	7
1.5 Alcances y Limitaciones.....	7
1.6 Aportes.....	8
CAPÍTULO II	
MARCO TEÓRICO	
2.1 Implantes Dentales.....	9
2.2 Oseointegración.....	11
2.3 Reabsorción Ósea.....	12
2.4 Biomateriales.....	12
2.5 Materiales para Implantes Dentales.....	13
2.5.1 Titanio en la Implantología Dental.....	14

2.5.2 Aleaciones de Titanio.....	14
2.5.3 Fabricación de Implantes utilizando aleaciones de titanio.....	15
2.6 Funciones de los Huesos	15
2.6.1 Comportamiento mecánico de los Huesos.....	15
2.6.2 Propiedades Mecánicas de los Huesos.....	16
2.7 El Método de los Elementos Finitos (MEF).....	18
2.8 Teoría de Contacto.....	19
2.8.1 Antecedentes.....	20
2.8.2 Mecánica de Contacto.....	22
2.8.3 Estudio de la Geometría de Contacto.....	22
2.8.4 Fuerzas presentes en el Contacto.....	25
2.9 Estado de Esfuerzos.....	25
2.9.1 Esfuerzos Principales.....	25
2.9.2 Módulo de Elasticidad.....	26
2.10 Criterios de análisis en los sistemas hueso-implante dental.....	26
2.10.1 Criterio de Von Mises.....	26

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICA

3.1 Caso Real.....	28
3.2 Generación del Modelo.....	29
3.3 Modelos Numéricos.....	29
3.4 Fundamentos de Elementos Finitos.....	30
3.4.1 Esfuerzo y Equilibrio.....	30

3.4.2 <i>Software</i> GID.....	34
3.4.3 COMET.....	35
3.5 Criterio de Falla para el Análisis por Elementos Finitos.....	36
3.6 Modelos de Estudio.....	36
3.6.1 Implantes Dentales.....	36
3.6.2 Hueso.....	38
3.6.3 Área de Contacto entre los Huesos Trabecular y Cortical.....	39
3.7 Mallas del modelo.....	40
3.7.1 Análisis de Convergencia.....	41
3.7.2 Mallado en la Interfaz Hueso-Implante.....	44
3.8 Cargas.....	44
3.9 Condiciones de Contorno.....	45
3.10 Materiales.....	46
3.11 Contacto en COMET.....	46
3.11.1 Metodología de aplicación de Contacto Automático.....	47
3.11.2 Aplicación de la herramienta de contacto automático para los modelos de en la investigación.....	49
3.12 Validación del Modelo en COMET.....	51
3.12.1 Estudio de sensibilidad de Malla.....	52
3.12.2 Condiciones de la validación.....	53

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1 Resultados de la validación del COMET.....	54
4.1.1 Comparación de resultados de validación.....	60
4.2 Resultados de validación del método.....	61
4.2.1 Comparación de resultados de la validación del método.....	66
4.3 Resultados del modelo en condición de contacto cinemático sobre los cuatro implantes.....	67
4.4 Análisis de la Fase 1 y Fase 2.....	74
4.4.1 Análisis de esfuerzos generados en el hueso.....	82
4.4.2 Resultados de Fase 1 y Fase 2.....	84

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones.....	87
5.2 Recomendaciones.....	89

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....

90

ANEXOS

Imágenes Complementarias.....	95
-------------------------------	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 2. 1 Implante de titanio de tipo Branemark, dispositivos de transferencia, y prótesis clínica de cerámica.....	9
Figura 2.2 Diversos modelos de pilares de implantes dentales.....	10
Figura 2. 3 Tornillo, pilar protésico e implante dental.	11
Figura 2.4. Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, (1) elementos, (2) nodos.....	19
Figura 3. 1 Diversos modelos de implantes dentales <i>Bone Level</i>	28
Figura 3.2 Elemento diferencial dentro de un Cuerpo Tridimensional.....	30
Figura 3.3 Equilibrio de un Volumen Elemental.....	31
Figura 3.4 Implante Dental de geometría cilíndrica del tipo <i>Bone Level</i> . Suministrado por la empresa BIBITE.....	37
Figura 3.5 Modelos de cuello para el estudio de implantes dentales.....	38
Figura 3. 6 Modelo de estudio. (a) Hueso cortical, (b) Hueso trabecular, (c) Modelo hueso cortical-Hueso trabecular, (d) Modelo Hueso cortical-Hueso trabecular-Implante.....	39
Figura 3.7 (a) Modelo de implante sin adherencia perfecta entre los huesos trabecular y cortical. (b) Modelo de implante con adherencia perfecta entre los hueso trabecular y cortical.....	40
Figura 3. 8 Puntos elegidos para el análisis de convergencia.....	41
Figura 3. 9 Análisis de convergencia.....	42
Figura 3. 10 Representación de la malla de los modelos de implantes dentales. (a) Modelo con rosca, (b) Modelo con superficie lisa, (c) Modelo con tres anillos, (d) Modelo con cuatro anillos.....	43
Figura 3. 11 Representación de la malla en el modelo de huesos. (a) Hueso Trabecular, (b) Hueso Cortical. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID.....	43
Figura 3.12 Mallado en la interfaz hueso-implante.....	44
Figura 3. 13 Representación de la fuerza aplicada. (a) Fuerza axial aplicada sobre el implante, (b) Zona de aplicación de la fuerza axial. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID.....	45

Figura 3. 14 Restricción de movimientos en las tres direcciones del modelo propuesto. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID.....	45
Figura 3.15 Elementos 2D con contacto en GID. (Línea de contacto en rojo).....	47
Figura 3.16 Elementos 3D con contacto en GID. (Superficie de contacto en rojo).....	47
Figura 3.17 (a) Selección del tipo de problema en COMET. (b) Selección de materiales.....	48
Figura 3.18 (a) Selección de contacto automático. (b) Reconocimiento de los materiales en contacto.....	48
Figura 3.19 Condiciones necesarias para la simulación.....	49
Figura 3.20 Elementos de la simulación. (a) Implante. (b) Hueso Trabecular. (c) Hueso Cortical. (d) Configuración final de la simulación.....	49
Figura 3.21 Modelos de la simulación mostrando las superficies y volúmenes generados.....	50
Figura 3. 22 (a) Implante dental Standart Plus de la compañía Straumann. (b) Modelado mediante la herramienta CAD <i>SolidWorks</i> del implante en estudio.....	51
Figura 3. 23 Representación del modelo de elementos finitos del estudio de validación.....	52
Figura 3. 24 Representación de la malla en el modelo de elementos finitos del estudio de validación. (a) Implante Dental. (b) Implante Dental insertado en el modelo de huesos.....	52
Figura 4.1 Corte A-A realizado en el modelo.....	54
Figura 4.2 Deformaciones generadas en los dos métodos de definición de contacto para el implante. (a) Contacto lineal. (b) Adherencia perfecta (sin contacto). (Amplificadas por 100).....	54
Figura 4.3 Equilibrio de esfuerzos principales de un Volumen Elemental.....	55
Figura 4.4 (a) Concentrador de esfuerzos generado. (b) Concentración de esfuerzos principales máximos. (c) Concentración de esfuerzos principales mínimos.....	56
Figura 4.5 a) Distribución de Esfuerzos principales máximos en el implante (b) Distribución de Esfuerzos principales máximos en el corte A-A del modelo.....	57

Figura 4.6 (a) Distribución de Esfuerzos principales mínimos en el implante b) Distribución de Esfuerzos principales mínimos en el corte A-A del modelo.....	57
Figura 4.7 Desplazamientos generados en el modelo sobre el eje-x.....	58
Figura 4.8 Desplazamientos generados en el modelo sobre el eje-y.....	58
Figura 4.9 Distribución de Esfuerzo. (a) Adherencia Perfecta. (b) Condiciones de contacto.....	59
Figura 4.10 Distribución de esfuerzos de Von Mises en implante rosca, con adherencia perfecta. (a) Distribución de esfuerzos en el sistema.(b) Esfuerzos máximos en el corte.....	62
Figura 4.11 Distribución de esfuerzos de Von Mises en implante liso, con adherencia perfecta. (a)Distribución de esfuerzos en el sistema.(b) Esfuerzos máximos en el corte.....	63
Figura 4.12 Distribución de esfuerzos de Von Mises en implante tres anillos, con adherencia perfecta. (a)Distribución de esfuerzos en el sistema.(b) Esfuerzos máximos en el corte.....	64
Figura 4.13 Distribución de esfuerzos de Von Mises en implante cuatro anillos, con adherencia perfecta. (a)Distribución de esfuerzos en el sistema.(b) Esfuerzos máximos en el corte.....	65
Figura 4.14 Modelo 1. Implante dental tipo de cuello Liso.....	69
Figura 4.15 Modelo 2. Implante dental tipo de cuello rosca.....	69
Figura 4.16 Modelo 3. Implante dental tipo de cuello tres anillos.....	70
Figura 4.17 Modelo 4. Implante dental tipo de cuello cuatro anillos.	70
Figura 4.18 Implante dental del tipo tres anillos. Acercamiento en la zona de concentración de esfuerzos por la geometría.....	71
Figura 4.19 Esfuerzos de Von Mises (Mpa) fuera de la zona de altas concentraciones de esfuerzos en el corte transversal del implante.....	72
Figura 4.20 Esfuerzos de Von Mises (Mpa) fuera de la zona de altas concentraciones en el implante.....	73
Figura 4.21 Implante dental tipo Liso. (a) Distribución de esfuerzos en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzos del modelo con adherencia perfecta Fase 2.....	75

Figura 4. 22 Implante dental tipo Rosca. (a) Distribución de esfuerzos en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzos del modelo con adherencia perfecta Fase 2.....	76
Figura 4. 23 Implante dental tipo Tres Anillos. (a) Distribución de esfuerzos en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzos del modelo con adherencia perfecta Fase 2.....	77
Figura 4.24 Implante dental tipo Cuatro Anillo. (a) Distribución de esfuerzos en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzos del modelo con adherencia perfecta Fase 2.....	78
Figura 4.25 Comportamiento del Implante al aplicar una carga oblicua en la fase 1 y fase 2.....	79
Figura 4.26 Puntos de estudios en dirección transversal. Condiciones de Contacto cinemático (Fase 1). Implante dental tipo Liso.....	80
Figura 4.27 Evaluación de los esfuerzos en dirección transversal. Condiciones de Contacto cinemático (Fase 1). Implante dental tipo Liso.....	80
Figura 4.28 Puntos de estudios en dirección transversal. Condiciones de adherencia perfecta (Fase 2).Implante dental tipo Liso.....	81
Figura 4.29 Evaluación de los esfuerzos en dirección transversal. Condiciones de adherencia perfecta (Fase 2). Implante dental tipo Liso.....	81
Figura 4.30 Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso en condiciones de contacto.....	83
Figura 4.31 Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso en condiciones de adherencia perfecta.....	84

LISTA DE TABLAS

Tabla 2. 1 Comparación de las propiedades mecánicas de tejidos y biomateriales.....	13
Tabla 2. 2 Propiedades mecánicas del hueso trabecular y hueso cortical.....	17
Tabla 3.1 Esfuerzos en los puntos P1, P2 y P3 para diferentes número de elementos.....	41
Tabla 3. 2 Número de nodos y elementos escogidos mediante el análisis de convergencia para cada modelo de implante propuesto.....	42
Tabla 3. 3 Propiedades de los materiales usados en el modelo de estudio.....	46
Tabla 3. 4 Propiedades de los materiales usados en el modelo de validación.....	53
Tabla 4.1 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en el estudio previo.....	55
Tabla 4.2 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en el presente estudio.....	60
Tabla 4.3 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en nuestro modelo.....	60
Tabla 4.4 Esfuerzos de Von Mises obtenidos en el estudio doctoral.....	66
Tabla 4.5 Esfuerzos de Von Mises obtenidos en el presente estudio.....	66
Tabla 4.6 Rango de valores de esfuerzos máximos de Von Mises (MPa) para el modelo completo y el corte del mismo.....	73
Tabla 4.7 Esfuerzos de Von Mises (MPa) para condiciones de contacto cinemático sin fricción. Fase 1.....	84
Tabla 4.8 Esfuerzos de Von Mises (MPa) para condiciones de adherencia perfecta. Fase 2.....	85
Tabla 4.9 Propiedades mecánicas del Titanio.....	86

INTRODUCCIÓN

El reemplazo de dientes, a través de sistemas de implantes dentales, se ha incrementado de manera constante en los últimos años. Debido a la gran importancia que ha adquirido el uso de implantes dentales para restaurar la función y estética de la pérdida total o parcial de los dientes en el paciente, el presente trabajo tiene como finalidad contribuir con el análisis de factores que inciden en la longevidad y por lo tanto en el éxito del implante colocado.

Los implantes pueden considerarse la herramienta necesaria para reemplazar un diente perdido, los mismos se encuentran, entre los tratamientos más exitosos en la medicina, con un porcentaje de supervivencia que excede el 95% según algunas publicaciones de más largo tiempo, pero de igual manera es muy importante investigar aquellos casos que provocan ese 5% de falla del tratamiento. Por ello los avances que se obtienen se realizan considerando cada vez más otros tipos de factores, variables y condiciones que permitan que el estudio del implante dental se acerque más a los casos reales en implantología.

Una adecuada distribución de esfuerzos es uno de los requisitos más importantes para lograr el éxito a largo plazo en la oseointegración. En 1983 el Dr. Branemark define la oseointegración como “una conexión funcional y estructural directa entre el hueso vivo y ordenado, con la superficie de un implante que soporta cargas”. Muchas de las investigaciones se han basado en la distribución de esfuerzos en el implante dental, sin embargo se reconoció que existen escasos análisis que describan la distribución de esfuerzo considerando en la interfaz hueso-implante condiciones de contacto como variable de estudio, es decir el implante no está completamente osteointegrado, a diferencia de los estudios anteriores que consideraban la adherencia perfecta. Por tal motivo, el presente estudio se define la relación de contacto en condiciones cinemáticas sin fricción para simular el entorno mecánico en la interfaz hueso-implante justo después de la colocación del mismo

Para modelar la geometría de los implantes se utilizaron herramientas CAD (*computer-aided design*). La simulación de los implantes se llevó a cabo mediante el método de

elementos finitos (MEF). Las estructuras son analizadas como sólidos tridimensionales, calculando numéricamente el comportamiento de cuerpos óseos y metálicos, con geometrías irregulares, empleando la herramienta COMET (*Coupled Mechanical and Thermal*) para simular condiciones de contacto cinemático sin fricción. Se define contacto cinemático sin fricción cuando los dos materiales comparten una misma superficie y se tocan entre sí de forma que se vuelven tangentes uno con el otro, por tanto, son contactos de nodo a nodo muy precisos que no permiten ningún tipo de penetración por el vínculo cinemático que generan. Por ende, se emplean estas condiciones del tipo lineal como herramienta disponible para simular el entorno en la interfaz hueso-implante en la primera etapa en donde aún no ha ocurrido la osteointegración.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 Planteamiento del Problema

Actualmente gracias a los constantes avances en el desarrollo de implantes y la implantología dental, son mayores y mejores los adelantos que se han obtenido en esta ciencia, a estos estudios se le debe la gran variedad de implantes dentales que existen hoy en día.

Manteniendo siempre el objetivo de mejorar el implante para garantizar su éxito en la oseointegración, cada vez es más necesario tomar en cuenta variables y condiciones de estudio que brinden resultados del comportamiento real del implante, sin embargo, se ha tendido a simplificar e idealizar ciertas condiciones. Estas simplificaciones de los análisis tomada por los investigadores, se debe a la complejidad que presenta tanto el tejido óseo como el implante dental, que contienen diferentes características y propiedades, lo que requiere de un modelado matemático más sofisticado. Estas consideraciones permiten ahorrar en la manejabilidad del problema, tiempo y costo computacional. Por tal motivo en muchos de los estudios se llevaron a cabo las simulaciones numéricas sobre el implante dental, tomando en cuenta condiciones de contacto en la interfaz de adherencia perfecta, es decir, utilizando como hipótesis el hecho de que ya se había logrado el proceso de oseointegración. Entre estos estudios están: Vilchez, S., Salomón, R. (2008), Campello, M. (2013), Dávila, E. (2014).

Es por esta razón que se quiso investigar cómo influye en la distribución de esfuerzos el considerar condiciones de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante dental, es decir, en la etapa inicial y más crítica del implante (fase 1) donde aún no existe la oseointegración. En el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE), se nos plantea llevar a cabo el análisis de cuatro implantes diferentes en condiciones de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante y mostrar la

distribución de esfuerzos en el sistema. Mediante un análisis por el método de elementos finitos, se simulan cada uno de los implantes para que tengan las condiciones mencionadas en las superficies compartidas entre el implante y el hueso, y se evaluarán los parámetros, restricciones, condiciones y características en cada uno de ellos. Los resultados obtenidos fueron comparados con estudios realizados anteriormente para estos mismos tipos de implantes en donde se consideró la adherencia perfecta con el hueso (fase 2), donde ya se ha llevado a cabo la oseointegración.

Algunas interrogantes a las que se quiere dar respuesta son:

¿Cómo influye en la distribución de esfuerzos del sistema la aplicación de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante dental?

¿Qué consideraciones se hacen para aplicar la herramienta de contacto cinemático mediante el método de elementos finitos en los distintos tipos de implantes a analizar?

¿Existen estudios de la distribución de esfuerzos en un implante dental considerando contacto en la interfaz hueso-implante?

¿Cuáles son las diferencias entre un análisis de un sistema de implante dental con adherencia perfecta y contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante?

1.2 Antecedentes

Desde la década de los años cincuenta, se presenta a los implantes dentales como un método para la rehabilitación del paciente edéntulo y a partir de allí se ha revolucionado la práctica odontológica debido a la popularización de estos dispositivos oseointegrados.

Con el pasar de los años se ha desarrollado una cantidad de sistemas de implantes dentales y se clasifican de acuerdo con la modalidad de colocación y el diseño del implante. Debido a la larga trayectoria clínica del uso de los implantes oseointegrados se han presentado múltiples revisiones y estudios donde encontramos reportes acerca de los factores que inciden en el éxito de la oseointegración, desde el material del implante, el comportamiento general según su geometría, su influencia sobre el hueso del maxilar, la

distribución de los esfuerzos, etc. Igualmente, acercase al comportamiento general del implante dental, su influencia sobre el hueso y la distribución de los esfuerzos y deformaciones en el conjunto. Al inicio, como es de esperarse, se utilizaron técnicas un poco rudimentarias, por ejemplo, Cehreli. *et al.* (2004) realizaron un estudio de referencia a la distribución de los esfuerzos y la transferencia de las fuerzas del implante al medio donde se encuentra con el uso de técnicas fotoelásticas, mientras que Tada. *et al.* (2003), efectuaron respectivamente diversos estudios acerca del tema, pero usando técnicas computacionales del tipo Elementos Finitos. Galvis (2006) manifiesta la necesidad de “determinar los puntos de acentuación de tensiones en los implantes dentales cónicos al ejercer sobre ellos diferentes magnitudes de fuerzas a diferentes ángulos” y “comprobar que los esfuerzos ejercidos sobre los implantes dentales cónicos, se distribuyen a lo largo del mismo”.

Más adelante en el año 2009, entre otros trabajos de este índole realizados en la Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela, podemos mencionar la tesis de Suárez, A. (2009) en la cual menciona la colocación del implante y las medidas que se deben tomar en cuenta para el éxito de la oseointegración, considerando el estudio de la interfaz hueso-implante como variable de gran importancia para la correcta implantología dental, así como la geometría y la carga aplicada.

Entre otros trabajos realizados en 2009, el estudio llevado a cabo por Eser *et. al.*, (2009) considera que para obtener resultados más cercanos a una solución realista, referente a la distribución de esfuerzos y su influencia en la implantología dental, era necesario considerar el contacto, donde se define contacto como “relación entre el implante y el hueso para simular el entorno mecánico en la interfaz hueso-implante después de la colocación del implante”. Se encontró que el llamado comportamiento contacto lineal arroja resultados cercano a análisis de contacto no lineal. En respuesta a todo esto, el Centro de Investigación de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), y el Instituto Nacional de Bioingeniería de la UCV,

trabajando en conjunto, se han planteado realizar el estudio de la distribución de esfuerzos mediante el método de elementos finitos, del sistema implante dental–hueso, aplicando contacto lineal.

1.3 Objetivos

Objetivo General

Analizar la distribución de esfuerzos en el sistema implante dental del tipo *Bone Level*, considerando en la interfaz hueso-implante condiciones de contacto cinemático sin fricción, al ser sometido a carga axial mediante el método de elementos finitos.

Objetivos Específicos

- Realizar una revisión bibliográfica exhaustiva acerca de implantes dentales tanto en el ámbito odontológico como ingenieril.
- Realizar simulaciones numéricas en el sistema implante dental del tipo *Bone Level*, sometidos a cargas axiales, utilizando el método de los elementos finitos.
- Optimizar el mallado en los modelos propuestos, aplicando refinamiento en las zonas críticas de la geometría y de contacto.
- Aplicar condiciones de contacto cinemático sin fricción y restricciones de contorno, para simular el comportamiento del implante en el primer momento que es colocado en el hueso (fase 1).
- Estimar el estado de esfuerzos presente en el sistema implantológico, como consecuencia de asumir condiciones de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante.
- Evaluar el comportamiento de la distribución de los esfuerzos en el sistema implante hueso al considerar condiciones de adherencia perfecta (fase 2) y condiciones de contacto (fase 1).
- Validar los resultados obtenidos mediante estudios e investigaciones realizadas anteriormente.

1.4 Justificación

El comportamiento biomecánico en un sistema implante dental-hueso sometido a cargas, aplicando la condición de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante es un tema de relevancia actual. Este trabajo especial de grado pretende evaluar la distribución de esfuerzos presente en dicho sistema, comparar con estudios previos donde aplicaban contacto perfecto y dar recomendaciones que contribuyan en los diseños de implantes.

1.5 Alcances y Limitaciones

El presente trabajo de investigación estará sujeto a las siguientes consideraciones:

- Los resultados de la investigación realizada consideran únicamente 4 modelos de implantes dentales disponibles del tipo *Bone Level*, los cuales tienen una geometría cilíndrica.
- Se usará el paquete computacional de diseño *SolidWorks 2012*, para el modelado del implante dental usado en el estudio de validación.
- Se usará el programa GID como visualizador del pre y el post proceso de diseño.
- Se utilizará el programa COMET como programa de cálculo mecánico en el análisis de elementos finitos, facilitado por el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE), para obtener resultados válidos de la distribución de esfuerzos.
- Se considerará la relación de contacto de tipo cinemático sin fricción, en la interfaz hueso-implante.
- Se aplicará la herramienta de contacto automático del programa COMET en el sistema hueso-implante.
- La metodología de resolución empleada para problemas de contacto será en condiciones cinemáticas sin fricción, es decir, a través de la vinculación de nodos, que no permite la penetración.

- La metodología del trabajo es netamente teórica y de diseño por lo que los resultados, serán validados mediante su evaluación con los estudios de implantes dentales anteriores, realizados por otros autores.

1.6 Aportes

En lo personal:

- Profundizar conocimientos aprendidos durante la carrera en el área de diseño.
- Conocimiento teórico y práctico sobre el Método de los Elementos Finitos, como una herramienta para las simulaciones numéricas de componentes mecánicos.
- Desarrollo de nuevos criterios sobre la aplicación de la herramienta de contacto cinemático sin fricción, mediante el método de elementos finitos, en el diseño asistido por computadora.
- Conocimiento teórico y práctico de las etapas de diseño de un elemento mecánico, en este caso un implante dental.

En la formación académica e investigativa del área:

- Continuar una línea de investigación en la aplicación de contacto cinemático entre superficies, mediante el método de elementos finitos, para el análisis de la distribución de esfuerzos en sistemas implante dental hueso sometidos a cargas después de la implantación (fase 1).
- Dar a conocer las diferencias encontradas entre el uso de la herramienta de contacto cinemático y la adherencia perfecta al hueso en el diseño de implantes dentales.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Implantes Dentales

El implante dental, se define, como el soporte necesario, semejante a una raíz dentaria, quirúrgicamente instalado en hueso, tanto maxilar como mandibular, para fijar de manera definitiva un pilar protésico y la corona de restauración, como se muestra en la figura 2.1. Es un dispositivo endoóseo, cuya función principal es actuar como pilar de un elemento protésico, similar a una raíz y la corona de un diente natural. Misch. (2006).

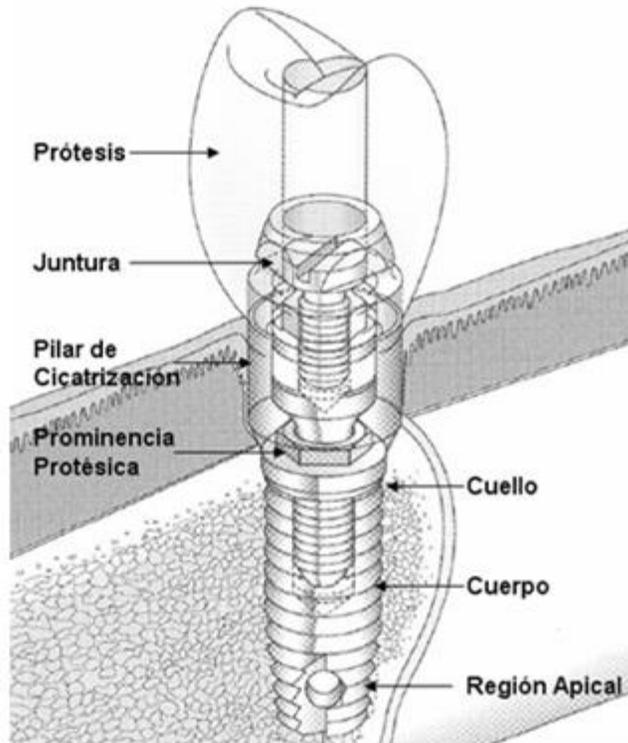


Figura 2. 1 Implante de titanio de tipo Branemark, dispositivos de transferencia, y prótesis clínica de cerámica (Espósito, 2001).

Los implantes dentales se pueden clasificar según su diseño en implantes de espiga, aguja, lámina, disco y raíz. Los implantes con forma de raíz, asemejando el órgano de fijación dentaria, se dividen a su vez en distintos tipos como son implantes roscados, cilíndricos, perforados, cónicos truncados y varias combinaciones de estas formas. Los comúnmente empleados en la actualidad son los implantes dentales de tipo cónico roscado y cilíndrico roscado. Marco, (2006). (Ver Figura 2.2).



Figura 2. 2 Diversos modelos de pilares de implantes dentales. Uzcategui, I. (2010).

Los implantes dentales también poseen diferentes formas bien sean simples o complejas geometrías, varios largos y diámetros y además pueden ser insertados en diferentes posiciones, pero todos tienen el mismo objetivo que es permanecer incorporados en el hueso del paciente por acciones fisiológicas de regeneración del hueso.

El sistema de implante dental se compone de dos partes principales: el cuerpo del implante, que es la pieza que estará en contacto con el hueso y la parte emergente, que es el aditamento o pilar protésico. Ambas están generalmente unidas por un tornillo, como se puede observar en la figura 2.3. Sobre estas piezas se confecciona luego una corona protésica con forma de diente.



Figura 2. 3 Tornillo, pilar protésico e implante dental. Uzcategui, I. (2010).

2.2 Oseointegración

En la literatura se encuentran numerosas definiciones de este proceso biológico reparativo que ocurre en el hueso cuando un implante, biocompatible, es insertado en el mismo. Según Marco (2006), la oseointegración se definió como una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. La formación y mantenimiento de la misma depende de cómo se lleve a cabo el proceso de reparación y remodelación del tejido cicatrizado en la superficie del implante dental. Es decir, debe existir contacto directo entre el hueso y el titanio, al menos, bajo la observación de la interfaz con el microscopio óptico. De esta forma se pone de manifiesto que la creación y el mantenimiento de la oseointegración dependen del conocimiento de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelación del tejido óseo que circunda al implante. Marco, (2006).

2.3 Reabsorción Ósea

La resorción ósea o reabsorción ósea es el proceso por el cual los osteoclastos eliminan tejido óseo liberando minerales resultando en una transferencia de ion calcio desde la matriz ósea a la sangre. (Branemark, 1985)

Los osteoclastos son células multinucleadas que contienen numerosas mitocondrias y lisosomas. Son las responsables de la destrucción del tejido óseo, en contraposición con los osteoblastos, que son las responsables de la creación del mismo. Los osteoclastos se adhieren al tejido óseo y comienzan a secretar colagenasas y otras enzimas importantes en el proceso de resorción de tejido óseo. Los iones de calcio, magnesio, fosfato y los productos del colágeno son endocitados por el osteoclasto y liberados en el líquido extracelular, provocando la desmineralización del tejido óseo

2.4 Biomateriales

Los biomateriales se definen como un material no vivo utilizado para fabricar dispositivos médicos, y concebido para interactuar con sistemas biológicos; Williams, (1986). Así pues, los materiales con los que se fabrican los implantes dentales son biomateriales.

De igual manera el biomaterial seleccionado para la fabricación del implante dental deberá satisfacer las diferentes propiedades requeridas para el adecuado comportamiento a corto y largo plazo, tales como la biocompatibilidad, la resistencia mecánica, la resistencia a la degradación, la maquinabilidad, la disponibilidad, etc.

Existen tres tipos de biomateriales:

- Biotolerados: cuando entre hueso e implante no interviene tejido fibroso.
- Bioinerte: cuando entre hueso e implante existe contacto directo.
- Bioactivos: cuando entre hueso e implante se encuentra presente una conexión mediada por enlaces químico-físicos.

2.5 Materiales para Implantes Dentales

Los materiales para implantes quirúrgicos pueden ser metálicos, poliméricos, cerámicos o compuestos. Lo que más interesa es la biocompatibilidad, es decir, que el material y sus productos de desintegración no produzcan reacciones nocivas para el material o el tejido huésped, durante la etapa funcional del implante dental. La selección del material más adecuado dependerá de las propiedades mecánicas, físicas, etc., que se requieran para cumplir una función determinada dentro de un ser vivo.

El conocimiento de las propiedades de los biomateriales es de fundamental importancia para la elección del más apropiado, ya que un implante colocado dentro de un ser vivo puede permanecer en éste por períodos prolongados, incluso durante el resto de su vida.

En la Tabla 2.1 se presenta un resumen para la comparación y referencia rápida de las propiedades mecánicas de varios tejidos y materiales empleados para la fabricación de implantes.

**Tabla 2. 1 Comparación de las propiedades mecánicas de tejidos y biomateriales.
Comín et al. (1999).**

Material	Módulo Elástico (mpa)	Carga de Rotura (mpa)	Máxima deformación (%)	Densidad (gr/cm³)
Tejidos biológicos				
Piel	0.34/0.38	7.6	60	1.0
Aorta	0.1/2.0	1.1	77	1.0
Hueso Cortical	17.200	121	1	2.0
Hueso Trabecular	27-2.250	2.7-23	-	0.1-1.0
Dientes	13800	138	<1	1.9
Metales				
Acero inoxidable 316L	200.000	540-620	55-60	7.9
Cobalto-Cromo(forja)	230.000	900	60	9.2
Ti – 6 Al – 4 V	110.0	900	10	4.5

Material	Módulo Elástico (Mpa)	Carga de Rotura (Mpa)	Máxima Deformación (%)	Densidad (gr/cm³)
Polímeros				
Polietileno UHMWP	1.500	34	200-250	0.93
Polimetil-metacrilato	3.000	60	1-3	1.10-1.23
Poliamida (nylon6/6)	2.800	76	90	1.14
Silicona	1-10	6-7	350-600	1.12-1.23
Cerámicos				
	363.000	490	<1	3.9
Alúmina(monocristal)	280.000	517	<1	1.5-2.0
Carbón pirolítico	120.000	150	<1	3.2
Hidroxiapatita				

2.5.1Titanio en la Implantología Dental

Según Breme y Biehl (1998), el uso generalizado del titanio para la fabricación de los implantes dentales se debe a que este metal cumple, de forma adecuada y sobresaliente con respecto al resto de biomateriales, con todos los requerimientos que un biomaterial debe cubrir en la implantología dental: biocompatibilidad, oseointegración, biofuncionalidad (adecuadas propiedades mecánicas), resistencia a la corrosión, maquinabilidad y disponibilidad.

2.5.2Aleaciones de Titanio

El titanio (Ti) y sus aleaciones son empleados para la fabricación de implantes por su alta resistencia a la corrosión y densidad relativamente baja (4.5 gr/cm³ frente a 7.9, 8.3 y 9.2 gr/cm³ del acero inoxidable y de las aleaciones de Co-Cr de moldeo y de forja respectivamente).

La resistencia a la corrosión se debe a la tenaz película de óxido de titanio que se forma al pasivar la superficie de los implantes, la cual permanece inalterable en un medio

fisiológico. Desde el punto de vista económico, aunque el precio del titanio dobla al del acero inoxidable, este factor se compensa con su densidad, que es casi la mitad que la del acero. Por otra parte, dado que su resistencia mecánica es similar a la de los aceros empleados para la fabricación de implantes, su resistencia específica (resistencia mecánica/peso) duplica a la del acero (Comín et al, 1999).

2.5.3 Fabricación de Implantes utilizando aleaciones de titanio

El titanio (Ti), es muy reactivo frente a elevadas temperaturas y se quema fácilmente en la presencia de oxígeno, lo que requiere una atmósfera inerte o vacío para su fundición. La rápida difusión del oxígeno en el titanio y el oxígeno disuelto fragiliza el metal, reduciendo su resistencia. Por lo tanto, cualquier operación de trabajado en caliente o forja debe realizarse por debajo de 925 °C. El maquinado a temperatura ambiente no es la solución a los problemas, dado que el material también tiende a corroerse al interactuar con las herramientas cortantes. Para minimizar este efecto se utilizan herramientas muy afiladas de baja velocidad. El maquinado electromecánico es un método alternativo atractivo para el conformado de dichos implantes (Park, 1983).

2.6 Funciones de los Huesos

El tejido óseo, es uno de los materiales más interesantes debido a su microestructura y propiedades mecánicas, siendo heterogéneo, anisótropo, no-lineal y visco-elástico.

Los huesos, son los tejidos del cuerpo más dinámicos y activos metabólicamente. Tienen una excelente capacidad para repararse a sí mismos y alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica (Fehrenbach y Herring, 1997).

2.6.1 Comportamiento mecánico de los Huesos

A lo largo de la historia se han realizado extensas investigaciones acerca de las propiedades mecánicas del hueso compacto o cortical y el hueso esponjoso o trabecular, y muchas de ellas se encuentran disponibles en la literatura. Pettermann et al, 1997.

La mayoría coincide en que el hueso trabecular y el cortical poseen la misma estructura y composición de la matriz, pero el hueso cortical tiene una porosidad mucho menor que el trabecular (1:5). La porosidad se define como el volumen de vacío por unidad de volumen de hueso, y representa la porción de hueso ocupada por la médula ósea o material no mineralizado que se encarga de la irrigación del hueso. El hueso cortical tiene una porosidad del 5 al 30% aprox. mientras que en el hueso trabecular la porosidad es del 30 al 90% aprox. La geometría y orientación de las trabéculas influyen en el comportamiento anisótropo estructural que se evidencia en los dos tipos de hueso.

Los poros del hueso trabecular interconectados de forma irregular proporcionan una densidad aparente y unas propiedades mecánicas inconstantes. El módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura del hueso cortical pueden ser diez veces mayor que las de un volumen similar de hueso trabecular.

El hueso trabecular tiene aproximadamente 20 veces más superficie por unidad de volumen que el cortical, por lo que se presume que debido a esta diferencia, el hueso esponjoso presenta habitualmente una mayor actividad metabólica y una mayor velocidad de remodelación, respondiendo más rápidamente a las cargas mecánicas que el hueso cortical.

La característica porosa del hueso trabecular tiene una función importante en la absorción de las fuerzas en las articulaciones, habiéndose demostrado que el reemplazo en los huesos de la epífisis y del cartílago que la recubre por una prótesis, unida al hueso por medio de un cemento de polimetilmetacrilato, elimina esa propiedad de absorción de impactos lo cual aumenta drásticamente las fuerzas transmitidas por la articulación.

2.6.2 Propiedades Mecánicas de los Huesos

De los principales aportes teóricos se encuentra el de Wolff (1892), quien fue el primero en presentar la teoría de que el hueso adapta su estructura material dependiendo de las cargas a las cuales está sometido. Esta hipótesis refleja la influencia que tienen los

esfuerzos sobre la estructura de los huesos, y puede contribuir al entendimiento de los procesos de crecimiento, modelado y remodelación ósea.

El hueso, no es un material inerte, debido a que experimenta modificaciones sustanciales en su estructura interna y su composición en el tiempo, lo cual influye en sus propiedades mecánicas. Los huesos están compuestos de materiales anisótropos, es decir tienen propiedades diferentes en direcciones diferentes por lo que es necesario realizar ensayos mecánicos de tensión-deformación, compresión-deformación y de torsión en las tres direcciones para determinar sus propiedades mecánicas como lo han realizado algunos autores (Reilly y Burstein, 1975 a, 1975 b) (Ashman et al, 1984).

En la Tabla 2.2 se mencionan algunas de las propiedades resaltantes del hueso mandibular.

Tabla 2. 2 Propiedades mecánicas del hueso trabecular y hueso cortical.

Hueso Trabecular

Propiedades (MPa)	Valor (MPa)
Módulo de elasticidad (E)	1370
Resistencia a la fluencia (Sy)	130
Coefficiente de Poisson (ν)	0.3

Hueso Cortical

Propiedades (MPa)	Valor(MPa)
Módulo de elasticidad (E)	14000
Resistencia a la fluencia (Sy)	130
Coefficiente de Poisson (ν)	0.3

Nota. Fuente: Goldstein, I. (1987).

2.7 El Método de los Elementos Finitos (MEF)

Los métodos numéricos, son técnicas mediante las cuales es posible formular problemas de tal forma que puedan resolverse usando operaciones aritméticas. Aunque hay muchos tipos de métodos, todos comparten una característica común: invariablemente llevan a cabo un buen número de laboriosos cálculos aritméticos.

El éxito de los métodos numéricos ha sido su capacidad de reducir la complejidad que presenta la solución de problemas continuos, a través de la discretización de ese problema, de tal modo de obtener soluciones aproximadas a la solución para un medio continuo.

La evolución de estos métodos, a través de la interacción de la ingeniería y la matemática condujo a partir de la década de los 60 a definir el estado actual de uno de ellos, el Método de los Elementos Finitos.

Se puede definir este método, como un procedimiento de aproximación de problemas continuos, donde el medio continuo se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento se describe mediante un número finito de parámetros. Es decir que el método de análisis sigue un patrón general que puede aplicarse a todos los sistemas discretos, desde el más sencillo al más complejo.

Para discretizar un medio en tres dimensiones pueden utilizarse elementos de distintas geometrías como tetraedros y/o hexaedros, dependiendo de la capacidad de generación de elementos que se disponga.

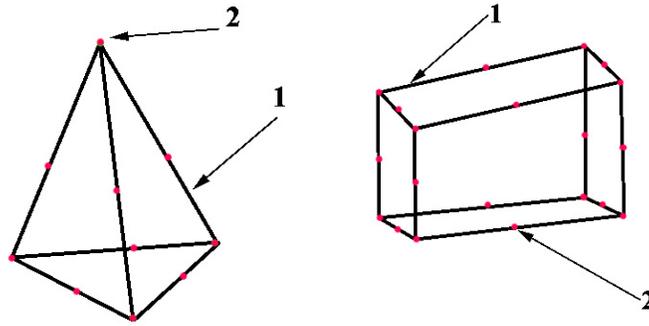


Figura 2.4. Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, (1) elementos, (2) nodos. Vilchez S., Salomón R. (2008).

Dichos elementos se entrelazan entre sí a través de nodos, formando una malla que reproduce de manera aproximada la geometría involucrada, siendo intuitivo darse cuenta que a mayor número de elementos contenidos en la malla, mejor será la aproximación a la geometría real.

La interacción de esta malla con las condiciones de contorno que se le asignen cargas, restricciones de movimiento etc., generan incógnitas que definen el comportamiento del modelo, las cuales pueden ser planteadas y resueltas por medio de ecuaciones diferenciales. Por supuesto, un mayor número de elementos finitos genera una mayor cantidad de incógnitas

2.8 Teoría de Contacto

Cuando dos sólidos no conformes, es decir, dos sólidos cuyos perfiles pueden ser representados mediante una expresión cuadrática, entran en contacto, éstos se tocan inicialmente en un solo punto, o a lo largo de una línea. Bajo el efecto de la más mínima carga estos se deforman en la proximidad del punto de primer contacto por lo que se tocan en un área muy pequeña comparada con el tamaño de los dos cuerpos.

De esta manera, se requiere una teoría de contacto para predecir la forma del área de contacto así como el incremento de su tamaño a medida que aumenta la carga, la magnitud y distribución de esfuerzos transmitidas en la interfaz. A partir de aquí se hace posible el

cálculo de la deformación y los esfuerzos en ambos cuerpos en la proximidad de la región de contacto.

2.8.1 Antecedentes

Históricamente la primera solución analítica para los problemas de contacto fue desarrollada por Hertz en 1887, sin embargo el método se restringía a cuerpos sencillos y sin fricción.

Los problemas de contacto han sido particularmente difíciles de tratar usando el Método de los Elementos Finitos ya que la determinación de la región de contacto entre dos o más mallas que representan componentes separadas produce numerosos inconvenientes al igual que el hecho de asegurar un equilibrio general de las fuerzas, incluyendo las fuerzas externas aplicadas, las fuerzas de contacto y las reacciones en los nodos restringidos.

Uno de las primeras publicaciones que trataron el problema del contacto mediante el M.E.F. fue la de Chan y Tuba (1971), los cuales emplearon tanto elementos como procedimientos convencionales basados en el método de los desplazamientos, para obtener la matriz de rigidez. El método presentado estaba orientado a problemas de naturaleza plana pero este podía ser extendido para tratar problemas tridimensionales.

Existen trabajos más enfocados hacia la Ingeniería Civil como lo es la investigación de Herrmann (1978) que también realizó un estudio de problemas de contacto mediante el M.E.F donde desarrolla el análisis para sistemas bidimensionales. No incluye efectos de deformación o deflexión ya que la mayoría de problemas de contacto en Ingeniería Civil no los involucran, según autores. Se enfoca en casos donde existen interfaces entre distintos tipos de material como lo son la interacción entre el suelo y alguna estructura construida sobre él.

Herrmann (1978), separa los posibles estados de contacto en tres posibles casos, con deslizamiento, sin deslizamiento y con separación de las superficies involucradas y el procedimiento para la resolución consiste en unir los pares de nodos mediante resortes, uno

normal y otro tangente a la superficie para modelar los esfuerzos de contacto y el deslizamiento respectivamente. Sin embargo cuando ocurría deslizamiento o separación entre las superficies se tendía a obtener características numéricas poco deseables.

Dentro del campo de la bioingeniería también se han desarrollado estudios de contacto mediante este método como lo es la investigación presentada por Rapperport et al 1985, quienes realizaron un análisis de elementos finitos de la cadera usando elementos de contacto en la superficie de unión. En este trabajo, el fémur fue presionado contra el acetábulo y se determinaron los esfuerzos principales y presiones interarticulares en la región de contacto para diferentes magnitudes y direcciones de carga, así como para diferentes condiciones de borde. Los resultados demostraron la sensibilidad que tienen los esfuerzos de contacto en la cadera a las condiciones de borde impuestas e indican que se debe tener cuidado a la hora de simular condiciones anatómicas.

Un tiempo después Jin y Liao (1990) publican un artículo en el que se encargan de mejorar el método propuesto por Sachdeva y Ramakrishnan, citado en Noya y Rabinovich (1990), para problemas de contacto elástico con fricción introduciendo el concepto de par de nodos de contacto. Los desplazamientos y fuerzas nodales de dos nodos en contacto son tratados en una sola variable. La matriz que corresponde a todos los pares de nodos de contacto es usada durante las iteraciones en vez de usar la matriz de flexibilidad de cada cuerpo. La compatibilidad de los desplazamientos a lo largo de la zona de contacto es aplicada tanto en dirección tangencial como normal para unir los pares de nodos mientras que se usa la Ley de Coulomb para nodos con deslizamiento. Todas las relaciones anteriores fueron escritas en términos de pares de nodos con lo que se obtiene grandes ahorros de memoria y tiempo. Se dan varios ejemplos para contacto estacionario, de retroceso y de avanzada para demostrar la validez del método propuesto.

Mottershead et al. (1992), presentan un acercamiento general a problemas de esfuerzos de contacto mediante elementos finitos. Utilizan funciones de interpolación estándar para la detección del contacto entre mallas previamente separadas y para la aplicación de

restricciones de desplazamiento donde exista el contacto. Instalan las rutinas de contacto para la malla de manera incremental donde las restricciones de contacto son impuestas usando bien sea multiplicadores de Lagrange o funciones de penalización.

Jianfeng et al. (1998) proponen un método llamado Matriz de Rigidez Normal a lo largo de la línea de contacto para el análisis de engranajes, estableciendo modelos de sólidos tridimensionales discretizados mediante el M.E.F. Usando estos modelos se hace posible el análisis de engranajes cilíndricos, helicoidales, externos e internos y con diferentes parámetros y materiales. Se presentaron resultados tales como distribución de cargas a lo largo de la línea de contacto, deformaciones, esfuerzos de contacto y rigidez en cualquier posición de contacto.

2.8.2 Mecánica de Contacto

Jiménez (2002), afirma que “La Mecánica de Contacto es una rama de investigación que estudia fenómenos macroscópicos resultantes de la interacción entre superficies de sólidos en contacto, los cuales involucran: rozamiento, desgaste, fricción, adhesión entre otros.”

La Teoría del Contacto Mecánico mediante la herramienta del método de elementos finitos estudia dos problemas fundamentales.

2.8.3 El Estudio de la Geometría de Contacto

Los problemas de contacto han sido particularmente difíciles de tratar usando el Método de los Elementos Finitos ya que la determinación de la región de contacto entre dos o más mallas que representan componentes separadas produce numerosos inconvenientes, al igual que asegurar un equilibrio general de las fuerzas, incluyendo las fuerzas externas aplicadas, las fuerzas de contacto y las reacciones en los nodos restringidos.

El estudio geométrico de contacto se basa en estudios numéricos, que dependen de la discretización de la geometría en el contacto, teniendo en cuenta que las geometrías

actualmente evaluadas y simuladas presentan forma poligonal. El contacto entre dos superficies se maneja para evitar principalmente la penetración de las superficies, colocando una fuerza que genere una resistencia para imponer la no penetración. A través de los estudios de Hertz (1882), evidencia este comportamiento de forma analítica, para calcular cuanta presión de contacto se ejerce entre un plano y un cilindro perfecto.

Los tipos de contactos empleados para la metodología de resolución en los problemas de contacto en las simulaciones numérica se conocen principalmente como:

Contacto en Condiciones Cinemáticas sin Fricción

Es un método simplificado del método de “penalty”, que se caracteriza por la coincidencia de nodos entre cada una de las superficies correspondientes a materiales diferentes, por lo cual no se forman elementos gap (resortes de rigidez k que se forman de un cuerpo contactor y un cuerpo contactado) Caro R. Francisco J. (2009), sino que para cada nodo se busca el vector normal a la superficie definida para cada pareja. Cuando se ha definido esta normal, se hace un procedimiento que no es por rigideces sino por condiciones cinemáticas, es decir se crea un vínculo de apoyo simple para cada nodo coincidente en el cual no se permite la penetración entre nodos y las superficies son consideradas como independientes. La desventaja de este método es que se necesitan mallas coincidentes lo cual a su vez permite decidir qué tan fina se quiere la malla en la superficie, pero según la geometría que se maneje puede fallar por desplazamiento, por lo tanto es muy importante resaltar que es un método que se utiliza sólo para desplazamientos muy pequeños. La ventaja de este método es que al existir desplazamientos pequeños no se generan esfuerzos tangenciales, por lo tanto no se genera fricción.

Otras Metodologías de Resolución de Contacto Geométrico:

Método de Penalty

En este método se asume a partir de la rigidez de contacto, definida por la constante FKN en los elementos de contacto correspondientes, y de la distancia que existe entre dos

nodos pertenecientes a dos cuerpos separados (gap). La ventaja de este método es que incluye las restricciones de penetración directamente en la formulación, de manera que se puede formular el problema sin restricciones. El principio de funcionamiento consiste en aplicar valores elevados a las restricciones, penalizándolas cuando se acercan a la frontera de la región admisible, región que delimita las restricciones. El método sigue el algoritmo de Newton-Raphson. Sin embargo uno de los problemas del método de penalización es satisfacer la condición de no penetración, donde si los valores de la rigidez normal y tangencial son muy grandes, disminuye la penetración, a costa ocasionan problemas con la matriz rigidez y pérdida de convergencia.

Método de Multiplicadores de Lagrange

Este método se caracteriza fundamentalmente por su sentido físico. En este caso, la fuerza de contacto se trata como un grado de libertad separado del resto, lo que significa, que se resuelven fuerzas de contacto directamente de la formulación.

Dicha formulación tiene como ventaja que se puede satisfacer la condición de impenetrabilidad sin tener que trabajar con rigideces de contacto o penetraciones impuestas. En este caso se usa el límite de penetración o el límite de deslizamiento elástico para calcular las tensiones de contacto.

El método impone restricciones de impenetrabilidad entre los cuerpos, además de deslizamiento nulo cuando se encuentran en estado de adhesión. De este modo, las soluciones que se obtienen (multiplicadores de Lagrange) corresponden físicamente a las presiones de contacto necesarias para impedir la penetración de los cuerpos. Este método garantiza que el error al método sea exacto al discretizar la malla pero puede generar inestabilidad. Una de las dificultades que tiene este método es que hay que tener cuidado con la transición entre contacto abierto o cerrado y entre las condiciones de deslizamiento y adhesión.

2.8.4 Fuerzas Presentes en el Contacto

- Fuerza Normal

Las deformaciones presentes en los materiales en contacto se deben a las fuerzas normales, las cuales han sido estudiadas por Hertz. En el problema normal se pretende determinar principalmente la superficie de contacto y la distribución de presión.

- Fuerza Tangencial

Las deformaciones en el contacto se deben a fuerzas tangenciales, por lo que se debe tener en consideración el rozamiento, tratándose entonces de un problema no lineal. Ambos problemas se abordan de forma independiente, sin embargo existe una teoría general del contacto, que estudia ambos casos.

2.9 Estado de esfuerzos

Luego de hacer para hallar los esfuerzos internos de un elemento mecánico, los análisis para hallar los esfuerzos internos en el punto crítico de un elemento mecánico, se procede a diseñar la pieza o determinar si un elemento ya diseñado fallará por la acción de las cargas externas.

2.9.1 Esfuerzos Principales

Los esfuerzos principales son los mayores esfuerzos que actúan sobre el elemento y se hallan por medio de una rotación de coordenadas y en el ángulo de rotación al que se da, mientras los esfuerzos normales son el promedio de los esfuerzos normales del tensor de esfuerzos. Los esfuerzos normales principales son los valores propios del tensor de esfuerzos.

2.9.2 Módulo de Elasticidad

Es la relación entre la tensión aplicada (σ) y la deformación unitaria resultante (ε) como se muestra en la Ecuación 2.1. Esta posee las mismas unidades de la tensión aplicada (Kgf/cm^2), ya que la deformación unitaria es adimensional (mm/mm).

$$E = \sigma/\varepsilon \quad \text{Ecuación 2.1}$$

Dónde:

E = Módulo de elasticidad del material.

σ = Esfuerzo aplicado.

ε = Deformación unitaria.

El parámetro que se utiliza generalmente para determinar la deformación de los materiales es el módulo de elasticidad. (Porrero et al, 2004).

2.10 Criterios de análisis en los sistemas Hueso-Implante Dental

Para analizar la respuesta de un dispositivo mecánico, se debe establecer criterios con respecto a la falla del material, lo que hará posible estimar los efectos del estado de esfuerzo en el material. El criterio de Von Mises, es una teoría generalizada que contiene tanto esfuerzos principales como cortantes, que son considerables en un estado de carga multiaxial. Muchos investigadores aplican el criterio de Von Mises en el área de implantología dental, debido al tipo de cargas impuestas en los dispositivos protésicos.

2.10.1 Criterio de Von Mises

Este criterio se basa en el cálculo de la energía de distorsión en un material sometido a esfuerzos, es decir, asociada a los cambios de forma de dicho material. De acuerdo con este criterio, un componente estructural no fallará siempre que el máximo valor de la energía de distorsión por unidad de volumen en dicho material, sea menor que la energía de distorsión por unidad de volumen requerida para hacer fluir una probeta del mismo material sometida

a tensión (Vílchez, 2008). Esta teoría es utilizada para predecir fallas por fluencia en materiales con comportamiento dúctil y arrojan resultados que guardan una correlación mucho más estrecha con los valores obtenidos experimentalmente.

En el caso de un estado general de esfuerzos, el criterio de Von Mises se expresa por la condición que se muestra en la Ecuación 2.2 y 2.3:

$$\sigma_{MV} \leq \sigma_y \quad \text{Ecuación 2.2}$$

Con:

$$\sigma_{MV} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

Dónde: σ_1, σ_2 y σ_3 son los esfuerzos principales.

El criterio de Von Mises es habitualmente utilizado en métodos numéricos para identificar las zonas críticas o las zonas con mayores sollicitaciones mecánicas. Sin embargo para estudios a través del tiempo, se necesitan de otros criterios que permitan obtener mayor información del dominio o modelo que se está analizando. (Kayabasi et al., 2006).

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

Modelado y Simulación Computacional

Para asegurar un comportamiento adecuado y confiable de una estructura, se debe ser capaz de predecir con razonable exactitud la respuesta del sistema estructural a perturbaciones probables (fuerzas, desplazamientos, etc.). La predicción de la respuesta estructural se fundamenta en el análisis de un modelo cuyo comportamiento debe aproximarse, tanto como se estime conveniente, al modelo real.

Los modelos para evaluar la interfaz hueso-implante, fueron tomados de estudios previos, que realizaron la simulación de implantes en condiciones de adherencia perfecta, es decir en la fase 2 del proceso, donde se considera una oseointegración completa entre el hueso y el implante.

3.1. Caso Real

Se parte de cuatro modelos de implantes dentales comerciales que ya se encuentran reproducidos digitalmente (Dávila E., 2014). Son implantes dentales del tipo *Bone Level* que fueron analizados en estudios previos para evaluar la distribución de esfuerzos en la interfaz hueso-implante con adherencia perfecta, sometido a una carga axial.

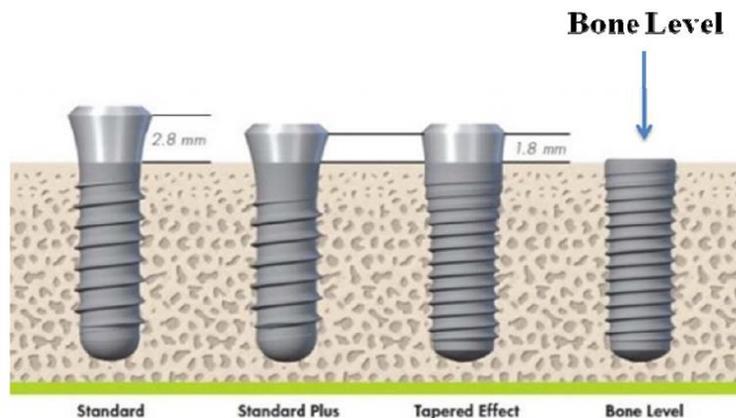


Figura 3. 1 Diversos modelos de implantes dentales *Bone Level*. Dávila, E. (2014).

3.2 Generación del Modelo

Se utilizan los modelos de implantes dentales suministrados por el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE) y el Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica (CREB) a través de la División de Biomateriales, Biomecánica Ingeniería de Tejidos (BIBITE), ambos pertenecientes a la Universidad Politécnica de Catalunya (UPC). Estos implantes dentales son del tipo *Bone Level* de geometría cilíndrica

Al tratarse de dispositivos mecánicos, el uso de programas tipo CAD para obtener la representación digital es el más apropiado ya que éstos generan el sólido con intrusiones basadas en procesos de mecanizado y conformado. Para obtener la geometría, el estudio computacional usa un modelo de implante 3D colocado en un corte de mandíbula. El método realizado para la generación digital de sólidos fue a través del programa de diseño asistido por computador, *SolidWorks*. Posteriormente este modelo fue exportado a un programa de análisis por elementos finitos.

3.3 Modelos Numéricos

Los modelos numéricos o computacionales son desarrollados a partir de ecuaciones matemáticas que incorporan características geométricas y físicas de un cuerpo y son ventajosamente utilizados en problemas con geometrías complejas difíciles de estudiar con otros modelos.

El modelo matemático más común y el empleado para esta investigación es el modelo de elementos finitos, el cual incorpora geometrías realistas de alta complejidad como los son segmentos anatómicos y dispositivos protésicos. El método de los elementos finitos ha sido usado en la implantología odontológica por más de 25 años. Con esto se ha logrado simular una variedad de situaciones clínicas de forma realista, y de esta manera mejorar la práctica implantológica.

Para el desarrollo de esta investigación se usará el *Software* GID como visualizador del pre y el post proceso y el COMET como programa de cálculo mecánico. Estas herramientas

permitirán visualizar los modelos propuestos, su mallado y los resultados obtenidos durante el cálculo, como lo son los esfuerzos de Von Mises y la distribución de los mismos a lo largo del modelo propuesto. Estas herramientas han sido facilitadas por el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE), que ha fomentado el desarrollo de estos programas para la simulación, modelado y análisis de esta investigación en los modelos de implantes dentales.

3.4 Fundamento de los Elementos Finitos

3.4.1 Esfuerzos y Equilibrio

En la figura 3.2 se observa un cuerpo tridimensional que ocupa un volumen V y tiene una superficie S y una frontera. Supongamos que sobre una zona de la superficie denominada S_t se aplica una fuerza distribuida por unidad de área llamada T_0 tracción. Visualizar Ecuación 3.1.

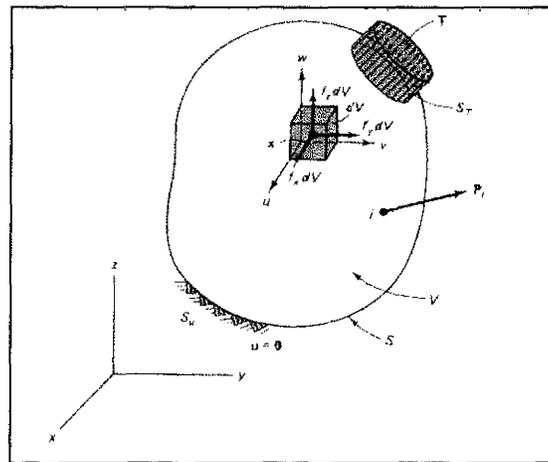


Figura 3.2 Elemento diferencial dentro de un Cuerpo Tridimensional. Cafiero, M. (2007).

$$\mathbf{T} = [T_x, T_y, T_z]^T \quad \text{Ecuación 3.1}$$

Debido a la acción de las fuerzas aplicadas se deforma el cuerpo y por lo tanto, la deformación de su punto de coordenadas $(x = [x,y,z]^T)$ viene dada por las tres componentes de su desplazamiento, presentado en la Ecuación 3.2.

$$\mathbf{U} = [u, v, w]^T = [u_x, u_y, u_z] \quad \text{Ecuación 3.2}$$

En la Figura 3.3 se muestran los esfuerzos que actúan sobre un volumen elemental dV . Cuando el volumen dV se contrae a un punto, el tensor de esfuerzo se representa colocando sus componentes en una matriz simétrica (3 x 3). Sin embargo, se pueden representar los esfuerzos por medio de sus seis componentes independientes, mediante la notación de Voigt.

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}]^T \quad \text{Ecuación 3.3}$$

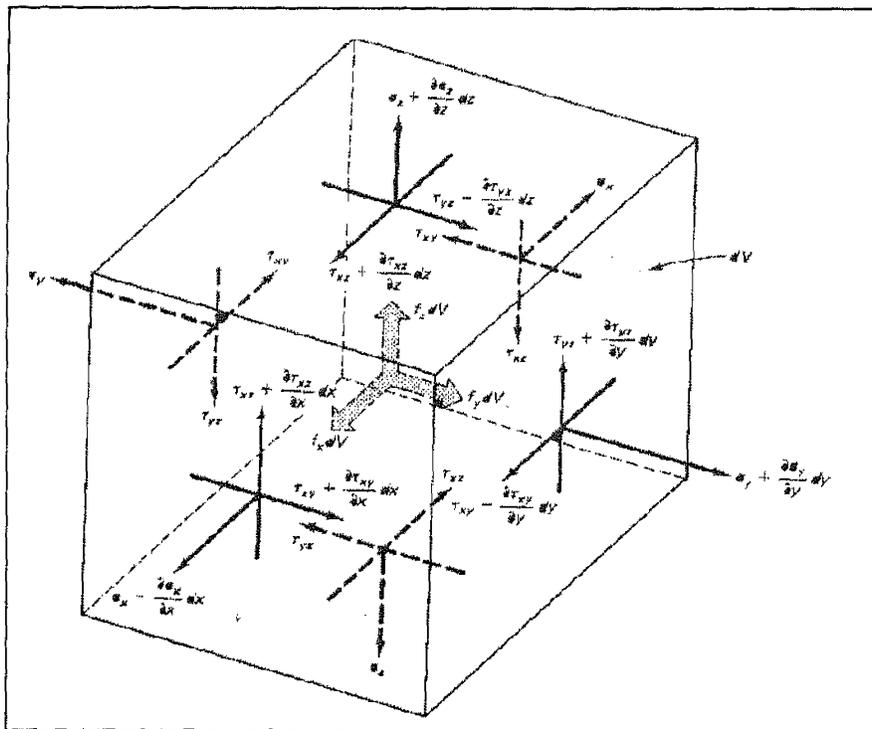


Figura 3.3 Equilibrio de un Volumen Elemental. Cafiero, M. (2007).

Donde $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ son esfuerzos normales y $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ son esfuerzos cortantes.

En la Ecuación 3.4 se representan las deformaciones unitarias en una forma vectorial que simula los esfuerzos.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}]^T \quad \text{Ecuación 3.4}$$

Donde $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ son las deformaciones unitarias normales y $\gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$ son las deformaciones angulares unitarias cortantes. En la Ecuación 3.5 se observa que el vector de deformación ($\boldsymbol{\varepsilon}$) en la cara $dx-dy$ para pequeñas deformaciones, se puede escribir:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \left[\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}, \frac{\partial w}{\partial z}, \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right]^T \quad \text{Ecuación 3.5}$$

Es importante recalcar que estas relaciones entre deformaciones unitarias se cumple solo para pequeñas deformaciones.

Para materiales elásticos lineales, las relaciones esfuerzo - deformación unitaria provienen de la ley de Hooke generalizada. Para materiales isotrópicos, las dos propiedades del material son el módulo de Young (o módulo de elasticidad) E y la relación de Poisson. Si se considera un cubo elemental dentro del cuerpo, la ley de Hooke, se escribe como se muestra en las Ecuaciones 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11,:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_y}{E} - \frac{\nu\sigma_z}{E} \quad \text{Ecuación 3.6}$$

$$\varepsilon_y = \frac{\sigma_y}{E} - \frac{\nu\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_z}{E} \quad \text{Ecuación 3.7}$$

$$\varepsilon_z = \frac{\sigma_z}{E} - \frac{\nu\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_y}{E} \quad \text{Ecuación 3.8}$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G} \quad \text{Ecuación 3.9}$$

$$\gamma_{xz} = \frac{\tau_{xz}}{G} \quad \text{Ecuación 3.10}$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} \quad \text{Ecuación 3.11}$$

El módulo de corte o módulo de rigidez, está dado por la Ecuación 3.12:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \text{Ecuación 3.12}$$

De las relaciones de la ley de Hooke (Ecuaciones 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11) queda que:

$$\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z = \frac{(1-2\nu)}{E} (\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z) \quad \text{Ecuación 3.13}$$

Sustituyendo $(\sigma_x + \sigma_y)$ y otras relaciones en las Ecuaciones 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11, se obtienen las relaciones inversas:

$$\sigma = D\varepsilon \quad \text{Ecuación 3.14}$$

Donde **D** es la matriz elástica simétrica de (6 x 6), para material isotrópico, que se define en función del módulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson y de la siguiente manera:

$$D \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.5-\nu \end{bmatrix} \quad \text{Ecuación 3.15}$$

Basado en estas definiciones (3.1 – 3.11), el método de elementos finitos se fundamenta en resolver en mecánica de sólidos el siguiente problema. Encontrar:

$$u(x), \varepsilon(u) \text{ y } \sigma(\varepsilon) \quad \text{Ecuación 3.16}$$

Donde $u(x)$ es el vector de desplazamientos, $\varepsilon(u)$ es el tensor de deformaciones infinitesimales y $\sigma(\varepsilon)$ es el tensor de esfuerzos, tal que se cumplan las siguientes ecuaciones:

- Ecuación de equilibrio en el elemento diferencial (“punto”)

$$\nabla \cdot \sigma + b = 0 \quad \text{Ecuación 3.17}$$

- Ecuación de compatibilidad entre deformaciones y desplazamientos

$$\varepsilon = \nabla u_s \quad \text{Ecuación 3.18}$$

- Ecuación de comportamiento entre tensiones y deformaciones (Ley constitutiva).

$$\sigma = E (\varepsilon) \quad \text{Ecuación 3.119}$$

3.4.2 *Software* **GID**

El *Software* GID es una interfaz gráfica adaptativa para pre y post proceso. Puede ser utilizada para crear modelos geométricos, configuraciones de parámetros de análisis y permite visualizar gran cantidad de resultados de varios tipos de programas de simulación.

GID puede ser utilizado para problemas mecánicos tanto de sólidos como de estructuras, dinámica de fluidos, electromagnetismo, transferencia de calor, geomecánica, etc. Para esto utiliza elementos finitos, volúmenes finitos, condiciones de borde, diferencias finitas o procedimientos numéricos basados en puntos y volúmenes finitos, y es capaz de trabajar con data en diferentes formatos provenientes de otros programas.

Para la generación de la malla, el usuario debe asignar la calidad de la misma y el criterio de espaciado de la malla a las entidades geométricas que se estudiarán. El programa cuenta con las opciones de malla estructurada, no estructurada o semiestructurada, para elementos cuadráticos y lineales, variando el tipo de elemento de la malla entre elementos triangulares, cuadriláteros, hexaédricos, prismáticos y tetraédricos, además se cuenta con otras herramientas como el refinamiento de la malla generada a través de la división de elementos, colapsando ejes o suavizando superficies.

Cuando la simulación ha terminado es posible visualizar todos los resultados en diferentes gráficos, tales como: contadores, gráficos de vectores, geometrías deformadas y líneas de corriente.

Utilizando el pre-proceso es posible preparar un archivo para resolver a través de COMET y luego se pueden visualizar los resultados en la ventana de post-proceso. Utilizando esta interfaz es posible realizar el análisis mecánico de la pieza a estudiar de acuerdo a los siguientes pasos:

- Definición geométrica: crear o importar la geometría CAD que define al sistema en estudio.
- Materiales: asignan los materiales de cada componente del sistema de estudio, así como también se pueden modificar las propiedades mecánicas del material elegido.
- Condiciones: el usuario debe asignarle al sistema las condiciones de carga límite bajo las cuales se hará la simulación.
- Malla de elementos finitos: puede ser generada para el análisis 2D y 3D.
- Análisis de elementos finitos: este análisis se realiza desde la ventana de proceso.
- Post-proceso: la visualización de los resultados se hace en la ventana de postproceso.

3.4.3 COMET

COMET es un programa modular de GID destinado a abarcar un amplio rango de aplicaciones. Los resultados son generados mediante el uso del método de elementos finitos (MEF), fue desarrollado por el Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE). Sus siglas significan *Coupled Mechanical and Thermal*, COMET. Puede desarrollar los siguientes análisis de elementos finitos:

- Problemas mecánicos en 2D o 3D sujetos a condiciones estáticas, cuasi estáticas o dinámicas.
- Problemas térmicos en 2D o 3D sujetos a un estado de condiciones estacionario o transitorio.

- Problemas térmico-mecánicos 2D/3D sujetos a un estado de condiciones estacionario o transitorio.

El procedimiento para la solución en un problema se inicia utilizando el programa GID, en donde se definen todas las condiciones de entrada y se genera la malla. Posteriormente COMET realiza el análisis de elementos finitos con la información proporcionada por el usuario en GID y finalmente GID lee los resultados obtenidos y los visualiza en la ventana de post-procesado.

3.5 Criterio de Falla para el Análisis por Elementos Finitos

El criterio de falla usado para el análisis los diseños propuestos en esta investigación es el **Von Mises**, el cual se aplica ampliamente en mecánica de sólidos. Este criterio de falla establece que el esfuerzo de Von Mises debe ser menor que el esfuerzo de fluencia del material.

De esta manera los esfuerzos de Von Mises generados en el continuo son calculados por el programa por medio de las ecuaciones de relación entre deformación unitaria, desplazamiento, esfuerzo y posteriormente son comparados por el usuario con el esfuerzo de fluencia para verificar la ausencia o la presencia de falla.

3.6 Modelos de Estudio

3.6.1 Implantes Dentales

Los implantes dentales analizados son de geometría cilíndrica de radio variable, con iguales dimensiones de longitud (10 mm), diámetro (variando de 3 mm a 3.5 mm) y profundidad de la rosca (0.25 mm), como se ilustra en la figura 3.4.

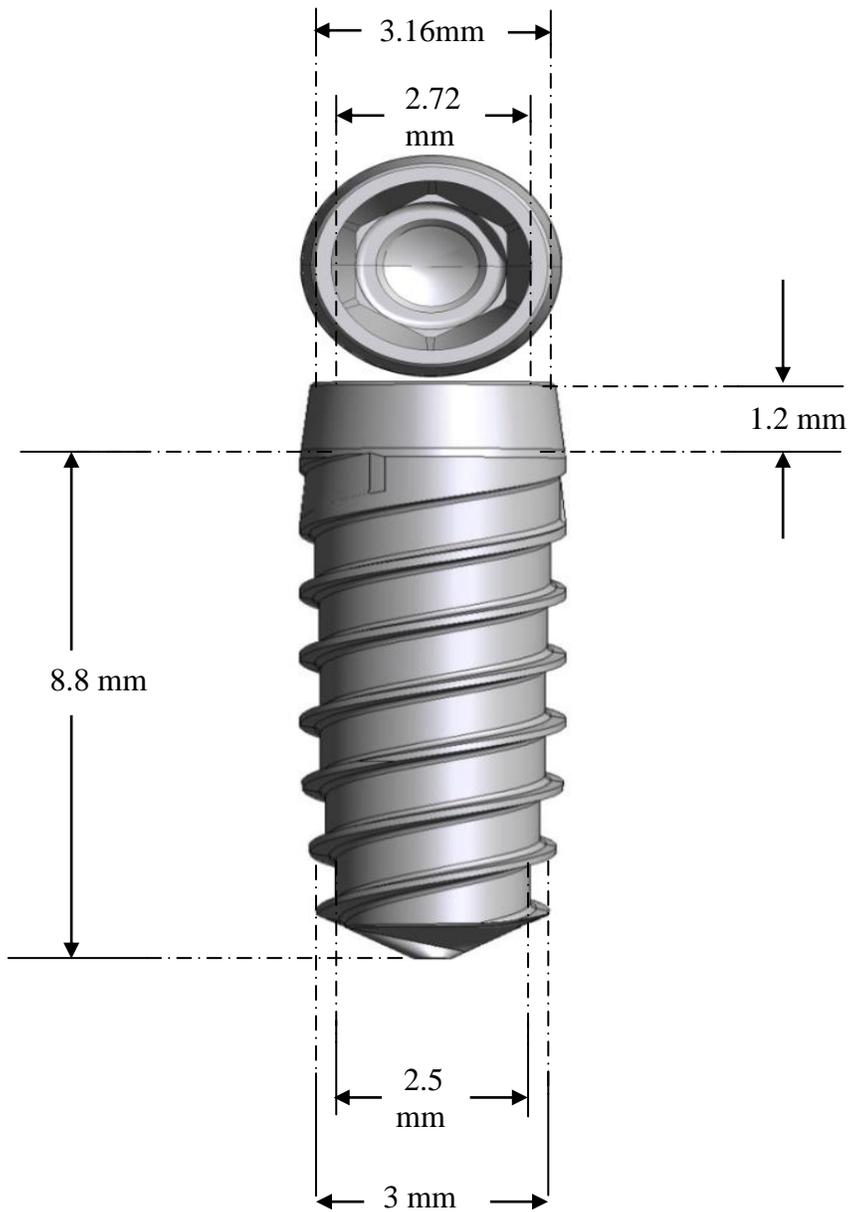


Figura 3.4 Implante Dental de geometría cilíndrica del tipo *Bone Level*. Suministrado por la empresa BIBITE. Dávila, E. (2014).

La principal diferencia radica en la forma del cuello, del cual para el estudio se tienen cuatro diseños diferentes: de rosca, liso, con tres anillos y con cuatro anillos, los cuales se muestran en la Figura 3.5.

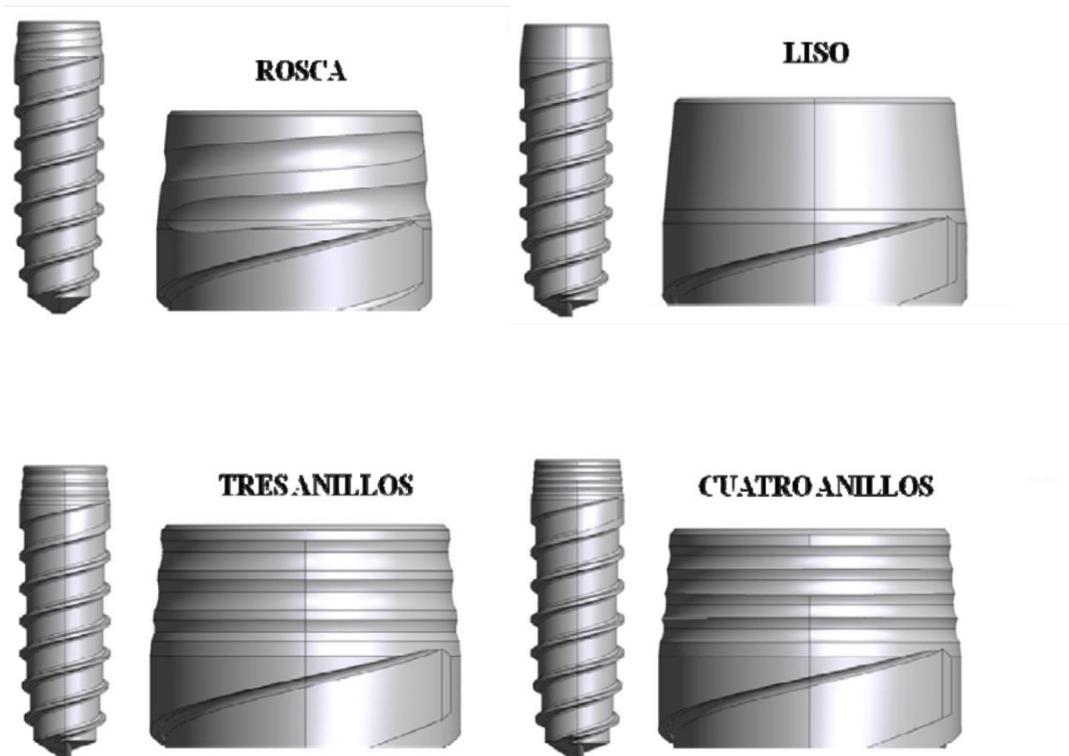


Figura 3.5 Modelos de cuello para el estudio de implantes dentales (Dávila, E. (2014))

3.6.2 Hueso

La mayoría de los huesos posee una complicada geometría y a su vez están constituidos por material no homogéneo, anisotrópico, no lineal y viscoelástico, (Material con propiedades viscosas y elásticas). La mayor dificultad que presenta en un estudio ingenieril es la de reproducir un modelo de forma precisa tanto la geometría como en las propiedades mecánicas del hueso a estudiar. Por tal motivo se realizan simplificaciones en la simulación de hueso, y se consideró como un material isotrópico y homogéneo. El implante

se insertó en un corte de mandíbula que representa el hueso cortical y el trabecular como se muestra en la figura 3.6.

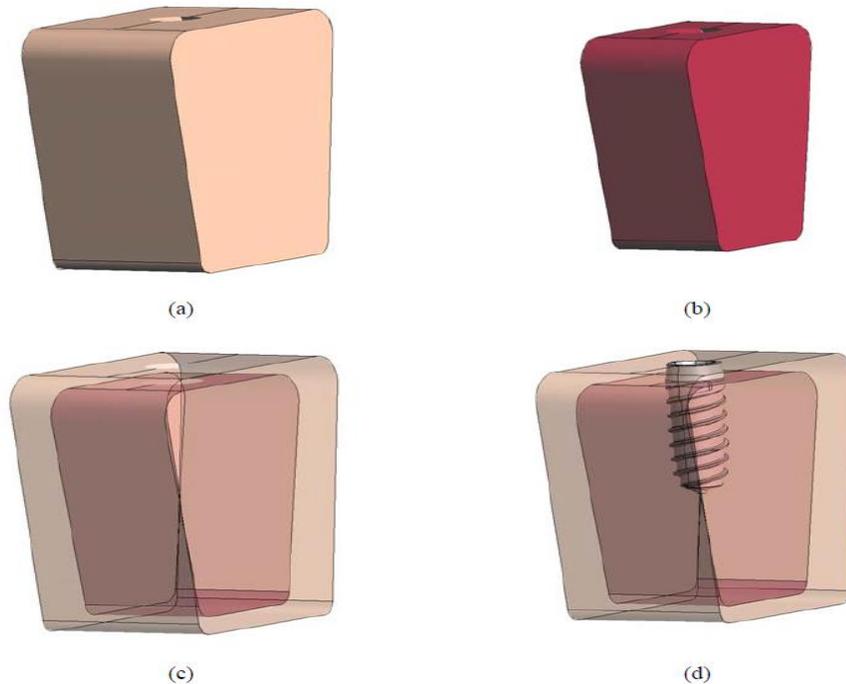


Figura 3. 6 Modelo de estudio. (a) Hueso cortical. (b) Hueso trabecular. (c) Modelo hueso cortical-Hueso Trabecular. (d) Modelo Hueso cortical, Hueso trabecular e Implante. Dávila, E. (2014).

3.6.3 Área de Contacto entre los Huesos Trabecular y Cortical

En este modelo se establece adherencia perfecta entre el hueso cortical y el hueso trabecular, respetando las propiedades presentes para cada tipo de hueso. Esto se debe que al trabajar los modelos con contacto, el programa automáticamente convierte todas las superficies presentes en el sistema hueso-implante en contacto, incluyendo en el área que existe entre el hueso cortical y trabecular. Por tal motivo se debe cambiar esta condición de contacto a adherencia perfecta creando superficies para cada uno de los huesos en la interfaz entre ellos, ya que así es el comportamiento real en esta área. En la figura 3.7 se muestra la diferencia que existe al considerar adherencia perfecta y contacto entre los huesos trabecular y cortical.

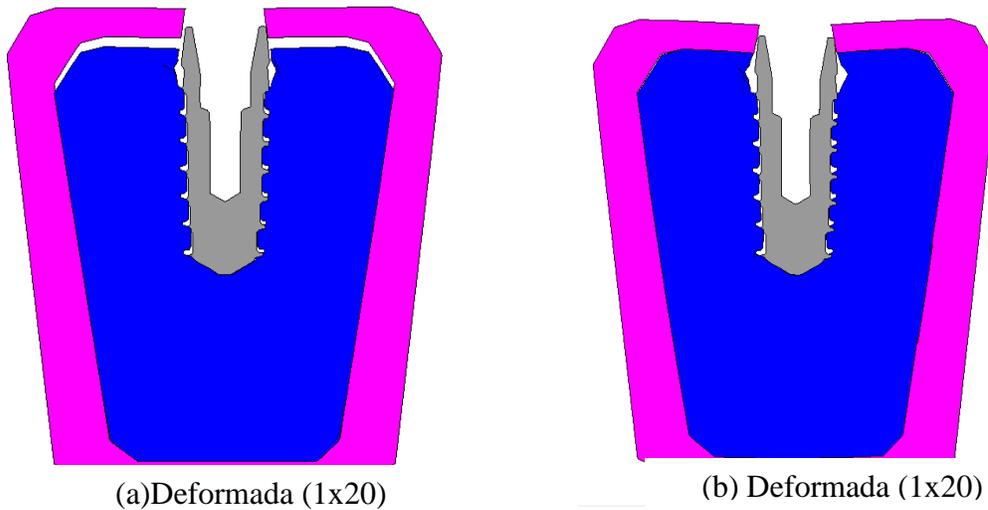


Figura 3.7 (a) Modelo de implante sin adherencia perfecta entre los huesos trabecular y cortical. (b) Modelo de implante con adherencia perfecta entre los huesos trabecular y cortical.

3.7 Mallas del Modelo

Los modelos propuestos fueron mallados con elementos tetraédricos de cuatro nodos, con un tamaño aproximado de elemento de 0,2 mm para los implantes y de 4 mm para el hueso. Para el mallado de la superficie de contacto se utilizó un tamaño de elemento aproximado de 0,15 mm y se disminuyó la transición de tamaño en la interfaz, obteniendo un total de elementos y nodos mayores al estudio sin contacto mostrado en la tabla 3.1.

Para la selección del tamaño de elemento, se llevó a cabo un análisis de convergencia seleccionando en cada uno de los implantes tres puntos de la geometría (P1, P2 y P3) tal y como se observa en la figura 3.8. El análisis de convergencia se basó en observar como varía la distribución de esfuerzos en función del número de elementos en cada uno de estos puntos. De esta manera, el tamaño de malla seleccionado es aquel a partir del cual, se comienza a observar un comportamiento asintótico en el eje de las ordenadas (esfuerzos).

3.7.1 Análisis de Convergencia

Tabla 3.1 Esfuerzos en los puntos P1, P2 y P3 para diferentes número de elementos.

Elementos	Nodos	P1(Mpa)	P2(Mpa)	P3(Mpa)
214654	55824	176,47	144.01	116,59
206535	53197	174,96	142.88	114,61
198654	41008	172,45	136,65	112,32
172022	36854	162,59	124,77	106,96
136698	27965	132,54	113,67	98,45
112341	22541	112,03	98,78	83,63
90630	17152	98,21	81,97	62,11

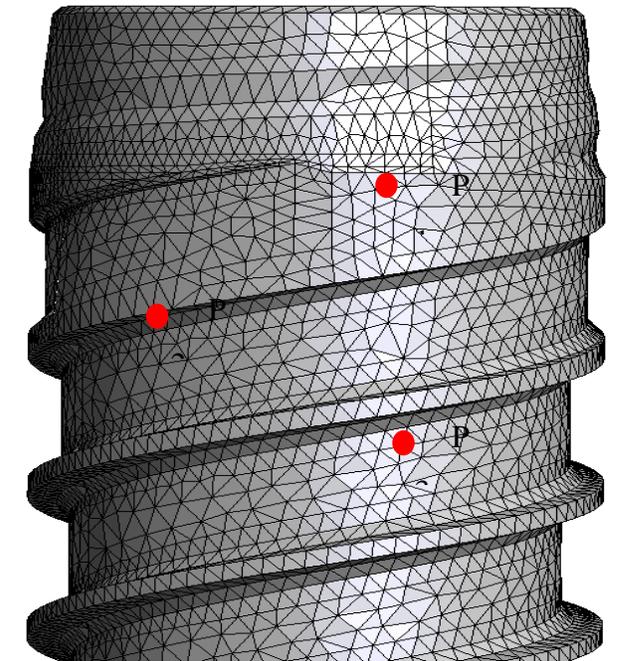


Figura 3. 8 Puntos elegidos para el análisis de convergencia.

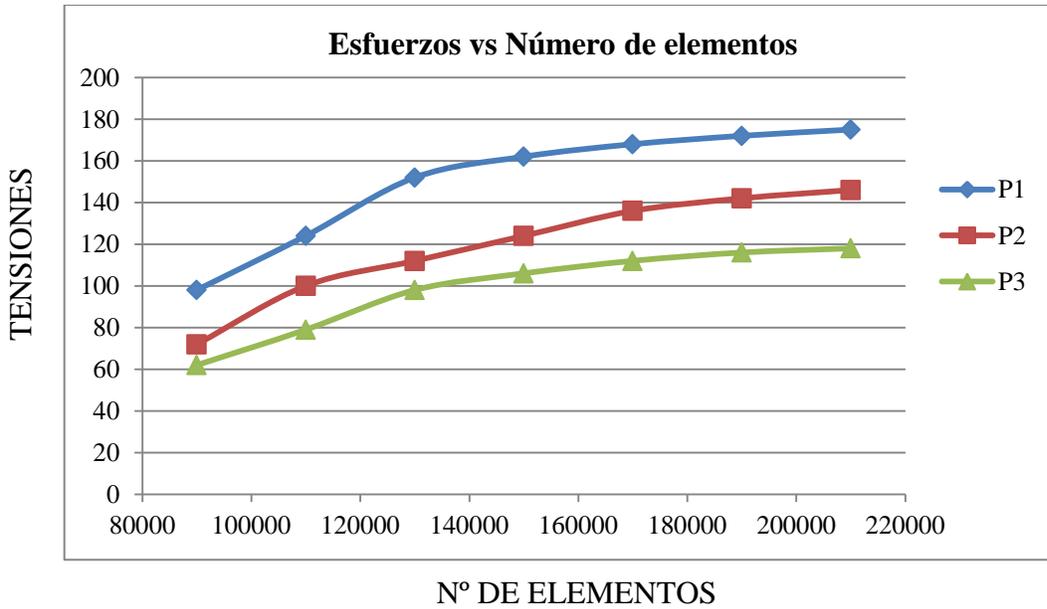


Figura 3. 9 Análisis de convergencia.

En la figura 3.9 indica que las mallas de elementos finitos proporcionan resultados convergentes a partir de un rango de 170.000 elementos. Variando el número de nodos y elementos según la geometría del implante. Ver tabla 3.2.

Tabla 3. 2 Número de nodos y elementos escogidos mediante el análisis de convergencia para cada modelo de implante propuesto.

Modelo	Nº de elementos	Nº de nodos
Liso	176.547	34.847
Rosca	162.321	29.509
Tres anillos	168.547	32.366
Cuatro Anillos	179.863	38.595

En la figura 3.10 muestra el resultado de mallar cada uno de los modelos de implantes dentales

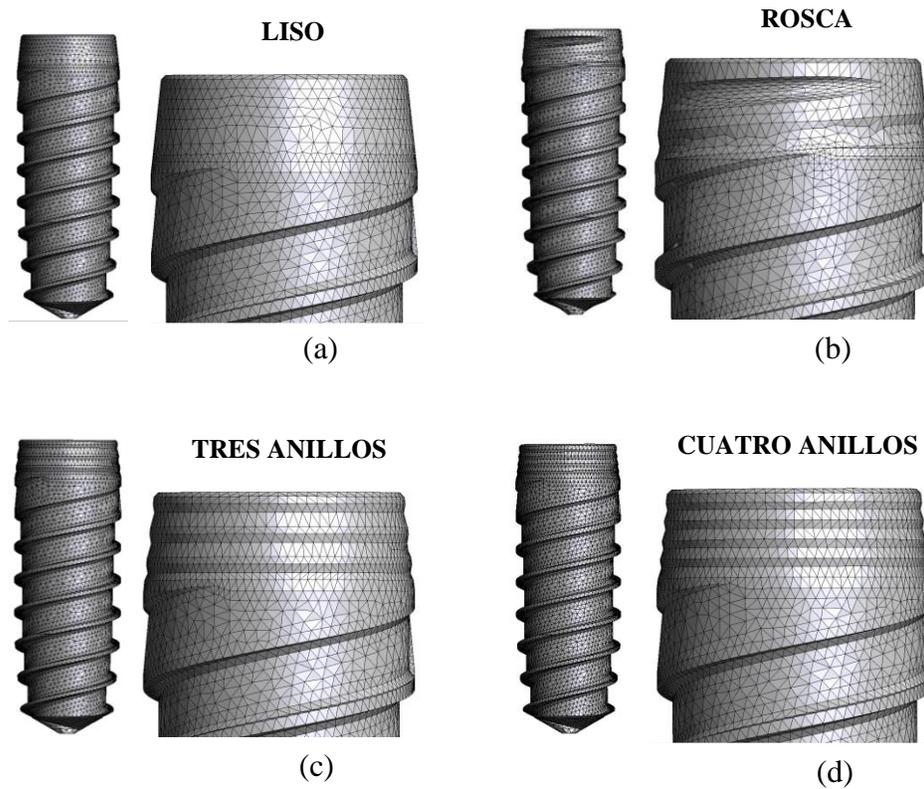


Figura 3. 10 Representación de la malla de los modelos de implantes dentales. (a) Modelo con rosca, (b) Modelo con superficie lisa, (c) Modelo con tres anillos, (d) Modelo con cuatro anillos.

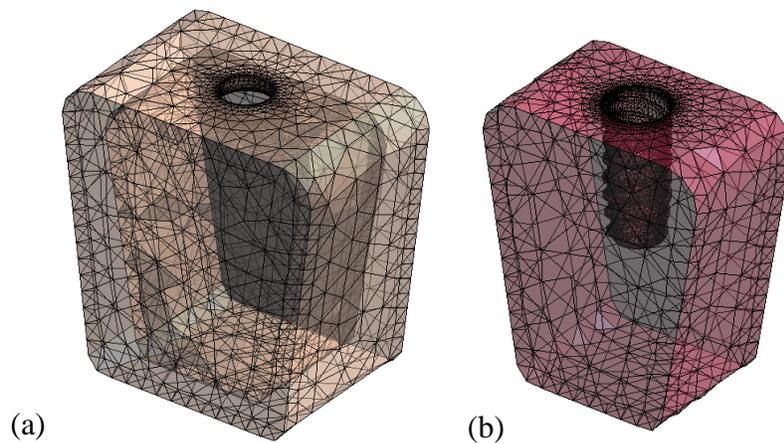


Figura 3. 11 Representación de la malla en el modelo de huesos. (a) Hueso Trabecular, (b) Hueso Cortical. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID.

3.7.2 Mallado en la Interfaz Hueso-implante

Para la zona de interfaz hueso-implante, se determina que la malla debe ser aún más fina que el tipo de malla trabajada en el sistema completo, ya que se está analizando en la interfaz contacto cinemático. Por lo tanto es necesario, para la obtención de resultados más exactos, más elementos que definan el contorno, evitando así la pérdida de información, obtener resultados más aproximados al valor real y disminuir la presencia de los puntos singulares. Ver Figura 3.12.

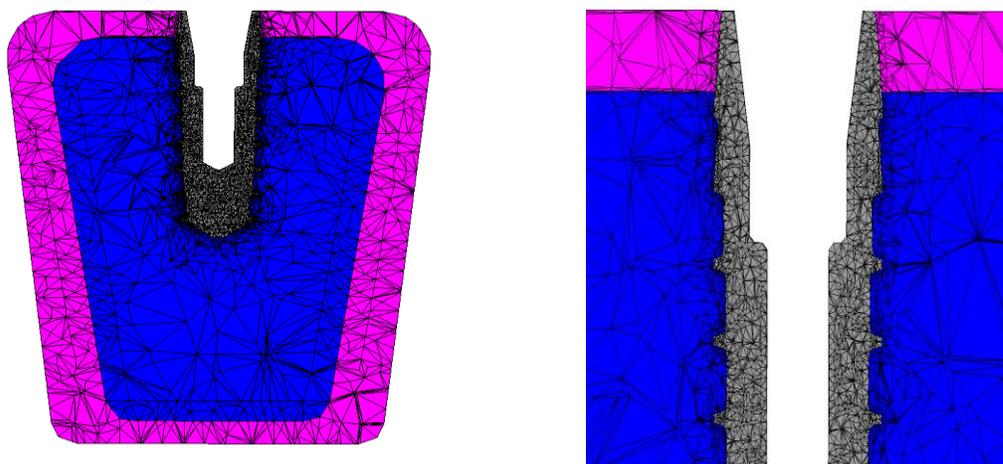


Figura 3.12 Mallado en la interfaz hueso-implante.

3.8 Cargas

Para el estudio en los modelos se aplicó una fuerza axial de 100 N, (véase la figura 3.13) la misma carga que fue aplicada en los modelos de adherencia perfecta analizados anteriormente, ya que son aquellas cargas que se transmiten al hueso por toda la superficie implantar, evitando así momentos de torsión que amplifiquen las cargas transmitidas al hueso crestral circundante (Kinni et al, 1987). Además por estudios anteriores se sabe que la fuerza axial aproximada aplicada en el implante es de 100 N, para ello se hace referencia en los estudios de Dávila E., (2014) y de Eser A., et al. (2009).

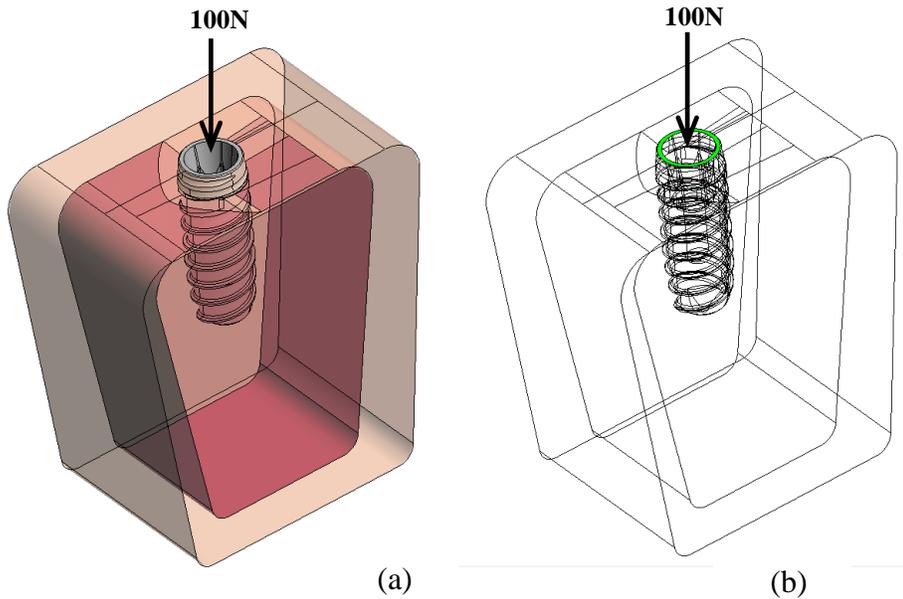


Figura 3. 13 Representación de la fuerza aplicada. (a) Fuerza axial aplicada sobre el implante, (b) Zona de aplicación de la fuerza axial. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID.

3.9 Condiciones de Contorno

Para llevar a cabo el análisis mecánico se empotró el modelo de hueso cortical en sus tres direcciones como se muestra en la figura 3.14, restringiendo el movimiento del hueso en las zonas laterales e inferior del modelo para simular un entorno en condiciones reales.

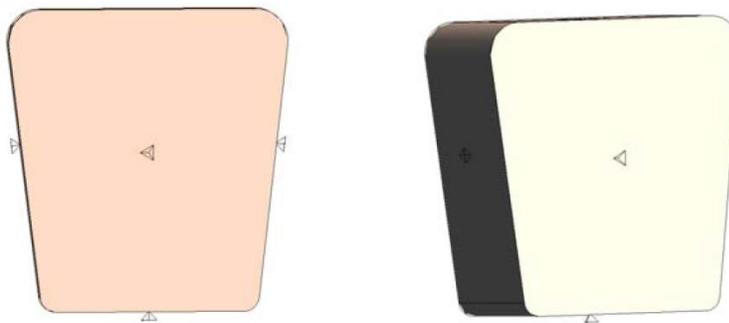


Figura 3. 14 Restricción de movimientos en las tres direcciones del modelo propuesto. Imagen tomada del modelo de estudio en el programa GID. Dávila, E. (2014).

3.10 Materiales

El modelo desarrollado comprende un implante de titanio implantado en un corte de mandíbula compuesto por hueso cortical y hueso trabecular. Las propiedades empleadas en cada capa del modelo se detallan en la Tabla 3.3.

Tabla 3. 3 Propiedades de los materiales usados en el modelo de estudio. Campello, M. (2013).

Materiales	Módulo de Young [Gpa]	Coefficiente de Poisson
Titanio	110	0.35
Hueso cortical	15	0.30
Hueso trabecular	1	0.30

3.11 Contacto en COMET

Por tratarse de un problema de contacto cinemático, las metodologías de resolución son simplificadas a métodos que generen valores sin considerar la fricción como variable, es decir no se consideran los esfuerzos tangenciales. COMET, tiene dos herramientas de contacto, el contacto automático y el contacto manual, cada uno por distintos métodos generan resultados válidos para esta investigación, sin embargo se deben de tomar ciertas consideraciones a la hora de hacer su uso.

Contacto Automático

La metodología de resolución empleada es a través del método de contacto en condiciones cinemáticas sin fricción. Es la herramienta de contacto que se utilizó en COMET para obtener los resultados en el estudio. El método se basa en la superposición de nodos en la interfaz hueso-implante, generando vínculos cinemáticos que no permiten la penetración de dos materiales distintos, obteniendo transmisión de esfuerzos y desplazamientos sin tomar en cuenta la fuerza de roce.

Contacto Manual

La metodología de resolución empleada para este método es a través del método de Penalty o de Lagrange, métodos con mayor número de variables, costo y tiempo computacional. Este tipo de contacto no se usó en el estudio.

3.11.1 Metodología de aplicación de Contacto Automático

Para crear contacto entre dos o más materiales se deben seguir los siguientes pasos:

A la hora de crear elementos en 2D (superficies), estos deben compartir la línea en la que se encuentran en contacto, es decir la línea de contacto debe pertenecer a ambas superficies. Ver Figura 3.15.

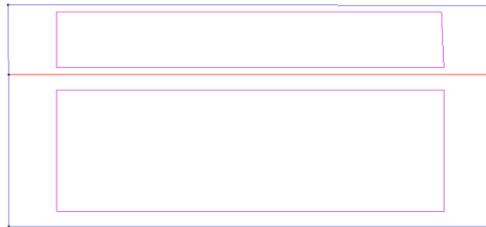


Figura 3.15 Elementos 2D con contacto en GID. (Línea de contacto en rojo).

Para elementos en 3D se sigue el mismo procedimiento tomando en cuenta que son superficies las que están en contacto, es decir a la hora de crear los volúmenes la superficie de contacto debe pertenecer a ambos. Ver Figura 3.16.

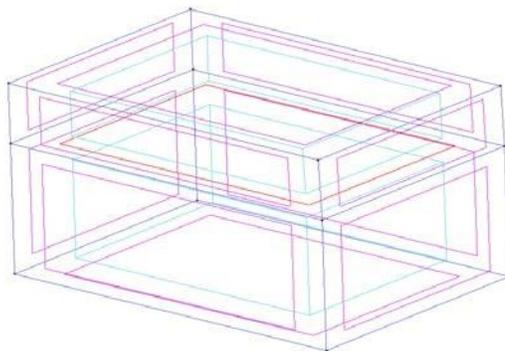


Figura 3.16 Elementos 3D con contacto en GID. (Superficie de contacto en rojo).

Después de tener el diseño y de haber establecido el tipo de problema (Mecánica-COMET), se procede a seleccionar los materiales para cada elemento, los materiales deben ser diferentes para establecer contacto automático entre ellos (materiales iguales en contacto se toman como un mismo sólido). Ver Figura 3.17.

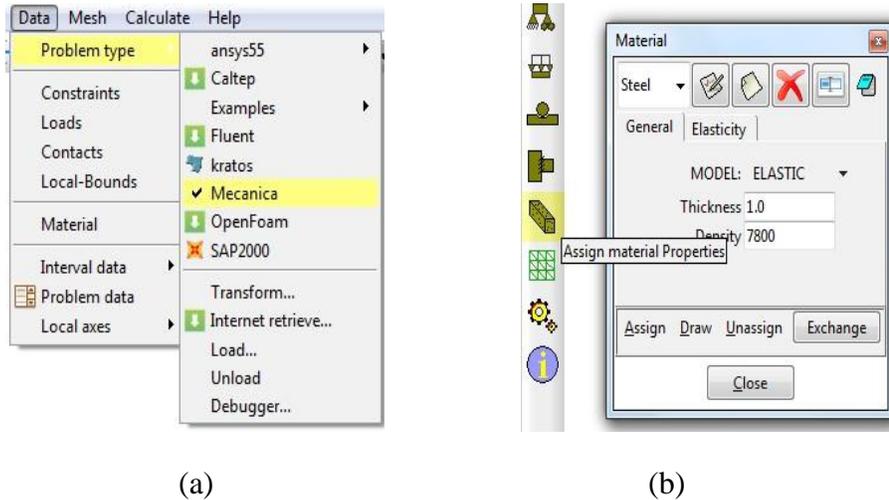


Figura 3.17 (a) Selección del tipo de problema en COMET. (b) Selección de materiales.

Al tener los materiales definidos se selecciona en la data del problema (problem data, Prb), en la pestaña de contacto que por defecto está en ninguno (none), la opción de contacto automático. El programa detectará los materiales que están en contacto y establecer a los master-slave para cada pareja de elementos. Ver Figura 3.18.

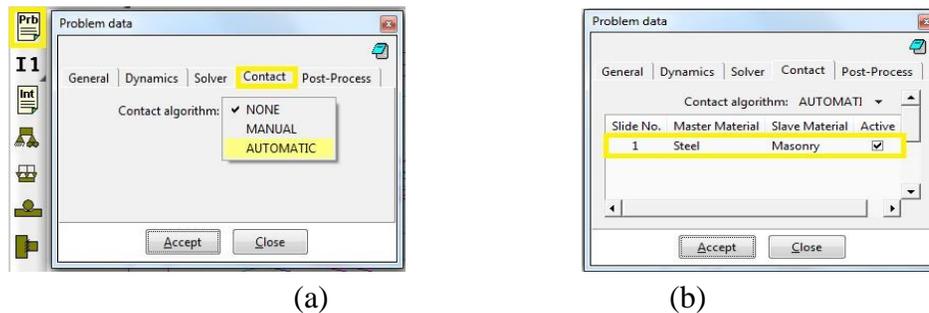


Figura 3.18 (a) Selección del contacto automático. (b) Reconocimiento de los materiales en contacto.

Después de esto aceptamos los cambios en la data del problema y procedemos a establecer las restricciones (constraints) y cargas (loads) aplicadas al sistema, por ultimo mallamos el modelo y calculamos. Ver Figura 3.19.

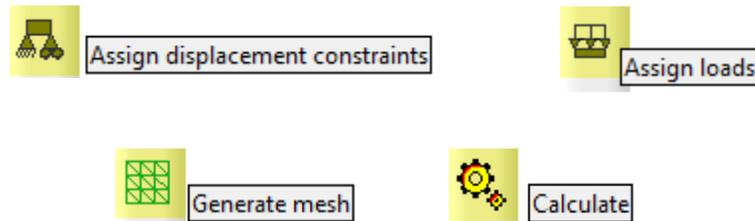


Figura 3.19 Condiciones necesarias para la simulación.

Ahora ya pudieran verse los resultados en el postproceso al finalizar el cálculo.

3.11.2 Aplicación de la herramienta de contacto automático para los modelos de estudio en la investigación.

Una vez definida la metodología de aplicación de este tipo de contacto se siguen los siguientes pasos para establecer esta condición en nuestros modelos de estudio:

Definir los elementos en contacto del modelo. Ver Figura 3.20.

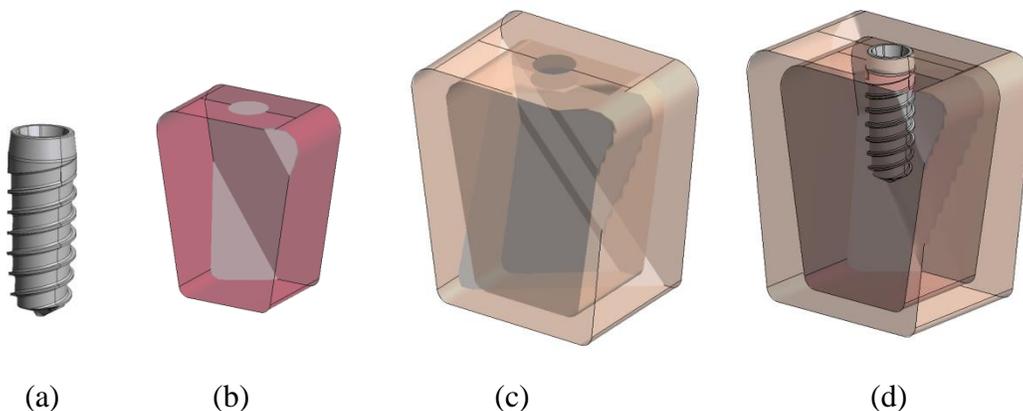


Figura 3.20 Elementos de la simulación. (a) Implante, (b) Hueso Trabecular, (c) Hueso Cortical, (d) Configuración final de la simulación.

Generar los volúmenes de cada elemento, a partir de una superficie en común en el área de contacto. Ver Figura 3.21.

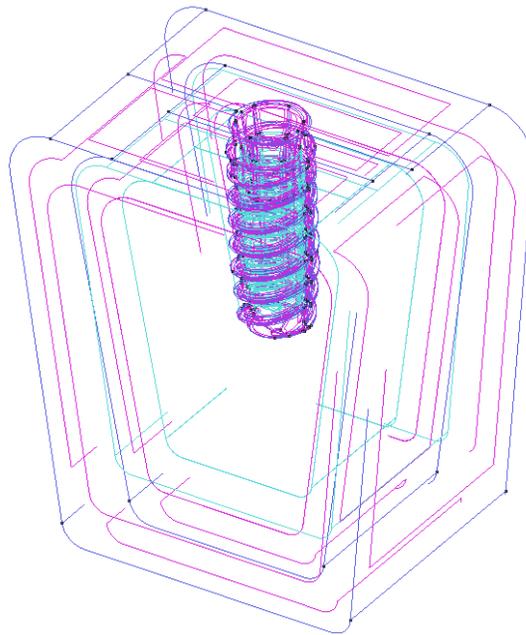


Figura 3.21 Modelo de la simulación mostrando las superficies y volúmenes generados.

Para cada elemento asignar el material correspondiente con sus respectivas propiedades.

Activar la herramienta de contacto automático, de este modo el programa detecta la relación de contacto que se da para cada superficie en común que separa materiales diferentes.

El contacto asigna de modo automático el elemento master con respecto al elemento slave. El contacto automático reconoce que el elemento master será el material más rígido con respecto al otro.

En la interfaz conformada por la superficie master y la superficie slave, se crea una malla, que mediante la superposición de nodos, se generan vínculos de apoyo simple, que no permite la penetración de materiales. Para cada nodo se busca el vector normal a la superficie de contacto definida para cada pareja.

3.12 Validación del Modelo en COMET

La validación de un modelo computacional es de suma importancia y difícil de lograr, ya que incorpora ciertas suposiciones. Al desarrollar modelos matemáticos de implantes dentales y secciones de huesos, dada su compleja geometría se deben realizar ciertas simplificaciones sin modificar características resaltantes de los modelos reales. Para validar el modelo computacional, generalmente se comparan los resultados de un experimento con los obtenidos de la simulación computacional. Se considera validado un modelo cuando existe una correlación aceptable entre ambos.

Para el presente trabajo de investigación no se encuentran disponibles datos experimentales, por lo cual para validar el modelo propuesto, en el estudio de contacto en la interfaz hueso-implante dental, se procedió a reproducir el estudio llevado a cabo por Eser A., et al. (2009) los cuales evaluaron un implante dental Estándar Plus de la empresa Straumann (Figura 3.22), colocándolo en un bloque de hueso como se muestra en la figura 3.23, cuyos datos fueron suministrados para la reconstrucción del modelo computacional.

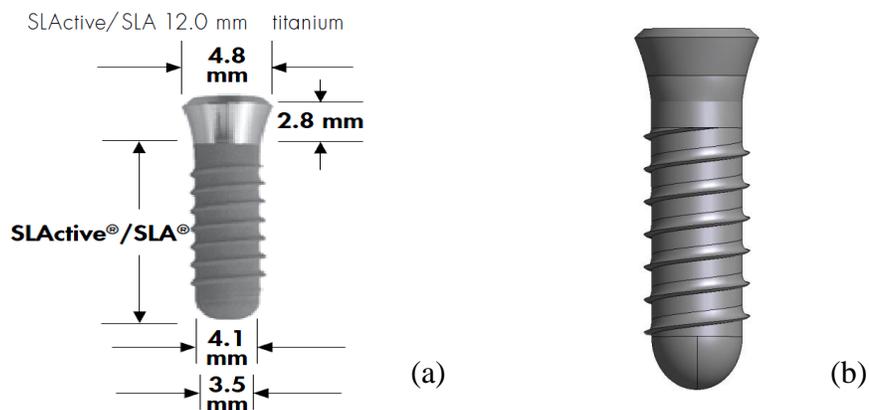


Figura 3.22 (a) Implante dental Standard Plus de la compañía Straumann. (b) Modelado mediante la herramienta CAD SolidWorks® del implante en estudio.

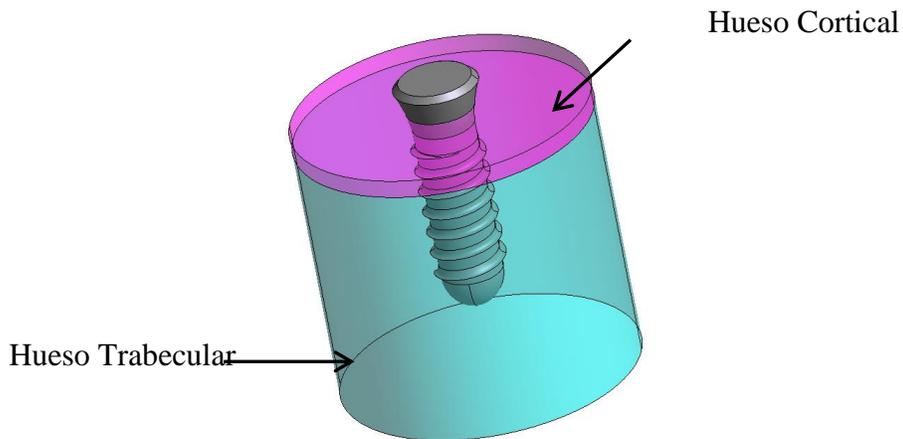


Figura 3.23 Representación del modelo de elementos finitos del estudio de validación.

3.12.1 Estudio de sensibilidad de Malla

El modelo fue mallado con elementos tetraédricos de cuatro nodos con una longitud característica de 0.5 mm para el implante y 1.8 mm para los huesos, obteniendo un total de elementos y nodos de 37839 y 6460 respectivamente. La malla se tradujo en 2.031 elementos en el hueso cortical ósea y 28.069 elementos del hueso trabecular para implante de lados paralelos. El hueso cortical y trabecular, y el implante, se modelaron como materiales isotrópicos y con propiedades elásticas lineales. La distribución de la malla obtenida se muestra en la figura 3.24.

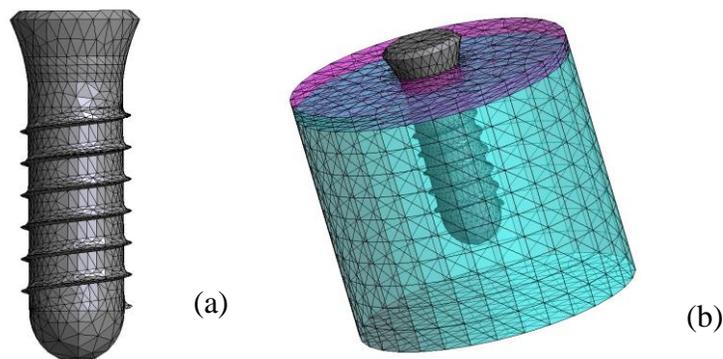


Figura 3.24 Representación de la malla en el modelo de elementos finitos del estudio de validación. (a) implante dental. (b) implante dental insertado en el modelo de huesos.

3.12.2 Condiciones de la Validación

En el modelo usado en el estudio se definieron las condiciones de contorno. Se empotró el hueso tanto cortical como trabecular, impidiendo su movimiento en las tres direcciones y se aplicó una carga puntual oblicua de 100 N en la parte superior de la cabeza del implante, a 30° de su eje central. El material utilizado para el implante fue Titanio (Tabla 3.4), y hueso trabecular y cortical para el bloque de hueso.

Tabla 3. 4 Propiedades de los materiales usados en el modelo de validación.

Materiales	Módulo de Young [Gpa]	Coefficiente de Poisson
Titanio	110	0.35
Hueso Cortical	15	0.30
Hueso Trabecular	1	0.30

Para el estudio se definió la relación de contacto cinemático entre el implante dental y el hueso para simular el entorno mecánico en la interfaz. En este sentido, se plantea un método simplificado para definir el contacto entre el implante y el hueso mediante el uso de una interfaz con vínculos cinemáticos sin fricción que no permitían la penetración del material. Aunque la interfaz de contacto debe ser definida de una manera no lineal para tener una solución más real, el comportamiento del llamado contacto cinemático sin fricción, arrojó resultados bastante cercanos al de análisis de contacto no lineal. La idea era utilizar el estado de los contactos del análisis no lineal y definir un modelo en condiciones cinemáticas. Otro método simplificado en la interfaz hueso-implante era la conexión completa del implante con el hueso. Los resultados del modelo de contacto cinemático sin fricción se compararon con el modelo de contacto lineal.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1 Resultados de Validación del COMET

Los resultados del modelo de validación de contacto cinemático sin fricción y el modelo de conexión completa y la deformación de los dos modelos se presenta en la Figura 4.2. Para la visualización de los resultados se generó un corte A-A como se muestra en la Figura 4.1.

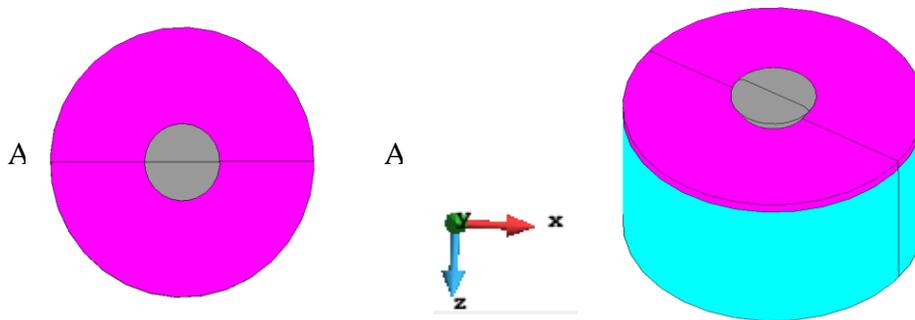


Figura 4.1 Corte A-A realizado en el modelo.

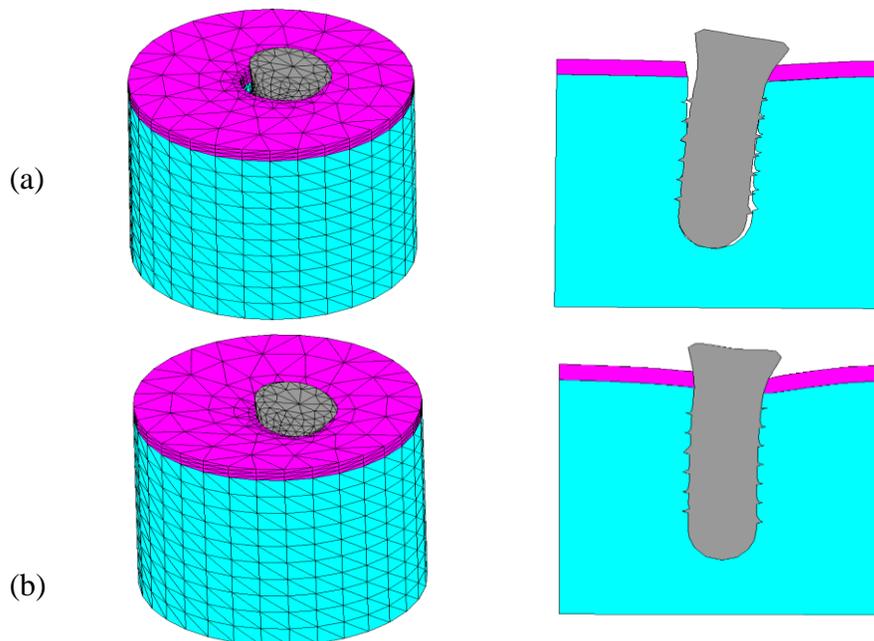


Figura 4.2. Deformaciones generadas en los dos métodos de definición de contacto para el implante. a) Contacto lineal. b) Adherencia perfecta (sin contacto). (Amplificadas por 100).

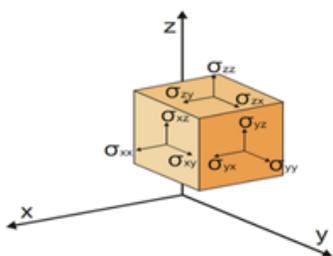
Hay pequeñas diferencias entre el modelo no lineal y de contacto lineal, mientras que el modelo de conexión completa tiene diferencias considerables con respecto al modelo no lineal. Sin embargo, el tiempo de cálculo del modelo de contacto lineal es aproximadamente 1/20 del modelo no lineal.

Aplicando todo esto en la reproducción del estudio de este modelo se obtuvieron los esfuerzos mostrados en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en el estudio.

Esfuerzos principales máximos (MPa).	
Hueso cortical	11.29
Hueso trabecular	1.53
Esfuerzos principales mínimos (MPa).	
Hueso cortical	21.39
Hueso trabecular	1.43
Desplazamientos (μm).	
Eje-x	2.148
Eje-y	3.655

Los esfuerzos principales obtenidos en la tabla anterior se definen como.



	Componentes	
	Normales	De Cizalla
σ_{xx}	σ_{xy}	σ_{xz}
σ_{yy}	σ_{yx}	σ_{yz}
σ_{zz}	σ_{zx}	σ_{zy}

Figura 4.3 Equilibrio de esfuerzos principales de un Volumen Elemental. Cafiero, M. (2007).

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_{xx} - \sigma_{yy}}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Ecuación 4.1

$$\sigma_3 = \frac{\sigma_{xx} + \sigma_{yy}}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_{xx} - \sigma_{yy}}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Ecuación 4.2

Dónde:

σ_1 = Esfuerzo principal máximo.

σ_3 = Esfuerzo principal mínimo.

Para nuestro estudio las componentes de cizalla o cortantes son nulas por lo que los esfuerzos normales serán máximos y se conocen como esfuerzos principales. Como se podrá observar en los resultados mostrados a continuación, al término de la rosca se generó una alta concentración de esfuerzos, lo cual se debe a que el fin de la rosca al ser una superficie que terminaba en líneas tangentes, daba problemas para generar la malla. Por ello se decidió realizar un corte para que la rosca terminara en una superficie más simple de mallar, dejando a su vez un pico o vértice concentrador de esfuerzos como podemos ver en la figura 4.4. Por esto se establecieron nuevos límites de esfuerzos y desplazamientos en la gráfica para mostrar los resultados sin que se vean afectados por esos vértices.

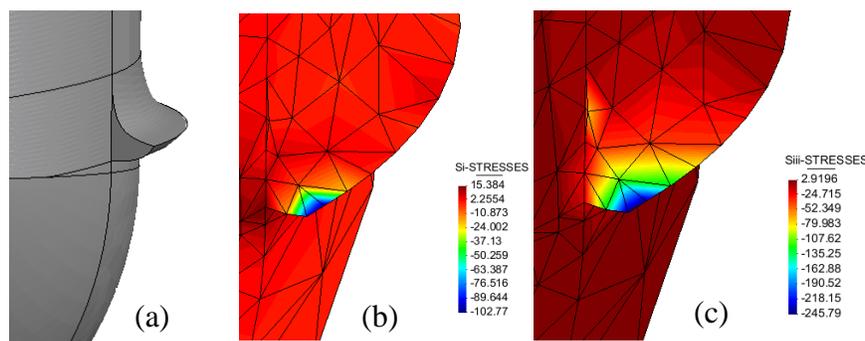


Figura 4.4 (a) Concentrador de esfuerzos generado. (b) Concentración de esfuerzos principales máximos. (c) Concentración de esfuerzos principales mínimos.

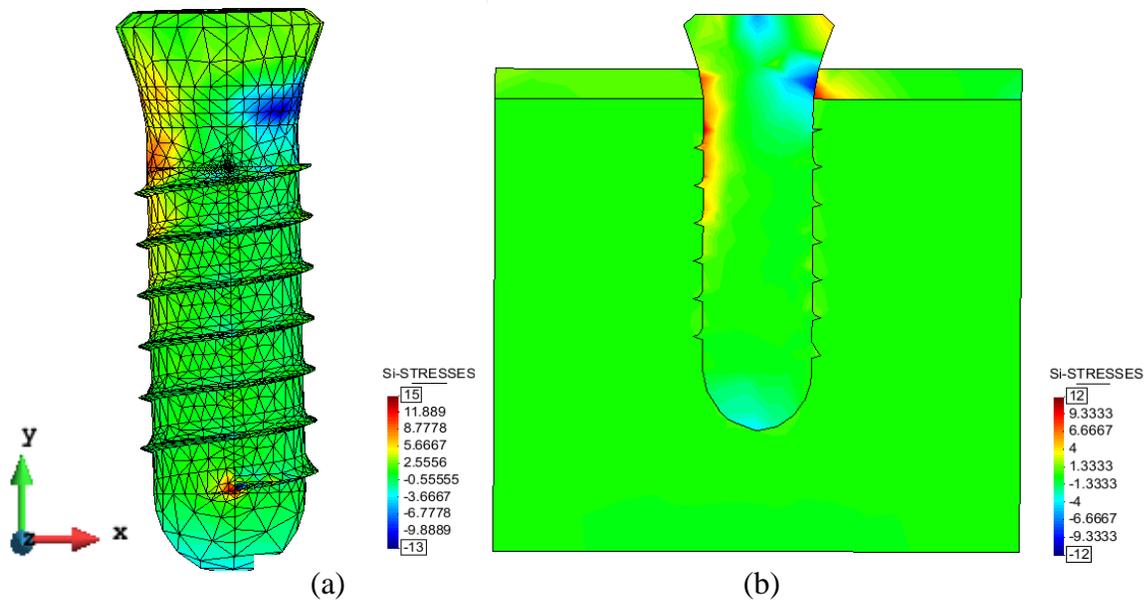


Figura 4.5 (a) Distribución de Esfuerzos principales máximos en el implante (b) Distribución de Esfuerzos principales máximos en el corte A-A del modelo.

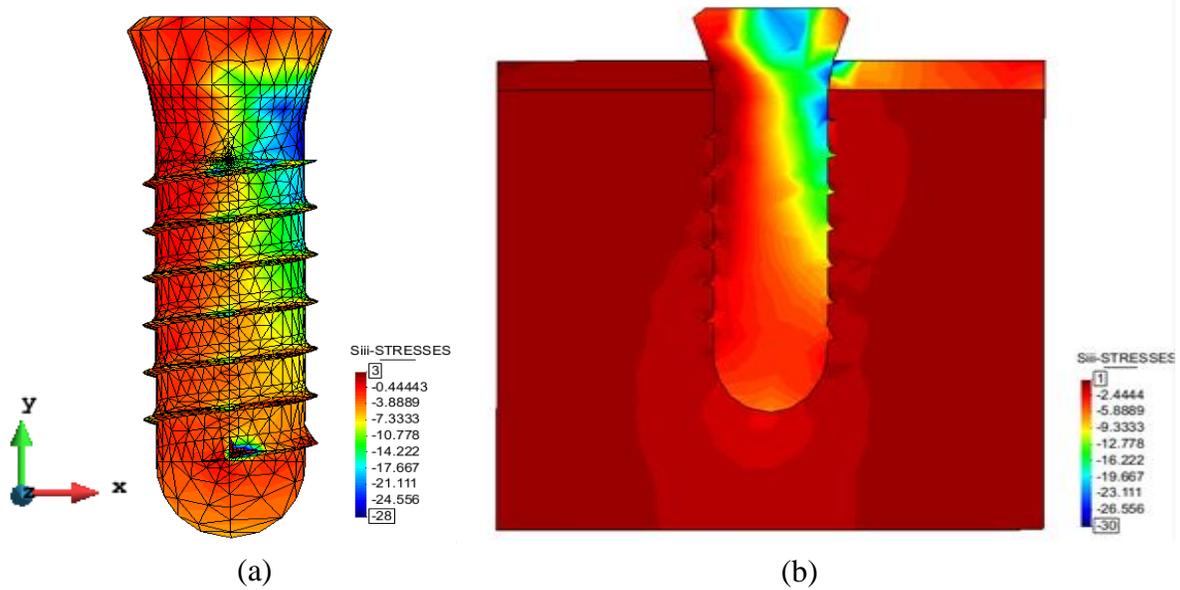


Figura 4.6 (a) Distribución de Esfuerzos principales mínimos en el implante (b) Distribución de Esfuerzos principales mínimos en el corte A-A del modelo.

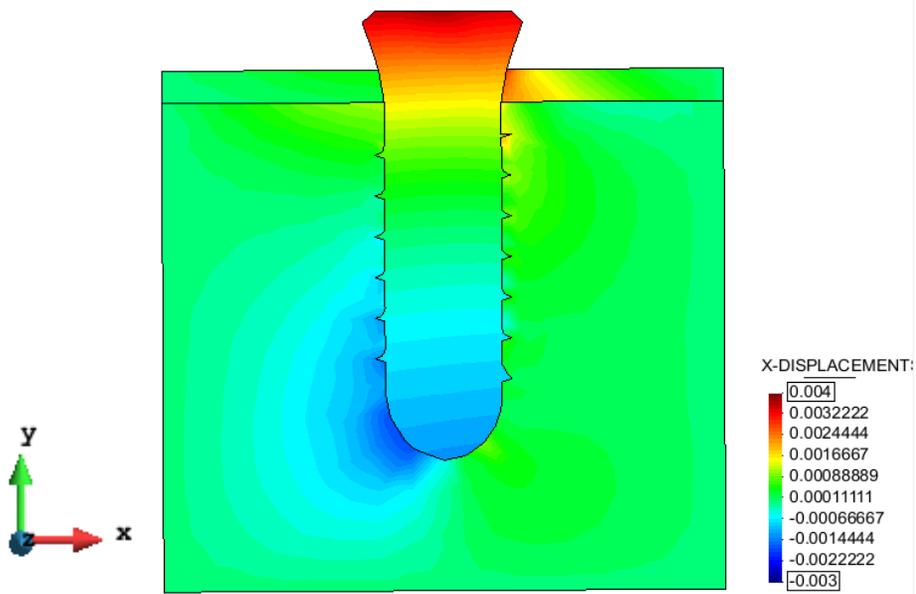


Figura 4.7. Desplazamientos generados en el modelo sobre el eje-x.

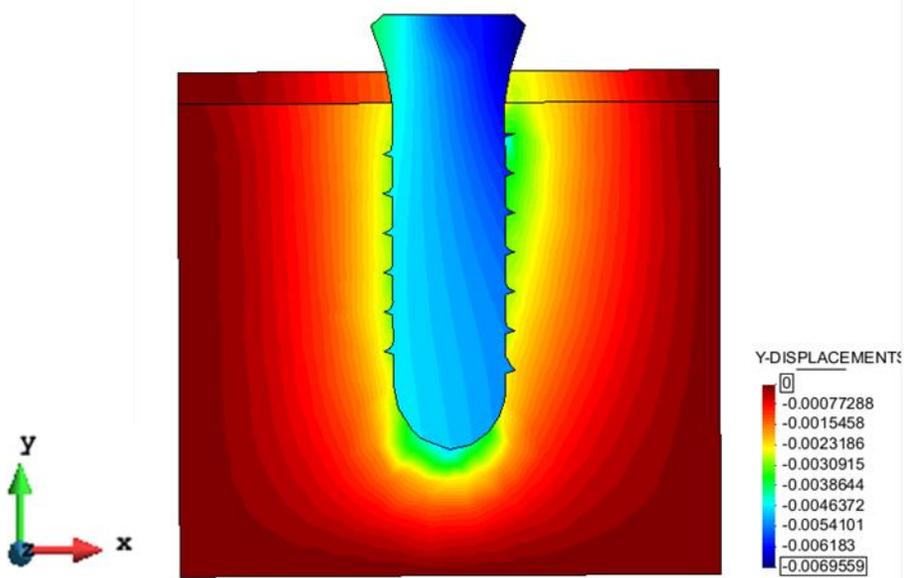


Figura 4.8. Desplazamientos generados en el modelo sobre el eje-y.

En las figuras 4.5, 4.6, 4.7, 4.8 mostradas, se puede observar la reproducción de los resultados obtenidos del estudio y comportamiento de los esfuerzos principales y deformaciones de la investigaciones realiza por Eser A., et al. (2009), logrando observar cómo hay una mayor concentración de esfuerzos en la zona de la rosca en contacto con el hueso cortical y a su vez los resultados de los desplazamientos del estudio.

En las figuras 4.9 se visualiza el comportamiento de la distribución de esfuerzos en condiciones de adherencia perfecta y en condiciones de contacto, observando que para condiciones de contacto existe mayor distribución de esfuerzo, es importante indicar que la validación de este implante se consideró de una geometría sencilla.

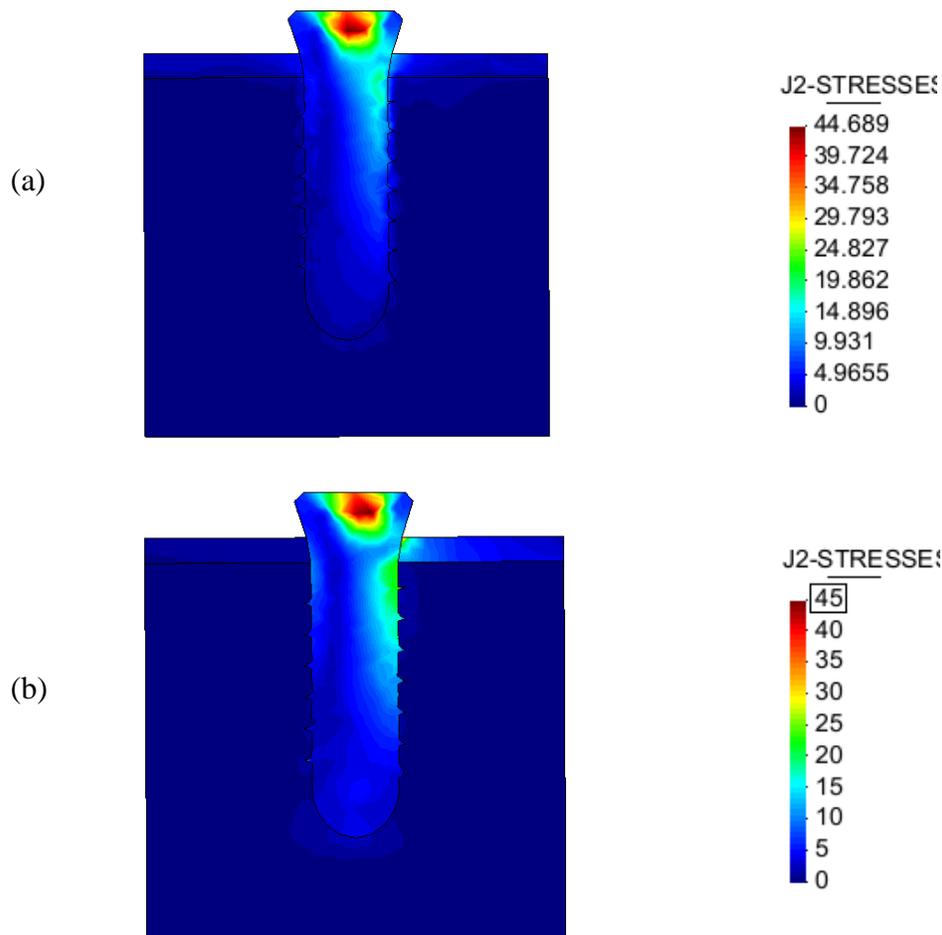


Figura 4.9. Distribución de Esfuerzo. (a) Adherencia Perfecta. (b) Condiciones de contacto.

4.1.1 Comparación de Resultados de Validación

Comparación de resultados para la validación del programa COMET. Ver tablas 4.2 y 4.3.

Tabla 4.2 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en el estudio previo.

Esfuerzos principales máximos (MPa).	
Hueso Cortical	11.29
Hueso Trabecular	1.53
Esfuerzos principales mínimos (MPa).	
Hueso Cortical	21.39
Hueso Trabecular	1.43
Desplazamientos (μm).	
Eje-x	2.148
Eje-y	3.655

Tabla 4.3 Esfuerzos principales máximos y mínimos, y desplazamientos obtenidos en la presente investigación modelo.

Esfuerzos principales máximos (MPa).	
Hueso Cortical	10-12
Hueso Trabecular	0-1.33
Esfuerzos principales mínimos (MPa).	
Hueso Cortical	25-30
Hueso Trabecular	0-2
Desplazamientos (μm).	
Eje-x	[-2,3]
Eje-y	4

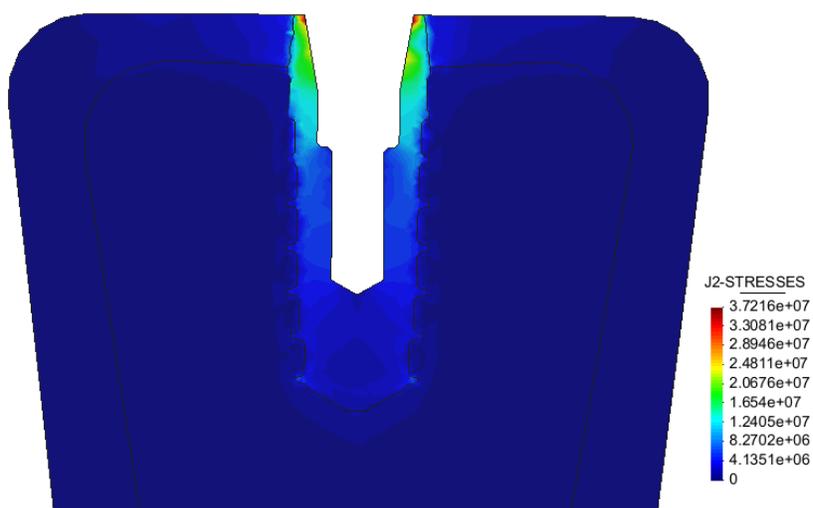
4.2 Resultados de validación del Método

Se valida la metodología empleada, a través del estudio doctoral de Dávila, E. (2014), respetando las mismas condiciones utilizadas para llevar a cabo el análisis de los cuatro modelos con adherencia perfecta en la interfaz hueso e implante, las cuales son las mismas condiciones utilizadas en la metodología de esta investigación, variando únicamente el tamaño de elemento usado en la malla, para así obtener el número de elementos y nodos que se tenía para cada modelo en el estudio doctoral.

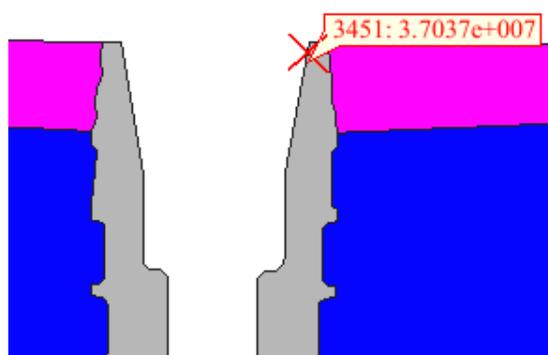
De esta manera se obtuvo los siguientes resultados que se compararon con el estudio original para así comprobar que se establecieron las condiciones y procedimiento correcto.

Implante Rosca

- Malla: 0.2mm para implante, 4mm modelo de huesos,
- Número de elementos: 125737,
- Número de nodos 22669.
- Fuerza axial de 100 N (-100 Y)
- Esfuerzo Máximo: 37.21 MP
- Esfuerzo máximo en el corte: 37.03 MPa



(a)

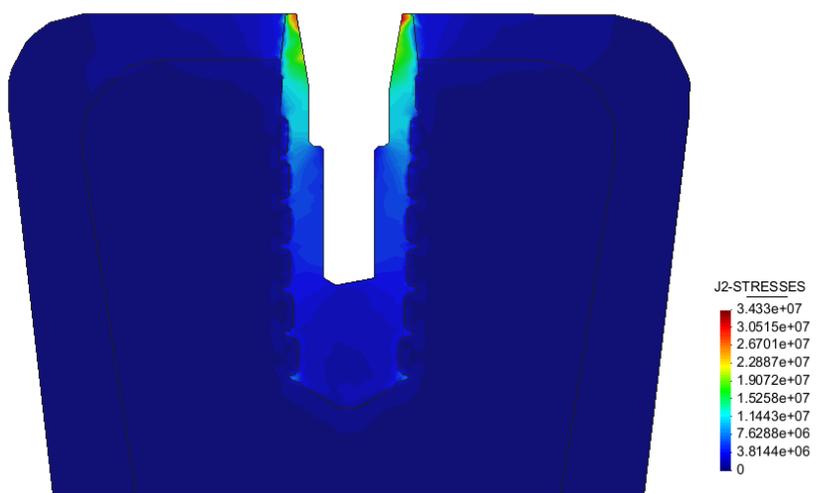


(b)

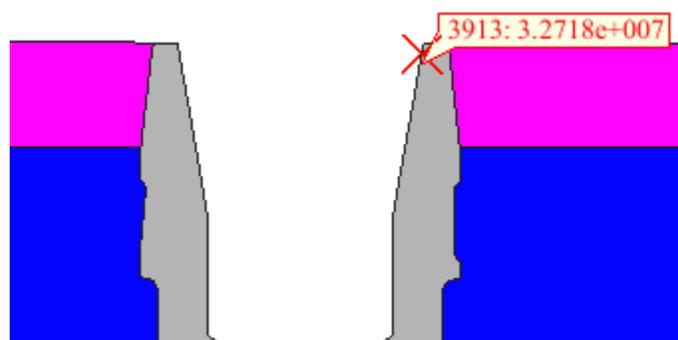
Figura 4.10 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en implante rosca con adherencia perfecta. (a) Distribución de esfuerzos en el sistema (b) Esfuerzo máximo en el corte.

Implante Liso

- Malla: 0.2mm para implante, 4mm modelo de huesos,
- Número de elementos: 97571.
- Número de nodos: 17486.
- Fuerza axial de 100 N (-100 Y)
- Esfuerzo Máximo: 34.33 MPa
- Esfuerzo máximo en el corte: 32.71 MPa



(a)

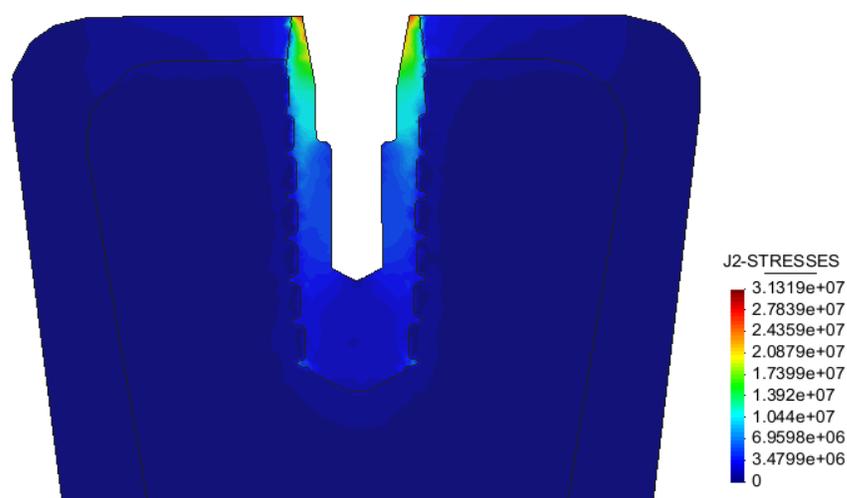


(b)

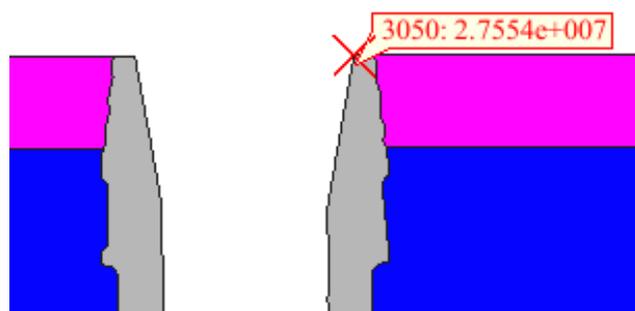
Figura 4.11 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en implante liso con adherencia perfecta. (a) Distribución de esfuerzos en el sistema (b) Esfuerzo máximo en el corte.

Implante Tres anillos.

- Malla: 0.2mm para implante, 4mm modelo de huesos.
- Números de elementos: 102714.
- Número de nodos: 18972.
- Fuerza axial de 100 N (-100 Y)
- Esfuerzo Máximo: 31.32 MPa
- Esfuerzo máximo en el corte: 27.55 MPa



(a)

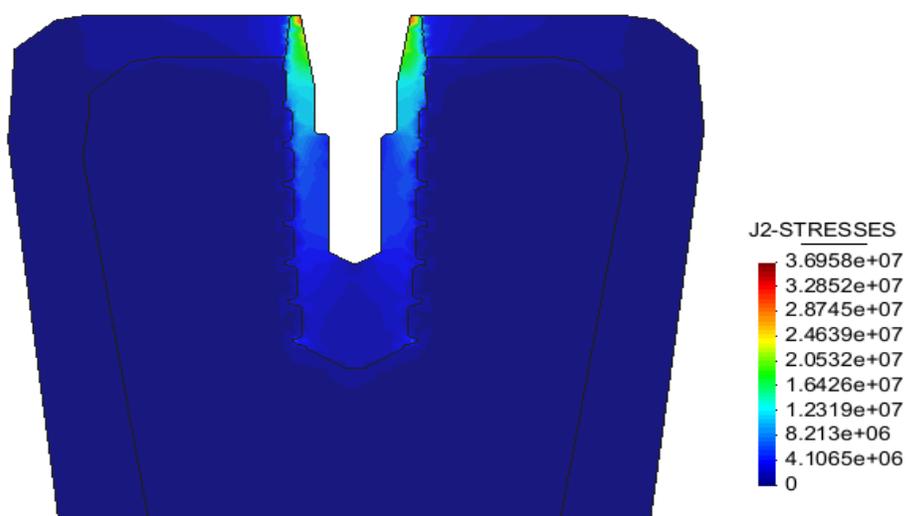


(b)

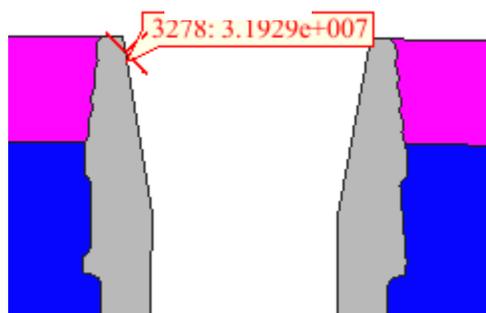
Figura 4.12 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en implante tres anillos con adherencia perfecta.
(a) Distribución de esfuerzos en el sistema (b) Esfuerzo máximo en el corte.

Implante Cuatro Anillos

- Malla: 0.2mm para implante, 4mm modelo de huesos,
- Número de elementos: 127660.
- Número de nodos: 22248.
- Fuerza axial de 100 N (-100 Y)
- Esfuerzo Máximo: 36.95 MPa
- Esfuerzo máximo en el corte: 31.92 MPa



(a)



(b)

Figura 4.13 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en implante cuatro anillos con adherencia perfecta.
(a) Distribución de esfuerzos en el sistema (b) Esfuerzo máximo en el corte.

4.2.1 Comparación de Resultados de Validación del método

Evaluando los resultados obtenidos (ver Tabla 4.4 y 4.5), se establece que el comportamiento para cada estudio fue similar, evidenciando que la metodología empleada para la simulación de adherencia perfecta en esta investigación fue correcta.

Tabla 4.4 Esfuerzos de Von Mises obtenidos en el estudio doctoral. Dávila, E. (2014).

Modelo	Esfuerzo Máximo de Von Mises [MPa]	Esfuerzo Máximo de Von Mises en el corte de la pieza[MPa]
Liso	39.12	36.40
Rosca	37.40	33.15
Tres Anillos	38.48	31.40
Cuatro Anillos	43.03	35.11

Tabla 4.5 Esfuerzos de Von Mises obtenidos en el presente estudio.

Modelo	Esfuerzo Máximo de Von Mises [MPa]	Esfuerzo Máximo de Von Mises en el corte de la pieza[MPa]
Liso	37.21	37.03
Rosca	34.33	32.71
Tres Anillos	31.32	27.55
Cuatro Anillos	36.95	31.92

4.3 Resultados de modelos en condiciones de contacto cinemático, sobre los cuatro implantes

En los siguientes resultados se muestran cuatro modelos de implantes dentales con geometría similar, variando únicamente el tipo de cuello. Con el fin de evaluar el comportamiento de la distribución de esfuerzos en la primera etapa de colocación del implante dental, es decir cuando aún no existe oseointegración.

Para ello la simulación de los implantes se realiza en condiciones de contacto cinemático sin fricción, que es un tipo de contacto automático empleado por COMET, que permite que en la interfaz entre el hueso y el implante existan pequeños desplazamientos.

Antes de proceder al análisis, se evalúan los resultados de validación para el procedimiento de contacto automático y el de adherencia perfecta en COMET, donde se evidenció que ambos funcionan correctamente.

A continuación los resultados que se muestran presentaron altos concentradores de esfuerzos ya que se evidencian las siguientes características:

- Puntos singulares (errores numéricos).
- Cambios abruptos de geometría.
- Transferencia de esfuerzos no uniformes dentro del implante.
- Transferencia de esfuerzos no uniforme del implante al hueso.

Por tal motivo se procede a analizar las características obtenidas:

- Puntos Singulares.

Son errores numéricos, frecuentes en simulaciones con este tipo de geometrías. Esto ocurre debido a que en ciertos puntos de la pieza, la carga se acumula en un sólo nodo actuando como una carga concentrada, en lugar de distribuirse por toda la zona como una carga distribuida, esto se conoce como cargas artificiales.

Los puntos singulares que se presenciaron en los resultados de esta investigación se atribuyen al tipo de contacto que se aplicó, ya que si bien se trata de un contacto que permite una convergencia más rápida y permite pequeños desplazamientos, evitando deslizamientos tangenciales, el contacto tiene una metodología de resolución más simplificada, a diferencia de otros métodos como el penalty o lagrange, que son algoritmos más potentes para la simulación de un contacto con este tipo de geometría. Por tal razón los nodos presentes en la interfaz hueso-implante tienden a querer deslizarse o separarse del hueso, lo que hace que se localice la tensión, aumentando de manera artificial. Este análisis se realiza bajo la supervisión y orientación del personal capacitado del CIMNE.

- Cambios abruptos de geometría.

Para los cuatro implantes (liso, rosca, dos anillos y tres anillos). Se presentaron concentradores de esfuerzo debido a la geometría tan compleja que manejan los implantes y los cambios abruptos de geometría que presentan en el inicio y final de la rosca, generando esquinas geométricas, que concentran gran cantidad de esfuerzos.

- Transferencias no uniformes dentro del implante.

Se visualiza en los resultados de cada implante, que la transferencia de esfuerzos dentro del implante, desde el primer momento que fue aplicada la carga axial, representada en la escala de colores fríos, no se realiza de forma uniforme, presentando altas concentraciones en la base del implante o en las esquinas geométricas de los modelos.

- Transferencia no uniforme del implante al hueso.

Se visualiza en los resultados de cada modelo, que la transferencia de esfuerzos del implante al hueso no se realiza de forma uniforme, esto se debe a que en esta fase de la simulación, el hueso no forma parte del sistema hueso-implante, ya que aun existen pequeños desplazamientos en la interfaz que generan concentraciones de esfuerzos en las zonas donde existe la compresión del implante en el hueso.

A continuación se presentan los resultados en las Figuras 4.14, 4.15, 4.16, 4.17.

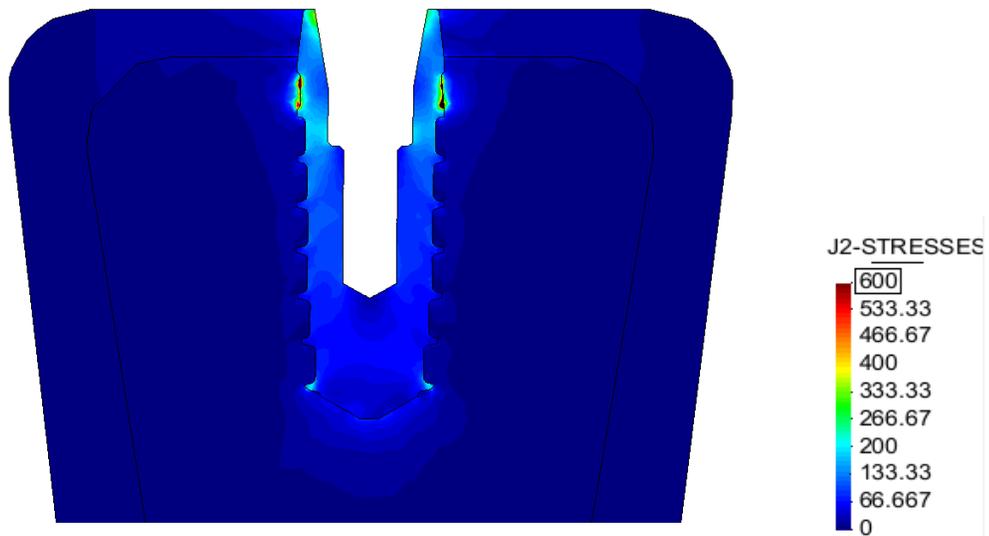


Figura 4.14 Modelo 1. Implante dental tipo de cuello Liso.

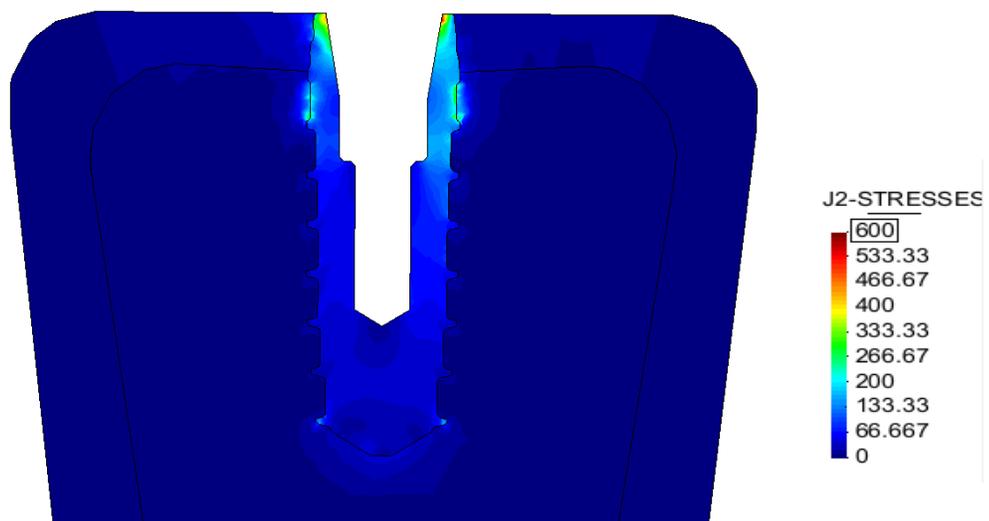


Figura 4.15 Modelo 2. Implante dental tipo de cuello rosca.

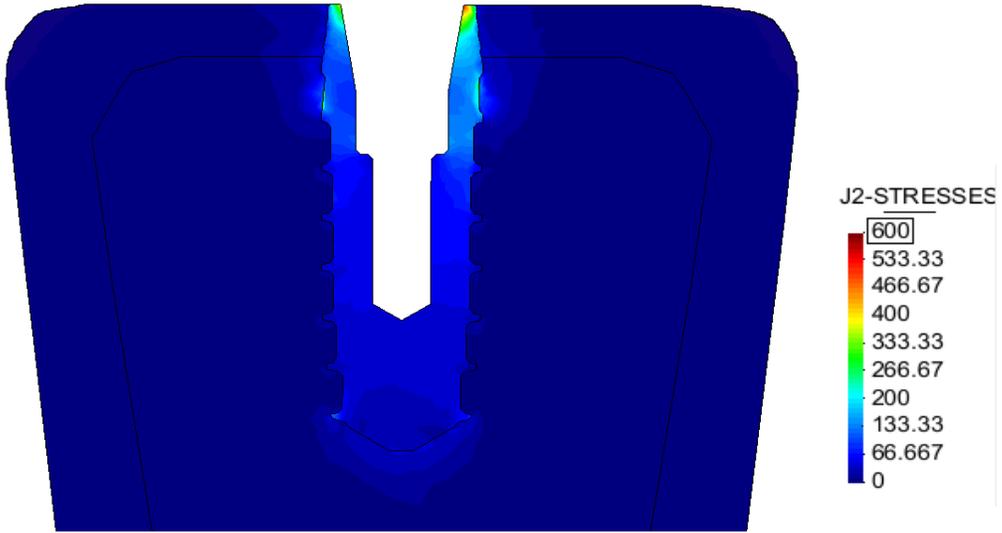


Figura 4.16 Modelo 3. Implante dental tipo de cuello tres anillos

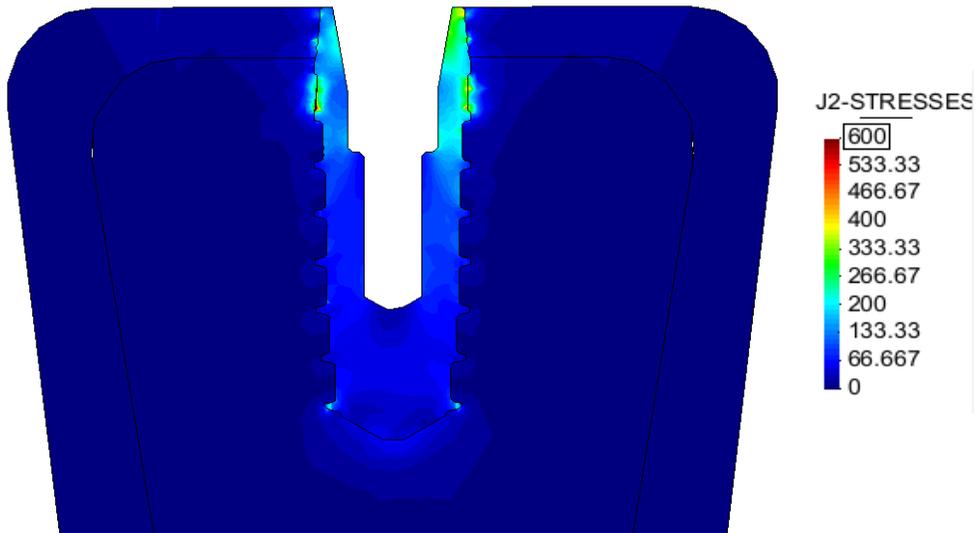


Figura 4.17 Modelo 4. Implante dental tipo de cuello cuatro anillos.

Se descarta que las altas concentraciones que están presentando los resultados sean por la malla del modelo, ya que tanto el análisis en adherencia perfecta como en condiciones de contacto se realizan con la misma malla, y se ha demostrado en el estudio, que en condiciones de adherencia perfecta no se presentan altos concentradores de esfuerzo.

En vista a las características presentadas en los modelos de implantes dentales en condiciones de contacto cinemático sin fricción y a los resultados de validación, se infiere que geometrías tan complejas el contacto automático manejado en COMET, pudiera estar generando los altos concentradores de esfuerzos reflejados en los resultados. Esto puede deberse a que en esta condición de contacto la simulación toma en cuenta los cambios de geometría presentes en la interfaz hueso-implante, a diferencia de la condiciones en adherencia perfecta donde la simulación toma el sistema como un todo, sin evaluar estos cambios de geometrías.

En la figura 4.18 se observa como en el implante dental del tipo tres anillos presentan concentraciones de esfuerzo al inicio de la rosca del implante.

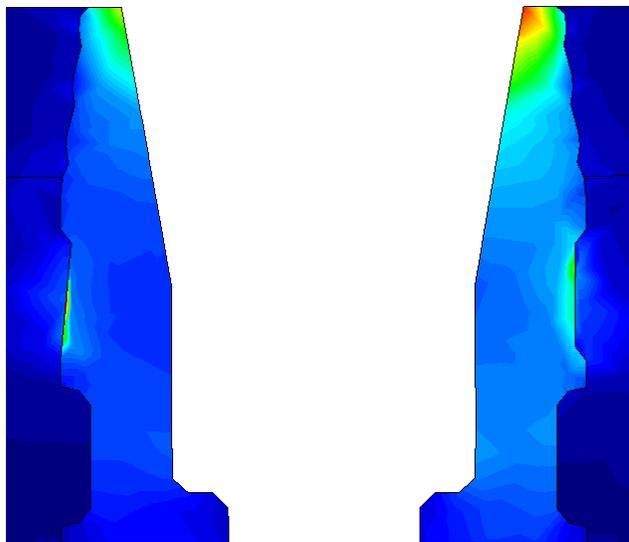


Figura 4.18 Implante dental del tipo tres anillos. Acercamiento en la zona de concentración de esfuerzo por la geometría.

Es así como los resultados muestran que elementos de geometría mal formados con una gran distorsión y la presencia de puntos singulares, pueden afectar notablemente los valores de los esfuerzos arrojados por el programa.

Adicionalmente se establece evaluar entre los cuatro modelos propuestos en condiciones de contacto cual se comporta mejor. Para esto es importante destacar que los valores utilizados para aproximar los esfuerzos máximos no toman en cuenta los puntos singulares y los cambios abruptos en la geometría de los implantes.

En la figura 4.19 y 4.20 se muestran las zonas seleccionadas para calcular el valor promedio de los esfuerzos máximos presentes en el implante.

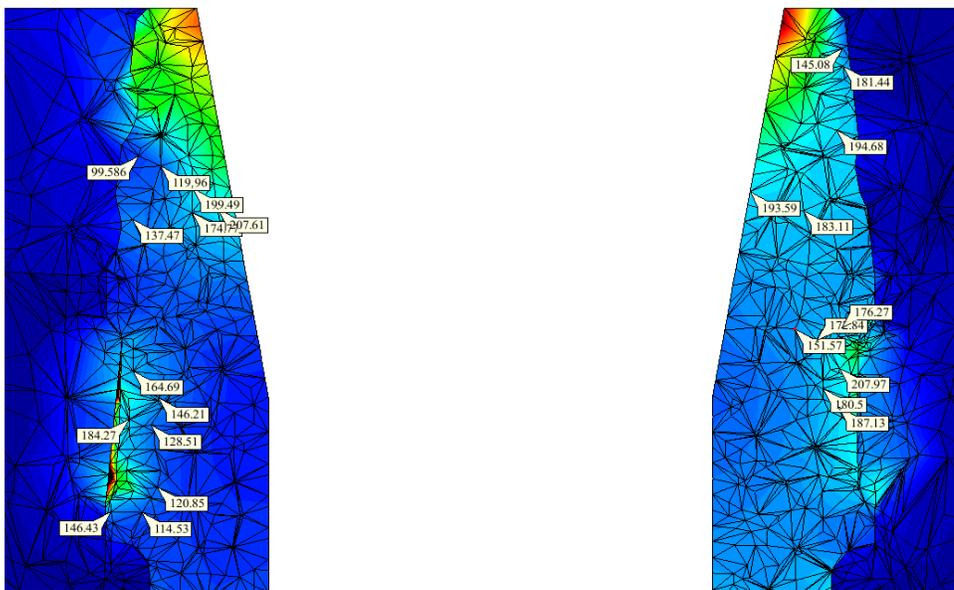


Figura 4.19 Esfuerzos de Von Mises (MPa) fuera de las zonas de altas concentraciones en el corte transversal del implante.

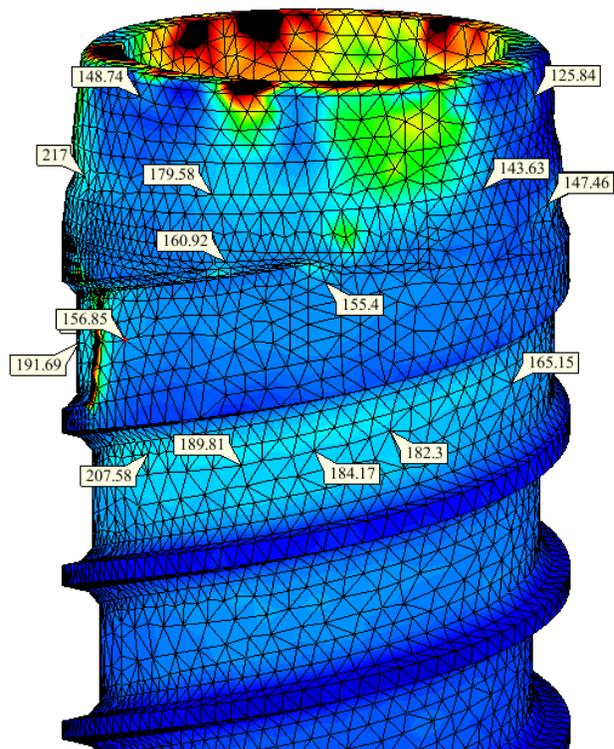


Figura 4.20 Esfuerzos de Von Mises (MPa) fuera de las zonas de altas. concentraciones en el implante.

Este procedimiento fue el establecido para calcular un rango de valores de esfuerzos máximo de Von Mises (MPa) tanto en el corte de la pieza como en el modelo completo, tal y como se muestra en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6 Rango de valores de esfuerzos máximos de Von Mises [MPa] para el modelo completo y el corte del mismo.

Modelo	Esfuerzo Max. de Von Mises [MPa]	Esfuerzo Max. de Von Mises en el corte de la pieza [MPa]
Rosca	210 – 190	190 – 180
Liso	200 – 180	170 – 160
Tres anillos	180 – 160	155 – 150
Cuatro anillos	220 – 200	195 – 180

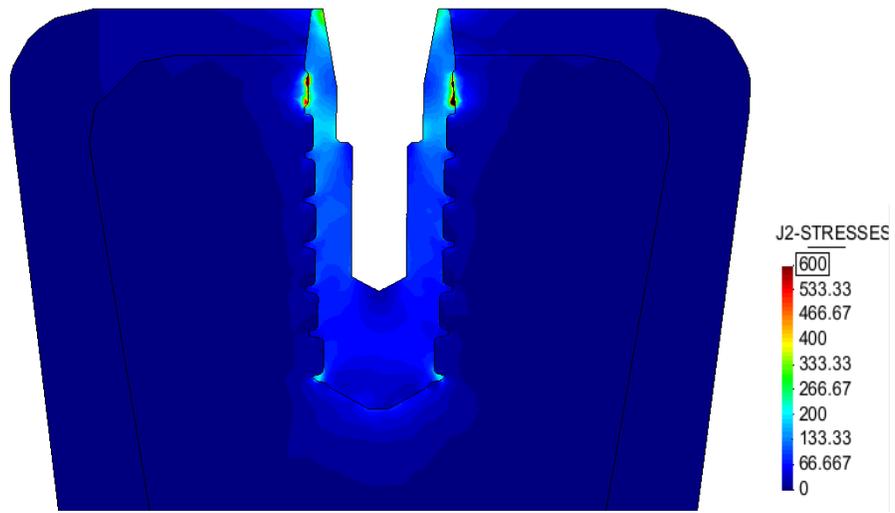
En la tabla 4.4 se muestran los resultados obtenidos para cada modelo de los implantes, obtenidas en las corridas del programa COMET. Se puede inferir que los esfuerzos obtenidos se aproximan al comportamiento del implante cuando se encuentra en condiciones de contacto, sin embargo se decide no concluir para estos implantes ya que para estos resultados se presentaros puntos singulares derivado del tipo de contacto seleccionado en COMET en esta metodología de investigación.

El modelo tres anillos es el que presento menores esfuerzos máximos con respecto a los otros modelos, por tal razón se puede inferir que este es el implante que tendría una mejor transferencia de esfuerzos, sin embargo por estar estos resultados afectados por las singularidades de la simulación, podría existir cierto margen de error.

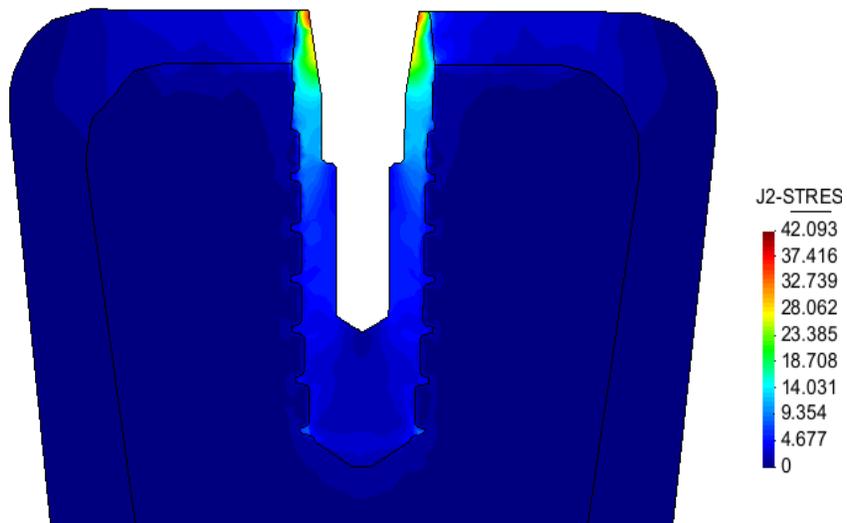
4.4 Análisis de la Fase 1 y la Fase 2

A continuación en las figuras 4.21, 4.22, 4.23 y 4.24 se presentan los resultados de la Fase 1 y Fase 2 del proceso de colocación del implante, entendiendo que la Fase 1 es cuando el implante se encuentra en condiciones de contacto con el hueso, por lo cual aun existen pequeños desplazamientos en la interfaz hueso-implante, y la Fase 2, cuando ya el implante se encuentra adherido al hueso, es decir completamente oseointegrado, esto ocurre aproximadamente seis meses después de la colocación del implante.

Principalmente se establece que estos resultados para la fase 1 y fase 2 no son comparables, ya que cada fase tiene diferentes condiciones que forma parte del proceso de la oseointegración, además por lo explicado en los puntos anteriores, los resultados en la fase 1, presentaron altas concentraciones de esfuerzos que afectaron los resultados, De igual modo se desea mostrar como varía el comportamiento en la fase 1 con respecto a un implante que se encuentre en adherencia perfecta con el hueso, fase 2, estableciendo que la adherencia perfecta es la condición ideal que se desea lograr luego que ha sido colocado el implante en el hueso. Por tal motivo el análisis de los siguientes resultados se realizaron de manera cualitativa y no cuantitativa.

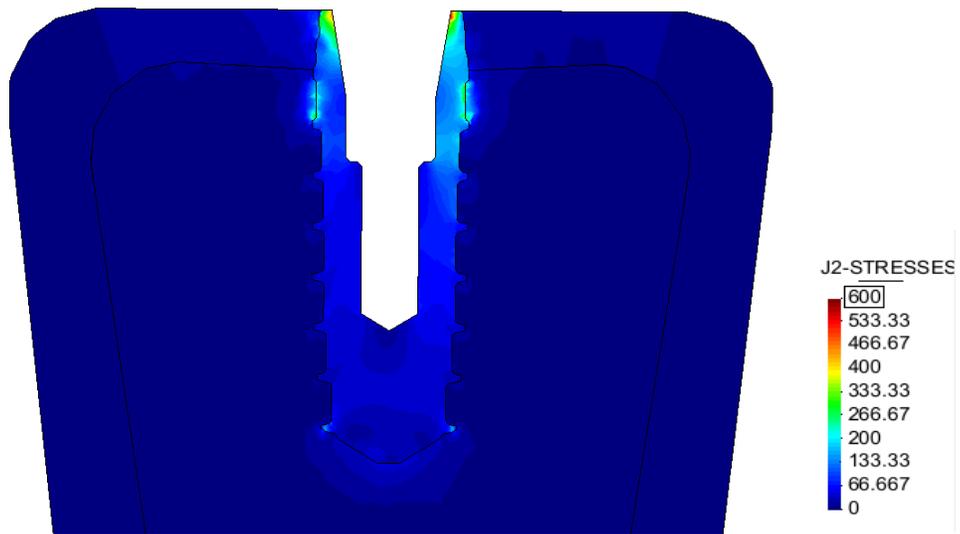


(a)

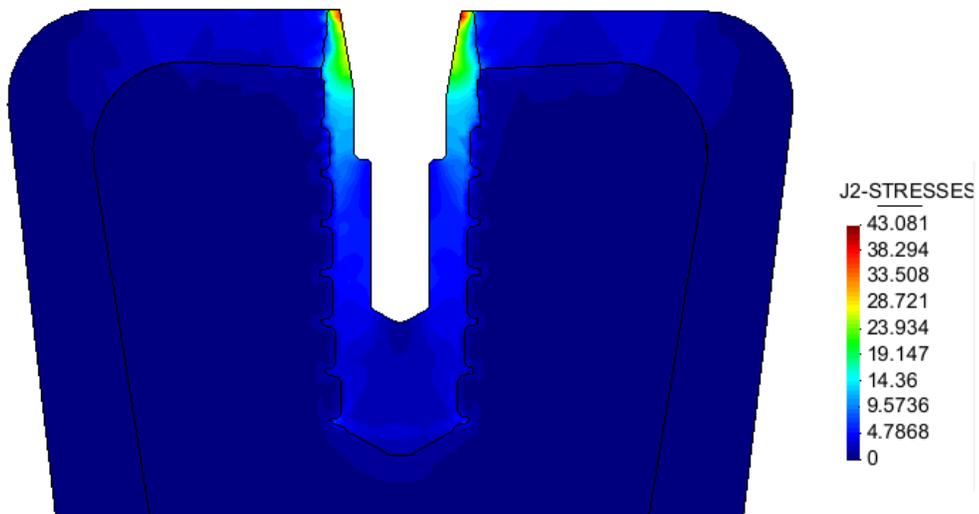


(b)

Figura4.21 Implante dental tipo Liso. (a) Distribución de esfuerzo en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzo de modelo con adherencia perfecta Fase 2.

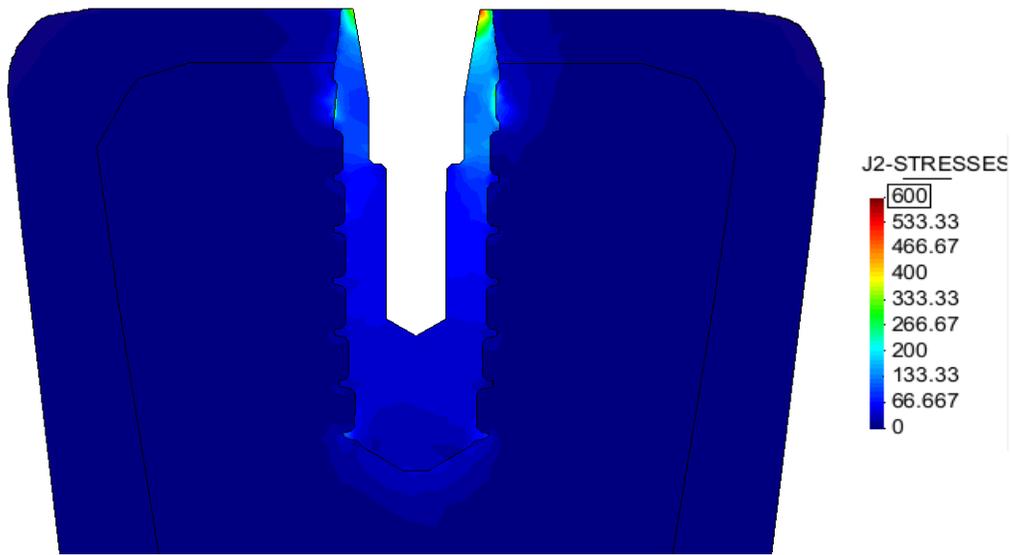


(a)

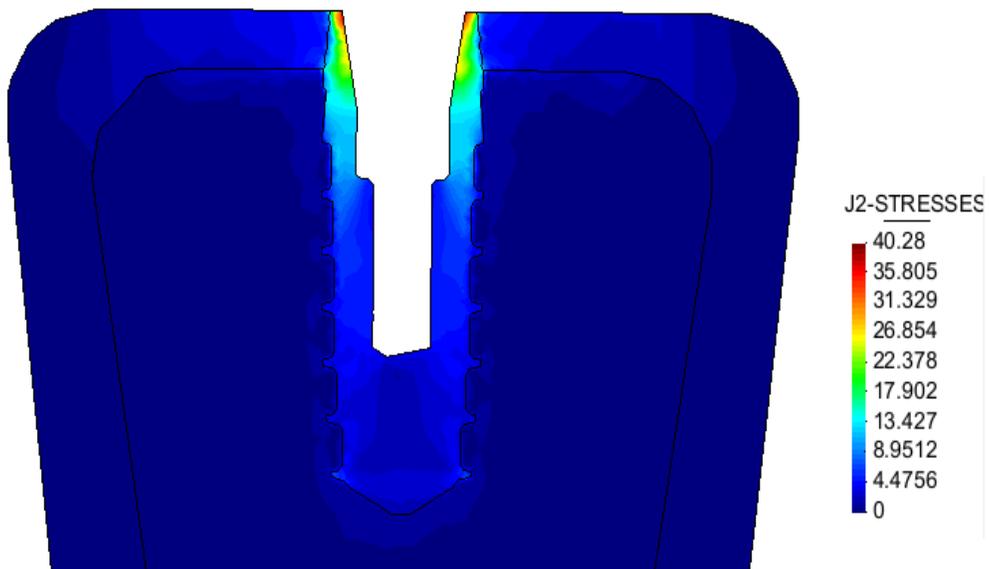


(b)

Figura4. 22 Implante dental tipo Rosca. (a) Distribución de esfuerzo en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzo de modelo con adherencia perfecta Fase 2.

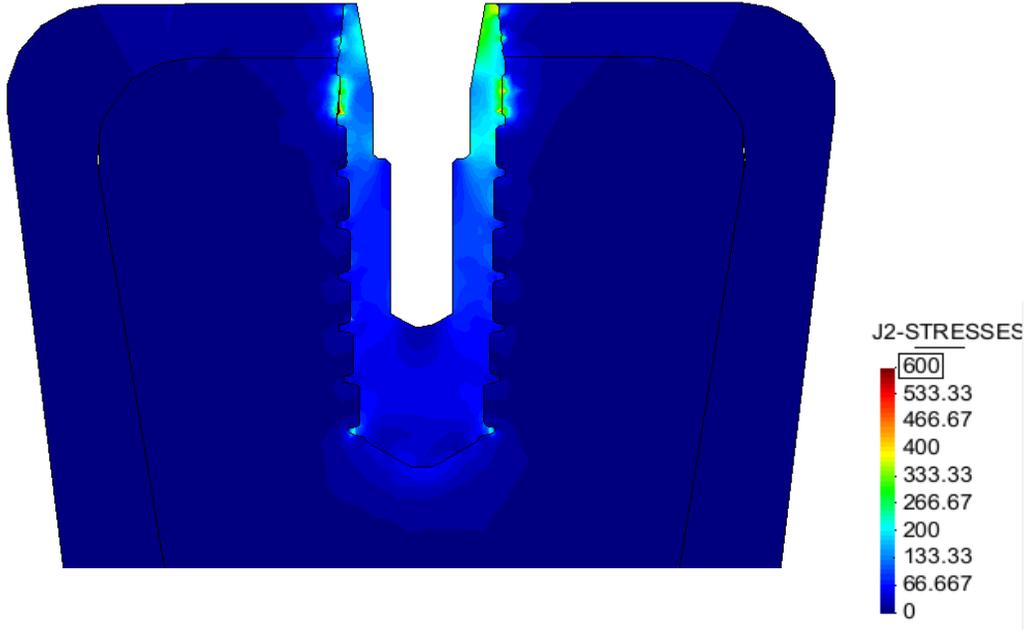


(a)

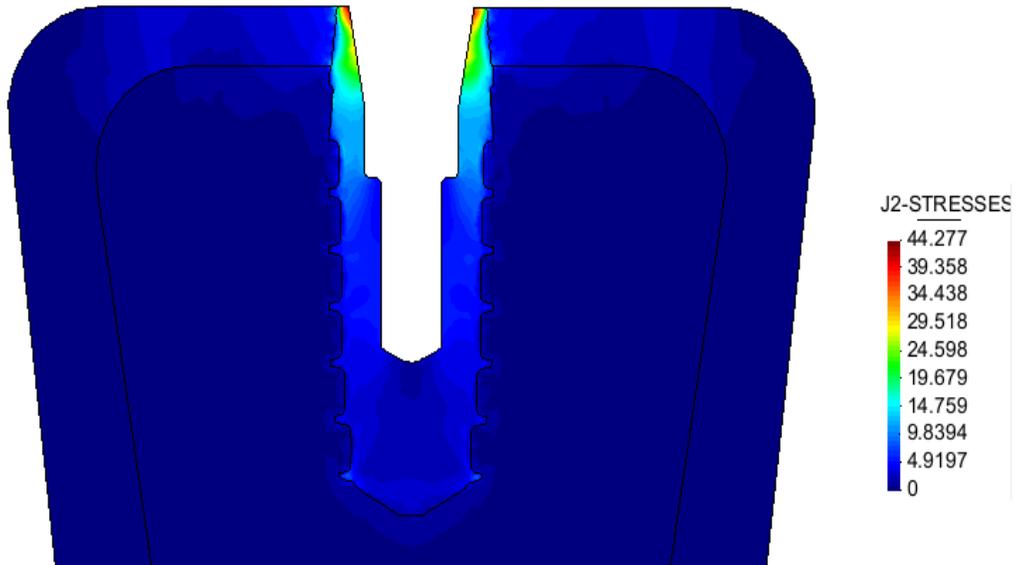


(b)

Figura4. 23 Implante dental tipo Tres Anillos. (a) Distribución de esfuerzo en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzo de modelo con adherencia perfecta Fase 2.



(a)



(b)

Figura 4. 24 Implante dental tipo Cuatro Anillo. (a) Distribución de esfuerzo en el modelo con contacto cinemático Fase 1. (b) Distribución de esfuerzo de modelo con adherencia perfecta Fase 2

En estos resultados se evidencia como al llevar a cabo la simulación en condiciones de contacto, correspondientes a la fase 1, el hueso y el implante sufren más que al considerar la adherencia perfecta, fase 2. Esto se debe que en la fase 1 aún existe pequeños desplazamientos entre el hueso y el implante, ya que aún el implante no se encuentra completamente oseointegrado y por lo tanto el hueso no ejerce su función de sostener y ajustar de forma precisa al mismo, teniendo como consecuencia que la distribución de esfuerzos dentro del implante y la transferencia de esfuerzos del implante al hueso no se realizaron de manera uniforme., generándose zonas de concentración de esfuerzos debido a la compresión con el hueso, ocasionando altos concentradores en ciertas áreas del implante y hueso según sea la dirección de la carga aplicada. Sin embargo cuando existe la oseointegración en el implante, la carga es distribuida de forma uniforme desde en el implante hacia el hueso, ya que el implante y el hueso se comportan como un todo. En la figura 4.25 se visualiza un ejemplo de este comportamiento.

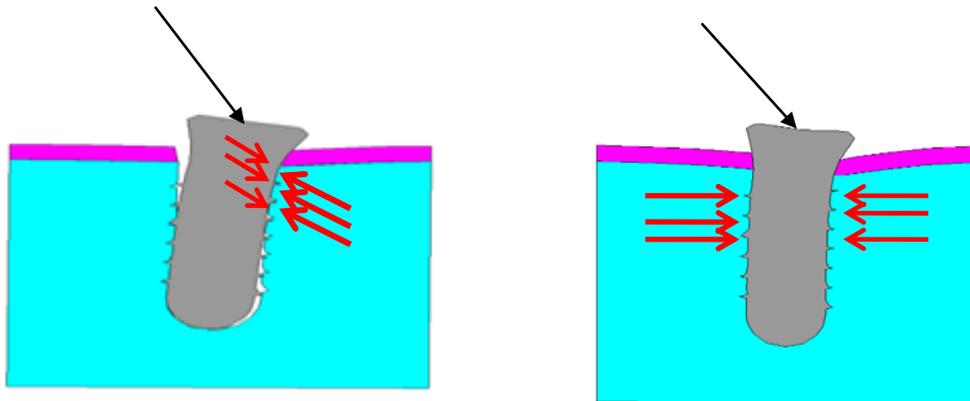


Figura 4.25 Comportamiento de un Implante al aplicar una carga oblicua en la fase 1 y fase 2.

A continuación se presenta en las figuras 4.26, 4.27, 4.28 y 4.29 un estudio punto a punto del modelo de implante dental tipo Liso para evaluar y mostrar el comportamiento de los esfuerzos transversales del implante con respecto a las fases de la oseointegración, fase 1 y fase 2.

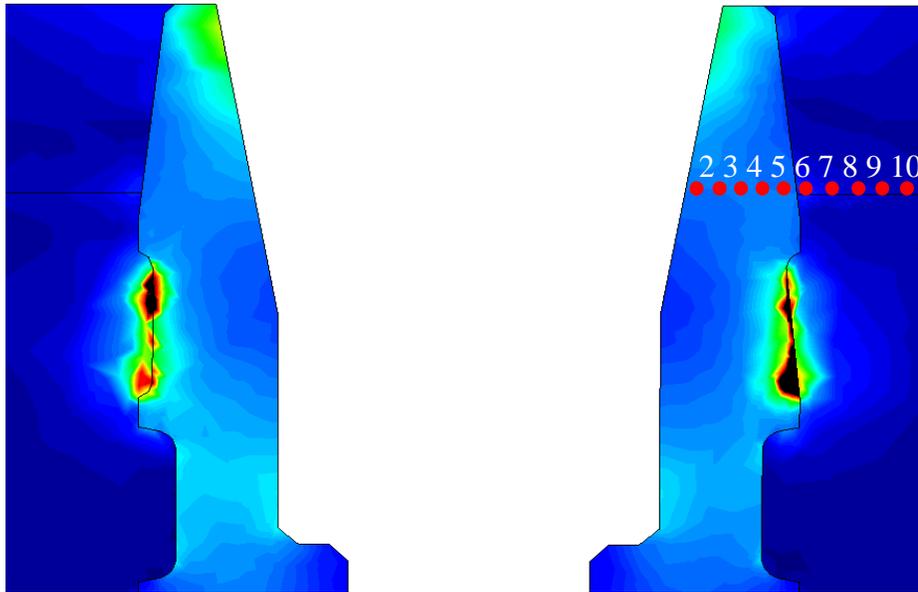


Figura 4.26 Puntos de estudios en dirección transversal. Condiciones de Contacto cinemático (Fase 1). Implante dental tipo Liso.

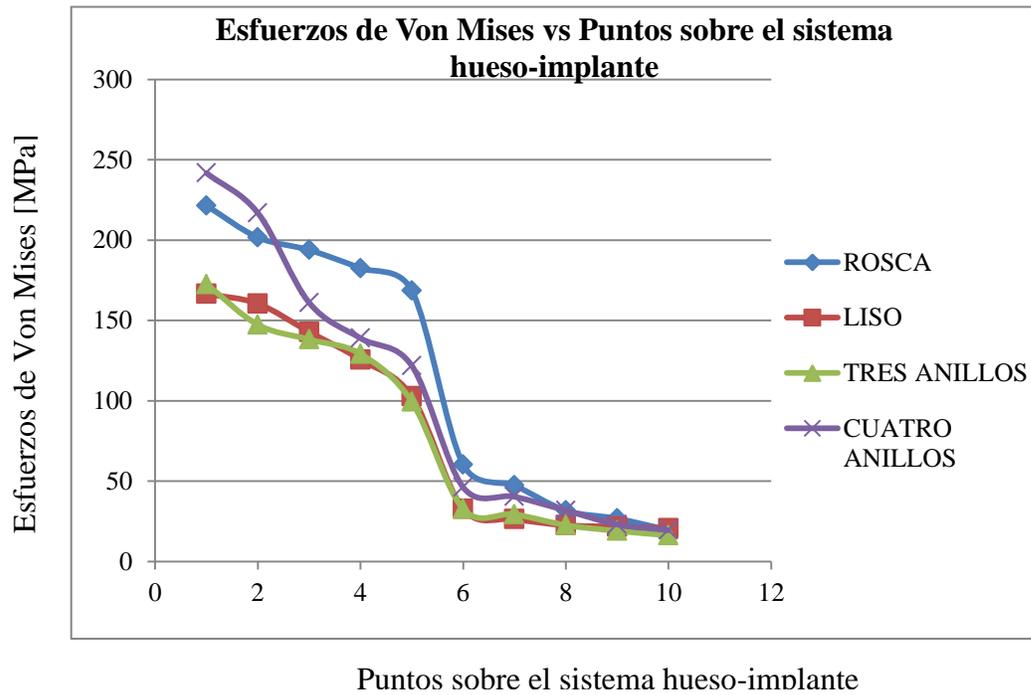


Figura4.27 Evaluación de los esfuerzos en dirección transversal. Condiciones de Contacto cinemático (Fase 1). Implante dental tipo Liso.

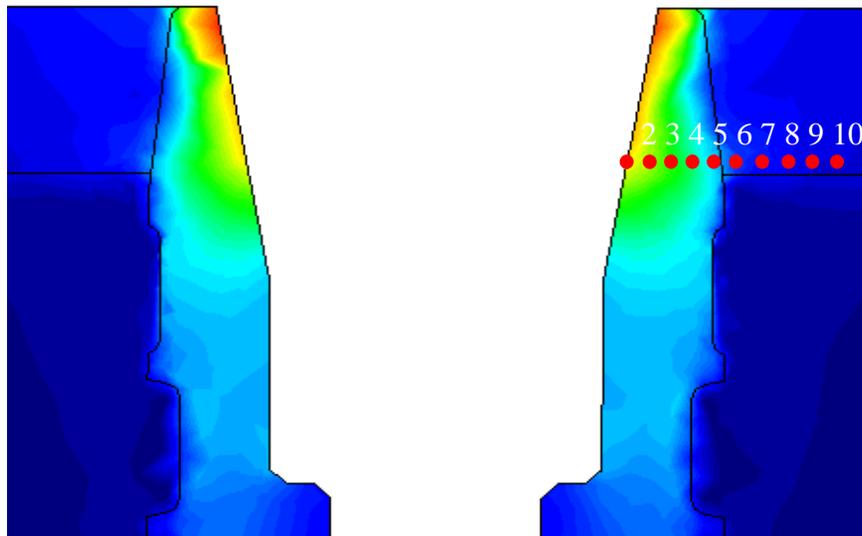


Figura 4.28 Puntos de estudios en dirección transversal. Condiciones de adherencia perfecta (Fase 2).Implante dental tipo Liso.

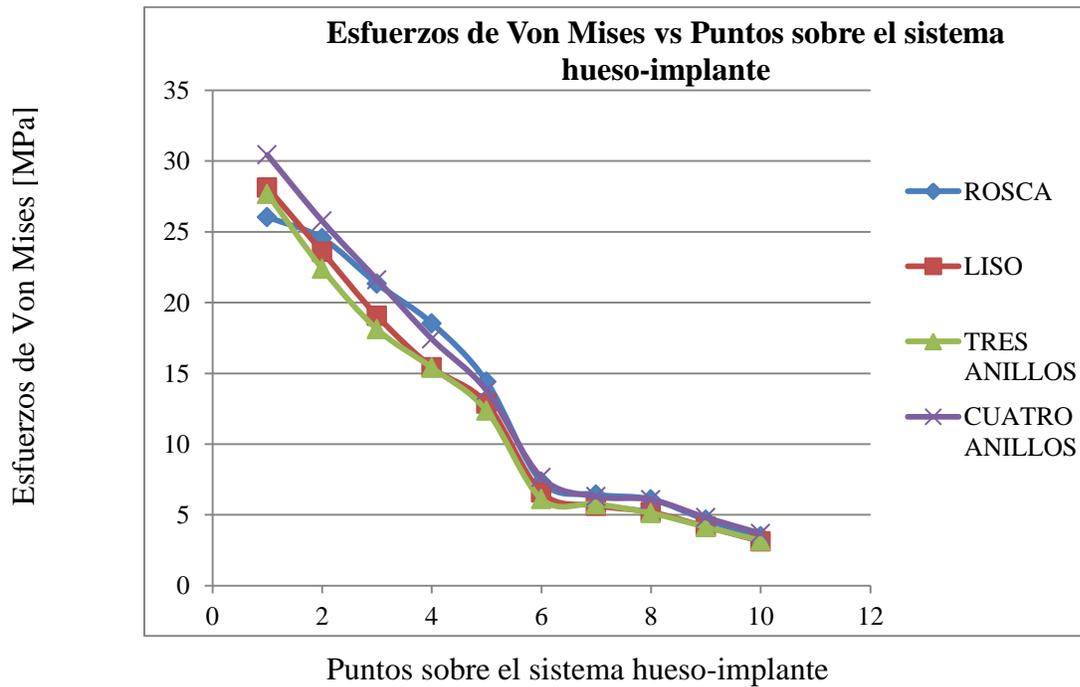


Figura 4.29 Evaluación de los esfuerzos en dirección transversal. Condiciones de adherencia perfecta (Fase 2). Implante dental tipo Liso.

El comportamiento de la distribución de esfuerzos en dirección transversal para el modelo en condiciones de contacto cinemático es similar al de adherencia perfecta, sin embargo entre los puntos 5 y 6, donde se representa la interfaz para ambos modelos (ver figuras 4.26 y 4.28), en la fase 1 se evidencia una caída más pronunciada de los esfuerzos con respecto a la fase 2, ya que en la interfaz, donde ocurre la transferencia de esfuerzos del implante al hueso, para el modelo en contacto los esfuerzos en el hueso son tres veces menores a los que se tienen en el implante, a diferencia de la fase 2 en donde en los esfuerzos en la interfaz para el hueso son aproximadamente la mitad de los que se encuentran en el implante, esto sucede porque en la fase 1, en la interfaz hay cambio de materiales y presencia de esfuerzos de contacto y en la fase dos solo existe un cambio de materiales.

4.4.1 Análisis de esfuerzos generados en el hueso

Para analizar los esfuerzos transferidos al hueso en la interfaz y así evaluar si este se ve afectado por los mismos, se muestra en la figura 4.30 y 4.31, la distribución de esfuerzos que ocurre en el hueso sin tomar en cuenta el implante dental que es donde se presentan los mayores esfuerzos del sistema. Este procedimiento se llevó a cabo tanto para la fase 1 como para la fase 2, con el propósito de observar la diferencia que existe en el comportamiento de un sistema hueso-implante antes y después del proceso de oseointegración. Además se realizó este análisis solo para el modelo de implante de cuello liso ya que el resto de los modelos se comportan de manera similar y solo se quiere evaluar el comportamiento cualitativo y no cuantitativo de una fase con respecto a la otra.

En el modelo en contacto (figura 4.30) se observa que se presentan altos concentradores de esfuerzo en las zonas donde se presentaban problemas en el implante como lo son la base del implante y el inicio y final de la rosca. Dejando de un lado estas concentraciones se ve en el resto de la interfaz del hueso como ocurre la distribución de esfuerzos con la condición de contacto, donde se evidencia como los esfuerzos se presentan solo en las

zonas donde existen esfuerzos de compresión provenientes del implante y en zonas donde se permiten pequeños desplazamientos los esfuerzos son prácticamente nulos.

En el modelo con adherencia perfecta (figura 4.31) podemos ver que la distribución de esfuerzos al hueso es más uniforme y los valores de estos son considerablemente más bajos, aunque se encuentran en el mismo orden de magnitud, esto se debe a que los esfuerzos se distribuyen en toda el área de contacto ya que no se permiten desplazamientos.

Por esto es evidente que los esfuerzos en contacto son más elevados debido a que se concentran en las zonas de compresión dependiendo a la dirección de la carga, sin embargo para nuestros implantes en contacto los valores de esfuerzos fuera de los puntos concentradores de esfuerzos se mantienen un orden de magnitud más bajo del valor que pondría en peligro el proceso de oseointegración, como también hay que aclarar que esfuerzos muy bajos o la ausencia de esfuerzos en el hueso de igual manera podría causar la reabsorción ósea, la cual es la retirada del tejido óseo de la interfaz hueso-implante lo que produciría la inestabilidad del implante y causaría mayores desplazamientos que afectarían el resto del proceso de oseointegración y significaría el fracaso del sistema implantológico.

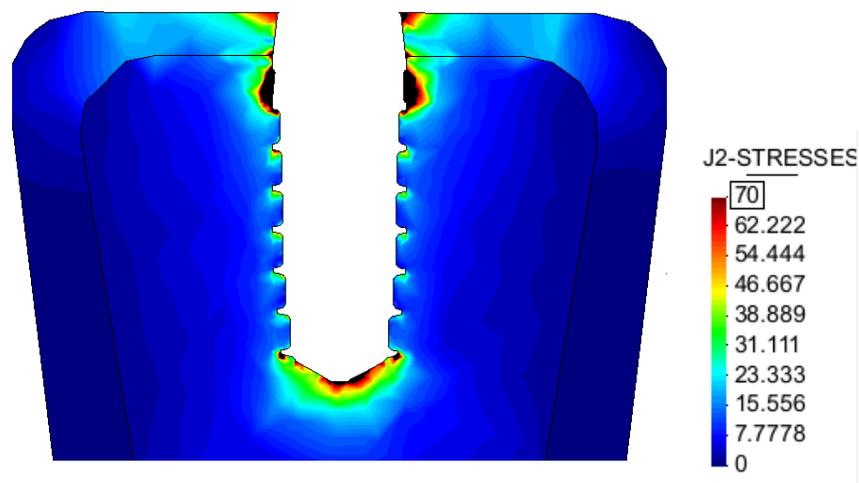


Figura 4.30 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en el hueso en condiciones de contacto cinemático.

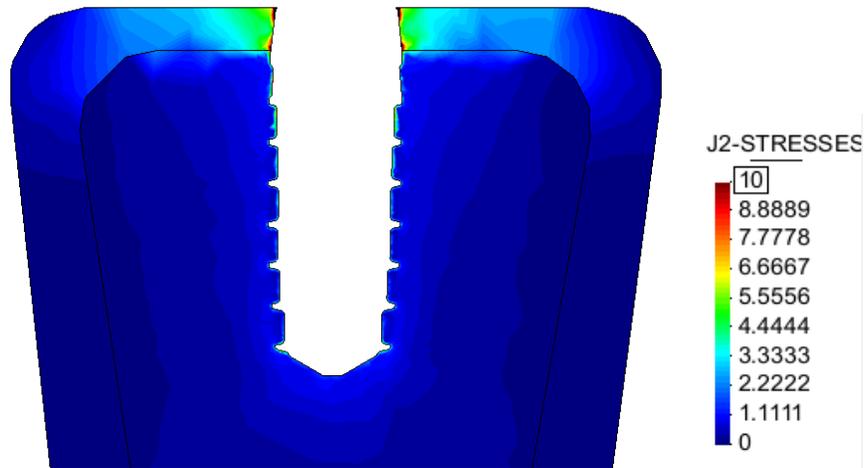


Figura 4.31 Distribución de Esfuerzos de Von Mises en el hueso en condiciones de adherencia perfecta.

4.4.2 Resultados de la Fase 1 y Fase 2

En la Tabla 4.7 y Tabla 4.8 se muestran los esfuerzos máximos de Von Mises para las fases 1 y 2 de cada modelo de implante.

Tabla 4.7 Esfuerzos de Von Mises [MPa] para condiciones de contacto cinemático sin fricción Fase 1.

Modelo	Esfuerzo Max. de Von Mises [MPa]	Esfuerzo Max. de Von Mises en el corte de la pieza [MPa]
Rosca	210 – 190	190 – 180
Liso	200 – 180	170 - 160
Tres anillos	180 – 160	155 – 150
Cuatro anillos	220 – 200	195 – 180

Tabla 4.8 Esfuerzos de Von Mises [MPa] para condiciones de adherencia perfecta. Fase 2.

Modelo	Esfuerzo Máximo de Von Mises [MPa]	Esfuerzo Máximo de Von Mises en el corte de la pieza [MPa]
Rosca	42.093	40.59
Liso	43.081	36.38
Tres anillos	40.28	35.83
Cuatro anillos	44.277	42.41

Es importante destacar para estos resultados, que tanto los modelos de contacto cinemático (fase 1) como los modelos de adherencia perfecta (fase 2), se trabajaron con el mismo tamaño de elemento de malla. Tamaño definido por el análisis de convergencia que se realizó en el marco metodológico de esta investigación. Consideración que se tomó en cuenta para así estudiar los modelos de cada fase bajo las mismas condiciones y poder así evaluar el comportamiento de una fase con respecto a otra de manera cualitativa. Del presente análisis de resultados se establece que por tratarse la fase 1 del implante en condiciones de contacto, ocasiona que los esfuerzos presentes en el implante sean mayores a diferencia de cuando el implante está completamente oseointegrado, debido a las altas concentraciones de esfuerzos que se presentan en ciertas áreas del implante que no fueron distribuidos correctamente. Este análisis es de gran importancia ya que al conocer y saber cómo se comporta el implante en la primera etapa de colocación en el hueso, permite evaluar que tan altos serán los esfuerzos que tanto el implante como el hueso tendrán que soportar sin que afecte el proceso de conexión, garantizando así el éxito de la oseointegración. Explicando que a partir de cierta carga biomecánica el hueso puede verse afectado por la reabsorción ósea. Bohórquez, L. et al. (2008). Por último al conocer las propiedades de material tanto del implante dental como del hueso y los esfuerzos que se generan al considerar condiciones de contacto cinemático en la interfaz, indica que el

implante no alcanzará valores de esfuerzos que pongan en peligro su integridad o funcionamiento y por consiguiente asegurar el proceso de oseointegración.

En la Tabla 4.9 se muestra las propiedades mecánicas del titanio que establece que para titanio de grado 4 y titanio con una aleación de Ti6Al4VELi los esfuerzos máximos generados en los implantes no sobrepasan sus límites de fluencia del material.

Tabla 4.9 Propiedades mecánicas del Titanio. Vilchez, S., Salomon, R., (2008).

Tipo de Titanio	Resistencia a la tracción Mpa	Límite de Fluencia 0,2%	de Elongación en 4D	Reducción de área
Grado 2	345 Mpa	275 Mpa	20	30
Grado 4	550 Mpa	483 Mpa	15	25
Ti6Al4VELi	860 Mpa	795 Mpa	10	25

Es importante indicar que a pesar de que se trabajó con el mismo modelo de implante para establecer las diferencias entre las fases 1 y 2, los resultados obtenidos por el programa de post proceso COMET se vieron afectados según la relación de contacto empleada, ya que para la fase 2, donde existe una adherencia perfecta en la interfaz hueso-implante no se evidencia la presencia de puntos singulares o de altos concentradores de esfuerzos como se presentó en los modelos en condición de contacto cinemático. Esto se debe al hecho de que el programa al considerar adherencia perfecta en el cálculo, trabaja el implante y el hueso como un todo, omitiendo las esquinas geométricas que se presentan en la interfaz, teniendo presente sólo la diferencia de los materiales, mientras que en condiciones de contacto cinemático, además de tener la diferencia de materiales se toman en cuenta los cambios abruptos de la geométrica debido a la rosca y superficies del implante en la interfaz.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

En el presente trabajo se evaluó mediante el método de elementos finitos el comportamiento del implante dental y la distribución de esfuerzos al considerar condiciones de contacto cinemático sin fricción en la interfaz hueso-implante. Por tratarse en estas condiciones que se encuentra el implante inmediatamente después de ser colocado en el hueso. Esta primera etapa es la más crítica del implante, ya que dependiendo de cómo se comporte el implante en esta primera fase, es que se podrá garantizar el éxito de la oseointegración.

- Se dan por validadas las metodologías empleadas para condiciones de contacto automático y adherencia perfecta en COMET, mediante investigaciones previas que aseguran que las condiciones y soluciones obtenidas han sido respaldadas en análisis y criterios estudiados anteriormente.
- Se realizaron simulaciones aplicando la condición de contacto cinemático sin fricción para obtener el comportamiento del implante en el primer momento que es colocado en el hueso (Primera fase del proceso).
- Se analizaron y evaluaron las fase 1 (condiciones de contacto cinemático) y fase 2 (condiciones de adherencia perfecta) en los resultados obtenidos. A través de los resultados se puede concluir que los esfuerzos máximos en el implante y el hueso considerando contacto cinemático son más elevados que los resultados obtenidos al considerar adherencia perfecta entre el hueso y el implante.
- Se puede inferir que los esfuerzos obtenidos se aproximan al comportamiento del implante cuando se encuentra en condiciones de contacto, sin embargo se decide no concluir para estos implantes ya que para estos resultados se presentaron puntos singulares derivado del tipo de contacto seleccionado en COMET en esta metodología de investigación.

- Se realiza la validación del programa COMET a través de estudios realizados anteriormente.
- Los modelos usados en esta investigación respetaron las mismas condiciones de contorno, material, geometría y carga de los modelos de estudios previos, variando solamente las condiciones de contacto entre el hueso y el implante.
- La metodología de resolución fue mediante condiciones cinemáticas sin fricción que permite trabajar estrictamente con vínculos cinemáticos, sin generar fuerza de roce y asegura la no penetración de nodos en la interfaz hueso-implante.

Es importante establecer que el presente trabajo se deseó evaluar el comportamiento del implante desde el primer momento que es colocado en el hueso, identificado como la fase 1, donde las condiciones que se encuentra en la interfaz hueso-implante, es de condiciones de contacto, razón por lo cual se evaluó con el contacto automático presentado por el programa COMET. Programa facilitado por el centro de investigación donde se llevó a cabo la realización de este estudio (CIMNE), con profesores y personal capacitado para la orientación y manejo teórico- práctico de esta investigación. Teniendo presente que COMET, programa modular de GID, es un programa no comercial, en desarrollo por la Universidad Politécnica de Catalunya y el Centro de Investigación de Métodos Numéricos de Ingeniería.

5.2 Recomendaciones

- Futuros modelos de implante dentales deben estudiarse con distintas condiciones de contacto, por ejemplo contacto con fricción.
- Futuros modelos de implante dentales deben de incluir la corona protésica y así estimar el comportamiento del sistema completo, con propiedades, condiciones y características de un miembro dentario.
- En futuros estudios por elementos finitos se debe analizar el modelo bajo cargas en diferentes direcciones ya que se determinó que debido a la dirección de carga los esfuerzos de contacto se concentrarán en diferentes zonas de la geometría, como también analizar los modelos bajo cargas cíclicas o dinámicas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ashman, R., Cowin, B., Van Buskirk, S., Rice, J., (1984). “*A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone*”. Journal of Biomechanics, Volumen 17, Pag 349-361.
2. Bohórquez L., Rodríguez D. (2008). *Biomateriales y Biomecánica en los Implantes Oseointegrados*. ODOUS Científica. Volumen 18, Pag 4.
3. Branemark, P., (1983). “*Osseointegration and its experimental background*”. Journal of Prosthodontic Research, Volumen 5, Pag 210- 225.
4. Branemark, P., (1985). “*Introduction to Osseointegration*”. Editorial: Quintessence Publishing Co., Chicago. Volumen 12, Pag 11-76.
5. Breme, J., Biehl, V., (1998). “*Handbook of Biomaterials Properties*”. Editorial: Black J, Hasteing G. Chapman & Hall. Londres, Inglaterra.
6. Cafiero, M., (2007). “*Diseño y manufactura de un dispositivo de sujeción para columnas vertebrales escolióticas por el método de los Elementos Finitos*”. Tesis de Maestría, Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela.
7. Campello, M., (2013). “*Comparación de los efectos del diseño de un implante dental en la oseointegración mediante elementos finitos*”. Tesis de Pregrado. Universidad Simón Bolívar, Carcas, Venezuela.
8. Caro, M., (2009). “*Implantes Dentales Contemporáneos*”. (3era edición). Editorial: Elsevier. Sao Paulo, Brasil.
9. Caro, R., Francisco, J., (2009). “*Implementación de un programa para la simulación de problemas de esfuerzos de contacto mediante el método de elementos finitos*”. Tesis de Pregrado. Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela.
10. Cehreli, M., Duyck, J., De Cooman, M., Puers, R., Naert, I., (2004). “*Implant design and interface force transfer*”. Volumen 15, Pag 249–257.

11. Chang, S., Tuba, I., (1971). "*A Finite Element Method for Contact Problems of Solid bodies- Part I. Theory and Validation*". Int. J. Mech. Sci. Volumen 13, n° 3, Pag 615-625.
12. Comín M., Peris J., Prat J., Dejoz J., Vera P., Hoyos J. (1999). "*Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*". Instituto de Biomecánica de Valencia, ISBN 84-923974-5-4.
13. Dávila, E., (2014). "*Análisis y simulación computacional de implantes dentales Bone Level: validación experimental de resultados*". Tesis Doctoral. Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas.
14. Eser A., Tonuk E., Akca K., Ceherel, M., (2009). "*Predicting time- dependent remodeling of bone around immediately loaded dental implants with different designs*". Middle East Technical University, Ankara, Turkey.
15. Espósito, M. (2001). *Titanium for dental implants (I)*. "*Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications*"; eds. Brunette DM. Berlín.
16. Fehrenbach, M., Herring, S., (1997). "*Anatomía Ilustrada de Cabeza y Cuello*". Editorial: KC. McGraw Hill. Interamericana. Ciudad de México, México.
17. Galvis, M., (2006). "*Determinación de parámetros críticos en implantes dentales cónicos basado en cálculo de esfuerzos*". Tesis de Maestría. Universidad Santa María, Caracas, Venezuela.
18. Geramy, A., Morgano, S., (2004). "*Finite element analysis of three designs implant-supported molar crown*". Journal of the Engineering Mechanics Division. Volumen 92, n°5.
19. Goldstein, S., (1987). "*The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function*". J. Biomech. Volumen 20, Pag 1055.
20. Hasseler, C., Ribicki E., Cummings K., Clark L., (1977). "*Quantitation of compressive stress and effects upon bone remodeling*". Bull Hosp Bone Joint Res. Volumen 38, Pag 305-330.

21. Herrmann R., (1978), "*Finite Element Analysis of Contact Problems*". Journal of the Engineering Mechanics Division, pag. 1043-1057.
22. Jianfeng L., Wang J., Zhang G. (1998), "*Finite Element Analysis of Spherical Gears*". Communications in Numerical Methods in Engineering, Volumen 14, n° 10, pag. 963-975.
23. Jiménez, J., (2002). "*Teoría de Contacto Mecanismos de Fricción y Adherencia*". Disponible en <http://www.imem.unavarra.es>. Consultada en junio 2005.
24. Jing, H., Liao M. (1990), "*An improved finite element scheme for elastic contact problems with friction*". Computers and Structures, Volumen 35, n° 5, pag 571-578.
25. Kayabasi, O., Yuzbasioglu, E., Erzincanl, F. (2006). *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method*. Advances in Engineering Software. Volume 3: I-10.
26. Kinni, M., (1987). "*Force osseointegrated implant devices*". The intern maxilofacial implant, Volumen 2, n°8, Pag. 11-14.
27. Marco G., (2006). "*Evaluación de la humectabilidad y de la rugosidad de superficies de titanio con diferentes tratamientos y su relación con la adhesión celular*". Tesis Doctoral. Universidad de Granada, Granada, España.
28. Miquilena, C., (2014). "*Simulación y análisis numérico de esfuerzos en modelos de la mandíbula mediante elementos finitos*". Tesis de Pregrado. Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela.
29. Misch, C., (2006). "*Prótesis dental sobre implantes*". Elsevier. Madrid, España.
30. Mottershead, J., Goh, E., Shao, W. (1992). "*On the Treatment of Discretization Errors in Finite Element Model Updating*". 17th International Modal Analysis Seminar, K.U. Leuven, September 1992, 1245-1262.
31. Natali N, A., (2003). "*Dental Biomechanics*". Tesis Doctoral. Universidad de Padua, Padua, Italia.

32. Noya, J., Rabinovich, R., (1990). *“Implementación de Modelos de Cálculo para Problemas No Lineales mediante el Método de los Elementos Finitos y Aplicación al Cálculo de Esfuerzos de Contacto”*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona, España.
33. Park, J., (1983). *“Biomaterials Science and Engineering”*. Tesis Doctoral. University of Iowa, USA.
34. Pettermann, H., Reiter, T., Rammerstorfer, F. (1997). Computational Simulation of Internal Bone Remodeling. Archives of Computational Methods in Engineering, Vol. 4(4). Pag 295-323.
35. Porrero, J. Ramos, C., Grases, J., Velazco, G., (2004). *“Manual del Concreto Estructural conforme con la norma COVENIN 1753:03”*. Primera edición, Sidetur, Caracas, Venezuela.
36. Rapperport J., Carter D., Schurman D., (1985), *“Contact Finite Element Stress Analysis of the Hip Joint”*. Journal of Orthopedic Research. Volume 3, n° 8, Pag 435 – 446.
37. Reilly, T., Burstein, A., (1975 a). *“The elastic and ultimate properties of compact bone tissue”*. J. Biomech. Volumen 50. p. 1020-1050.
38. Reilly, T., Burstein, A., (1975 b). *“The mechanical properties of cortical bone”*. Journal of Bone and Joint Surgery. Volumen 56, Pag 1001-1022.
39. Rieger, M., Mayberry M., Brose M., (1990). *“Finite element analysis of six dental implants”*. J. Prosthetic Dentistry. Volumen 63.
40. Suárez, A., (2009). *“Protocolos quirúrgico-protésico para la colocación de implantes dentales oseointegrados de carga protésica tardía y carga protésica inmediata”*. Tesis de Pregrado. Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela.
41. Tada, S., Stegaroiu R., Kitamura E., Miyakawa O., Kusakari H., (2003). *“Influence of implant design and bone quality on stress/strain bone around implants: a 3-*

- dimensional finite element analysis*". The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Volumen 18, Num.3.Pag. 357–368.
42. Uzcategui, G., Cedeño, J., Cerrolaza, M. (2010). "*Distribución de esfuerzos en un modelo de implante dental por elementos finitos*". Rev. Numerical Methods, Simulation and Design in Bioengineering 6653-6663 Vol XXIX. N67.
43. Vílchez, S., Salomón, R. (2008). "*Estudio de la distribución de esfuerzos en el sistema implante dental cónico - maxilar mediante elementos finitos*". Tesis de Pregrado. Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela.
44. Williams, D., (1986). "*Definitions in biomaterials: Proceeding of Consensus Conference of the European Society for Biomaterials*". Editorial Elsevier, Amsterdam, Holanda.
45. Wolff, J., (1892). "*Das Gesetz der transformation der Knochen*". Hirschwald., Berlin, Alemania.
46. Zambelli, G., Vincent, L., (1998). "*Materiaux et contacts – Une approche tribologique*". Presses Polytechniques et Universitaires Romandes. Lausana, Suiza.

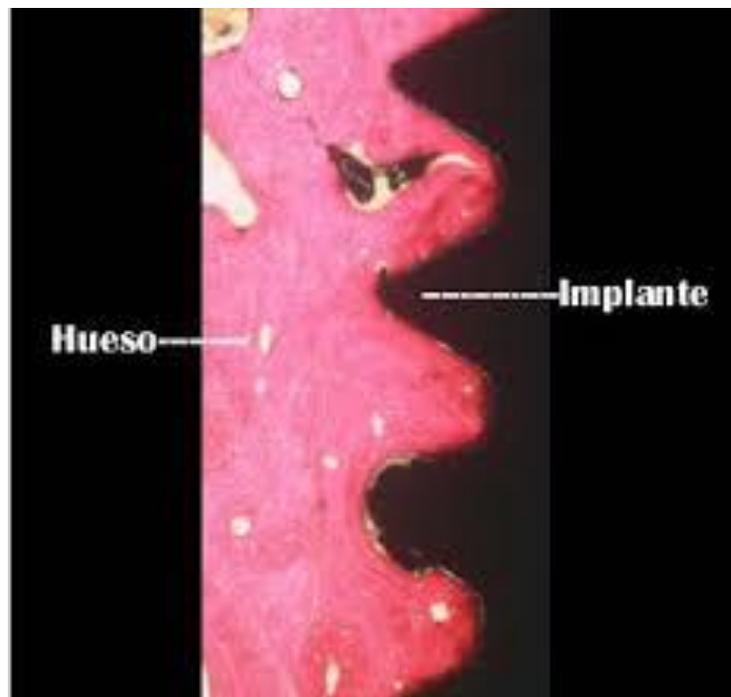
ANEXOS

Imágenes Complementarias

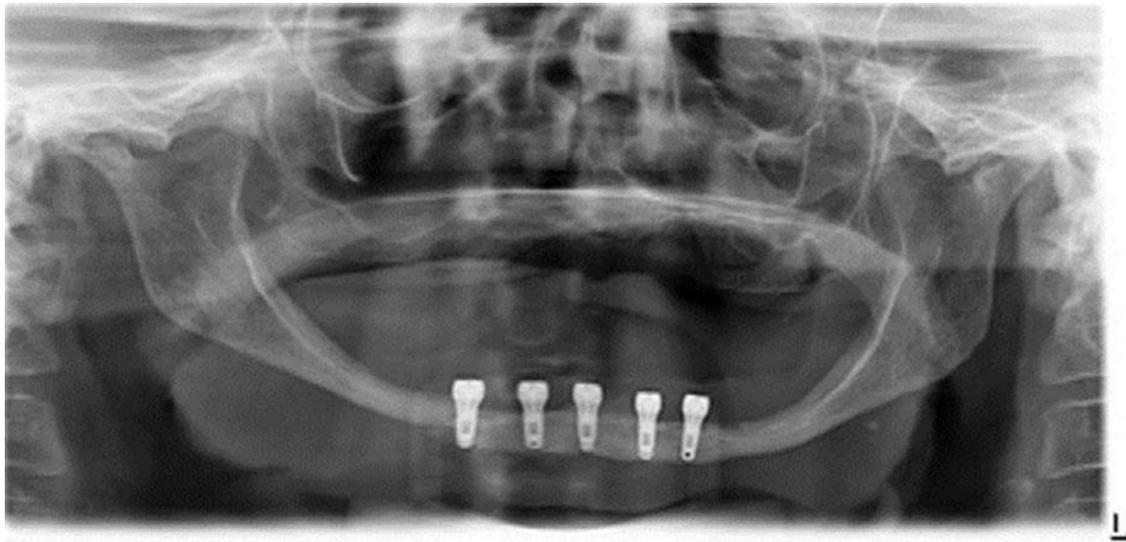
Anexo A. Tipos de Implante dental *Bone Level*. Caro, M., (2009).



Anexo B. Interfaz Hueso-implante, proceso de Oseointegración. Suárez, A., (2009).



Anexo C. Imagen Clínica y Radiografía de Implantes Dentales. Suárez, A., (2009).



Anexo D. Inserción de un Implante dental. Suárez, A., (2009).



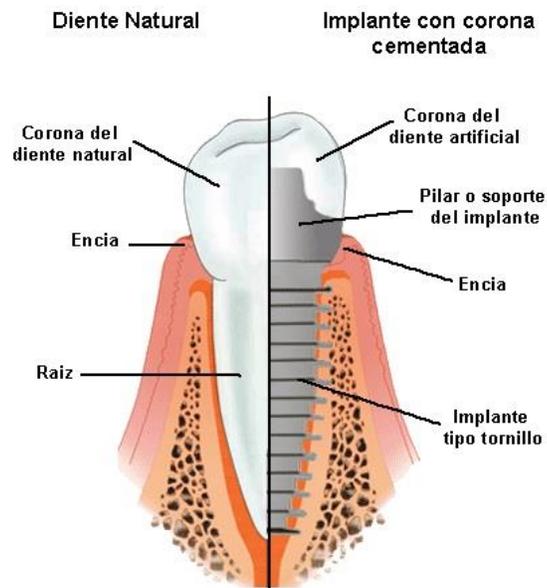
Anexo E. Implante dental del tipo Cilíndrico. Vílchez, S., Salomón, R. (2008).



Anexo F. Tipo de Implante Cónico. Vílchez, S., Salomón, R. (2008).



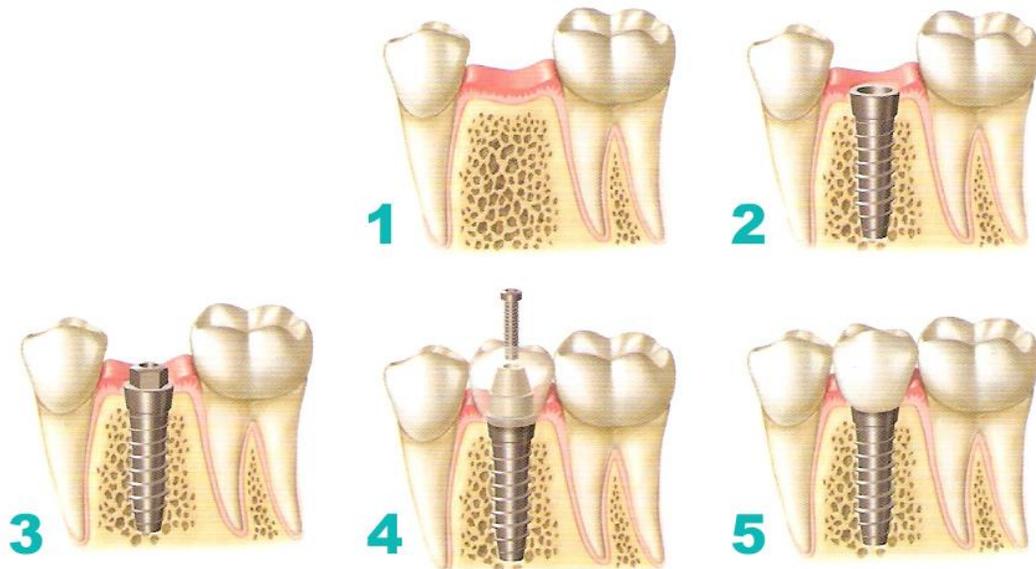
Anexo G. Partes de un Implante Dental. Vílchez, S., Salomón, R. (2008)



Anexo H. Implantes dentales según el tipo de Pilar Protésico. Miquilena, C., (2014).



Anexo I. Proceso de Implantología Dental. Miquilena, C., (2014).



Anexo J. Anatomía de los Huesos. Miquilena, C., (2014).

