

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ANÁLISIS DE LA RESPUESTA MECÁNICA DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL SOMETIDO A UN ESTADO DINÁMICO DE CARGA

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela

Por el Bachiller
Delgado F. Gerardo A.
Para optar al título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, mayo de 2013

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

ANÁLISIS DE LA RESPUESTA MECÁNICA DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL SOMETIDO A UN ESTADO DINÁMICO DE CARGA

Tutor Académico: Prof. Yomar González

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
Por el Bachiller
Delgado F., Gerardo F
Para optar al título de
Ingeniero Mecánico

Caracas, mayo de 2013



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 el Bachiller:

Gerardo Antonio Delgado Franco

Titulado

*“Análisis de la Respuesta Mecánica de un Sistema de
Implante Dental Sometido a un Estado Dinámico de Carga”*

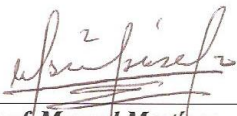
Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el Plan de Estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico.

Acta se levanta en la ciudad de Caracas, a los dieciséis días del mes de mayo del año dos mil trece.


Prof. Alberto Pertuz
Jurado




Prof. Yomar González
Tutor


Prof. Manuel Martínez
Jurado

Dedicatoria

Este trabajo se lo dedico a Jesucristo, al creador de los cielos y de la tierra, que ha sido fiel y justo. Gracias por la misericordia que me das cada mañana. También, a toda mi familia que sin su apoyo, educación y amor incondicional, no lo hubiese logrado, los amo.

“Jesús le dijo: Si puedes creer, al que cree todo le es posible”

Marcos 9:23

Agradecimientos

A Dios, que día a día me mostró su fidelidad, amor y misericordia, permitiéndome seguir de pie a pesar de las pruebas. Gracia Señor.

A mis padres, por su amor incondicional, creer en mí y oración en todo momento. A mi hermana hermosa, que me alegra los días con su sonrisa y humor. Los amo.

A mi gran familia, especialmente al Tío Toño y a la vieja, por su preocupación, ánimo y apoyo.

A la Universidad Central de Venezuela, la casa que vence la sombra. Gracias por los conocimientos impartidos, la vida en el campus y todos los momentos especiales que me has dado. Alma Mater siempre en mi corazón.

A mi mejor amiga incondicional, hermana, compañera, loca pero inofensiva, gran confidente, Káterin Keltai, Te amo.

A mi novia bella Desire y a su familia, que sin condición fueron de mucha ayuda y apoyo para poner punto final a mi trabajo de grado. Te amo nena bella.

A mis grandes amigos Daniel, Romer y Erick, por su apoyo y por estar siempre en las buenas y en las malas.

Al Prof. Yomar González, por compartir sus experiencias y conocimiento. A la Dra. Gladys, mentora, amiga nutritiva y apoyo incondicional. Al Instituto Nacional de Bioingeniería de La Universidad Central de Venezuela y a su equipo de Postgrado: Leyde, Felix, Liseth, Ever, Jeni, Javier y Vanne. Gracias por su apoyo y empuje para con esta investigación, los quiero mucho.

A Hamyit y Oneida, por su apoyo y paciencia para con los tramites finales, muchísimas gracias. A todos los que hicieron posible que esta investigación llegara a su fin, A TODOS sinceramente, GRACIAS.

Delgado F., Gerardo A.

ANÁLISIS DE LA RESPUESTA MECÁNICA DE UN SISTEMA DE IMPLANTE DENTAL SOMETIDO A UN ESTADO DINÁMICO DE CARGA

Tutor: Prof. González, Yomar. Trabajo Especial de Grado. Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. 2013, 120 pág.

Palabras Clave: Método elementos finitos, Implante dental, fatiga

La pérdida parcial o completa de los dientes, genera en las personas problemas estéticos, incomodidad, dificultad para hablar y masticar y la pérdida progresiva del hueso por falta de estimulación. Es por eso que el siguiente trabajo de investigación tiene como finalidad simular, mediante el método de elementos finitos, un nuevo sistema de implante dental osteointegrado sometido a un estado dinámico de carga para analizar la respuesta mecánica del modelo.

Muchos investigadores afirman que existen pocos estudios realizados que asumen cargas dependientes del tiempo y su influencia en todo el conjunto implantológico: pilar protésico, tornillo de unión, implante y hueso. El modelado geométrico realizado en un software Autodesk Inventor, se analizó por medio ANSYS, imponiendo sobre el modelo un sistema de cargas sinusoidales pulsadas intermitentes, obteniendo así el estado de esfuerzos y deformaciones tanto para un medio elástico como poroso, en régimen lineal y homogéneo.

Luego se analizó el comportamiento a fatiga del dispositivo por medio de la norma ISO 14801:2007, por la comparación con un sistema implantológico comercial, siendo resultado favorable para el sistema planteado en el INABIO, teniendo mejor desempeño para cargas oclusales. Además por el criterio de Soderberg, se calculó el factor de seguridad o confiabilidad dando como resultado que el dispositivo implantológico se encuentra en una zona segura de carga.

Los resultados de las simulaciones mostraron las concentraciones de esfuerzos presentes en el dispositivo bajo la acción de las cargas dinámicas impuestas. Para las condiciones contorno del modelo y las cargas prescritas, los valores de los esfuerzos no alcanzaron el límite elástico ni el límite de fatiga del dispositivo.

INDICE GENERAL

	Pág.
Dedicatoria.	i
Agradecimientos	ii
Resumen	iii
Índice General	iv
Índice de figuras	vi
Índice de tablas	x
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: EL PROBLEMA	
1.1 Planteamiento del problema.	3
1.2 Antecedentes.	5
1.3 Objetivos.	9
1.4 Alcances y limitaciones.	10
CAPITULO 2: BIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA DE LOS MAXILARES.	
2.1Anatomía y fisiología de la mandíbula.	12
2.1.1 Morfología y estructura.	12
2.1.2 Proceso Alveolar.	13
2.2 Tejido óseo.	13
2.2.1 Biomecánica de la mandíbula.	13
2.2.2Clasificación ósea.	17
2.2.3 Propiedades mecánicas de los huesos.	20
2.3 Oclusión.	22
2.3.1 Relación entre cúspides, fosa y cresta marginal en premolares.	22
2.3.2 Biomecánica de la oclusión.	23
2.3.3 Cargas de oclusión sobre dientes e implantes.	23
CAPÍTULO 3: IMPLANTES DENTALES	
3.1 Implantes dentales endoóseos.	25
3.2 Oseointegración.	27
3.2.1 Técnicas quirúrgicas.	28
3.3 Biomateriales.	28

3.3.1 Materiales utilizados en implantología.	29
3.3.2 Titanio en la implantología dental.	31
3.4 Transmisión de cargas oclusales en el implante dental.	32
3.5 Criterios de análisis en sistemas implantológicos.	34
3.5.1 Criterio de Von Mises.	34
3.6 Fatiga en implantes dentales	35
CAPÍTULO 4: Método de Elementos Finitos.	
4.1 Definición.	45
4.2 Simulación de la respuesta mecánica de un medio continuo elástico	47
4.2.1 Ecuaciones básicas del método de elementos finitos	47
CAPÍTULO 5: Modelado y simulación computacional.	
5.1 Diseño del Sistema implantológico.	54
5.2 Estudio de sensibilidad de parámetros.	56
5.2.1 Sensibilidad de malla.	56
5.2.2 Sensibilidad del incremento del tiempo.	61
5.3 Análisis elástico lineal.	62
5.3.1 Estudio de Fatiga en el sistema implantológico.	62
5.3.2 Respuesta del sistema ante cargas fisiológicas.	66
5.3.3 Sistema implantológico en un medio poroso.	73
5.3.4 Factor de seguridad en el sistema implantológico	81
5.4 Discusión de resultados	82
CAPÍTULO 6: Conclusiones y recomendaciones	
6.1 Conclusión	84
6.2 Recomendaciones	87
BIBLIOGRAFÍAS	89
REFERENCIAS ELECTRONICAS	93

INDICE DE FIGURAS

Pág.

- **Figura 1.1** Despiece del sistema implantológico y el hueso mandibular (hueso cortical y trabecular). (Uzcategui et al; 2010).....3
- **Figura 1.2** Diseño del sistema implantológico BAM. (Hyung-Seop Han et al; 2009)5
- **Figura 1.3** Comparación de la vida a fatiga del implante BAM tanto data experimental como simulación computacional. (Hyung-Seop Han; et al 2009).....7
- **Figura 1.4** Cargas impuestas sobre el sistema implantológico, (Kayabasi et al; 2006)8
- **Figura 2.1** Mandíbula o hueso maxilar inferior.....12
- **Figura 2.2.** Alveolo dental (Carbó, 2009).....13
- **Figura 2.3** Estructura microscópica del tejido óseo. (Sepúlveda, 2010).....15
- **Figura 2.4** Hueso cortical (1), trabéculas (2), sistemas harvesianos u osteonas (3), vasos sanguíneos (4), vasos dentro de los canales harvesianos (5), canales comunicantes de Volkmann (6), periostio adherido (7), periostio levantado (8), vasos de periostio (9). Los vasos periósticos se comunican con los canales harvesianos a través de los canales de Volkmann (6).....16
- **Figura 2.5** Hueso trabecular o esponjoso (Ash, 2004).....17
- **Figura 2.6** Diferentes categorías posibles encontradas en el tejido óseo, tanto mandibular como maxilar. (Misch, 2006).....20
- **Figura 2.7.** Oclusión, en el plano sagital que se extiende por las puntas de las cúspides desde el tercer molar hasta los incisivos. (Ash, 2004).....22
- **Figura 2.8** Ejemplo de una relación ideal cúspide-fosa. A, cúspide mesiolingual del primer molar maxilar ocluyendo en la fosa central del primer molar mandibular. La cúspide vestibular distal del primer molar mandibular ocluye en la fosa central del

primer molar maxilar. B, concepto de oclusión en que todas las cúspides de soporte ocuyen en fosas. (Ash, 2004).....	23
• Figura 2.9 Tipos de cargas, a) Compresión, b) Tracción, c) Cizalla. (Yuehuei; 2000).....	24
• Figura 3.1 Ilustración esquemática que muestra dos tipos diferentes de implantes de titanio endoóseos de raíz roscados. En la izquierda está representado un implante “sumergible” de Brånemark, y en la derecha uno “no sumergible” de ITI. El implante de diseño roscado es el que se emplea más comúnmente en la actualidad. (Brunette, et al; 2001).....	25
• Figura 3.2 Tornillo, pilar protésico e implante dental (Uzcategui et al; 2010).....	26
• Figura 3.3 Implante osteointegrado (Conrado, 2005).....	27
• Figura 3.4. Representación esquemática de las fases quirúrgicas para la implantación mediante la técnica sumergida. (Conrado, 2007).....	28
• Figura 3.5. Diagrama SN o de Esfuerzo-Vida de la aleación de titanio para análisis de fatiga (Ti-6Al-4V). (Hyung-Seop et al; 2009).....	32
• Figura 3.6 Esquema de transmisión de cargas. a) F_y -Carga axial; b) F_x -Carga mesiodistal c) F_z -Carga lingual.....	33
• Figura 3.7 Esquemas del montaje de los especímenes. a) 1.-Piñón de carga; 2.- Nivel nominal de hueso 3.- Partes conectadas 4.- Componente semiesférico cagado 5.- Cuerpo del implante 6.- Entorno. b) Modelo en 3D de la simulación a fatiga en ANSYS. (Hyung-Seop Han et al; 2009).....	36
• Figura 3.8 Ejemplo de un diagrama de carga cíclica para ensayos. (ISO 14801:2007).....	37
• Figura 3.9 Zonas de fracaso y fractura en el sistema implantológico. a) Grieta en el cuello del implante y tornillo de unión. b) fractura del implante.....	38
• Figura 3.10. (a) Fuerzas estacionarias (b) Fuerzas Transitorias. (Piovan, 2004).....	39

• Figura 3.11 Configuración de la carga cíclica o periódica.....	39
• Figura 3.12 Tipos de configuraciones de cargas cíclicas. a) Caso "Full Reversed". b) Esfuerzo medio no nulo. c) Pulsante de tracción. d) Pulsante compresiva (Piovan 2004).....	41
• Figura 3.13. Diagrama S-N graficado a partir de ensayos a fatiga con esfuerzo axial. (Shigley, 2008).....	42
• Figura 3.14 Diagrama de fatiga de diferentes criterios de falla. Todos los puntos de esfuerzo Alternante-Medio que estén por encima del criterio a utilizar, simboliza falla. (Shigley, 2008).....	44
• Figura 4.1 Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, elementos (1), nodos (2).....	46
• Figura 4.2 Ejemplo de la discretización de modelos. a) Prótesis de cadera. b) Implante dental con aditamento autorroscante. (Kayabasi et al; 2006).....	52
• Figura 5.1. Implante dental cónico.....	55
• Figura 5.2 Elementos del sistema implantológico dental. a) Aditamento o pilar protésico, abutment b) Tornillo de unión.....	55
• Figura 5.3 Zona de concentrador de esfuerzos en el implante.....	56
• Figura 5.4 Zona de concentrador de esfuerzos en el aditamento o pilar protésico.....	57
• Figura 5.5 Zona de concentrador de esfuerzos en el tornillo.....	57
• Figura 5.6 Convergencia del Esfuerzo Máximo Equivalente de Von Mises en el sistema implantológico, en función del cambio del tamaño del elemento.....	58
• Figura 5.7 Convergencia del Esfuerzo Máximo Equivalente de Von Mises en el sistema implantológico, en función del número de elementos.....	59
• Figura 5.8 A) Ensamblaje del sistema dental con el hueso mandibular B) Corte del modelo implantológico y hueso mandibular discretizados C) Geometría del tipo de elemento utilizado.....	60
• Figura 5.9 Carga en función del tiempo en dos periodos. (Kayabasi et al; 2006).....	62

- **Figura 5.10** Zona crítica de falla en el implante con una carga de 500 N. a) Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa. b) Vida, en ciclos, del dispositivo.....64
- **Figura 5.11** Resultados y comparación entre el sistema propuesto en el INABIO y el dispositivo BAM, aproximando los datos a una curva de tendencia.....64
- **Figura 5.12** Diagrama del esfuerzo máximo presente en la zona crítica del dispositivo implantológico propuesto, en función del número de ciclos. (ANSYS).....65
- **Figura 5.13** Magnitud, dirección y sentido de la carga impuesta sobre el cilindro.....67
- **Figura 5.14** Desplazamiento cero en las caras laterales del hueso $U_x=U_y=U_z=0$67
- **Figura 5.15** Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa a) Aditamento-pilar recto protésico, b) Corte transversal en el aditamento.....68
- **Figura 5.16** Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa a) Implante dental, b) Corte transversal en el implante.....69
- **Figura 5.17** Distribución de esfuerzos de Von Mises en el tornillo de unión en MPa.....70
- **Figura 5.18** Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso cortical en MPa.....71
- **Figura 5.19** Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso trabeculado en MPa.....71
- **Figura 5.20** Consolidación alrededor de la pila axisimétrica de concreto: (a) pila cilíndrica completamente recta, (b) pila cilíndrica escareada en el fondo. (González et al; 2008).....74
- **Figura 5.21** Consolidación alrededor de una pila axisimétrica de concreto recta: tensiones de corte obtenidas mediante el Método de Elemento Finitos.....75

- **Figura 5.22** Consolidación alrededor de una pila axisimétrica de concreto escareada: tensiones de corte obtenidas mediante el Método de Elemento Finitos.....76
- **Figura 5.23** Restricciones para el medio poroso: $p=U_x=U_y=U_z=0$77
- **Figura 5.24** Esfuerzo Máximo de Von Mises presente en el Implante dental expresado en MPa en el medio poroso.....80

INDICE DE TABLAS.

- **Tabla 1.1** Vida del dispositivo BAM ante la aplicación del rango de cargas en la simulación computacional. Hyung-Seop Han et al (2009).....6
- **Tabla 1.2** Condiciones del ensayo de fatiga y los resultados para el implante BAM. Hyung-Seop Han et al (2009).....6
- **Tabla 1.3** Resultados de los esfuerzos presentes en los elementos. (Kayabasi et al; 2006).....9
- **Tabla 2.1.** Clasificación de la densidad ósea. (Misch, 2006).....19
- **Tablas 2.2** Propiedades mecánicas del hueso trabecular.....21
- **Tablas 2.3** Propiedades mecánicas del hueso Cortical.....21
- **Tabla 2.4** Máxima fuerza de mordida en humanos (Misch, 2006).....24
- **Tabla 3.1** Materiales para implantación (Guglielmotti et al; 2010).....30
- **Tabla 3.2** Propiedades de la aleación de titanio a utilizar.....32
- **Tabla 5.1** Esfuerzos de Von Mises en 3 nodos en las zonas control del dispositivo implantológico.....58
- **Tabla 5.2** Esfuerzo de Von Mises en los puntos ubicados en las zonas críticas, variando los Δt61
- **Tabla 5.3** Condiciones y resultados de la fatiga del modelo propuesto.....63
- **Tabla 5.4** Comparación entre el implante dental INABIO y el implante dental marca Straumann.....70

- **Tabla 5.5** Parámetros poroelásticos para la simulación de la consolidación de la pila. Siendo la permeabilidad la siguiente relación: $\kappa = k/\gamma_w$. (González et al; 2008).....74
- **Tabla 5.6** Propiedades mecánicas del hueso trabecular considerado para el estudio poroelástico.....78
- **Tabla 5.7** Propiedades mecánicas del hueso Cortical, considerado para el estudio poroelástico.....78
- **Tabla 5.8** Resultados de los esfuerzos máximos de Von Mises, presentes en el aditamento protésico y en el implante, en presencia de un entorno con comportamiento elástico lineal y poroelástico lineal.....79
- **Tabla 5.9** Comparación de los valores de esfuerzo de Von Mises, presentes en el tornillo de unión, en un entorno elástico lineal y en un medio poroso.....80

INTRODUCCIÓN

El reemplazo de dientes, a través de sistemas de implantes dentales, se ha incrementado de manera constante en los últimos años en el mundo (Misch; 2006). Sin embargo, su uso se ha visto restringido, debido a los costos elevados de estos implantes y de los materiales e instrumentos necesarios para su colocación, y las escasas posibilidades económicas de una gran cantidad de pacientes (Gutiérrez; 2005).

La pérdida parcial o completa de los dientes, genera en las personas problemas estéticos, incomodidad, dificultad para hablar, masticar y la pérdida progresiva del hueso por falta de estimulación. El reemplazo de dientes brinda bienestar a aquellos que padecen de pérdida dentaria, y una de las opciones más conservadoras y exitosas es el tratamiento con implantes dentales (Misch; 2006).

El presente trabajo de investigación, tiene como finalidad estudiar el comportamiento de un sistema implantológico dental, bajo la acción de un conjunto de cargas dependientes del tiempo, ya que los dispositivos dentales, al ser sometidos a estas solicitaciones, presentan fallas y fracturas después de transcurrida cierta cantidad de ciclos de aplicación de la misma. Por otro lado, el hueso, siendo un medio poroso, se asumirá isótropo, con un comportamiento elástico lineal, donde un prototipo de implante dental será insertado en el mismo. También se estudiará el fenómeno de fatiga como consecuencia de la aplicación de un estado cíclico de cargas y su efecto sobre la vida útil del dispositivo.

Se expondrán las generalidades de la oseointegración, las características y propiedades de los implantes dentales. Se empleará el Método de Elementos Finitos (MEF) para analizar, a través de simulaciones, el sistema protésico propuesto y diseñado en el Instituto Nacional de Bioingeniería de la UCV. Por último, se mostrarán los resultados obtenidos de las simulaciones, por medio de un software

computacional (ANSYS Workbench), donde se calculan los esfuerzos y las deformaciones presentes en el modelo, para determinar el tiempo de vida estimado del mismo.

Capítulo 1: Planteamiento del problema

1.1 Planteamiento del problema

Un sistema implantológico es el sustituto artificial de un diente perdido. Este se compone de dos partes principales: una es lo que propiamente se llama implante, siendo esta la pieza que estará en contacto con el hueso, y la parte emergente, que es el aditamento, abutment o pilar protésico, el cual estará unido al implante por medio de un tornillo de unión, como lo muestra la figura 1.1 (Vilchez et al; 2008).

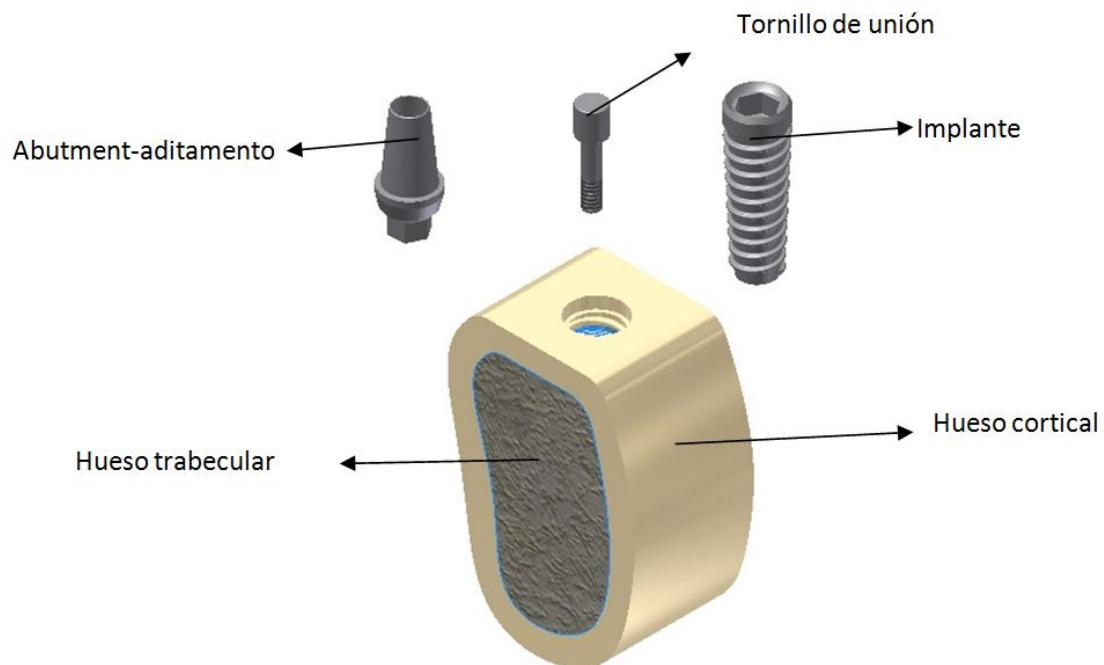


Figura 1.1 Despiece del sistema implantológico y el hueso mandibular (hueso cortical y trabecular). (Uzcátegui et al; 2010)

Los sistemas de implantes dentales pueden presentar fallas al ser sometidos a cargas estáticas o dinámicas, provocando pérdida de hueso y fracaso del tratamiento implantológico (Kayabasi et al; 2006). Algunos investigadores han estudiado y analizado el problema considerando cargas estáticas sobre el implante (Kayabasi et al; 2006; Steinebrunner et al; 2008; Danza et al; 2009). La mayoría de los trabajos

publicados presentan un sistema de cargas estáticas en el eje axial y con inclinación oblicua a la prótesis, simplificando el problema y logrando una aproximación satisfactoria, pero simple. Asimismo, diferentes investigaciones afirman que existen muy pocos estudios realizados que asuman cargas dependientes del tiempo y su influencia en todo el conjunto prótesis (Abutment-Aditamento), implante y hueso (Kayabasi et al; 2006).

Estudios previos en el Instituto Nacional de Bioingeniería estimaron el comportamiento del sistema implantológico propuesto para esta investigación, por medio de una carga estática, el cual arrojó la existencia de zonas concentradoras de esfuerzo, donde no excedían los límites del material, mas pudieran ser críticas al momento de fallar el implante bajo la acción de cargas dinámicas. Es por ello que el fin de este estudio es estimar el tiempo de vida del dispositivo dental propuesto en el INABIO y saber si este responde a los requerimientos mínimos establecidos en las normas internacionales y a solicitudes funcionales clínicas, a la cual el sistema será sometido.

Es importante resaltar que en simulaciones de implantología dental, se ha tendido a simplificar e idealizar el comportamiento del hueso, asumiendo la teoría elástico lineal como base para su estudio. Este análisis asumido por los investigadores, se debe a la complejidad que presenta el tejido óseo, ya que contienen diferentes características y propiedades (densidad, porosidades, viscosidades, etc) que requiere de un modelado matemático más sofisticado (Natali; 2003). Además, se ha asumido frecuentemente una estructura uniforme y compacta del hueso mandibular, sin considerar que el mismo, se compone de tejido cortical y trabecular, los cuales poseen diferentes propiedades mecánicas.

1.2 Antecedentes

Hyung-Seop Han et al (2009), diseñaron un sistema implantológico dental y lo sometió a la Norma ISO 14801:2007, tanto computacional como experimentalmente. Su diseño del dispositivo protésico se puede ver en la figura 1.2

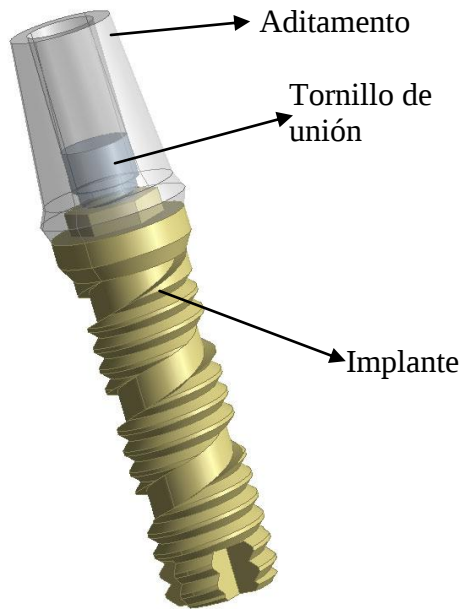


Figura 1.2 Diseño del sistema implantológico BAM. (Hyung-Seop Han et al; 2009)

Este estudio estimó, en primera instancia, la vida del dispositivo dental, llamado “BAM”, por medio de herramientas computacionales (ANSYS Workbench). Se aplicó una carga unidireccional entre los valores de 150, 300, 400 y 500 N, respondiendo a los requisitos establecidos en la norma internacional estandarizada ISO. Para este modelo, los resultados de la vida del dispositivo en ciclos, están dispuestos en la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Vida del dispositivo BAM ante la aplicación del rango de cargas en la simulación computacional. Hyung-Seop Han et al (2009).

Fuerza Max. (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	IMPLANTE BAM
500	14	0	
400	14	5460	
300	14	344000	
150	14	5×10^6 1×10^7	

Luego realizaron un estudio experimental donde se construyó el prototipo del diseño BAM y se ensayó usando la máquina MTS 810. En la tabla 1.2 se aprecian las condiciones a fatiga y los resultados para el diseño del implante BAM

Tabla 1.2 Condiciones del ensayo de fatiga y los resultados para el implante BAM. Hyung-Seop Han et al (2009).

Fuerza Max. (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	IMPLANTE BAM EXP
700	14	3600	
500	14	3600	
300	14	173612 208081	
150	14	5×10^6 1×10^7	

Luego se hicieron una comparación entre la simulación computacional y el ensayo experimental, presentándola en la figura 1.3.

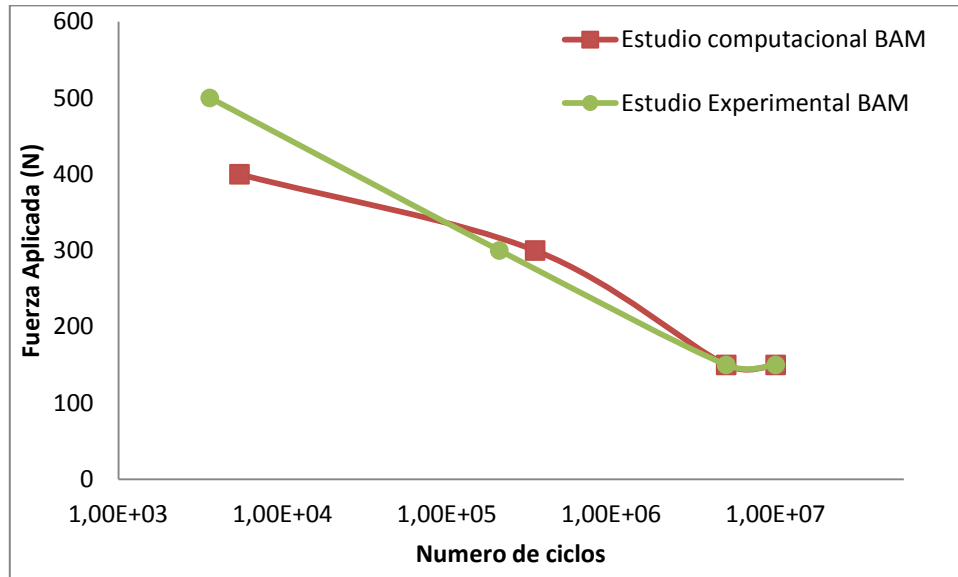


Figura 1.3 Comparación de la vida a fatiga del implante BAM tanto data experimental como simulación computacional. (Hyung-Seop Han; et al 2009).

Esta investigación concluyó que los resultados obtenidos respondieron a los requerimientos establecidos en la norma estandarizada ISO, dando como resultado una vida útil mínima de 5×10^6 ciclos. A pesar de no haber una solución exacta entre los datos, como se puede apreciar en la figura 1.3, los resultados tanto simulados como experimentales son semejantes entre sí, validando así el método propuesto para la estimación de la vida a fatiga del dispositivo, por medio del programa simulador. Afirman también que existen factores externos, condiciones de contorno y errores humanos que resultan influyentes en los resultados obtenidos.

Kayabasi et al; (2006) propone un estudio, elástico lineal, basado en el comportamiento estático, dinámico y de fatiga de un sistema protésico dental, con el fin de determinar el tiempo de vida de un implante por medio de métodos numéricos. El trabajo asume que la prótesis instalada en el hueso está completamente oseointegrada, por lo que el sistema implantológico se puede simplificar, con tres (3) cargas estáticas en la parte superior del premolar artificial y así calcular el esfuerzo

máximo equivalente de Von Mises presente en cada parte del modelo como se puede ver en la figura 1.4.

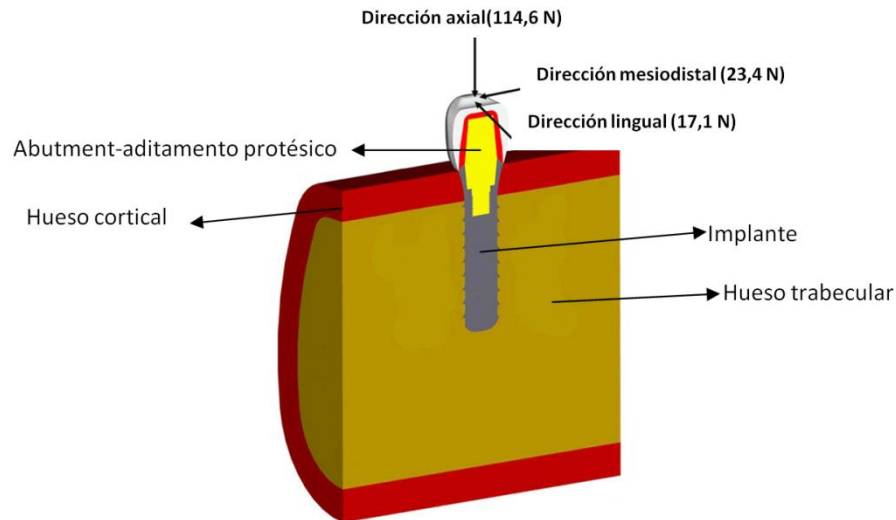


Figura 1.4 Cargas impuestas sobre el sistema implantológico, (Kayabasi et al; 2006)

Con la misma magnitud, dirección y sentido, fueron aplicadas fuerzas pulsantes en la parte superior de la corona, para determinar el esfuerzo máximo presente en cada uno de las piezas que compone el dispositivo implantológico. Con el estado de esfuerzos presente, se procedió a evaluar el comportamiento a fatiga con los criterios: Goodman, Soderberg y Gerber; estas teorías permitieron calcular el factor de seguridad aproximado para el diseño propuesto.

El comportamiento cíclico de la carga es una idealización del proceso de mordida del ser humano, el cual se puede validar por diferentes investigaciones hechas en el campo de la implantología dental (Kayabasi et al; 2006, Steinebrunner et al; 2008, Cornell et al; 2009, Karl et al 2009). Al realizar las diferentes simulaciones por el Método de Elementos Finitos se obtuvieron, bajo las condiciones de cargas impuestas, valores de esfuerzo máximo que no excedieron el punto de fluencia de los materiales involucrados, verificando así que la resistencia mecánica es suficiente (ver tabla 1.3).

Tabla 2.3 Resultados de los esfuerzos presentes en los elementos. (Kayabasi et al; 2006)

Esfuerzo máximo de Von Mises despues de la carga dinámica y de fatiga (MPa)		
	Esfuerzo de Von Mises en Mpa	
	Carga estática (MPa)	Carga dinámica (MPa)
Implante	118,317	177,476
Abutment-aditamento-pilar	113,955	182,328
Cofia-Metal Framework	110,919	173,613
Premolar	32,641	48,691
Hueso	17,831	24,53

En los estudios realizados en tejido y modelado óseo, se destaca la teoría de Consolidación de Biot o de Poroelasticidad Lineal (Cowin 1999), la cual puede estimar con mayor exactitud el comportamiento del hueso, al presentar cambios en su estructura. El medio está influenciado por la presión generada por un flujo de fluido que pasa a través de los poros, conduciendo a un cambio en el comportamiento mecánico del material elástico. Cowin (1999), afirma que el asumir esta teoría, proporcionará una comprensión completa del sistema fisiológico (hueso) y que seguramente aportará mayor información acerca del estado tensión-deformación del medio en futuros trabajos

1.3 Objetivos

Objetivo general

Simular mediante el método de elementos finitos un sistema de implante dental osteointegrado sometido a un estado dinámico de carga, para analizar la respuesta mecánica del modelo.

Objetivo Específicos

- Modelar y ensamblar la geometría del sistema de implante dental (Implante, aditamento, tornillo) y del tejido óseo, por medio de un software CAD (Diseño Asistido por Computadora).

- Optimizar el mallado en el modelo propuesto, aplicando refinamientos en las zonas críticas de la geometría.
- Aplicar las condiciones y restricciones de contorno y un estado de carga dependiente del tiempo, para simular el comportamiento de la mordida humana.
- Estimar los valores de esfuerzos y deformaciones presentes en el sistema y en el hueso mandibular, para analizar la respuesta mecánica del dispositivo implantológico.
- Estimar el estado de esfuerzo y deformación presente en el sistema implantológico, como consecuencia de asumir un entorno poroso.
- Estimar el comportamiento a fatiga del sistema implantológico para la teoría asumida
- Comparar los valores de los esfuerzos obtenidos en el estudio elástico lineal con el medio poroso, en presencia de un estado de carga impuesto sobre un dispositivo implantológico.

1.4 Alcances y limitaciones

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

- Se desarrollará el modelo geométrico de un sistema implantológico dental y de una sección de mandíbula, en el paquete de computacional de diseño Autodesk Inventor
- Exportar la geometría del modelo del dispositivo y la sección mandibular al paquete simulación computacional ANSYS Workbench
- Se determinará por medio del Software ANSYS el número y el tamaño de elementos adecuado, para obtener resultados válidos, aplicando análisis de sensibilidad.

- Se aplicarán cargas dependientes del tiempo, con el fin de simular de manera simplificada las condiciones de la mordida humana, asumiendo un comportamiento sinusoidal.
- Estimación del estado de esfuerzos y deformaciones, presentes en el dispositivo implantológico, asumiendo un comportamiento elástico lineal.
- Aplicación de propiedades y características de un medio poroso en el hueso para estimar su influencia en el comportamiento del dispositivo implantológico. Las propiedades del material poroso se tomarán de los valores presentes en huesos largos, siendo esta una limitación para la investigación.
- Estimar la vida útil del dispositivo dental, por medio de un estudio de fatiga con el criterio de esfuerzo vida.
- Comparación de los valores obtenidos en las simulaciones hechas con investigaciones previas y con los valores límites de los materiales.
- El modelo se asume con una respuesta simplificada, siendo este homogéneo e isótropo.
- Considerar nula la influencia de los parámetros de inercia, amortiguamiento, campos de velocidades y aceleración en la ecuación elástica, por lo que el estudio dinámico básicamente depende de la variación temporal de la carga aplicada.

Capítulo 2: Biología y biomecánica de la mandíbula

En un enfoque general se puede decir que los maxilares y la cavidad oral han tenido un impacto importante en la comprensión del desarrollo del linaje y evolución de los vertebrados, incluyendo al hombre. Ellos constituyen un sistema dispuesto para conseguir la comida, rodeado de los órganos de los sentidos y un punto focal para la comunicación verbal y la expresión de emociones y su interacción con el cerebro (Infante, 2009).

2.1 Anatomía y fisiología de la mandíbula

2.1.1 Morfología y estructura.

El maxilar inferior o mandíbula, tiene forma de herradura y soporta los dientes del arco dental inferior. Tiene una porción horizontal o cuerpo y dos porciones verticales o ramas ascendentes. No presenta fijación ósea con el cráneo, ya que este hueso es móvil. Está situado inmediatamente por debajo de los huesos maxilar superior y malar, y sus cóndilos descansan en la cavidad glenoidea del hueso temporal y forman la articulación temporomandibular, como se muestra en la figura 2.1 (Ash, 2004).

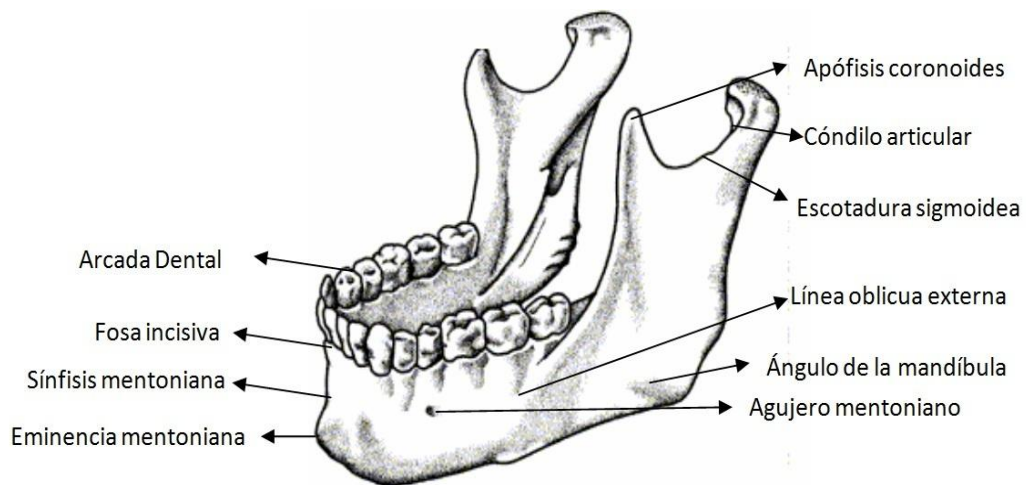


Figura 2.2 Mandíbula o hueso maxilar inferior

En la unión de la porción horizontal o cuerpo, se encuentra una ligera cresta llamada sínfisis mentoniana. A cada lado de ésta se encuentran los tubérculos

mentonianos, y la sínfisis junto con los tubérculos conforman la eminencia mentoniana.

2.1.2 Proceso alveolar

El borde de ésta delimita los alvéolos dentales y es muy delgado en su parte anterior alrededor de las raíces de los incisivos pero es más gruesa hacia atrás donde circunda las raíces de los molares. El borde inferior de la mandíbula es fuerte y redondeado y proporciona al hueso la mayor parte de su fuerza (Ash, 2004). A continuación se muestra la cavidad alveolar (figura 2.2) donde la raíz del diente se encuentra insertada.

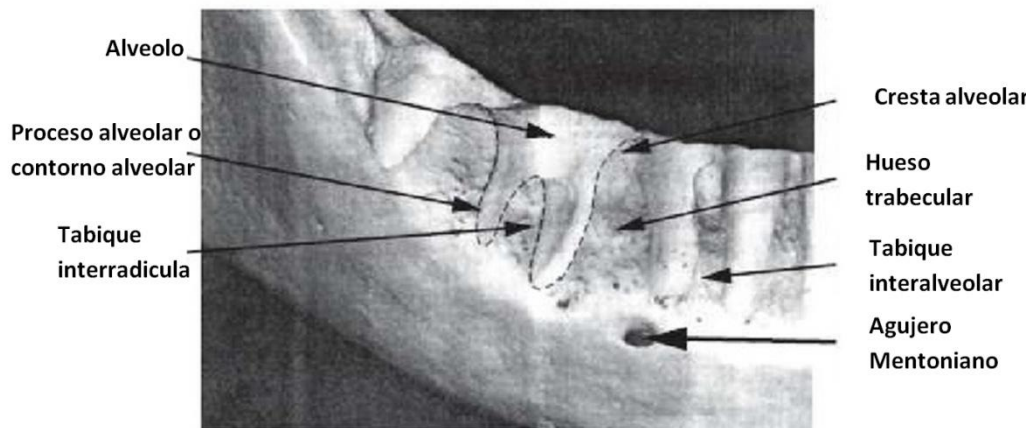


Figura 2.2 Alveolo dental (Carbó, 2009)

2.2 Tejido óseo

2.2.1 Biomecánica de la mandíbula

El hueso, es un compuesto de colágeno e hidroxapatita, que está clasificado como un tejido duro, siendo ésta una definición que incluye a todos los tejidos calcificados. Para describir adecuadamente al hueso, se debe establecer una escala jerárquica detallada, con el fin de estudiar sus propiedades y actividades funcionales. De hecho, el comportamiento macroscópico del hueso es el reflejo de un microsistema complejo, enlazado a las funciones que determinan la evolución del

tejido óseo con el pasar del tiempo (Natalí, 2003). Los huesos están formados por tejido dinámico que sirve para una gran variedad de funciones; además tiene la capacidad para remodelarse según los cambios producidos por estímulos internos y externos (Contreras et al; 2005).

Las funciones mecánicas de los huesos es proveer de protección, conexiones cinéticas, cavidades de inserción muscular y estructuras de soporte, mientras que las funciones fisiológicas están definidas por la producción de células y el metabolismo mineral. El hueso es un material compuesto por dos fases: una fase inorgánica de sales minerales y una matriz orgánica de colágeno y sustancia fundamental. El componente inorgánico proporciona rigidez y dureza, siendo éste el 60 % de la composición del tejido óseo, compuesto de hidroxapatita (Calcio y Fosforo), Magnesio, Sodio, Potasio y Cloro; mientras que el componente orgánico provee flexibilidad y elasticidad, representando un 30 % de fibras colagenadas y células óseas. El 10 % remanente en el hueso es agua (Castro, 2009).

La estructura ósea a nivel microscópico, como se puede ilustrar en la figura 2.3, está conformada por el sistema harvesiano, compuesta por laminillas concéntricas (lamelas) de matriz mineralizada, rodeadas de un canal central (conductos de Havers), que contiene vasos sanguíneos y fibras nerviosas (Sepúlveda, 2010).

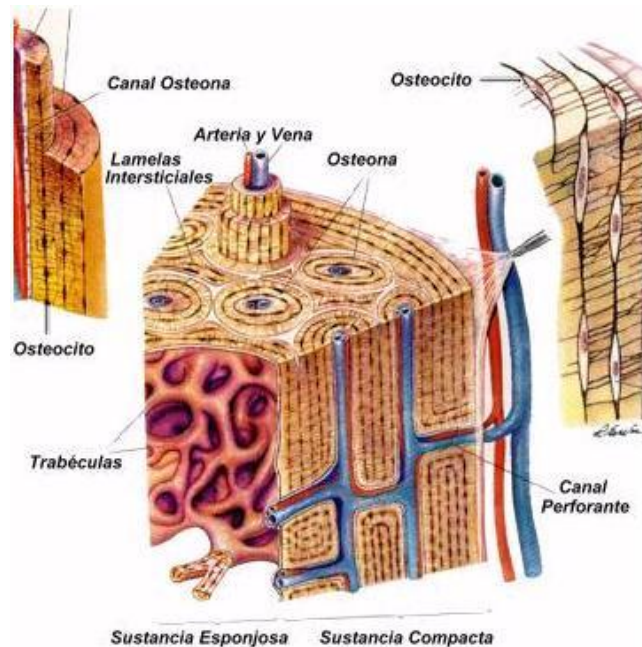


Figura 2.3 Estructura microscópica del tejido óseo. (Sepúlveda, 2010)

Macroscópicamente el hueso mandibular está compuesto de tejido compacto y esponjoso. Puede considerarse que es un continuo entre un material menos poroso a uno más poroso. El hueso compacto o cortical es un tejido altamente organizado, provee de resistencia y rigidez al sistema esquelético, posee una porosidad de un 5 a 30% aproximadamente y soporta una gran cantidad de carga antes de la falla; mientras que el tejido esponjoso o trabecular es más débil y menos rígido y denso comparado con el tejido cortical (Castro, 2009).

Hueso cortical o compacto

El hueso cortical forma una capa que recubre y protege la superficie exterior de todos los huesos, y se constituye a partir de la disposición adyacente y parcial deformaciones cilíndricas, llamadas osteonas (ver figura 2.4).

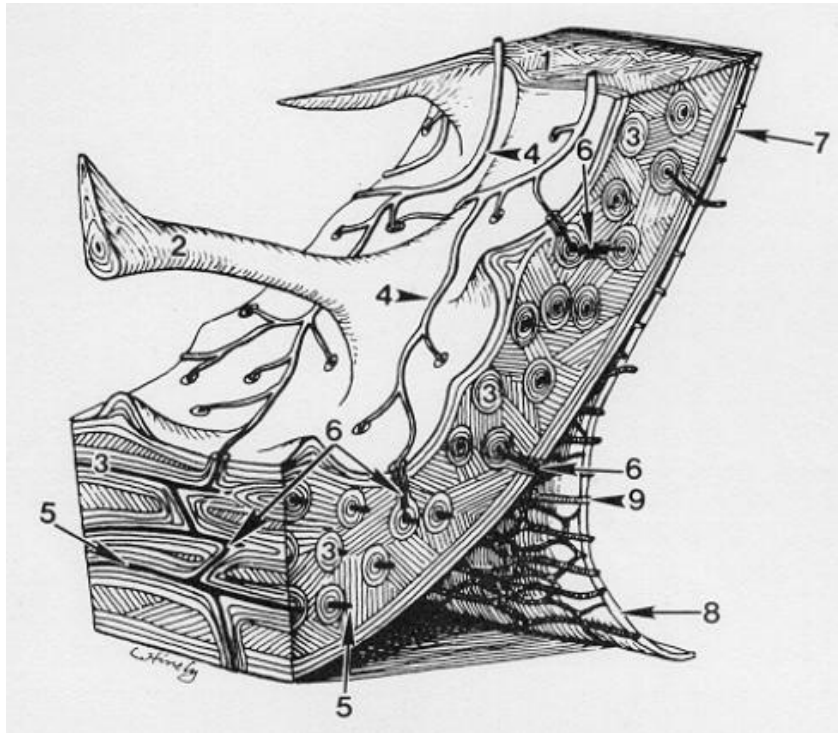


Figura 2.4 Hueso cortical (1), trabéculas (2), sistemas harvesianos u osteonas (3), vasos sanguíneos (4), vasos dentro de los canales harvesianos (5), canales comunicantes de Volkmann (6), periostio adherido (7), periostio levantado (8), vasos de periostio (9). Los vasos periósticos se comunican con los canales harvesianos a través de los canales de Volkmann (6).

Un sistema Harvesiano consiste en vasos sanguíneos y nervios dispuestos en un “túnel” llamado canal Harvesiano, rodeado de una lamela como se ilustra en la figura 2.4. En las lamelas se encuentran los osteocitos, que se comunican entre ellos a través de extensiones propias ubicadas en pequeños canales llamados canalículos. Los osteocitos están embebidos dentro de la matriz ósea mineralizada y los espacios entre las osteonas se rellenan con lamelas intersticiales, que también contienen células formadoras de hueso. En la periferia de esta capa ósea se encuentra una membrana vascularizada el cual favorece la irrigación y el transporte de sangre y nutrientes al tejido óseo, que se conoce como periostio. Es una membrana de tejido conectivo, fibrosa que cubre los huesos lo cual contiene vasos sanguíneos y nervios que nutren y dan sensibilidad al tejido óseo.

Hueso trabecular o esponjoso

El hueso trabecular o esponjoso del maxilar inferior (Figura 2.5) está localizado por debajo de la capa de cortical. La compleja malla de hueso trabecular forma el andamio interno que ayuda al hueso a mantener su forma cuando éste se expone a esfuerzos mecánicos. El rígido hueso trabecular, cuando se observa en un microscopio, tiene una forma “esponjosa”, y no está formado por la típica distribución estructural del hueso cortical, a partir de osteonas. La cavidad medular central, contiene la médula ósea y la médula amarilla, y está conectada directamente con el hueso trabecular.

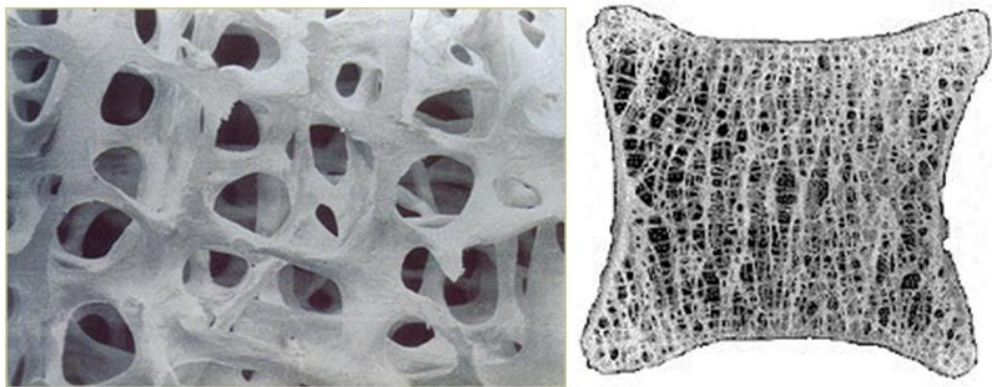


Figura 2.5 Hueso trabecular o esponjoso (Ash, 2004)

2.2.2 Clasificación ósea

La cantidad y calidad de tejido óseo, son uno de los factores claves para analizar y estudiar el hueso a la hora de realizar un tratamiento quirúrgico en el mismo. Muchos investigadores han realizado un extenso estudio acerca del establecimiento por categorías del tejido óseo. Zarb y Lekholm (1985), proponen clasificar al hueso por su calidad en función de la densidad ósea existente. Establecen cuatro categorías:

- a. Hueso tipo 1:** La mayoría del hueso es compacto y homogéneo.
- b. Hueso tipo 2:** Una gruesa capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso esponjoso y con trabeculado denso.
- c. Hueso tipo 3** El hueso cortical periférico se encuentra como una fina capa, rodeando a un hueso medular de buena densidad y trabeculado (favorable resistencia).
- d. Hueso tipo 4:** El hueso cortical es muy delgado y rodea un núcleo de baja densidad ósea trabecular (hueso esponjoso de mala calidad y poco denso).

La cantidad de hueso se valora en función de la reabsorción ósea existente y se clasifica en las siguientes cinco categorías:

- a. Hueso tipo A:** Existe una resorción insipiente del proceso alveolar.
- b. Hueso tipo B:** Existe una resorción del proceso alveolar moderada.
- c. Hueso tipo C:** Existe una marcada resorción del proceso alveolar.
- d. Hueso tipo D:** El proceso alveolar ha desaparecido, comenzando a existir una resorción insipiente del hueso basal.
- e. Hueso tipo E:** Es el caso extremo en el que ya existe una resorción acusada del hueso basal.

Misch (2006) afirma que el hueso cortical y trabecular de todo el cuerpo, sufre una modificación constante mediante modelado o remodelación. El modelado tiene lugares independientes de formación y reabsorción, y da lugar al cambio de forma o tamaño del hueso. A su vez, Misch (2006) afirma que la disponibilidad de hueso es especialmente importante en implantología dental, y describe la arquitectura externa o el volumen de la zona desdentada a tener en cuenta para los implantes. Además, el hueso tiene una estructura interna descrita en términos de calidad o densidad, que refleja la resistencia del mismo. La densidad del hueso disponible en la zona desdentada es un factor determinante para la planificación terapéutica, el diseño del implante, la técnica quirúrgica, el tiempo de la cicatrización y la progresiva inicial del

hueso durante la reconstrucción protésica. El volumen óseo no es el único factor que cambia como resultado de la pérdida dentaria. El hueso es un órgano que varía según una serie de factores, como las hormonas, vitaminas e influencias mecánicas (Misch, 2006).

Así como Zarb y Lekholm, Misch establece una descripción macroscópica del hueso, clasificando a la densidad ósea en cuatro categorías como se muestra en la tabla 2.1:

Tabla 2.1. Clasificación de la densidad ósea. (Misch, 2006).

Densidad ósea	Descripción	Análogo táctil	Localización anatómica típica
D1	Cortical densa	Madera de roble o de arce	Parte anterior de la mandíbula
D2	Cortical porosa y trabecular gruesa	Madera de pino blanco o de picea	Parte anterior de la mandíbula Parte posterior de la mandíbula
D3	Cortical porosa (fina) y trabecular fina	Madera de balsa	Parte anterior del maxilar Parte posterior del maxilar
D4	Trabecular fina	Espuma de poliestireno	Parte posterior de la mandíbula Parte posterior del maxilar

La categoría D1, representa principalmente a un hueso cortical denso, el cual tiene poca porosidad, es más homogéneo y compacto. El hueso D2, presenta una cortical entre densa y porosa, pero gruesa, en la cresta y por dentro un hueso trabecular espeso. El tipo D3, tiene una cresta con cortical porosa más delgada y hueso trabecular fino. La categoría D4, no tiene casi ninguna cortical ósea en la cresta. A continuación, en la figura 2.6, se ilustra las tres clasificaciones de los huesos.

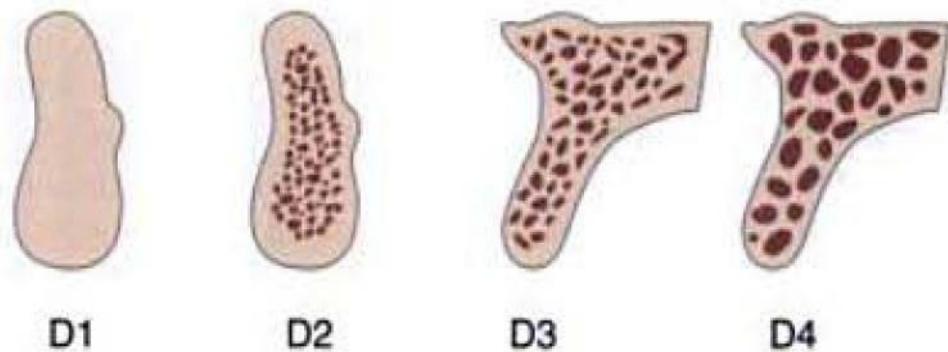


Figura 2.6 Diferentes categorías posibles encontradas en el tejido óseo, tanto mandibular como maxilar. (Misch, 2006)

2.2.3 Propiedades mecánicas de los huesos

El hueso es un material complejo, elástico, anisótropo y heterogéneo, el cual está determinado por las siguientes características: densidad, porosidad y la estructura microscópica, tal como se ven en tejido cortical (Osteonas primarias y secundarias), estructuras osteonales (compuesta por lamelas, con diferentes tipos de fibras de colágeno), tejido trabecular (trabéculas orientadas, volumen del hueso y conectividad, canales harvesianos) y orientación de las fibras de colágeno (Martin, 1992). Vilchez, (2008) mencionó el trabajo de Wolf, realizado en la 1882. Wolf, 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 cortical se comporta dependiendo del tipo de prueba mecánica que se le haga. De acuerdo a los datos experimentales hechos en hueso, el esfuerzo de fluencia y el módulo de Young, para pruebas de compresión, están comprendidos en un rango establecido entre los 130 a 295 MPa y 14,7 a 34,3 GPa respectivamente (Yuehuei, 2000). Mientras que el hueso trabecular se deforma a flexión o en

deformación axial dependiendo de qué fuerza anatómica esté actuando sobre él. Cuando la deformación es estrictamente axial, la estructura es rígida y resiste grandes fuerzas de compresión, pero cuando el mecanismo de la deformación primario es de flexión, las trabéculas presentan propiedades de absorción de impacto muy deseables. Es conocido que el esfuerzo de fluencia y modulo elástico (Módulo de Young), para ensayos de flexión es mucho menor que las pruebas a compresión (Yuehuei, 2000). De acuerdo a los datos experimentales de varios investigadores, el valor de fluencia y de Young, están en rango comprendido entre 1,5 a 38 MPa y 10 a 1570 MPa, respectivamente (Goldstein, 1987). En la tabla 2.2 y 2.3 se mencionan algunas de las propiedades resaltantes del hueso mandibular.

Tablas 2.2 Propiedades mecánicas del hueso trabecular.

Propiedades Mecánicas del Hueso Trabecular

<i>Propiedades (MPa)</i>	<i>Valor (MPa)</i>	<i>Referencia</i>
Módulo de elasticidad (E)	1370	(Ao et al; 2010)
Resistencia a la fluencia (Sy)	130	(Ao et al; 2010)
Coefficiente de Poisson (ν)	0.3	(Ao et al; 2010)

Tablas 2.3 Propiedades mecánicas del hueso Cortical.

Propiedades Mecánicas del Hueso Cortical

<i>Propiedades (MPa)</i>	<i>Valor(MPa)</i>	<i>Referencia</i>
Módulo de elasticidad (E)	14000	(Ao et al; 2010)
Resistencia a la fluencia (Sy)	130	(Ao et al; 2010)
Coefficiente de Poisson (ν)	0.3	(Ao et al; 2010)

El hueso no es un material inerte, debido a que modificaciones sustanciales se producen en su estructura interna y su composición en el tiempo, lo cual influye en sus propiedades mecánicas. Los huesos están compuestos de materiales anisótropos, 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. (Vilchez, 2008).

2.3 Oclusión

Muchos diccionarios definen oclusión como el acto de cerrar la boca como se ve en la figura 2.7, sin embargo algunos más especializados van más allá de esta simple definición e incluyen una relación estática de contacto morfológico dental. También se puede definir la oclusión como la relación de contacto de los dientes en función o para función. Sin embargo, el término se refiere no solamente al contacto en la interface oclusal, sino que comprende además todos los factores que contribuyen al desarrollo y la estabilidad del sistema masticatorio y a la utilización de los dientes en la actividad motora oral (Ash, 2004).

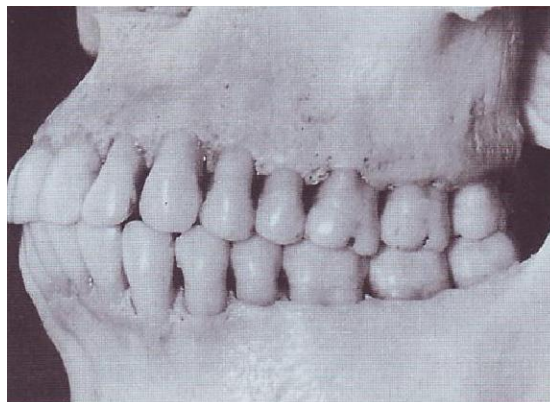


Figura 2.7. Oclusión, en el plano sagital que se extiende por las puntas de las cúspides desde el tercer molar hasta los incisivos. (Ash, 2004)

2.3.1 Relación entre cúspides, fosa y cresta marginal en premolares

En la figura 2.8 se muestran los contactos entre las cúspides de soporte o cúspides funcionales de los premolares y molares y las fosas de dientes opuestos. La

recreación simulada no refleja todas las variaciones que se pueden presentar en estas relaciones. (Ash, 2004).

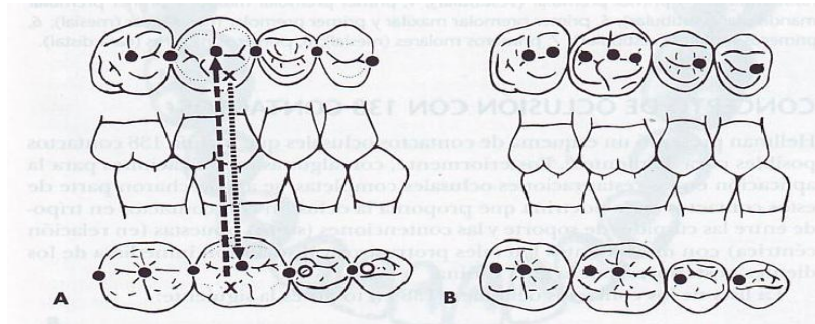


Figura 2.8 Ejemplo de una relación ideal cúspide-fosa. A, cúspide mesiolingual del primer molar maxilar ocluyendo en la fosa central del primer molar mandibular. La cúspide vestibular distal del primer molar mandibular ocluye en la fosa central del primer molar maxilar. B, concepto de oclusión en que todas las cúspides de soporte ocluyen en fosas. (Ash, 2004).

El contacto de las cúspides linguales de los premolares maxilares no se realiza necesariamente en la fosa de los dientes mandibulares sino que puede tener lugar en las crestas marginales de los premolares y primeros molares (Ash, 2004).

2.3.2 Biomecánica de la oclusión.

En cada golpe masticatorio, se muerde solamente sobre un lado. El traslado de material de un lado a otro se limita a la región de los premolares y molares, que son los que realizan la mayor parte del trabajo. En ocasiones, y por razones específicas, el alimento se dirige directamente hacia la parte anterior. No obstante, la mayor parte del trabajo masticatorio corre a cargo de los dientes posteriores derechos e izquierdos, ayudados, de algún modo por los caninos, pero estos no poseen superficies oclusales amplias para poder masticar con eficacia. En otros términos, la mayor parte del trabajo de la masticación la lleva a cabo la región premolar y molar (Ash, 2004).

2.3.3 Cargas de oclusión sobre dientes e implantes

Las cargas pueden ser de compresión, de tracción o de cizalla como se muestra en la figura 2.9. Las fuerzas de compresión intentan desplazar las masas, una hacia otras. Las fuerzas de tracción apartan los objetos. Las fuerzas de cizalla que actúan sobre los implantes hacen que se deslicen. Las fuerzas de compresión tienden

a mantener la integridad de la interface hueso-implante, mientras que las fuerzas de tracción y cizalla tienden a separar o interrumpir la interface. Las fuerzas de cizalla son más destructivas con los implantes y el hueso, en comparación con otro tipo de cargas. (Misch, 2006)

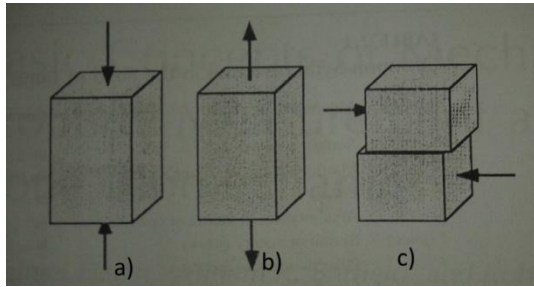


Figura 2.9 Tipos de cargas, a) Compresión, b) Tracción, c) Cizalla. (Yuehuei; 2000)

A continuación se muestra la tabla 2.4 el cual hace referencia a la máxima mordida obtenida estadísticamente en cada uno de los miembros dentarios detallada por edades.

Tabla 2.4 Máxima fuerza de mordida en humanos (Misch, 2006)

Edad (años)	Número	Incisivo	Canino	Premolar	Molar	Comentarios
26-41					710 N	Entre el premolar y el molar en un hombre 789 N y en una mujer 596 N
31,1± 4,9			323-485 N	424-583 N	475-749 N	Segundo premolar y segundo molar, izquierda y derecha (solo en hombres)
Adulto	57	150 N			450 N	Convertido a partir de las cifras
21-30					572 N	
31-40					481 N	Medidos en el primer molar derecho e izquierdo
41-50					564 N	
51-60					485 N	
61-70					374 N	
18-20					176 N	Primer molar o primer premolar

Capítulo 3: Implante dental

3.1 Implantes dentales endoóseos

El implante dental se define como el soporte necesario, semejante a una raíz dentaria, quirúrgicamente instalado en el hueso, tanto maxilar como mandibular, para fijar de manera definitiva un pilar protésico y la corona de restauración, como se muestra en la figura 3.1. 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; 2007).

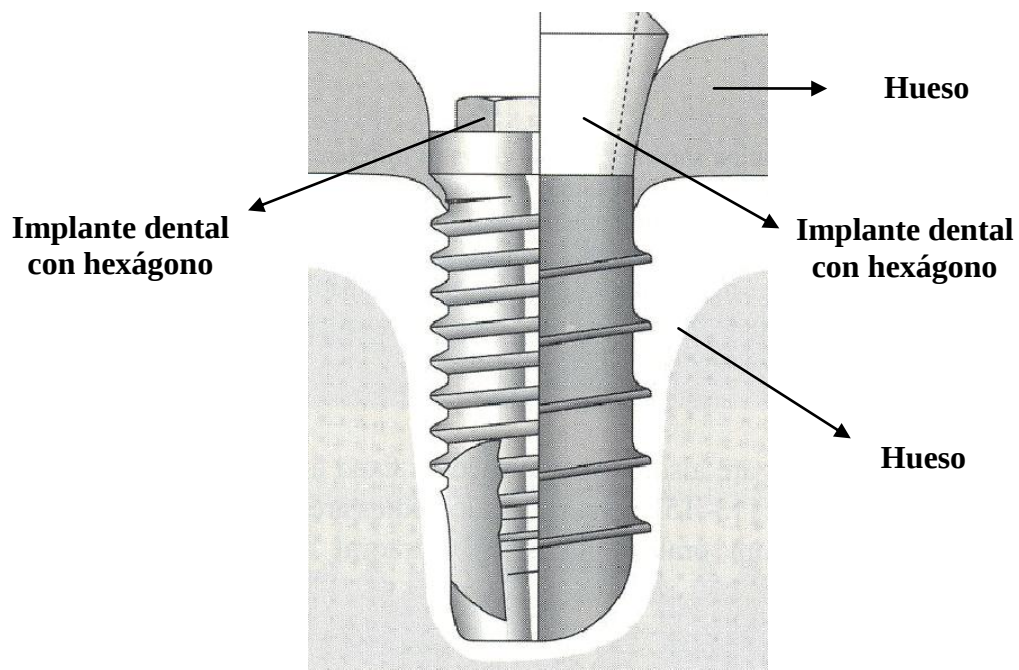


Figura 3.1 Ilustración esquemática que muestra dos tipos diferentes de implantes de titanio endoóseos de raíz roscados. En la izquierda está representado un implante “sumergible” de Brånemark, y en la derecha uno “no sumergible” de ITI. El implante de diseño roscado es el que se emplea más comúnmente en la actualidad. (Brunette, et al; 2001)

También es definido como un dispositivo aloplástico, colocado quirúrgicamente sobre un reborde óseo residual con el objetivo de servir como base o cimiento del dispositivo protésico, ya sea este una dentadura completa o parcial, una prótesis fija o una superestructura dental (Vilchez; 2008).

Los implantes dentales se pueden clasificar según su diseño: implantes de espiga, aguja, lámina, disco y raíz. Los implantes con forma de raíz, asemejando el órgano de fijación dentaria, se divide 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).

El sistema de implantes dentales se componen 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 ver en la figura 1.1 del Capítulo 1 y en la figura 3.2. Sobre estas piezas se confecciona luego una corona protésica con forma de diente.



Figura 3.2 Tornillo, pilar protésico e implante dental (Uzcategui et al; 2010).

3.2 Oseointegración

En la literatura se encuentran numerosas definiciones de este fenómeno celular generativo que ocurre en el hueso cuando un implante, biocompatible, es sumergido 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 como se lleve a cabo el proceso de reparación y remodelación del tejido cicatrizado en la superficie del implante dental como se muestra en la figura 3.3. 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).



Figura 3.3 Implante osteointegrado (Conrado, 2005).

3.2.1 Técnicas quirúrgicas

Existen técnicas quirúrgicas para la cicatrización y recuperación de los pacientes que han sido tratados con implantes dentales. No obstante estos deben ser introducidos en el hueso de manera que no provoquen algún trauma al tejido circundante. En el tratamiento implantológico hay dos modalidades quirúrgicas importantes en la inserción de los implantes en el hueso: la técnica de implantes sumergidos (dos etapas) y la de no sumergidos (una etapa). En la técnica sumergida, el implante dental se coloca y recubre con el tejido mucoperiosteal el cual es el tejido blanco circundante, de manera de minimizar los desplazamientos y el riesgo de infección durante la osteointegración. Esta técnica requiere de una segunda cirugía, donde al paciente se le instala el aditamento protésico (abutment) al implante dental. En la técnica no sumergida, el implante dental recién colocado se observa a través de la mucosa en la primera intervención, por lo cual se recomienda que no se inicie la carga hasta que el tejido cicatrice, como se muestra en la figura 3.4 (Conrado, 2007).

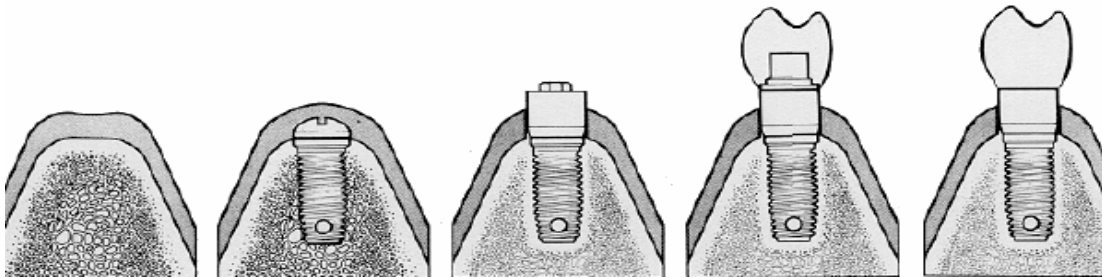


Figura 3.4. Representación esquemática de las fases quirúrgicas para la implantación mediante la técnica sumergida. (Conrado, 2007)

3.3 Biomateriales

Los biomateriales consisten en sustancias naturales o sintéticas que están en contacto con los tejidos vivos sin provocar daño o alguna reacción nociva mientras mantienen su efectividad física biológica (Barragán, 2005). En la actualidad,

constituyen unos de los avances más importantes en la medicina ya que mejoran la calidad de vida de los pacientes, disminuyen el tiempo de convalecencia por enfermedades y traumatismos y reducen el tiempo de recuperación. Pueden ser de cualquier tipo de material: metal, cerámica, o polímeros, mas la única condición importante a cumplir es que no sean rechazados por el cuerpo humano, es decir, sean biocompatibles (Misch, 2007).

3.3.1 Materiales utilizados en implantología

Clásicamente los biomateriales se dividen en cuatro grupos: polímeros, metales, cerámicos y naturales. Cuando se combinan dos materiales diferentes se obtiene un material compuesto, representando una quinta clase de biomaterial (Guglielmotti et al; 2010). Lo que interesa de ellos es su biocompatibilidad, es decir, que al interactuar con el tejido vivo, no produzca reacciones nocivas para el material o el hueso circundante.

El conocer las propiedades mecánicas tanto del material como del tejido, es de suma importancia, ya que un implante embebido en hueso puede estar por largos periodos de tiempo, incluso toda una vida. El éxito de un biomaterial o de un implante depende de tres factores principales: propiedades y biocompatibilidad del implante, condiciones de salud del receptor, y habilidad del cirujano que realiza el implante; la física sólo se aplica al primero (Piña, 1998). En la tabla 3.1 se enuncian los biomateriales utilizados en la medicina, sus ventajas y desventajas y ejemplos que caracterizan a estos materiales.

Tabla 3.1 Materiales para implantación (Guglielmotti et al; 2010)

MATERIALES	VENTAJAS	DESVENTAJAS	EJEMPLOS
Polímeros: Silicón Teflón Dacrón Nylon	Elásticos, fáciles de fabricar, baja densidad	Baja resistencia mecánica, degradación con el tiempo	Suturas, arterias, venas, nariz, orejas, mandíbulas, dientes, tendones
Metales: 316, 316LS.S, aleaciones de titanio, aceros de bajo contenido de carbón	Resistencia a esfuerzos de alto impacto, alta resistencia al desgaste	Baja biocompatibilidad, corrosión en medios fisiológicos, alta densidad, pérdida de propiedades mecánicas con tejidos conectivos suaves	Fijación ortopédica: tornillos, calvos, alambres, placas, barras intermedulares, implantes dentales
Cerámicas: Óxidos de aluminio, aluminatos de calcio, óxidos de titanio, carbonos	Buena biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, inerte, resistencia a la alta corrosión	Fractura ante esfuerzos de alto impacto, difícil fabricación, baja resistencia mecánica, inelásticos, alta densidad	Prótesis de cadera, dientes, dispositivos transcutáneos
Compuestos: Cerámica-metal carbón-otro material	Buena compatibilidad, inerte, resistencia a la corrosión, alta resistencia a los esfuerzos	Carecen de consistencia en la fabricación del material	Válvulas cardíacas, uniones óseas, marcapasos

3.3.2 Titanio en la Implantología dental

El uso generalizado del titanio para la fabricación de los implantes dentales es debido a que cumple de forma adecuada y diferenciada con respecto al resto de biomateriales, con todos los requerimientos que un biomaterial debe cubrir en la implantología dental: biocompatibilidad, osteointegración, biofuncionalidad (adecuadas propiedades mecánicas) a la corrosión, procesabilidad y disponibilidad. (Conrado, 2005).

Según el Handbook de la ASM dice que el titanio y sus aleaciones tienen una reputación bien merecida por su confiabilidad en la implantología, el cual es utilizado por dos razones: alta eficiencia estructural, la cual se deriva de su combinación de baja densidad y alta resistencia; y resistencia a la corrosión por entornos clorados y oxidantes, el cual se deriva de su fuerte tendencia a la pasivación. Por sus particulares características mecánicas y por la dificultad de su obtención en estado puro, el titanio se mezcla con otros elementos como aluminio, vanadio, magnesio, silicio, molibdeno y selenio, lo que parece no restarle resistencia a la corrosión y, en cambio, mejora sustancialmente sus propiedades mecánicas. Las aleaciones de titanio con un 6% de aluminio y 4% de vanadio han sido recomendadas para la fabricación de implantes, aunque la aplicación de esta aleación se debe fundamentalmente a su repercusión en otros campos (Comín et al, 1999).

Las propiedades de la aleación titanio (Ti-6Al-4V) están descritas en la tabla 3.2 y en la figura 3.5, siendo esta última el diagrama de Wöhler o S-N de la aleación. Ésta describe la vida útil del material al momento de aplicar cargas dependientes del tiempo o variables.

Tabla 3.2 Propiedades de la aleación de titanio a utilizar

Propiedades Mecánicas del Ti-6Al-4V

<i>Propiedades</i>	<i>Valor (MPa)</i>	<i>Autor (es)</i>
Módulo de elasticidad (E)	113.800	(ASM)
Resistencia a la fluencia (Sy)	880	(ASM)
Coefficiente de Poisson(ν)	0.35	(ASM)

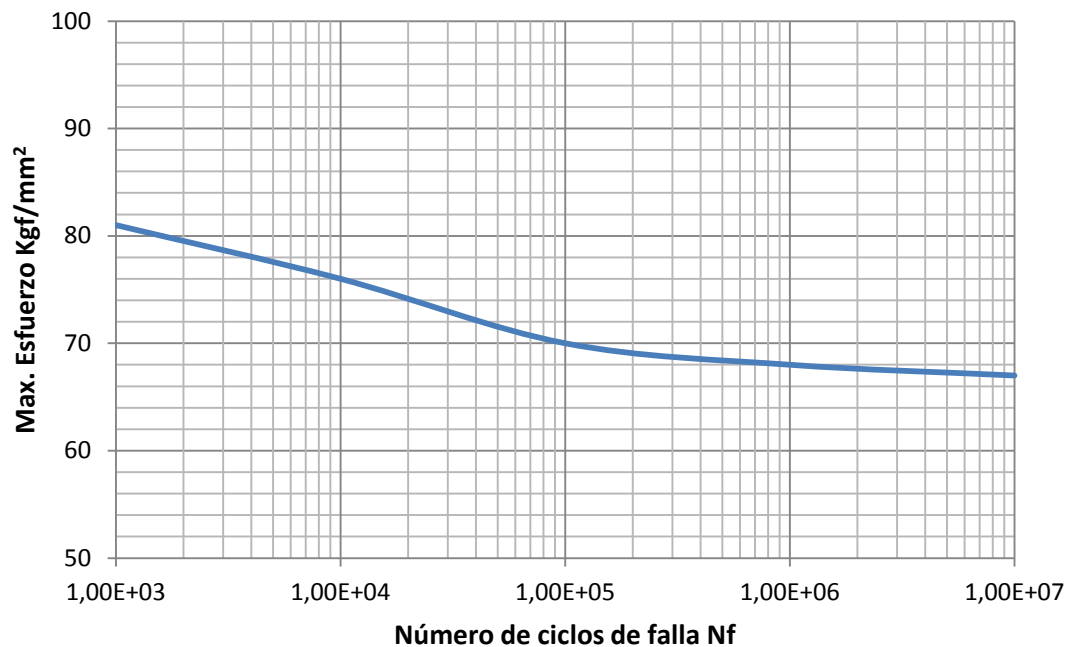


Figura 3.5. Diagrama SN o de Esfuerzo-Vida de una probeta de aleación de titanio para análisis de fatiga (Ti-6Al-4V). (Hyung-Seop et al; 2009)

3.4 Transmisión de cargas oclusales en el implante dental

El éxito del tratamiento implantológico en su mayoría es controlado por el entorno dentro del cual opera, siendo la mordida o la oclusión un factor crítico

importante. Una de las principales causa de pérdida ósea peri-implantar y posterior fracaso del tratamiento implantológico, después de lograda la osteointegración, son las tensiones transmitidas al hueso mandibular, que al sobrepasar los límites fisiológicos, podrían generar fallas y atrofia en el tejido óseo.

Las fuerzas que puede recibir una restauración con implantes son tridimensionales y están formadas por componentes dirigidos sobre uno o más ejes clínicos de coordenadas: mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical. Las cargas oclusales al ser aplicadas en la corona protésica se descomponen en cargas axiales y transversales o mesiodistales (figura 3.6). Las cargas axiales son aquellas que se transmiten al hueso por toda la superficie implantar y mayoritariamente hacia el ápice del implante. Las cargas mesiodistales y linguales producen momentos flectores con respecto al eje central del implante dental, lo que a su vez genera esfuerzos de corte, tracción y compresión en el cuello del implante. En el implante dental las cargas aplicadas deben direccionarse en sentido de su eje longitudinal, evitando así momentos de torsión que amplifiquen las cargas transmitidas al hueso circundante (Kinni et al; 1987). Las cargas torsionales generan niveles de tensión más alto que las fuerzas compresivas o tensionales sobre los componentes del implante y el hueso de soporte, permitiendo varios tipos de fallas incluyendo fractura del implante (Misch, 2007).

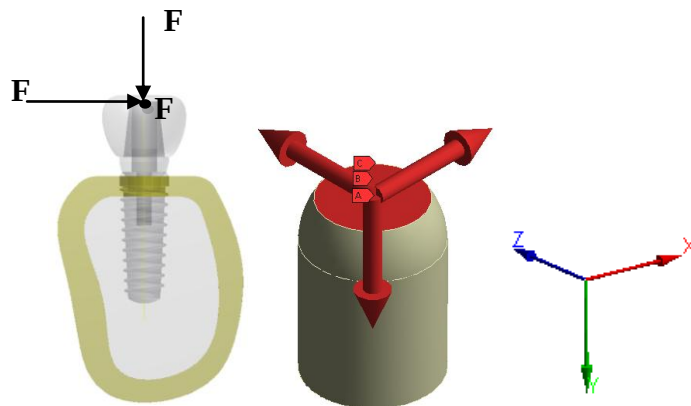


Figura 3.6 Esquema de transmisión de cargas. a) F_y -Carga axial; b) F_x -Carga mesiodistal c) F_z -Carga lingual.

3.5 Criterios de análisis en sistemas implantológicos

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 (Kayabasi et al; 2006).

3.5.1 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. (Goncalves 2009)

En el caso de un estado general de esfuerzos, el criterio de Von Mises se expresa por la condición:

$$2\sigma_y^2 > (\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 \quad (3.1)$$

esta expresión indica que un estado de esfuerzo dado es seguro si el punto de coordenadas definido por los esfuerzos principales $\sigma_a, \sigma_b, \sigma_c$, se localiza dentro de la superficie definida por la ecuación :

$$(\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 = 2\sigma_y^2 \quad (3.2)$$

Puede verificarse que esta superficie es un cilindro de radio $(2/3 \sigma_y)^{1/2}$, con ejes de simetría que forman ángulos iguales con los tres ejes principales de esfuerzo.

El criterio de Von Mises es habitualmente utilizado en modelos numéricos para identificar las zonas críticas o las zonas con mayores solicitaciones 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)

3.6 Fatiga en implantes dentales

En general la fatiga se define como la falla de un material sometido a cargas variables o alternadas, después de un cierto número de repeticiones (ciclos) de la misma. En la implantología dental existe la norma estandarizada internacional ISO 14801:2007, el cual establece un método para realizar el ensayo a fatiga en un implante dental endoóseo y sus componentes protésicos premanufacturadas siendo útil para comparar diferentes puntos de diseño y tamaños de los implantes dentales. La norma ISO se establece principalmente para simular a cargas funcionales o fisiológicas el cuerpo del implante y además someter los componentes protésicos bajo las condiciones críticas. La cantidad de ciclos máximos en el cual el sistema dental debe resistir es de 5×10^6 ciclos (carga < 15 Hz) o para frecuencias menores o iguales a 2 Hz, 2×10^6 ciclos. En la figura 3.7a se muestra el montaje del sistema implantológico en la máquina de ensayo experimental a fatiga, características del anclaje, imposición de la carga y dimensiones para el montaje y en la figura 3.7b, se puede apreciar el modelo para la simulación computacional. La figura 3.7a, muestra la instalación del implante dental endoóseo, en la base de anclaje, a una distancia de $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, el cual representa el espesor o nivel del hueso nominal, con un

ángulo de montaje de $30^\circ \pm 1^\circ$ con respecto al piñón de carga, para el estudio *in vitro*. (Hyung-Seop Han et al 2009)

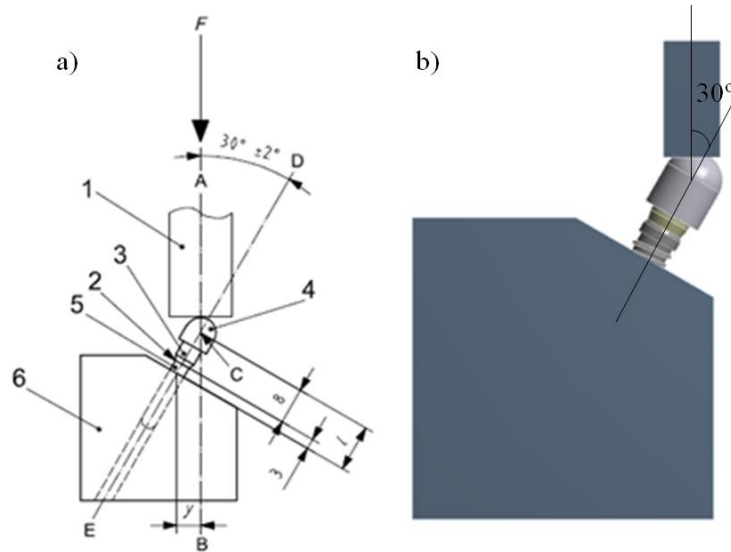


Figura 3.7 Esquemas del montaje de los especímenes. **a)** 1.-Piñón de carga; 2.- Nivel nominal de hueso 3.- Partes conectadas 4.- Componente semiesférico cagado 5.- Cuerpo del implante 6.- Entorno. **b)** Modelo en 3D de la simulación a fatiga en ANSYS. (Hyung-Seop Han et al; 2009)

Vale acotar que los resultados de fatiga que se obtienen en el dispositivo implantológico, se llevan a cabo a carga cíclica con amplitud constante, que a diferencia de un diagrama S-N, se muestra una curva donde la fuerza alternante está en función del número de ciclos de falla en el sistema como se puede apreciar en la figura 3.8.

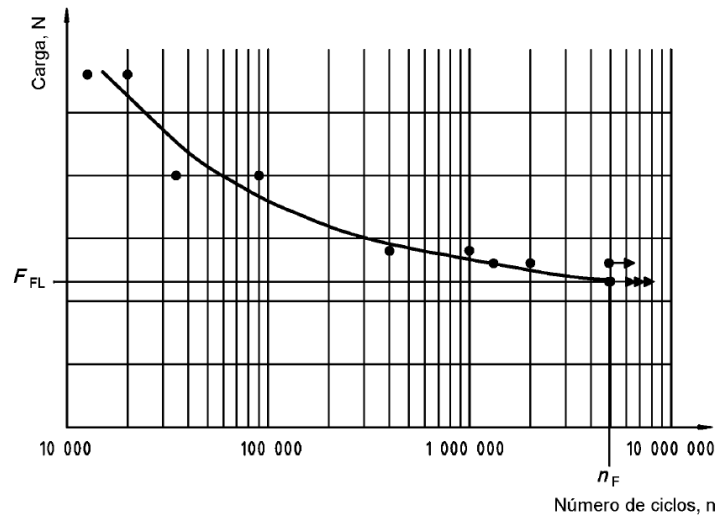


Figura 3.8 Ejemplo de un diagrama de carga cíclica para ensayos. (ISO 14801:2007)

Los sistemas de implantes dentales y sus componentes presentan fallas por sobrecarga y pérdida de hueso circundante, siendo las causas más frecuentes de fractura en los mismos (Misch, 2006). Las zonas donde el sistema implantológico falla o fracasa, se encuentran mayormente, en el cuerpo del implante y en el tornillo de unión, siendo este último uno de los elementos de más complicaciones y fracturas en la implantología (Iglesia et al; 2001). La fractura de un tornillo bien atornillado, valga la redundancia, puede hacer sospechar la existencia de una sobrecarga en el sistema, aunado a que los tornillos son la parte más débil del mismo (Iglesia et al; 2001). En la figura 3.9, se pueden observar algunas zonas álgidas de diseños en implantes dentales donde se generó grieta o fractura en el cuerpo del mismo.

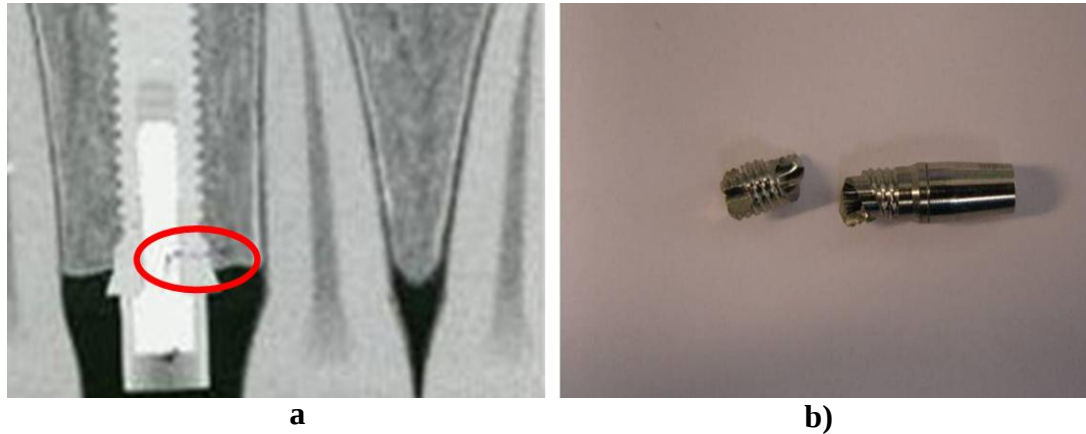


Figura 3.9 Zonas de fracaso y fractura en el sistema implantológico. a) Grieta en el cuello del implante y tornillo de unión. b) fractura del implante

En la teoría de fatiga, durante el proceso de generación de grieta, si se dan las condiciones adecuadas, crecerá hasta producir una ruptura de la pieza al aplicar un número de ciclos suficientes. El número de ciclos dependerá de varios factores como la carga aplicada, proceso de fabricación, esfuerzos residuales, ranuras, etc. Si bien no se ha encontrado una respuesta que explique totalmente la fatiga, se puede aceptar que la fractura por este fenómeno se debe a deformaciones plásticas de la estructura de forma similar a como ocurre en deformaciones unidireccionales producidas por cargas estáticas, con la diferencia fundamental de que bajo cargas cíclicas se generan deformaciones residuales en algunos cristales. En este mismo sentido, en la figura 3.10, se muestran dos tipos de cargas que pueden generar, en un dispositivo mecánico, falla y rotura inminente.

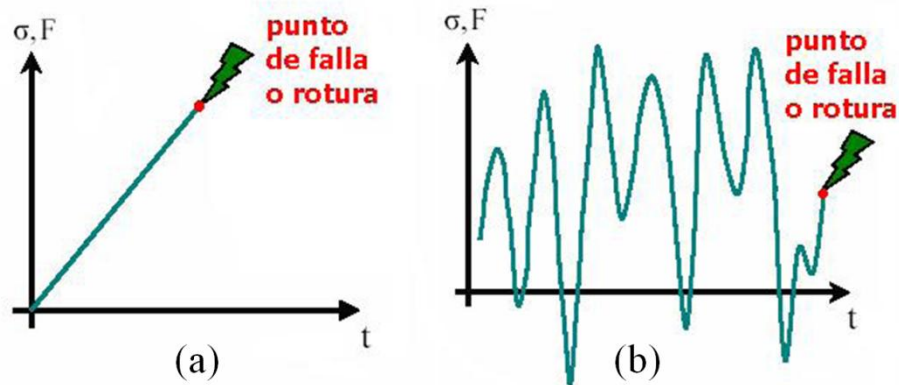


Figura 3.10. (a) Fuerzas estacionarias (b) Fuerzas Transitorias. (Piovan, 2004)

De la figura 3.10 (b), se pueden desprender varias configuraciones de sollicitación dinámica, sin embargo dentro de ellas existe una muy característica y que por su sencillez descriptiva (en el sentido matemático) será la que se utilice en los modelos de análisis de falla por fatiga. En la Figura 3.11 se puede apreciar la denominada carga cíclica o periódica, que conduce a las tensiones cíclicas. El tipo de fuerzas y/o tensiones periódicas puede tener diferentes casos, tales como axiales (de tracción o compresivas), flexionales o torsionales.

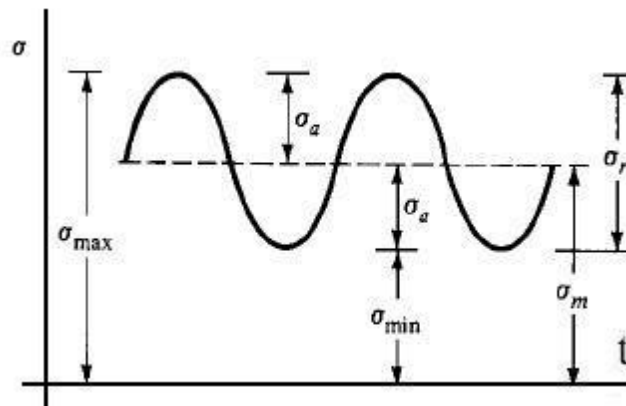


Figura 3.11 Configuración de la carga cíclica o periódica

Es claro que la forma más elemental de representación de este tipo de cargas puede seguir un comportamiento sinusoidal. En la ecuación 3.1, A , B y C son constantes que dependen de la condición y característica de este tipo sollicitaciones.

$$\sigma(t) = A.\text{Sen}[C.t] + B \quad (3.3)$$

Sea la ecuación 3.1 u otra mucho más compleja, la expresión genérica para calcular las tensiones cíclicas, siempre se podrán distinguir las siguientes tensiones notables:

- a) **Esfuerzo máximo:** σ_{max}
- b) **Esfuerzo mínimo:** σ_{min}

En función de las anteriores dos se pueden definir las siguientes entidades

- c) **Esfuerzo medio:** que se obtiene de la siguiente relación

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad 3.4$$

- d) **Esfuerzo alternante:** se obtiene de la siguiente manera

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad 3.5$$

- e) **Rango de esfuerzos:** es la diferencia entre el esfuerzo máximo y mínimo

$$\sigma_r = \sigma_{max} - \sigma_{min} \quad 3.6$$

- f) **Razón R:** es la relación entre la tensión mínima a la máxima

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad 3.7$$

- g) **Relación de amplitud:** es la razón entre el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio

$$A = \frac{\sigma_a}{\sigma_m} \quad 3.8$$

De acuerdo a los valores de las ecuaciones 3.2 y 3.5 se pueden presentar cuatro casos característicos:

1) **Completamente alternante “Full reversed”**: Se verifica cuando se cumple que

$$\sigma_m = 0 \text{ y } R_s = -1. \text{ Tal como se puede ver en la Figura 3.12a.}$$

2) **Caso General o esfuerzo medio no nulo**: Todas las ecuaciones a partir de 3.2 a 3.6 (anteriormente expuestas) tienen un valor diferente de cero. Esto se puede apreciar en la Figura 3.12b.

3) **Pulsante de tracción**: Se verifica cuando se cumple que $\sigma_{min} = 0$, $\sigma_m = \frac{\sigma_{max}}{2}$, $R = 0$ y $A = 1$. Tal como se puede ver en la Figura 3.12c.

4) **Pulsante compresiva**: Se verifica cuando se cumple que $\sigma_{max} = 0$, $\sigma_m = \frac{\sigma_{min}}{2}$, $R = \infty$ y $A = -1$. Tal como se puede ver en la Figura 3.12d.

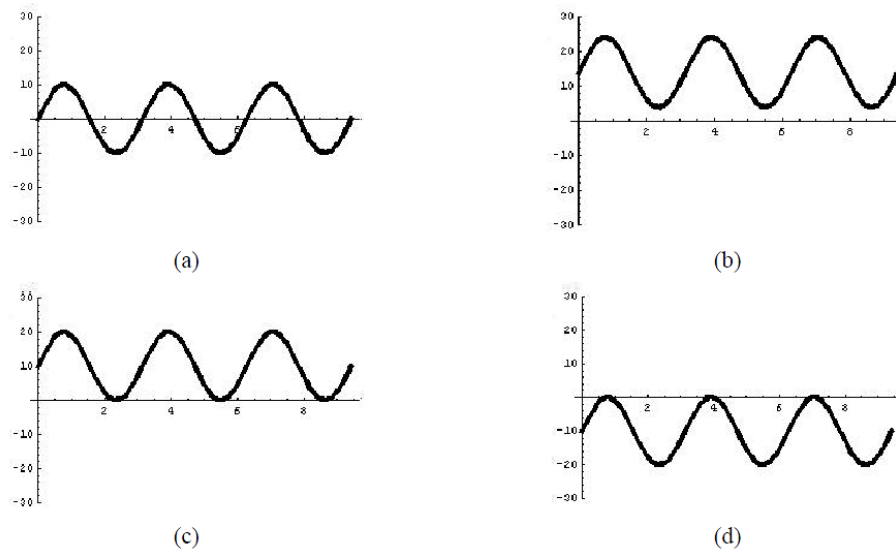


Figura 3.12 Tipos de configuraciones de cargas cíclicas. a) Caso "Full Reversed". b) Esfuerzo medio no nulo. c) Pulsante de tracción. d) Pulsante compresiva (Piovan 2004)

Desde mediados del siglo XIX se ha empleado un sistema de análisis del diseño a la ruptura en el tiempo, conocido como “vida a fatiga”, curva de Wöhler o

diagrama S-N; caracterizándose por ser la tensión alternante el parámetro principal de la vida a fatiga y por darse bajo condiciones en alto número de ciclos (alto número de ciclos antes del fallo y pequeña deformación plástica debida a la carga cíclica). En la figura 3.13, se puede observar la vida de una probeta de acero normalizado UNS G41300 para bajo y altos números de ciclos.

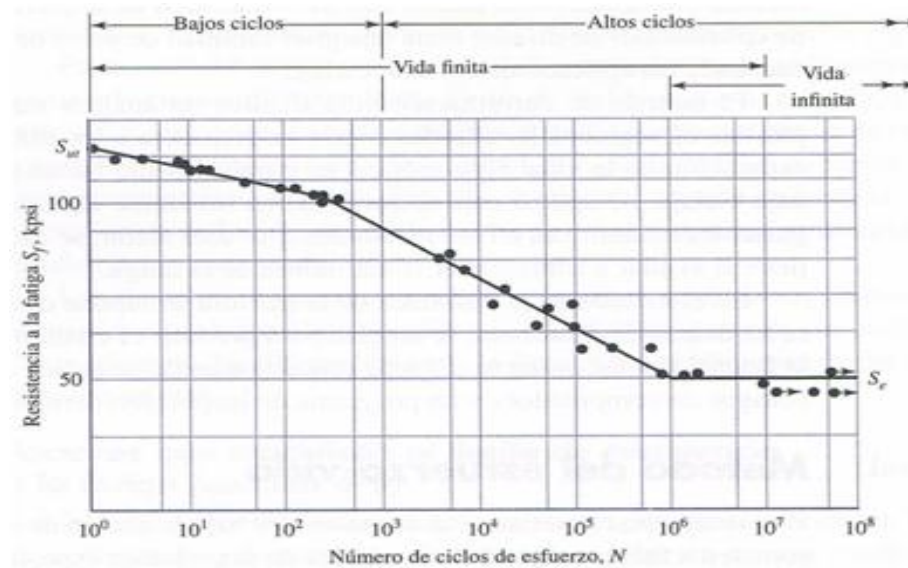


Figura 3.13. Diagrama S-N graficado a partir de ensayos a fatiga con esfuerzo axial. (Shigley, 2008)

Sin embargo, lo que interesa son los límites para un dispositivo mecánico dado y no una probeta, por lo que es necesario corregir o modificar el diagrama de Wöhler mediante los denominados factores modificadores del límite de fatiga. Estos factores provocan una reducción de los valores de resistencia a fatiga con respecto a los de la probeta. A falta de datos más precisos, resulta habitual determinar el diagrama de Wöhler a partir de dos puntos comprendidos entre $N=10^3$ y $N=10^6$ ciclos realizando una interpolación lineal entre ambos valores ya corregidos (con respecto a la probeta). Es decir, el límite de resistencia a fatiga para un componente dado se determina a partir del producto de los siguientes coeficientes (Coeficientes de Marín):

- K_a : Factor de modificación de la condición superficial.
- K_b : Factor de modificación del tamaño.
- K_c : Factor de modificación de la carga.
- K_d : Factor de modificación de la temperatura.
- K_e : Factor de confiabilidad.
- K_g : Factor de modificación de efectos varios.

Estos coeficientes corrigen o modifican el diagrama SN, para adaptarlo al dispositivo mecánico que se quiere estudiar. No obstante el patrón a seguir para estimar el tiempo de vida del dispositivo dental propuesto en esta investigación, es por medio del estudio hecho por Hyung-Seop Han et al (2009), mencionado en el Capítulo 1 en los antecedentes.

Luego de saber cuál es el comportamiento del sistema, se propone analizar el diseño por medio de criterios de falla, los cuales permiten determinar el factor de seguridad del dispositivo mecánico que se quiere estudiar. Por medio de diagramas esfuerzo alternante en función del esfuerzo medio, se puede construir un gráfico que contiene los criterios: Goodman, Soderberg, Gerber y Recta de fluencia. Este diagrama permite analizar el comportamiento ante cargas, dependientes del tiempo, del elemento mecánico, como se puede ver en la figura 3.14. Vale acotar que en esta investigación se implementó el Criterio de Soderberg, para estimar el factor de seguridad o confiabilidad presente en el dispositivo dental propuesto. A diferencia de los criterios anteriormente mencionados, la teoría de Von Mises, según la ecuación 3.1, no permite obtener mayor información del modelo al aplicar una carga variable, es por ello que se aplican estos métodos de fatiga para estimar la confiabilidad del modelo propuesto.

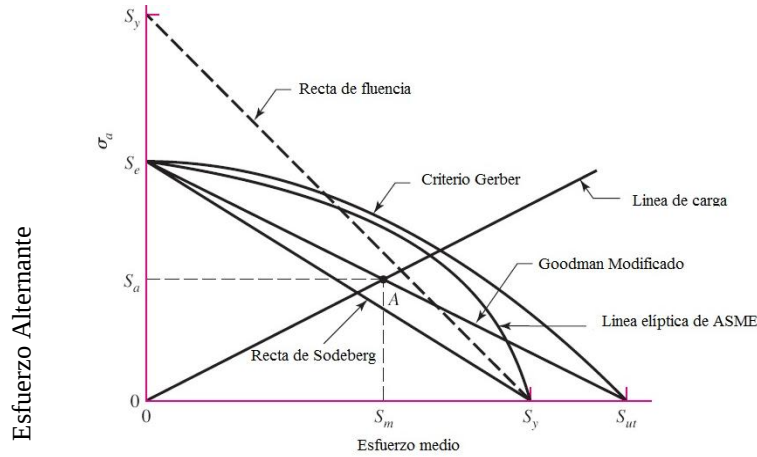


Figura 3.14 Diagrama de fatiga de diferentes criterios de falla. Todos los puntos de esfuerzo Alternante-Medio que estén por encima del criterio a utilizar, simboliza falla. (Shigley, 2008)

El criterio de Soderberg es un método conservador, el cual establece el límite seguro, de un componente mecánico, entre la resistencia a la fatiga y la resistencia a la fluencia. La ventaja de este criterio es que protege de forma directa contra la fluencia temprana en el ciclo de carga y, en la rama dental, es indispensable que los dispositivos no sobrepasen los límites tanto de fluencia como de fatiga, ya que de lo contrario, fracasa el tratamiento implantológico (Misch 2006). La teoría de Soderberg está determinada por una ecuación que describe una recta compuesta por el Esfuerzo Alternante vs Esfuerzo medio del sistema a estudiar (Ver figura 3.14):

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{N} \quad (3.9)$$

σ_a es el esfuerzo alternante, S_e la resistencia a la fatiga, σ_m es el esfuerzo medio, S_y es el esfuerzo de fluencia del material y N es el factor de seguridad, permitiendo así definir la zona en el cual el sistema se encuentra seguro ante las cargas impuestas.

Capítulo 4: Método de los Elementos Finitos

4.1 Definición

Los métodos numéricos son herramientas útiles las cuales hacen posible formular problemas de tal forma que puedan resolverse usando operaciones aritméticas. Si bien existen diferentes modelos numéricos, todos convergen en una misma característica: llevan a cabo un número tedioso de interminables cálculos matemáticos. 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 (Vilchez, 2008).

El método de los elementos finitos (MEF) ha adquirido una gran importancia en la solución de problemas ingenieriles, físicos, etc., ya que permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales. Esta circunstancia obligaba a realizar prototipos, ensayarlos e ir realizando mejoras de forma iterativa, lo que traía consigo un elevado coste tanto económico como en tiempo de desarrollo. (Carnicero, 2009)

El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante más al diseño óptimo (Carnicero, 2009). Se puede definir este método como un procedimiento de aproximación de problemas en un medio continuo, el cual se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento se describe mediante un número finito de parámetros. La solución del sistema completo como el ensamblaje de los elementos sigue las mismas reglas que se aplican a los problemas tipo. 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. (Vílchez, 2008)

Para discretizar el medio puede utilizarse elementos de distintas geometrías como tetraedros y/o hexaedros, como se muestra en la figura 4.1, dependiendo de la capacidad de generación de elementos que se disponga.

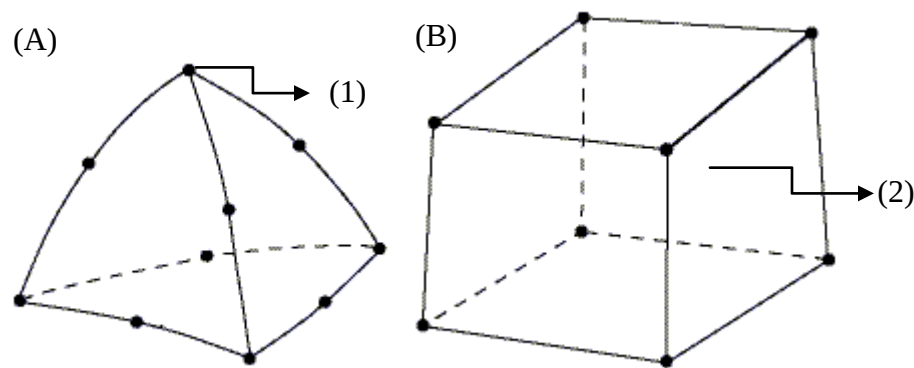


Figura 4.1 Elementos finitos tetraédricos y hexaédricos, elementos (1), nodos (2).

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 (Figura 4.1).

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

4.2 Simulación de la respuesta mecánica de un medio continuo elástico

A continuación se muestran algunas de las ideas básicas relacionadas con los fundamentos matemáticos del MEF aplicadas al caso estructural. Un medio continuo elástico tridimensional puede ser discretizado por un elemento hexaédrico de 8 nodos como se muestra en la figura 4.1

4.2.1 Ecuaciones básicas del método de elementos finitos

El elemento hexaédrico se define por ocho nodos i, j, k, l, m, n, o, p y por líneas rectas. Aproximando los desplazamientos $\mathbf{u}$, por medio de la ecuación 4.1

$$\mathbf{u} \approx \hat{\mathbf{u}} = \sum \mathbf{N}_i \mathbf{a}_i^e = \left[\mathbf{N}_i, \mathbf{N}_j, \mathbf{N}_k, \dots \right] \begin{Bmatrix} \mathbf{a}_i \\ \mathbf{a}_j \\ \mathbf{a}_k \\ \vdots \end{Bmatrix}^e = \mathbf{N} \mathbf{a}^e \quad (4.1)$$

Donde $\mathbf{a}_i$ son las variables a determinar en los nodos y $\mathbf{N}_i$ son las funciones de interpolación. En el caso particular de la tensión en el espacio tridimensional:

$$\mathbf{u} = \{u(x, y, z) \quad v(x, y, z) \quad w(x, y, z)\} \quad (4.2)$$

representa los movimientos en las tres direcciones de un punto cualquiera de un elemento e y los correspondientes desplazamientos en el nodo i .

$$\mathbf{a}^e = \{u_i \quad v_i \quad w_i\}^e \quad (4.3)$$

Las funciones $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$ han de escogerse de manera que al sustituir en la ecuación (4.1) en las coordenadas de los nodos, se obtengan los correspondientes desplazamientos nodales, por lo cual toman los valores:

$$\begin{aligned} N_i(x_i, y_i, z_i) &= I && \text{(matriz Identidad)} \\ N_i(x_j, y_j, z_j) &= N_i(x_k, y_k, z_k) = 0, \text{ etc.} && \text{(matriz nula)} \end{aligned} \quad (4.4)$$

Una vez conocidos los desplazamientos para todos los puntos del elemento pueden determinarse las deformaciones (ε) en función de los desplazamientos y mediante las ecuaciones de compatibilidad. De forma matricial se puede escribir:

$$\varepsilon = Su \quad (4.5)$$

Donde S es el siguiente operador lineal:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = Su \quad (4.6)$$

Sustituyendo la ecuación (4.5) se tiene:

$$\varepsilon = SNa = Ba \quad (4.7)$$

conocidas las funciones de interpolación $N_i, N_j, N_k, N_l, \dots$, es fácil obtener la matriz $\mathbf{B}$, que relaciona las deformaciones con los desplazamientos de los nodos.

$$\mathbf{B} = \sum_{i=1}^n \mathbf{B}_i = \sum_{i=1}^n \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Y $\mathbf{B}_i$ es la matriz de deformación del elemento para un nodo i .

Las tensiones se relacionan con las deformaciones por medio de las ecuaciones constitutivas de Tensión-Deformación cuyos términos matriciales vienen dados por la ecuación:

$$\sigma_{ij} = \lambda \epsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \epsilon_{ij} \quad (4.8a)$$

En forma matricial, la formulación de la ley de Hooke en medio isótropo y homogéneo y además considerando que el sistema puede tener tensiones residuales σ_0 y deformaciones iniciales ϵ_0 , queda expresada de la siguiente manera:

$$\sigma = D(\epsilon - \epsilon_0) + \sigma_0 \quad (4.9)$$

Donde **D** es la matriz de elasticidad que contiene las propiedades del material y **σ** es el vector de tensiones que se expresa como :

$$\boldsymbol{\sigma} = \{\sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \tau_{xy} \quad \tau_{yz} \quad \tau_{xz}\}^T \quad (4.10)$$

Para un medio isotrópico, la matriz **D** puede definirse en función de sus constantes usuales módulo de Young (E) y del coeficiente de Poisson (ν).

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

En el caso de un medio poroso la ecuación 4.8a se expresa según

$$\sigma_{ij} = 2G\varepsilon_{ij} + \left(K - \frac{2G}{3}\right)\delta_{ij}(\varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33}) - \alpha\delta_{ij}p \quad (4.11b)$$

Si definimos **q^e** como las fuerzas que actúan en los nodos, éstas deben equilibrarse con las tensiones en el contorno y las fuerzas distribuidas **b** que actúan en el elemento. Estas fuerzas tienen el mismo número de componentes que el desplazamiento nodal correspondiente, por tanto

$$\mathbf{q}_i^e = \{U_i \quad V_i \quad W_i\}^e \text{ y } \mathbf{b} = \{b_x \quad b_y \quad b_z\} \quad (4.12)$$

Para cualquier desplazamiento virtual se puede escribir:

$$\mathbf{q}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dV - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV \quad (4.13)$$

Esta expresión es válida para cualquiera que sea la relación entre tensiones y deformaciones, y representa la ecuación de equilibrio para un elemento:

$$\mathbf{q}^e = \mathbf{K}^e \mathbf{a}^e + \mathbf{f}^e \quad (4.14)$$

donde se define la matriz de rigidez como:

$$\mathbf{K}^e = \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dV \quad (4.15)$$

y los vectores de carga asociados:

$$\mathbf{f}^e = - \int_{V^e} \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_{V^e} \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_{V^e} \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (4.16)$$

Esta última expresión representa las fuerzas másicas, las deformaciones iniciales y las tensiones iniciales.

Cuando se resuelve el problema en su totalidad las fuerzas internas se cancelan y es necesario considerar una carga por unidad de superficie $\mathbf{t}$ aplicada al sistema completo, por lo que el vector de fuerzas equivalentes toma la forma:

$$\mathbf{f} = - \int_V \mathbf{N}^T \mathbf{b} dV - \int_A \mathbf{N}^T \mathbf{t} dA - \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}_0 dV + \int_V \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma}_0 dV \quad (4.17)$$

y la matriz de rigidez:

$$K = \int_V B^T DB dV \quad (4.18)$$

resultando la ecuación matricial clásica que es necesario resolver en cualquier análisis de elementos finitos:

$$Ka = f \quad (4.19)$$

En la figura 4.2 se puede observar un dispositivo protésico de cadera y un sistema de implante dental, discretizados por medio de una cantidad finita de elementos.

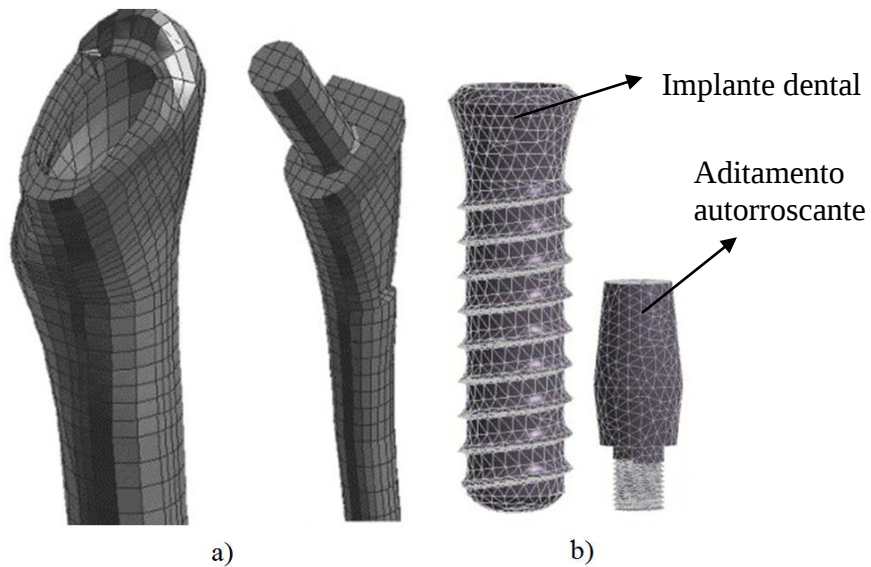


Figura 4.2 Ejemplo de la discretización de modelos. a) Prótesis de cadera. b) Implante dental con aditamento autorroscante. (Kayabasi et al; 2006)

La matriz de rigidez para un medio continuo elástico está dada por la ecuación 4.21. Esta matriz tiene la propiedad de ser diagonal en bloques, donde cada bloque es la matriz de rigidez elemental. Computacionalmente esta propiedad permite trabajar de manera eficiente la solución del sistema por métodos iterativos.

Cuando se considera un medio poroso como el hueso dentro de los análisis elásticos, parámetros adicionales son usualmente incluidos requiriendo la estimación de ecuaciones adicionales por el Método de Elementos Finitos. Tal es el caso de la poroelasticidad lineal, cuya formulación simplificada a nivel macro, requiere la evaluación de P (presión de poro) y Q (flujo de fluidos), mediante la adición de una segunda ecuación que describe el comportamiento del fluido en un medio poroso.

Capítulo 5: Modelado y simulación computacional

5.1 Diseño del Sistema implantológico

El diseño de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de mejorar la osteointegración y facilitar los procedimientos clínicos. El diseño de los implantes dentales es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas, proceso de remodelado óseo y la estabilización del hueso receptor (Uzcátegui et al; 2010). El diseño del sistema implantológico se generó a partir de una búsqueda exhaustiva en la literatura y en el mercado comercial nacional e internacional. Este diseño creado en el Instituto Nacional de Bioingeniería, también responde a los requisitos establecidos por las normas ISO TR 11175:1993 *Guidelines for developing dental implants*, ISO 10451:2002 *Dental implant systems-- Contents of technical file* y ISO/FDIS 10451: *Dentistry -- Content of technical file for dental implants system*, las cuales proporcionan argumentos técnicos y aspectos biológicos para el diseño y construcción de los implantes dentales y sus componentes. Es importante resaltar que el propósito de estas normas no es establecer un sistema implantológico ideal, es por ello que el grupo de investigadores y expertos en el área dental de esta línea de investigación, han realizado varias investigaciones que pueden comprobar el funcionamiento de este diseño del dispositivo bajo condiciones clínicas. (Uzcátegui et al; 2010)

El diseño del modelo implantológico propuesto, fue reproducido digitalmente utilizando un programa de diseño asistido por computadora, Autodesk Inventor, donde el implante, de características cónicas, roscado y hexágono interno, con un diámetro de 3,75 mm, largo de 13 mm y un tamaño estándar de paso de rosca de 1 mm, como se muestra en la figura 5.1, es comprobado y validado por los estudios

hechos en optimización y diseño de implantes dentales, establecidos por Uzcátegui et al 2010.



Figura 5.1. Implante dental cónico

El implante se acopló al aditamento protésico de conexión hexagonal (figura 5.2a)), por medio de un tornillo de unión (Figura 5.2b). Para este último, no se tomó en cuenta la rosca, a la hora de la discretización, dado que presenta detalles milimétricos que generan problemas en el mallado del modelo.

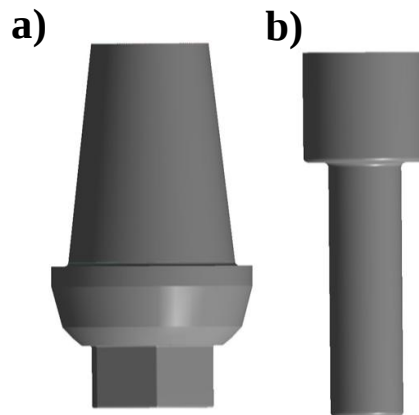


Figura5.2 Elementos del sistema implantológico dental. a) Aditamento o pilar protésico, abutment b) Tornillo de unión

5.2 Estudio de sensibilidad de parámetros

5.2.1 Sensibilidad de malla

El análisis de sensibilidad de la malla involucra la relación entre las variables de diseño disponible para los ingenieros y las respuestas estructurales o estados variables que son determinados por las leyes de la mecánica (Vílchez, 2008). Este análisis permite determinar el comportamiento de una estructura si se cambia la magnitud de cierta variable.

Se hizo un análisis de las zonas álgidas o críticas, a partir de lo explicado en el capítulo 3, donde se muestran las posibles zonas donde el sistema podría sufrir fracaso o fractura (ver figura 3.9 del Capítulo 3), antes de discretizar la geometría. Las figuras 5.3, 5.4 y 5.5, hacen referencia a las zonas en las cuales se tomaron los puntos control, para el análisis de sensibilidad.

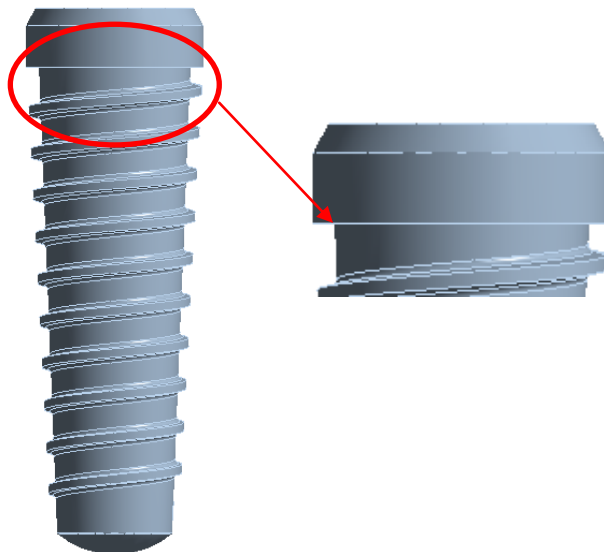


Figura5.3 Zona de concentrador de esfuerzos en el implante

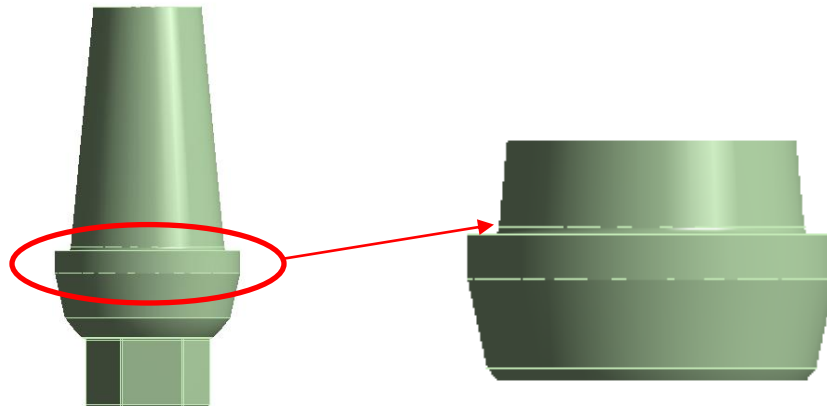


Figura5.4 Zona de concentrador de esfuerzos en el aditamento o pilar protésico

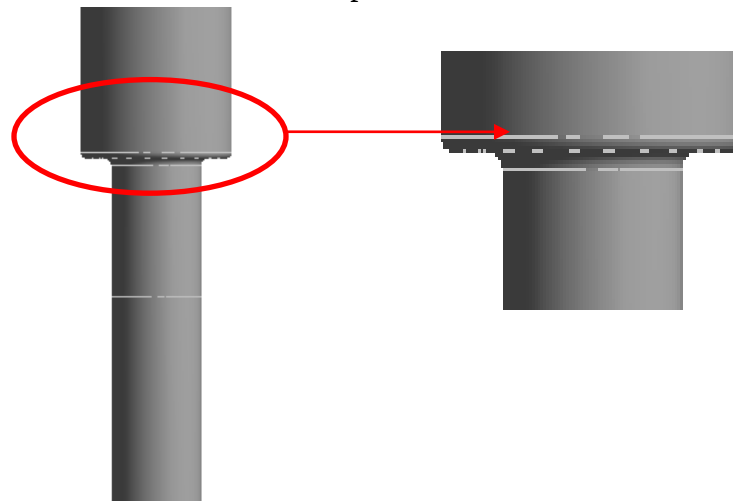


Figura5.5 Zona de concentrador de esfuerzos en el tornillo

Para seleccionar el tamaño de elemento adecuado se trazaron las gráficas de sensibilidad en los sólidos modelados, observando la variabilidad del estado de esfuerzo de Von Mises para distintos tamaños de elementos. En la tabla 5.1 y en las figura 5.6 y 5.7 se muestra la influencia que tiene el cambio del tamaño del elemento en tres nodos ubicados en las zonas críticas del sistema, mostradas anteriormente.

Tabla 5.1 Esfuerzos de Von Mises en 3 nodos en las zonas control del dispositivo implantológico.

Tamaño del Elemento	Esfuerzo Máximo (Implante) (MPa)	Esfuerzo Máximo (Pilar) (MPa)	Esfuerzo Máximo (Tornillo) (MPa)
0,1	68,814	233,06	127,08
0,2	67,389	233,23	128,65
0,3	66,403	233,13	129,28
0,4	62,802	228,53	151,46
0,6	55,046	228,9	150,53
0,7	54,188	222,66	149,47
0,8	53,179	204,93	152,35

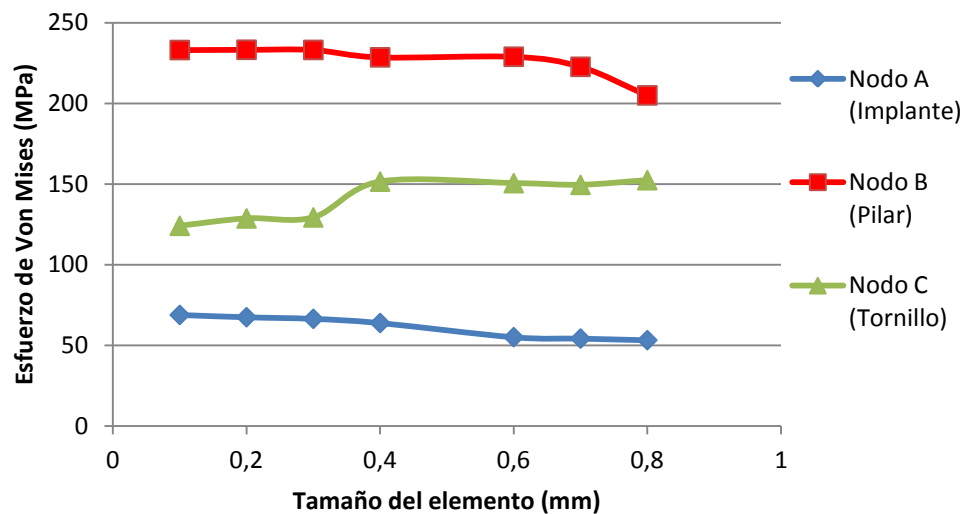


Figura 5.6 Convergencia del Esfuerzo Máximo Equivalente de Von Mises en el sistema implantológico, en función del cambio del tamaño del elemento

Asimismo en la figura 5.7, se puede observar, la convergencia de los resultados en los nodos A, B y C, según el número de elementos generados por el cambio del tamaño de elemento, visto en la figura anterior.

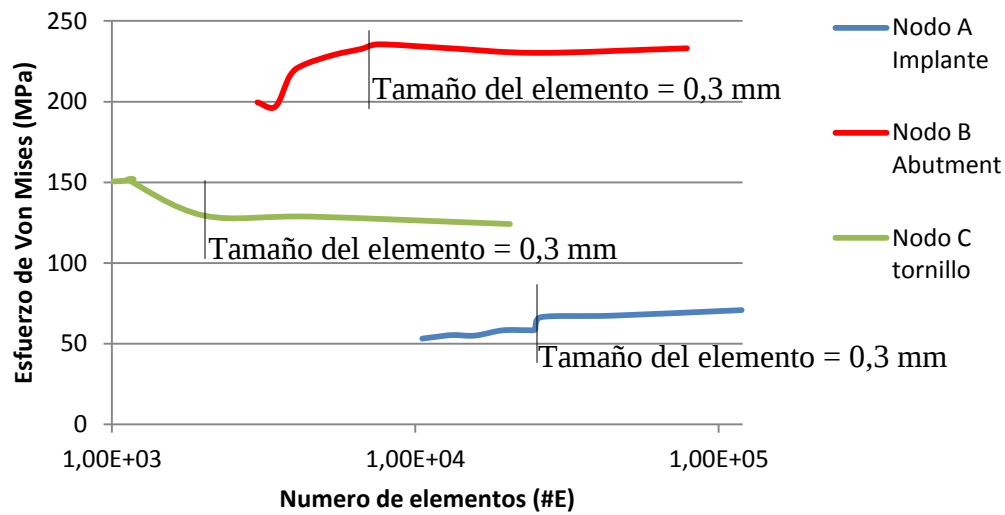


Figura 5.7 Convergencia del Esfuerzo Máximo Equivalente de Von Mises en el sistema implantológico, en función del número de elementos.

Se puede observar en la figura anterior que cada una de las curvas posee un comportamiento asintótico cuando el número de elementos se incrementa. La relación existente entre el tamaño y el número de elementos es inversamente proporcional, entonces se puede decir que cuando el tamaño del elemento es menor, mayor será la cantidad de elementos en el modelo. Debido a lo anterior y según lo visto en las figuras 5.6 y 5.7, se puede decir que el tamaño del elemento mínimo adecuado para la discretización del modelo y para la convergencia de los resultados, es de valor igual a 0,3 mm y por razones de análisis y estudio, fue utilizado este tamaño de elemento en todo el sistema implantológico. Se utilizó, para el cilindro de aplicación de carga y el hueso mandibular, un tamaño de elemento igual a 1.5 mm, debido a que no son el objeto principal del estudio en esta investigación y el cambio del tamaño de los elementos no afecta en la convergencia de los resultados del sistema.

Discretización geométrica

El implante dental, el aditamento protésico, el tornillo, el cilindro y la sección mandibular, fueron discretizados con elementos tetraédricos de diez nodos, empleando la herramienta **ANSYS** ®. Para el cilindro que recibe la fuerza fluctuante, se tienen 13639 elementos. Para la sección mandibular, 13624 elementos para el hueso cortical y 33493 elementos para el trabeculado. El aditamento protésico requirió de 12875 elementos, mientras que el tornillo de unión tiene un total de 2014 elementos y 25910 para el implante, dando un resultado general de 101555 elementos. Tanto para el análisis elástico lineal como para el apartado del medio poroso, se usó el tetraedro de 10 nodos, de tres grados de libertad. En la figura 5.8 se puede ver la geometría del elemento y el modelo (sistema implantológico y sección de mandíbula) completamente mallado.

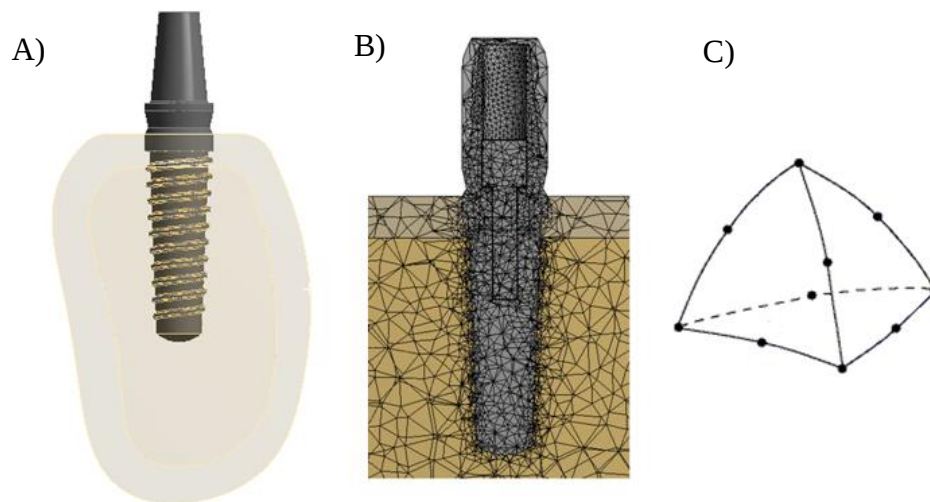


Figura 5.8 A) Ensamblaje del sistema dental con el hueso mandibular B) Corte del modelo implantológico y hueso mandibular discretizados C) Geometría del tipo de elemento utilizado.

5.2.2 Sensibilidad del incremento de tiempo

Considerando que no existen condiciones de contorno dinámicas que impliquen cambios en términos no lineales de la ecuación elástica; y que la única dependencia del tiempo es entorno a la fuerza aplicada, solo se requiere examinar la convergencia de los resultados ante los incrementos de tiempo. Para verificar lo anterior, se hizo un análisis en distintos puntos de las zonas críticas anteriormente mencionadas, evaluando los esfuerzos en función de los incrementos del tiempo, como se puede apreciar en la tabla 5.2.

Tabla 5.2 Esfuerzo de Von Mises en los puntos ubicados en las zonas críticas, variando los Δt

Δt (s)	Esf Max VM (a) (MPa)	Esf. Max VM (b) (MPa)	Esf. Max VM (c) (MPa)	Esf. Max VM (d) (MPa)
0,05	256,3	75,012	329,29	25,12
0,1	255,95	75,04	329,2	25,18
0,2	256,25	75,11	329,3	24,52
0,3	256,54	76,02	329,15	25,53
0,4	256,19	75,76	329,16	25,43
0,5	256,16	75,76	329,16	25,43
0,6	256,2	75,76	329,16	25,43
0,7	256,19	75,76	329,16	25,43
0,8	256,19	75,76	329,16	25,43
0,9	256,48	75,85	329,26	24,78
1	256,19	75,77	329,16	25,44
1,5	256,16	75,76	329,22	25,43

Se tomó 2 períodos de la fuerza aplicada (Ver figura 5.9), con un Δt igual a 0,05 segundos, debido a que es equivalente analizar el comportamiento del dispositivo en instantes cortos de tiempo, que en periodos largos de aplicación de la fuerza.

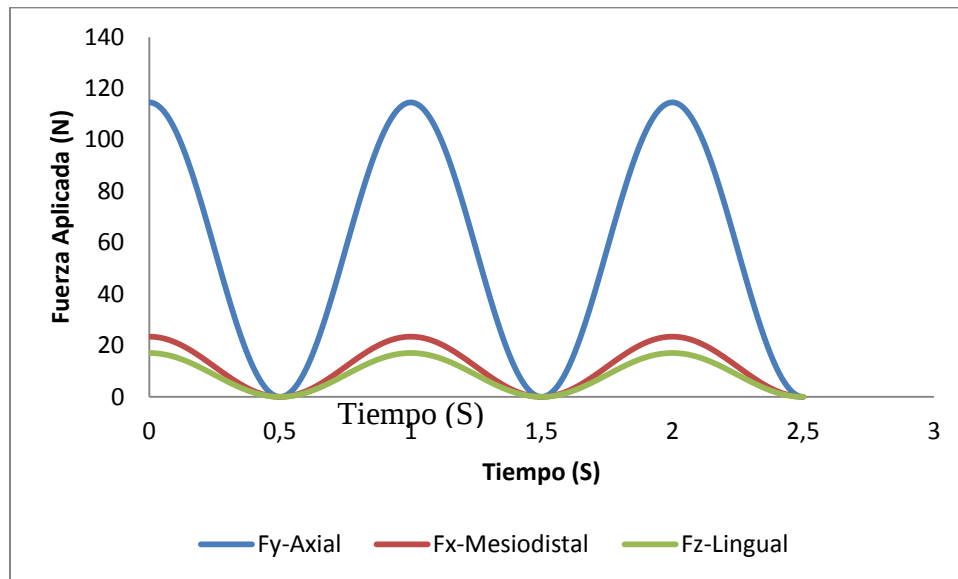


Figura 5.9 Carga en función del tiempo en dos periodos. (Kayabasi et al; 2006)

5.3 Análisis elástico lineal

5.3.1 Estudio de fatiga en el sistema implantológico.

Los implantes dentales al ser sometidos a cargas dependientes del tiempo, podrían presentar fallas y ocasionar fracaso en el tratamiento implantológico (Kayabasi et al; 2006). Estudios previos en el INABIO estiman que los sistemas de implantes dentales, no fallan al someterlos a sollicitaciones estática, sin embargo los resultados obtenidos hacen concluir que con el tiempo esa misma carga crítica podría hacer fracasar el tratamiento. Es por ello que se realizaron simulaciones de fatiga, según la norma ISO 14801:2007, llevadas a cabo hasta que los elementos del sistema alcanzaran el límite mínimo permisible para un alto número de ciclos (5×10^6 ciclos), con una carga unidireccional de 150 N, 300 N, 400 N y 500 N. La tabla 5.3 muestra las condiciones y los resultados de la fatiga en el modelo propuesto en esta investigación, siguiendo el mismo patrón de análisis empleado por Hyung-Seop Han et al (2009), con el fin de comparar y validar los resultados de las simulaciones.

Tabla 5.3 Condiciones y resultados de la fatiga del modelo propuesto

Fuerza Max. (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (Ciclos)	IMPLANTE INABIO
500	14	0	
400	14	33413	
300	14	395021	
200	14	5×10^6	
150	14	5×10^6	

La tabla anterior expresa los resultados de la vida (en ciclos) del modelo propuesto para el rango de fuerzas establecido, según la norma ISO 14801, entre 150 y 500 N. Se hizo el montaje en el programa simulador, como se mostró en la figura 3.7 del capítulo 3, imponiendo sobre el sistema la carga máxima y mínima con una frecuencia igual a 14 Hz, siguiendo así el patrón de análisis establecido por Hyung-Seop Han et al (2009). Se puede ver en la tabla 5.3 que para fuerzas mayores o iguales a 500 N, el dispositivo puede fallar por fractura, consecuencia desfavorable para el tratamiento implantológico; y para fuerzas menores a 200 N, tiene una vida útil para ciclos mayores e iguales a 5×10^6 .

Debido a las condiciones y restricciones a las cuales está sometido el sistema, siguiendo la norma ISO, los resultados arrojan que los primeros elementos que fallan en el tratamiento, es el implante dental y el tornillo de unión. En la figura 5.10, se muestra la zona de falla en el implante cuando el sistema es sometido a fatiga, según la norma ISO, en el programa computacional ANSYS Workbench. Es importante resaltar que las condiciones de contactos entre los elementos del sistema están “bonded” o unidos, para todos los apartados de esta investigación.

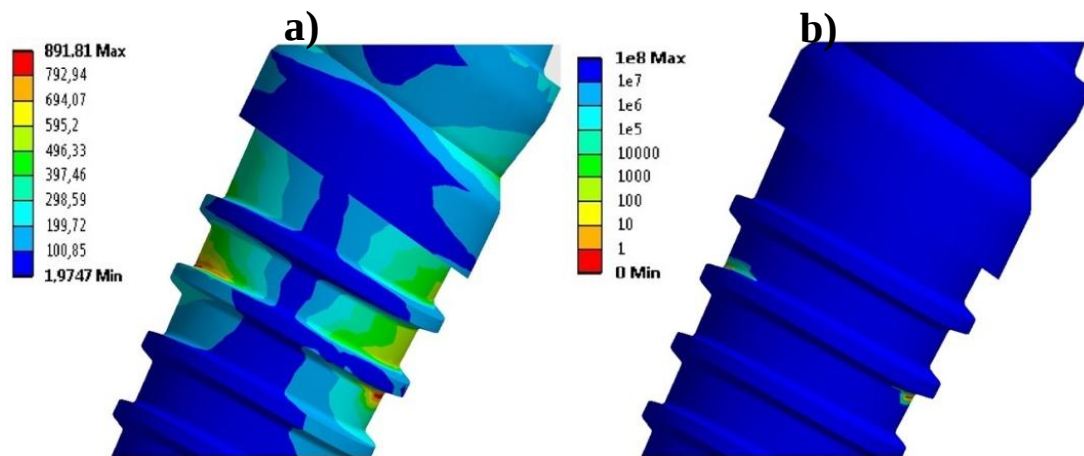


Figura 5.10 Zona crítica de falla en el implante con una carga de 500 N. a) Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa. b) Vida, en ciclos, del dispositivo.

Comparando la figura 3.9b) del capítulo 3 se muestra la zona donde un diseño de implante fracasó por fractura, al realizar el ensayo de fatiga, siendo semejante a lo ocurrido en el modelo propuesto de esta investigación, aplicando herramientas computacionales (ver figura 5.10). A continuación, la figura 5.11 expresa la comparación entre el dispositivo BAM, explicado en el capítulo 1, y el modelo propuesto en el INABIO.

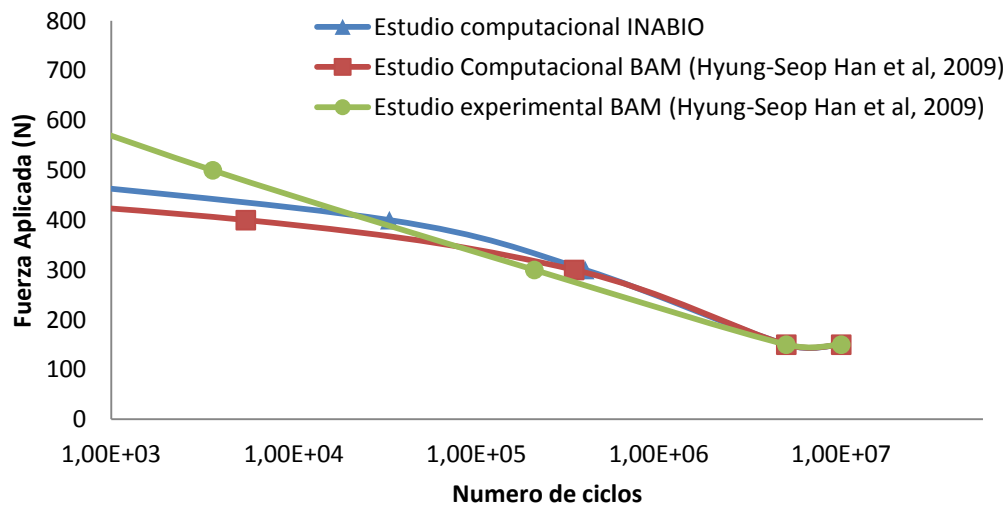


Figura 5.11 Resultados y comparación entre el sistema propuesto en el INABIO y el dispositivo BAM, aproximando los datos a una curva de tendencia.

En la figura anterior se encuentran expresados los resultados del dispositivo “BAM” y el sistema implantológico diseñado en el INABIO, destacando la similitud entre los datos experimentales y numéricos que hacen posible estimar el comportamiento que tendrá el modelo propuesto, ante ensayos experimentales a fatiga. Además se puede ver, en el diagrama, que el sistema estudiado en esta investigación garantiza un mínimo de vida útil de 5×10^6 ciclos para cargas menores a 200 N. Asimismo se puede acotar que la curva del sistema implantológico propuesto, tiene un mejor desempeño para solicitaciones más críticas que las soportadas por el estudio numérico del sistema BAM, dando pie a afirmar que responde a los requerimientos clínicos y a los requisitos establecido por las normas internacionales. Este análisis es posible dado a que los modelos implantológicos presentan similitudes en sus dimensiones, haciendo posible la comparación en ambos sistemas.

Con lo afirmado anteriormente, se puede estimar un diagrama de esfuerzos máximos, presentes en la zona crítica (figura 5.10), en función del número de ciclos (ver figura 5.12), y así poder analizar la respuesta del dispositivo cuando a éste se le imponen cargas masticatorias o fisiológicas. Esto con el fin de estimar el tiempo de vida útil del sistema, cuando está en uso por el paciente.

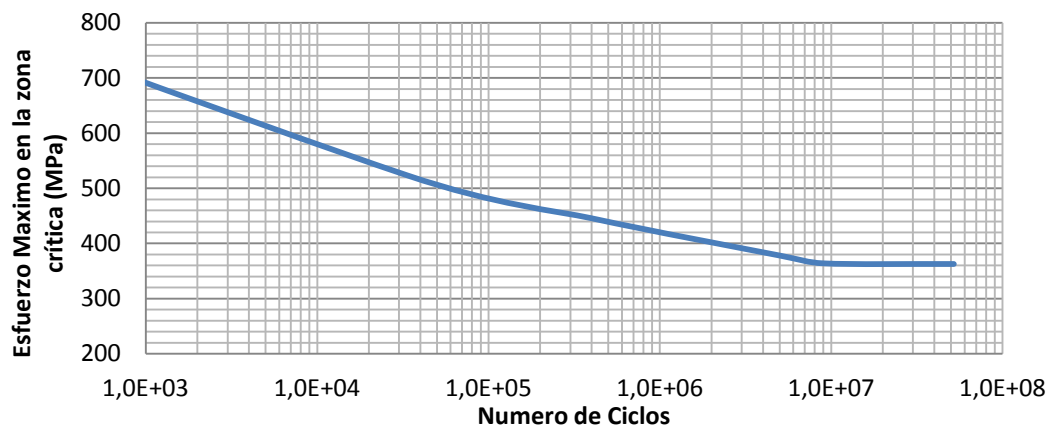


Figura 5.12 Diagrama del esfuerzo máximo presente en la zona crítica del dispositivo implantológico propuesto, en función del número de ciclos. (ANSYS)

5.3.2 Respuesta del sistema ante cargas fisiológicas

Se realizaron los análisis del diseño con las cargas funcionales, en el software ANSYS, ya que se quiere estudiar la respuesta del sistema ante sollicitaciones aproximadas a la realidad. Se simuló un modelo aproximado de tejido óseo mandibular (elástico lineal, isótropo y homogéneo), compuesto por una sección de hueso cortical y trabecular; donde se estudió el comportamiento del modelo propuesto. El sistema fue sometido a cargas dependientes del tiempo, en las direcciones: axial, lingual y mesiodistal, con un comportamiento sinusoidal de 1 ciclo por segundo (1 Hz), siendo el historial de la carga dinámica, sobre el sistema implantológico, como se mostró en la figura 5.9 (Kayabasy et al; 2006). En otro orden de ideas, es importante destacar que dada la característica milimétrica de la geometría al momento de discretizar el tornillo de unión, se simplificó la parte roscada, mas se añadió una condición de apriete en el tornillo de 0,01 mm, aplicado en la parte superior del mismo, para emular el comportamiento que experimenta el tornillo a la hora de presentar un apriete en el sistema. (Garitaonandia et al; 2010)

Para obtener la distribución de esfuerzos en el dispositivo dental, se sometió el mismo, a las cargas masticatorias que se aplicaron en la parte superior de un cilindro que se acopló al pilar protésico con el fin de distribuir la fuerza en todo el sistema, las cuales tienen un valor de magnitud de 114,6 N, 23,4 N y 17,1 N en las direcciones axial (Y), mesiodistal (X) y lingual (Z) respectivamente. La figura 5.13 muestra el lugar de aplicación de las cargas en el cilindro que puede ser comparable con una restauración o corona protésica.

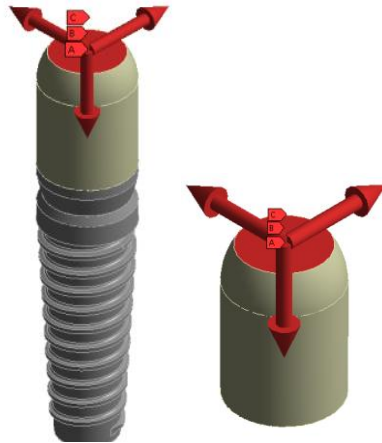


Figura 5.13 Magnitud, dirección y sentido de la carga impuesta sobre el cilindro.

En la superficie de los cortes transversales de la mandíbula, se restringió su desplazamientos en los ejes X, Y y Z, semejante a un empotramiento en ambos lados. (Figura 5.14)

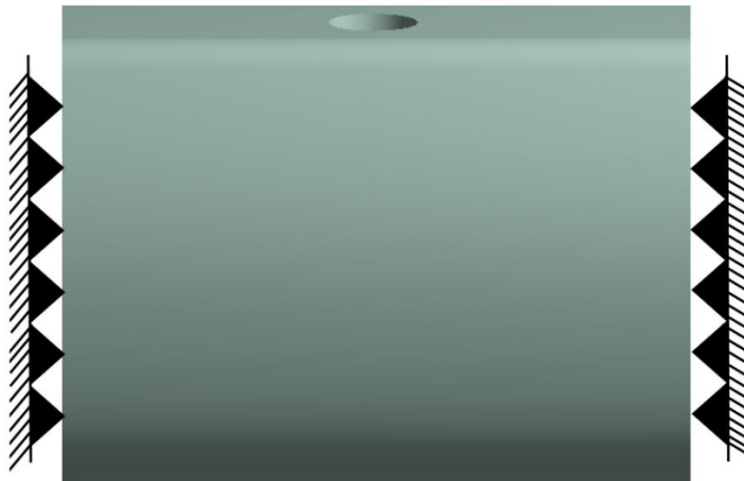


Figura 5.14Desplazamiento cero en las caras laterales del hueso $U_x=U_y=U_z=0$

Caracterización del modelo elástico lineal

Un punto importante en el desarrollo del análisis modelo del sistema dental implantar, es lo relacionado con la asignación de propiedades mecánicas de los materiales involucrados, como la aleación de titanio del implante, pilar y tornillo y el

hueso mandibular. Las propiedades asignadas a los modelos se expusieron en el capítulo 2 y 3, respectivamente en las tablas 2.2, 2.3 y 3.3.

En primera instancia, al analizar los resultados del campo de esfuerzo en los puntos máximos de la carga masticatoria impuesta, se pudo observar que los valores no excedieron el límite de la fluencia del material, tanto para la aleación de titanio (Ti-6Al-4V) como para el hueso receptor (Trabeculado y cortical). En la figura 5.15, se muestra los valores máximos de los esfuerzos alcanzados en el aditamento protésico.

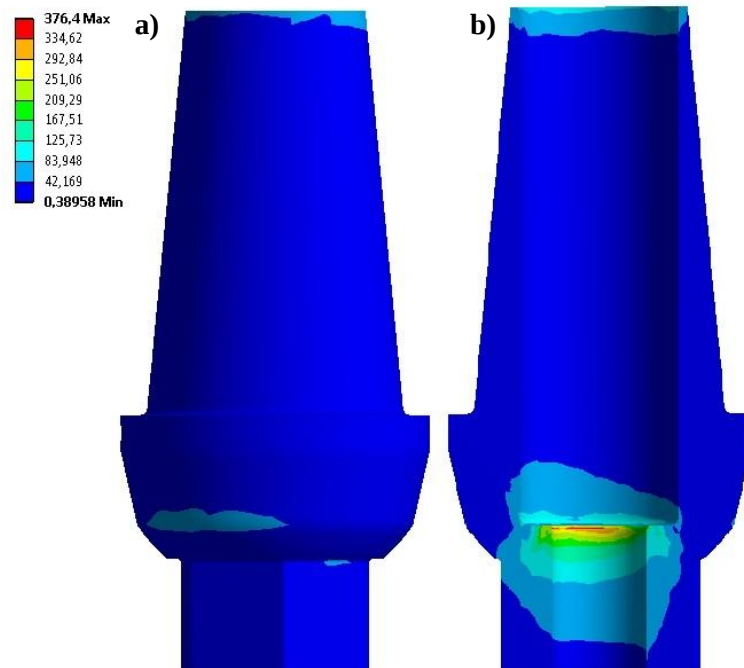


Figura 5.15 Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa a) Aditamento-pilar recto protésico, b) Corte transversal en el aditamento.

Se puede ver en la figura 5.15b, que el máximo esfuerzo de Von Mises, se encuentra en la zona del contacto entre el tornillo de unión y el propio pilar protésico, con un valor de 376,4 MPa, dando a entender que es una zona concentradora de esfuerzo. Sin embargo no sobrepasa el límite permisible o esfuerzo de fluencia de la

aleación de titanio ($S_y = 880$ MPa). En el caso del implante dental, se puede apreciar que están distribuidos los esfuerzos en todo el cuerpo del implante, estableciéndose, el máximo valor del esfuerzo de Von Mises, en la parte superior del mismo, como se muestra en la figura 5.16a

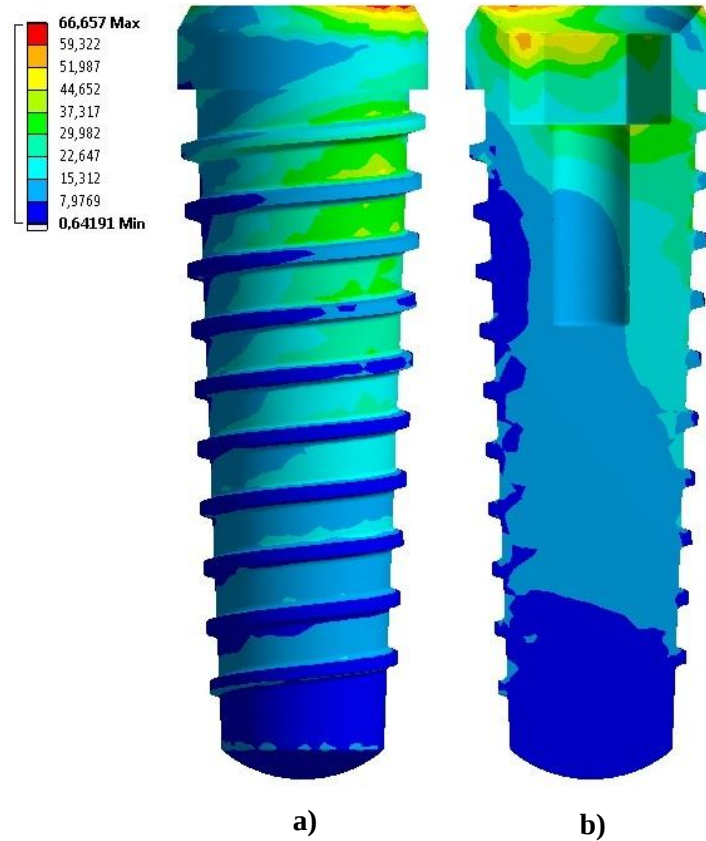


Figura 5.16 Distribución de esfuerzos de Von Mises en MPa a) Implante dental, b) Corte transversal en el implante

Como se puede ver en la figura anterior, el máximo esfuerzo alcanzado es de 66,66 MPa. Si se compara la magnitud del esfuerzo de Von Mises con otros estudios realizados en el área, se puede afirmar que el implante diseñado resiste cargas críticas a diferencia de otros modelos de casas comerciales. La tabla 5.4 muestra la comparación entre un diseño de un implante de casa comercial y el modelo propuesto en esta investigación. Ambos reciben el mismo sistema de carga descritas anteriormente.

Tabla 5.4 Comparación entre el implante dental INABIO y el implante dental marca Straumann

	Esf. Max. Von Mises	REFERENCIA
INABIO	66,657 MPa	
Straumann	177,476 MPa	Kayabasi, et al (2006)

Luego de analizar el implante endoóseo, se procede a estudiar el comportamiento del tornillo de unión bajo la acción de las cargas dinámicas. Se puede ver en la figura 5.17 que el tornillo presenta su mayor esfuerzo en la parte inferior de la cabeza del mismo, siendo esta una zona crítica y propensa a fallas. Investigaciones en sistemas de implantes endoóseos, validan que el tornillo de unión es el primer elemento del sistema implantológico que falla por fractura, en la zona inferior de la cabeza del tornillo (Iglesia et al; 2001).

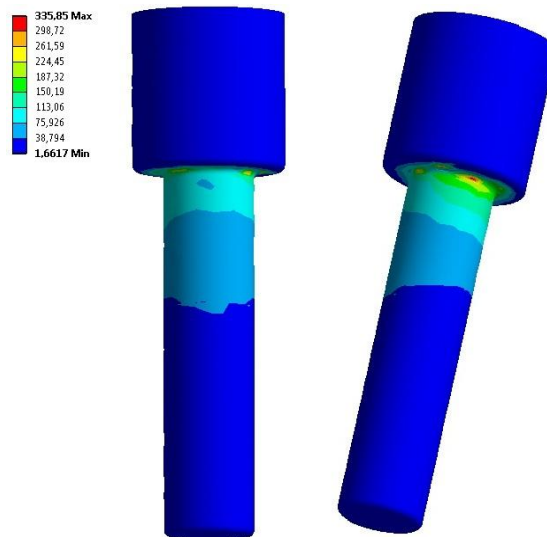


Figura 5.17 Distribución de esfuerzos de Von Mises en el tornillo de unión en MPa

La figura anterior muestra la distribución de esfuerzos en el cuerpo del tornillo, con un esfuerzo máximo total de 335, 85 MPa, acercándose al primero que posee el esfuerzo más alto del sistema que es el aditamento. A pesar de que el pilar protésico sea el elemento con mayor esfuerzo, por lo que se pudo ver anteriormente

en la figura 5.15, este no es propenso a fallar como el tornillo de unión que podría fracturarse por la aplicación de carga, ya que es el dispositivo más débil del sistema.

Como ya se mencionó, el tejido óseo no es el objeto principal de estudio en esta investigación, no obstante es importante determinar si la transmisión de la fuerza a través del dispositivo implantológico, podría afectar de forma desfavorable al entorno que lo contiene. En la figura 5.18 y 5.19, se pueden ver el campo de esfuerzo presente en el hueso cortical y trabecular respectivamente

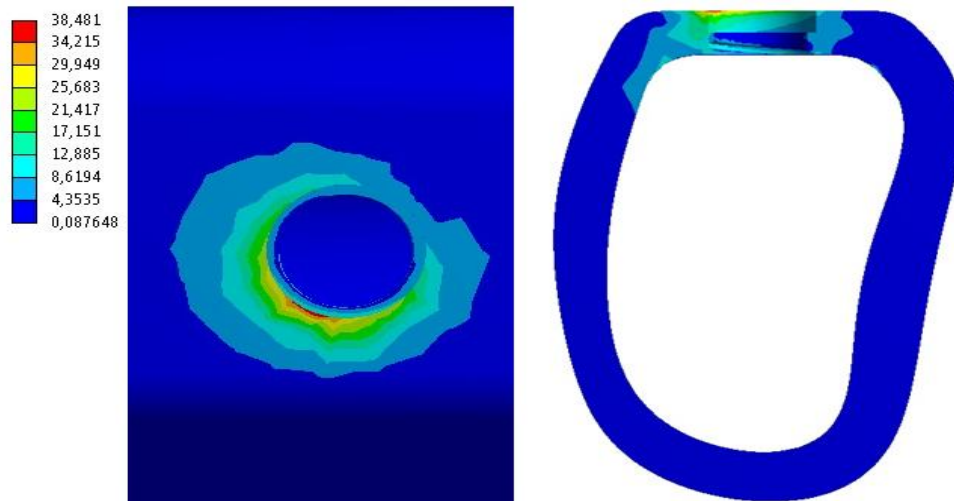


Figura 5.18 Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso cortical en MPa

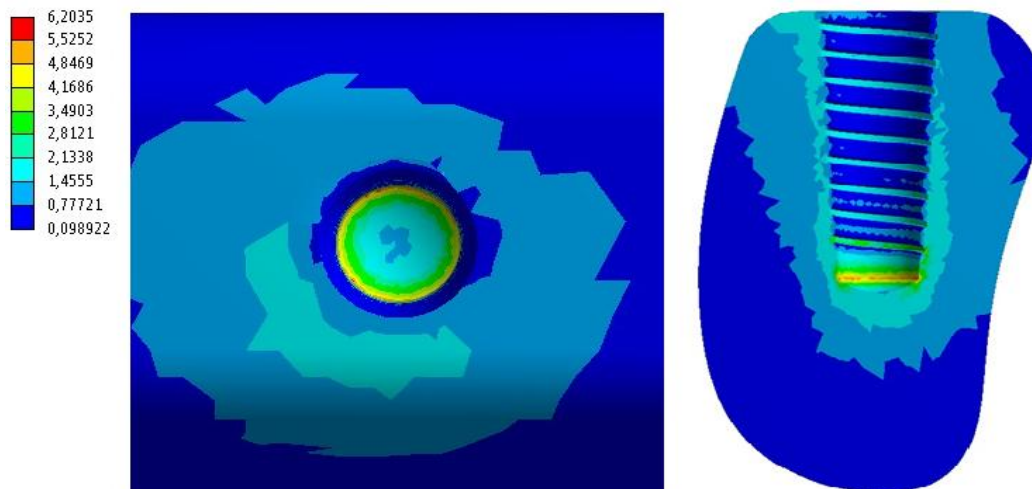


Figura 5.19 Distribución de esfuerzos de Von Mises en el hueso trabeculado en MPa

En la figura 5.18 se aprecia que el hueso cortical experimenta un esfuerzo máximo de 38,48 MPa, el cual no sobrepasa su límite permisible, asumiendo un comportamiento totalmente elástico lineal. Asimismo en la figura 5.19 se puede ver que el hueso trabeculado presenta un estado de esfuerzo menor que la capa cortical, con un valor de 6,2 MPa, siendo este el menos afectado por la aplicación de la fuerza en el sistema. Si se compara el comportamiento de las dos capas de tejido óseo, se puede apreciar que el hueso compacto (Cortical) absorbe mayor cantidad de carga, siendo este propenso a fallar y por ende a reabsorberse al aumentar la sollicitación en el sistema.

A sabiendas que el implante dental tiene un diagrama de esfuerzo-número de ciclos, visto en la figura 5.12, se puede estimar el mínimo tiempo de vida útil del dispositivo cuando este es instalado en el paciente con pérdida dentaria. Al analizar el esfuerzo máximo en el tornillo de unión, siendo 335,85 MPa, este responde al mínimo requisito establecido en la norma ISO de 5×10^6 ciclos, que es aproximadamente mayor o igual a 5 años de vida útil. Lo anterior es afirmado por la suposición de que una persona tiene 3 episodios de comida al día (desayuno, almuerzo y cena) por un periodo promedio de 15 min por episodio. Si partimos de la premisa que la carga es de (1 Hz) o 60 ciclos por minuto, el dispositivo protésico será sometido 2700 veces a la carga fisiológica. Al año son aproximadamente 1×10^6 ciclos.

Si bien es cierto que la carga utilizada para el análisis de fatiga (frecuencia igual a 14Hz) es diferente a la aplicada en el estudio elástico lineal (1Hz – frecuencia fisiológica de masticación) y el campo de deformaciones generados en cada caso son distintos, decidimos comparar el valor obtenido del estudio elástico lineal de carga masticatoria, con la curva de fatiga y obtener el tiempo de vida estimado del dispositivo, debido a que no hay términos no lineales que afecten la ecuación elástica, es decir, la frecuencia no es un factor modificador de los resultados obtenidos ya que

la dependencia del tiempo radica en la fuerza y no en los términos de velocidad o aceleración.

Luego de haber analizado y discutido los resultados obtenidos en el apartado elástico lineal, es necesario conocer la influencia que tiene el entorno en el sistema implantológico dental, ya que este es un medio poroso donde fluyen fluidos, que pueden generar cambios en la estructura o cuerpo del dispositivo implantar.

5.3.3 Sistema implantológico en un Medio Poroso

El gradiente de presiones que genera el flujo de fluidos atravesando un material poroso, como el hueso, ocasiona en un dispositivo, cambios en el campo de esfuerzos y deformaciones obtenidos en el apartado anterior. Al aplicar la formulación de Biot, se evita lidiar con teorías para medios porosos más complejas y con la evaluación de parámetros que no es objetivo de este trabajo. Para comprender el efecto que un medio poroso puede hacer sobre un dominio de interés, se validó un problema de consolidación alrededor de una pila de concreto. Este análisis hace posible entender la respuesta mecánica que tiene un dispositivo inmerso en un material con comportamiento poroelástico lineal.

Consolidación alrededor de una pila de concreto saturada

Para el montaje de un medio poroso se realizó un ejemplo de consolidación alrededor de una pila permeable axisimétrica, sometida a una carga axial compresiva de 5.903 lbf/ft². La pila cilíndrica tiene una longitud (L) de 30 pies y diámetro (D) de 2 pies (figura 5.20a). Para efectos comparativos, se plantea un segundo modelo que describe una pila con secciones transversales de diámetro variable de acuerdo con las siguientes relaciones $L/D = 15$ y $Db/D = 2$ (figura 5.20b). En ambos casos, la pila porosa se asume completamente saturada, mientras que el entorno, como medio

poroso, se asume uniforme e isótropo, siguiendo las siguientes propiedades poroelásticas en la tabla 5.5:

Tabla 5.5 Parámetros poroelásticos para la simulación de la consolidación de la pila. Siendo la permeabilidad la siguiente relación: $\kappa = k/\gamma_w$. (González et al; 2008)

Región	E	ν	ν_u	B	k	γ_w
Pila	3×10^6	0.3	0.41	0.45	1×10^{-7} in	0.036 lb
Entorno	15×10^3	0.2	0.5	1.0	8×10^{-8} in	0.036 lb

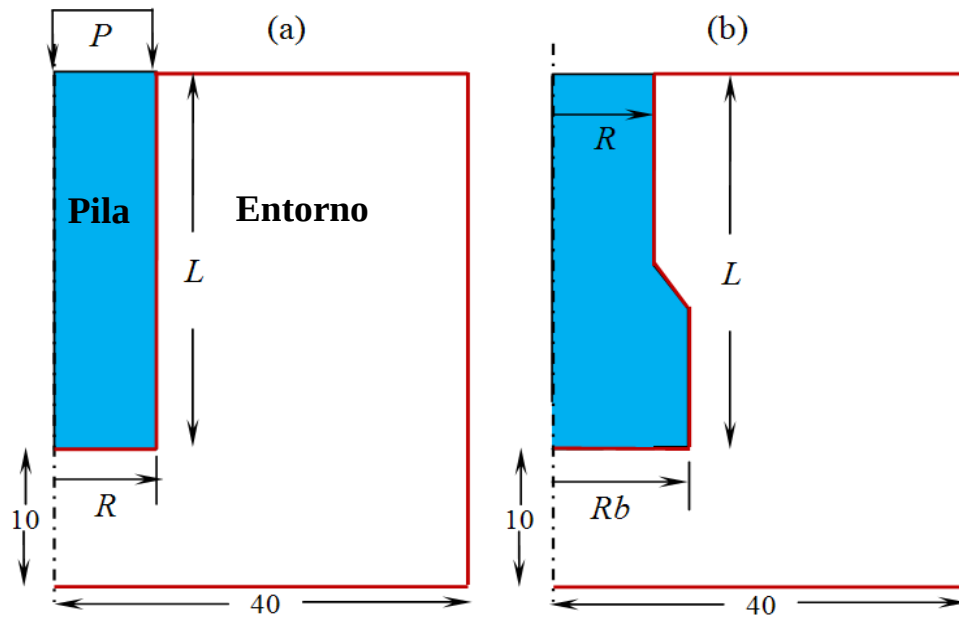


Figura 5.20 Consolidación alrededor de la pila axisimétrica de concreto: (a) pila cilíndrica completamente recta, (b) pila cilíndrica escareada en el fondo. (González et al; 2008)

Este problema mostrado en el ejemplo, es de interés para estudiar las reacciones en la interface de la pila de concreto que involucra la acción de las tensiones de corte que pueden influenciar la estabilidad de la misma en el entorno o medio poroso. Vale acotar que este ejemplo se modeló, para comparar los resultados obtenidos con el Método de los Elementos Finitos (utilizado para esta tesis), con

diferentes criterios de estudio hechos en la pila de concreto. En la figura 5.21 y 5.22, se encuentra los resultados que se obtuvieron para el ejemplo de consolidación, tanto para la pila recta como para la pila escareada.

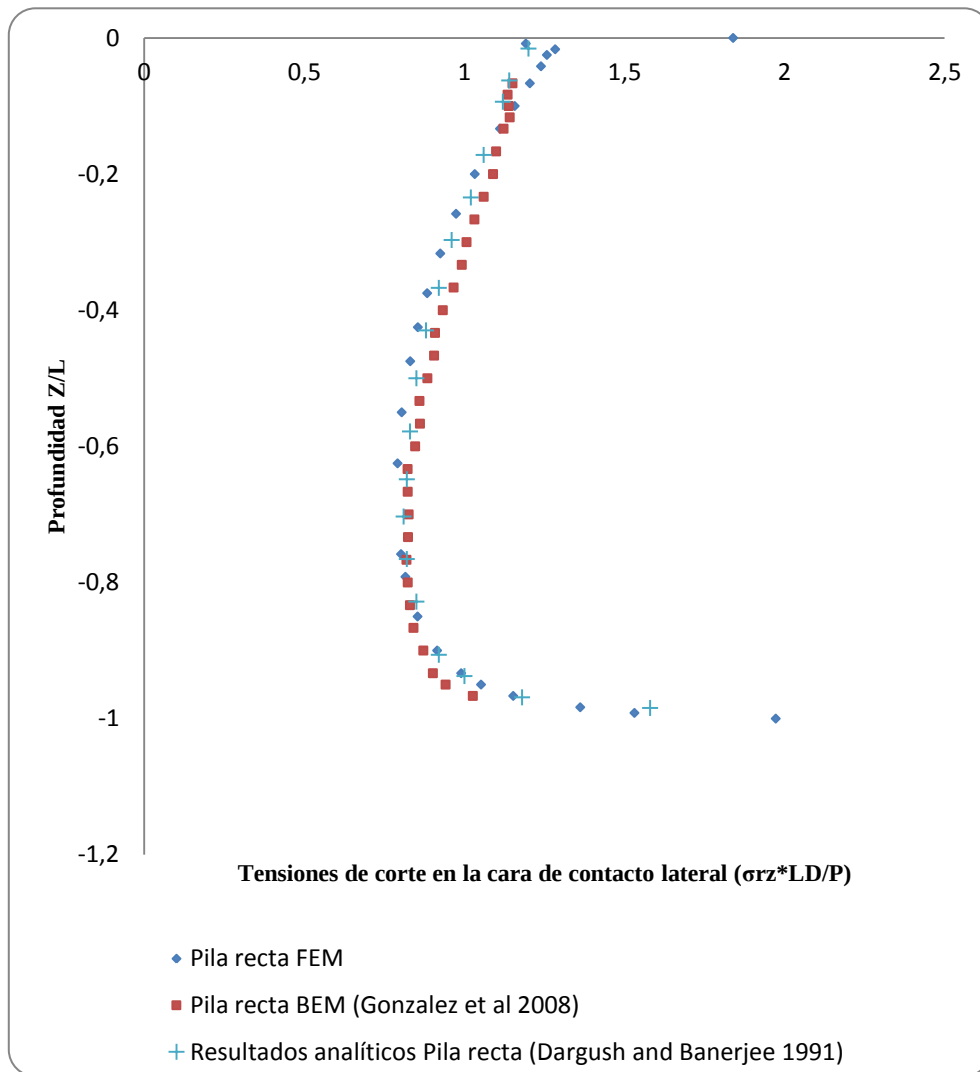


Figura 5.21 Consolidación alrededor de una pila axisimétrica de concreto recta: tensiones de corte obtenidas mediante el Método de Elemento Finitos

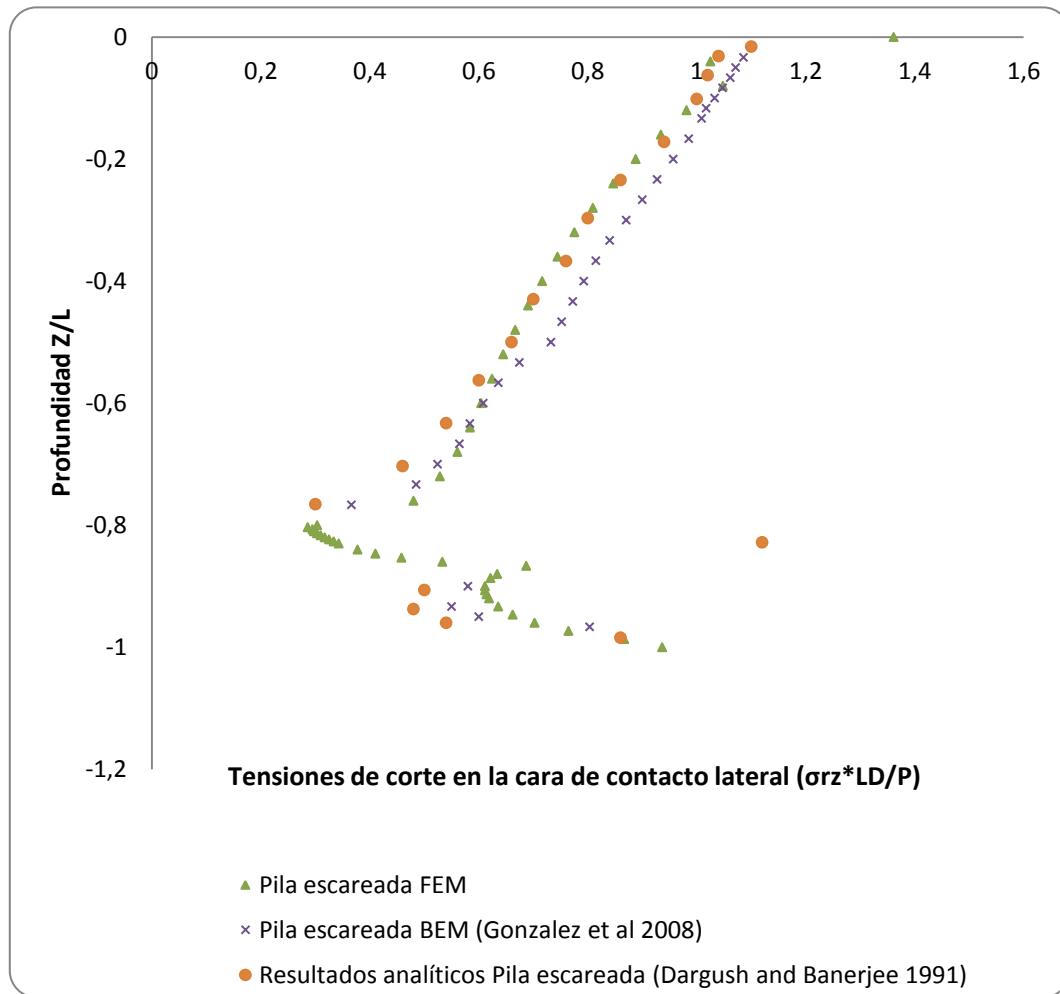


Figura 5.22 Consolidación alrededor de una pila axisimétrica de concreto escareada: tensiones de corte obtenidas mediante el Método de Elemento Finitos

Las figuras 5.21 y 5.22, muestran el comportamiento de una pila de concreto cuando a esta se le impone una carga axial, donde las tensiones de corte en la interface entre el entorno y la cara externa de la pila, decrecen mientras aumenta la profundidad, no obstante, cuando la profundidad se acerca a la longitud total de la pila, aumentan considerablemente la tensión de corte en la parte inferior.

Si bien es cierto que el ejemplo anterior es una pila de concreto, se puede utilizar las mismas metodologías para el análisis computacional, y comparar el análisis realizado para el sistema implantológico propuesto en esta investigación. Cambiando los nuevos parámetros de la misma manera se realizaron simulaciones considerando el tejido óseo como un medio poroso y saturado. Para este caso se aplicaron las cargas pulsantes en los tres ejes coordenados, en la parte superior del cilindro como se muestra en la figura 5.9, con iguales magnitudes, direcciones y sentidos, como se realizó en el apartado elástico lineal. Las restricciones de desplazamiento o empotramiento en los cortes transversales de la mandíbula no cambian, mas al considerar poroelasticidad, se debe incluir una nueva restricción. La presión de poro en el medio, es la condición de contorno mínima necesaria para establecer un análisis poroelástico, desde un punto de vista macro. Según la hipótesis de Boccaccio et al (2008), la mandíbula, como se explica en el Capítulo 2, en su exterior la compone una membrana vascularizada que nutre al hueso, llamada periostio. Esta no permite el flujo de fluido a través de la periferia de la mandíbula debido al sistema de venas, nervios y arterias que irrigan constantemente la mandíbula. Es por ello que se asume la condición de presión de poro cero en la periferia del modelo de mandíbula. Como se muestra en la figura 5.23, se supone que la periferia no permite la entrada y salida de fluido a través de la superficie.

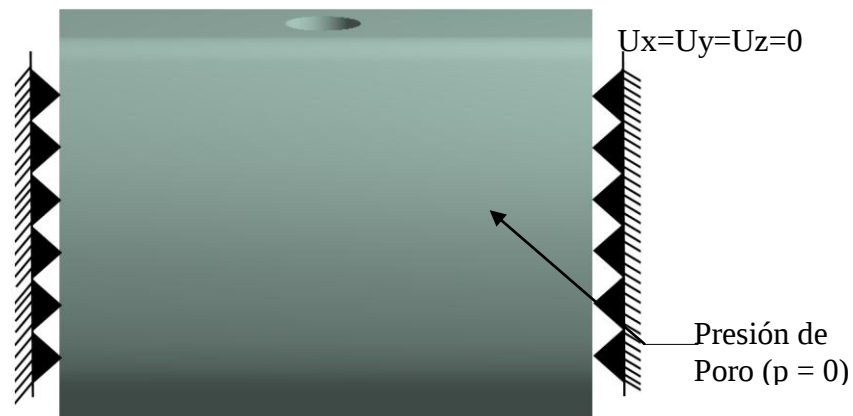


Figura 5.23 Restricciones para el medio poroso: $p=U_x=U_y=U_z=0$

Caracterización del modelo en medio poroso

Las propiedades del implante y sus componentes fueron semejantes a los utilizados en el apartado elástico lineal, sin embargo el hueso posee, en la condición de medio poroso, las siguientes propiedades que se observan en las tablas 5.6 y 5.7.

Tabla 5.6 Propiedades mecánicas del hueso trabecular considerado para el estudio poroelástico.

Propiedades Mecánicas del Hueso Trabecular		
<i>Propiedades (MPa)</i>	<i>Valor</i>	<i>Referencia</i>
Modulo de elasticidad (E)	1800	McNamara et al; (2005)
Resistencia a la fluencia (Sy)	130	"
Coeficiente de Poisson (ν)	0.3	"
Permeabilidad hidráulica (κ)	$1,47 \times 10^{-17}$	"
Coeficiente de Skempton (B)	0,98	"

Tabla 5.7 Propiedades mecánicas del hueso Cortical, considerado para el estudio poroelástico.

Propiedades Mecánicas del Hueso Cortical		
<i>Propiedades (MPa)</i>	<i>Valor</i>	<i>Referencia</i>
Modulo de elasticidad (E)	20000	González et al; (2008)
Resistencia a la fluencia (Sy)	130	"
Coeficiente de Poisson (ν)	0.3	"
Permeabilidad hidráulica (κ)	1×10^{-17}	"
Coeficiente de Skempton (B)	0,98	"

Según los resultados, aumenta el campo de esfuerzo del dispositivo asumiendo un comportamiento poroelástico lineal en el hueso, tanto para el implante como para el aditamento protésico, cumpliéndose la premisa supuesta que la respuesta mecánica del dispositivo es alterado por el entorno poroso. La tabla 5.8

muestra los resultados que se obtuvieron tanto para el aditamento protésico como para el implante endoóseo, cuando la carga alcanza su máximo valor.

Tabla 5.8 Resultados de los esfuerzos máximos de Von Mises, presentes en el aditamento protésico y en el implante, en presencia de un entorno con comportamiento elástico lineal y poroelástico lineal

Elemento del sistema	Esfuerzo Max. de Von Mises
Aditamento (Medio elástico)	376,4 MPa
Aditamento (Medio Poroelástico)	457,68 MPa
Implante (Medio elástico)	66,66 MPa
Implante (Medio Poroelástico)	83,28 MPa

Luego de mostrar la variación ocurrida tanto para el pilar como para el implante dental, en la figura 5.24 se puede ver la distribución esfuerzo en el tornillo de unión, la cual es muy semejante a lo ocurrido en el apartado elástico. Al igual que los demás elementos involucrados en el estudio, se puede ver un aumento considerable en el campo de esfuerzos del sistema, al asumir un comportamiento poroelástico en el hueso mandibular. Además en la tabla 5.9, se evidencia la variación que experimenta el tornillo de unión tanto para el apartado elástico lineal como para el entorno poroso.

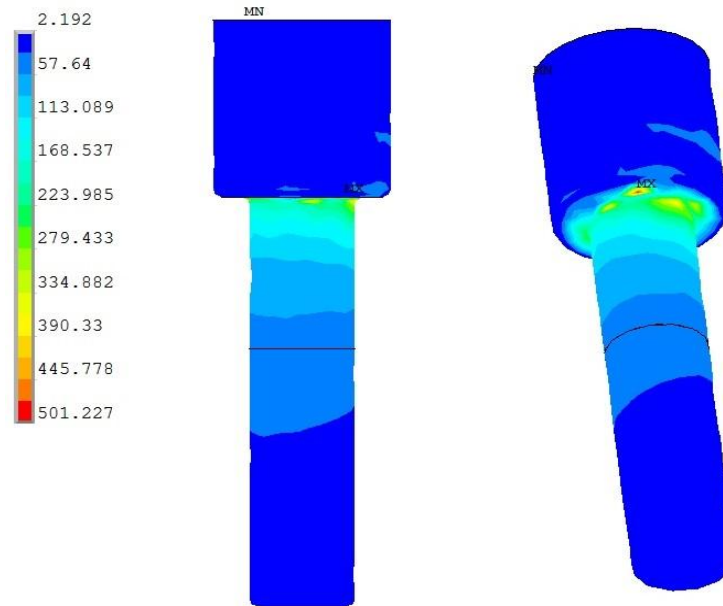


Figura 5.24 Esfuerzo Máximo de Von Mises presente en el Implante dental expresado en MPa en el medio poroso

Tabla 5.9 Comparación de los valores de esfuerzo de Von Mises, presentes en el tornillo de unión, en un entorno elástico lineal y en un medio poroso

Tornillo de unión	Esfuerzo Max. de Von Mises
Medio elástico	335,85 MPa
Medio Poroelástico	501,227 MPa

Analizando los resultados obtenidos anteriormente, tanto para el apartado elástico como poroelástico lineal, se puede ver que la presión de poro, generada por el flujo de fluidos que se encuentra en el medio, tiene una influencia considerable en el dispositivo implantológico, ya que aumenta el esfuerzo y la probabilidad de falla en el tiempo con una carga fluctuante. En un mismo sentido, se estima que el tiempo de vida útil del sistema, asumiendo un medio poroso, se reduce notablemente resultando la vida del dispositivo igual a 1 mes aproximadamente con la carga fisiológica impuesta. Esta última aseveración es realizada comparando el esfuerzo obtenido con el diagrama de esfuerzo-vida el implante mostrado en la figura 5.12 y validada por los

expertos en el área que afirman la posibilidad de fracaso en ese periodo de tiempo a causa de torque excesivo en el tornillo o mala instalación de los implantes. En el ámbito numérico esto puede ser debido a las condiciones de contorno establecidas en el dispositivo, como por ejemplo, el apriete de 0,01 mm en el tornillo.

5.3.4 Factor de seguridad en el sistema implantológico

Luego se estima el factor de seguridad del sistema implantológico con el criterio de Soderberg, explicado en el capítulo 3 de esta investigación, para determinar la confiabilidad que posee el modelo propuesto. En primera instancia se debe saber que la resistencia a la fatiga o S_e es aproximadamente igual a 360 MPa mientras que el esfuerzo de fluencia S_y es igual a 880 MPa. Para estimar el factor de seguridad del sistema, se procede a calcular el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio más crítico del sistema. Estas tensiones están determinadas por las ecuaciones 3.4 y 3.5, descritas en el capítulo 3:

Sistema implantológico

Resultados en Elasticidad lineal

$$\sigma_a = \sigma_m = \sigma_{max}/2 = 335,85 \text{ MPa}/2 = 167,93$$

Factor de seguridad

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{N} \rightarrow N = \frac{S_e S_y}{S_y \sigma_a + S_e \sigma_m} = 1,52$$

Resultados asumiendo medio poroso

$$\sigma_a = \sigma_m = \sigma_{max}/2 = 501,227 \text{ MPa}/2 = 250,61$$

Factor de seguridad

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{N} \rightarrow N = \frac{S_e S_y}{S_y \sigma_a + S_e \sigma_m} = 1,01$$

El factor de seguridad calculado es favorable debido a que su magnitud refiere que el primer componente a fallar (el tornillo de unión), podrá soportar de 1,5 a 1,01 veces el esfuerzo medio.

Según el estudio realizado por Kayabasy et al; (2009), quienes construyeron una gráfica de factor de seguridad en función de variaciones en el apriete del sistema, al aplicar un apriete de 0,01 mm, el factor de seguridad calculado fue de 1,5; muy semejante al obtenido para el sistema de implante propuesto en el INABIO.

Se puede ver en los resultados anteriores que la confiabilidad del dispositivo disminuye al asumir un medio poroso en el hueso circundante, ya que el factor de seguridad decrece de 1,52 a 1,01. Esto último no considera las parafunciones, patologías, pérdida de hueso de soporte, hábitos alimenticios que tenga el paciente, ya que cualquier cambio en las condiciones establecidas, podrían afectar considerablemente la vida del dispositivo debido a que los coeficientes de seguridad están muy ajustados a los valores límite del material.

5.4 Discusión de resultados.

Es importante resaltar que el Método de Elementos Finitos, depende de muchos factores que influyen en la estimación de los resultados como lo son las condiciones de contorno, las propiedades de los materiales, la definición de la interface hueso-implante y sobre todo, las idealizaciones hechas al modelo propuesto para simplificar el estudio, sin embargo se aproxima su análisis a condiciones o situaciones clínicas. El campo de esfuerzo y deformación presente en el sistema implantológico está determinado por el esfuerzo generalizado de Von Mises, que

agrupa los esfuerzos principales y de corte, para tener una idea global de la respuesta del dispositivo. En el apartado elástico lineal pudimos ver el estudio de fatiga, estimado por el patrón de análisis hecho por Hyung-Seop Han et al (2009), obteniendo así el comportamiento del dispositivo ante condiciones de montaje y de carga establecidas en la Norma ISO 14801:2007. Al comparar los modelos expuestos en esta investigación, se observó un mejor desempeño en el sistema propuesto por el INABIO, ya que la curva de Fuerza vs Numero de ciclos, está por encima del estudio numérico hecho por Hyung-Seop Han et al (2009), siendo favorable a la hora de recibir cargas funcionales en el orden de 100 a 450 N, como se puede apreciar en la figura 5.12.

Luego se evalúa la respuesta del dispositivo ante cargas masticatorias o dinámicas vistas en la figuras 5.9, para estimar el tiempo de vida útil del sistema, emulando condiciones o situaciones semejantes a las clínicas. Se obtuvo que el sistema pudiera tener, debido a las sollicitaciones impuestas, una mínima vida útil requerida de 5×10^6 ciclos (ISO 14801:2007), el cual es equivalente a 5 años o más. Según el punto de vista médico, se considera exitoso ese periodo de vida útil.

Sin embargo, la necesidad de indagar acerca de la respuesta del sistema se hizo latente cuando se tomó en cuenta la influencia del entorno que rodea al implante. Es por ello que se asumió la teoría de poroelasticidad lineal en la mandíbula, para estimar la respuesta del dispositivo, dando como resultado un aumento en el campo de esfuerzo y así una disminución de la vida útil del sistema a un 1 mes, atribuyendo el resultado a: condiciones de contorno y propiedades no adecuadas para el hueso mandibular. El especialista considera que este tiempo de duración del implante no es favorable para el paciente y ocurre por causa de sobrecarga o un apriete excesivo en los elementos de unión que componen el sistema.

Capítulo 6: Conclusiones y recomendaciones

6.1 Conclusiones

En este trabajo de investigación se evaluó un diseño de un sistema implantológico dental, elaborado en el INABIO, por medio del Método de Elementos Finitos. Para esto se modelaron por medio de programas computarizados el implante dental y sus elementos (aditamento y tornillo de unión), una sección mandibular. Este estudio permitió estimar el tiempo de vida del sistema implantológico cuando éste es sometido a cargas masticatorias dinámicas y bajo condiciones en el rango elástico lineal.

Una manera general de concluir es que:

- La relación entre la ingeniería y las prácticas odontológicas se profundiza a medida que las herramientas de la ingeniería respondan de forma más efectiva a los requerimientos de calidad y confiabilidad impuestos por el escenario clínico.
- El método de los elementos finitos (MEF) es una herramienta de gran utilidad para la simulación de dispositivos de transmisión de cargas como los implantes dentales endoóseos y prótesis clínicas. El MEF permite incluir complejas condiciones de carga, propiedades mecánicas y condiciones de borde.
- A medida que se perfeccionan las técnicas computacionales y los análisis del tejido óseo, en puntos de vista micro, los resultados de los estudios en la rama de la implantología se acercará más a los casos reales.

En relación a la simulación:

- Se modeló el sistema implantológico dental propuesto en el Instituto Nacional de Bioingeniería y una sección aproximada del tejido óseo mandibular,

utilizando un programa de diseño asistido por computadora (Autodesk Inventor).

- Se estimó por medio de un programa de simulación computacional (ANSYS), los campos de tensiones generados en el sistema implantológico dental, a causa de la aplicación de cargas masticatorias pulsantes dependientes del tiempo tanto para el medio elástico como poroso.
- El campo de tensiones con la carga fisiológica, asumiendo elasticidad lineal, no excedió los límites permisibles del material, razón imprescindible para que el tratamiento con implantes dentales sea exitoso. Sin embargo el análisis del comportamiento, dio pie a otro análisis.
- Se constató que al asumir un medio poroso, aumenta las posibilidades de falla al momento de analizar el dispositivo en el tiempo.
- Se estimó la curva SN o diagrama de Wöhler aproximado del diseño implantológico propuesto en la zona crítica, para determinar el tiempo de vida útil del sistema. Esto es un aporte favorable, porque permite aproximar el comportamiento que tiene el dispositivo al aplicar una carga variable. Es importante resaltar que el diagrama que se obtuvo en el estudio de fatiga es semejante a los resultados experimentales de un modelo comercial con las mismas características y dimensiones.
- El sistema responde a los requerimientos establecidos en la norma ISO, al tener una mínima vida útil de 5×10^6 ciclos, el cual es equivalente a 5 años de funcionamiento. Sin embargo, cuando el medio poroso influye en el comportamiento del dispositivo se puede observar que el sistema tiende a fallar aproximadamente al mes de aplicar la carga pulsante. Análisis más exhaustivos deben realizarse para sustentar y comprobar esta observación. Además se presume que la aplicación de propiedades y características genéricas en hueso, es recomendado para este tipo de estudio.

- Se obtuvo un factor de seguridad ajustado a las condiciones prescritas y validado por investigaciones hechas en el ámbito dental. Estos valores no incluyen las posibles patologías, pérdida de hueso, parafunciones y malos hábitos alimenticios que pueda tener el paciente. Es importante resaltar que es desfavorable ya que cualquier cambio en las condiciones del modelo, (carga, restricciones, condiciones de contacto, geometría) podría disminuir el factor de seguridad y por ende su confiabilidad.
- El factor de seguridad que se obtuvo se encuentra limitado en cuanto a comparación con costos en sistemas implantológicos, ya que no se encontraron estudios que hagan tal validación.
- Los resultados se consideran suficientes por varias razones:
 - El sistema fue evaluado comparando cálculos obtenidos con diferentes condiciones de contorno.
 - Se usó una carga dinámica masticatoria, idealizada, con amplitud constante y no de datos experimentales de mordida.
 - El valor del factor de seguridad está ajustado a las condiciones establecidas en esta investigación, lo que hace vulnerable al sistema protésico ya que al alterar estas condiciones de estudio y de montaje, podría ocasionar fracaso en el tratamiento implantológico.
 - El tamaño del elemento en la malla es igual a 0,3 mm y es utilizado en todo el sistema implantológico, porque reduce el tiempo computacional.
 - Se simuló el medio poroso con propiedades de otro tipo de hueso ya que hay escasas investigaciones que establezcan características

poroelásticas específicas en el hueso mandibular. Esto podría explicar los resultados obtenidos en el sistema.

6.2 Recomendaciones

- Se deben emplear modelos para simulación y análisis numéricos complejos para analizar la respuesta de sistemas implante-hueso. Así como la aplicación de códigos computacionales que permitan el modelado del comportamiento de materiales especiales, como es el caso del hueso.
- Se deben utilizar propiedades mecánicas acordes al tejido óseo que se está estudiando.
- Reconstruir por medio de imágenes tomográficas la mandíbula, sumergir el implante en la misma y asignarle propiedades complejas al tejido óseo.
- Futuros modelos de implantes dentales deben estudiarse con distintas condiciones de contacto para simular apriete y precarga
- Analizar el desgaste en el material producto de las cargas masticatorias impuestas
- Incluir la corona protésica en el estudio y así estimar el comportamiento del sistema completo, con propiedades, condiciones y características de un miembro dentario.
- Analizar la influencia de carga reales medidas en pacientes edéntulos para estimar con mayor exactitud la respuesta del sistema implantológico.
- Realizar otro tipo de análisis que permitan inferir la influencia de la fatiga ante procesos complejos tales como la generación y propagación de grieta, probabilidades de falla, etc.

- Hacer un análisis estadístico en pacientes con sistemas implantológicos instalados para determinar la vida útil de los mismos.
- Construir un prototipo del diseño propuesto en el INABIO y realizar el ensayo de fatiga según la Norma ISO 14801:2007, para comprobar resultados numéricos.

BIBLIOGRAFIAS

- Ao J., Li T., Liu Y., Ding Y., Wu G., Hu K., Kong L. (2010) *Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: Finite element analysis*. Comput. Biol. Med. Doi: 10.1016/j.compbiomed.2009.10.007.
- Ash, M. (2004). *Anatomía Dental, Fisiología y Oclusión de Wheeler*. McGraw Hill. 8va edición. Madrid, España.
- ASM (1996) *Fatigue and fracture properties of Titanium alloys*. Handbook ASM Vol 19, P-829.
- Barragán L. (2005). *Unidad 5: biomateriales*. Recuperado el 30 de agosto de 2012 en <http://www.slideshare.net/herovalrey/biomateriales>.
- Brunette D., Tengvall P., Textor M., Thomsen P., (2001) *Titanium in Medicine: Material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications*. SPRINGER.
- Boccaccio A., Prendergast P., Pappalettere C., Kelly D. (2008) *Tissue differentiation and bone regeneration in an osteotomized mandible: a computational analysis of the latency period*. SPRINGER. Med. Biol. EngComput. DOI 10.1007/s11517-007-0247-1.
- Carbó J, A. (2009). *Anatomía dental y de la oclusión*. Ciencias Médicas. Universidad Politécnica de Cataluña.
- Comín M., Peris J. L., Prat J. M., Dejoz J. R., Vera P. M., Hoyos J. V., (1999). *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Biomecánica de Valencia, ISBN 84-923974-5-4.
- Contreras G. (2005). *Desarrollo y evaluación experimental de un sistema intramedular para fracturas de metacarpianos*. Universidad Central de Venezuela. Caracas, Venezuela.

- Conrado, A. (2005). *Tratamiento de superficies sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales*. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona.
- Cornell, L., Karl, M., Kelly, R. (2009) *Evaluation of test protocol variable for dental implant fatigue research*. Academy of Dental Materials. Vol. 25.
- Cowin, S (1999). *Bone poroelasticity*. Journal of Biomechanics. 32:217-238.
- Danza, M., Palmieri, A., Farinella, F., Brunelli, G., Carinci, F., Gerardi, A., Spinelli, G. (2009) *Three Dimensional Finite element Analysis to Detect Stress Distribution in Spiral Implants and Surrounding Bone*. Dental Research Journal Vol. 6, N°. 2, Autumn
- Garitaonandia U., Alacaraz J. L. (2010). *Análisis mediante simulación numérica de implantes dentales con microrosca*. XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Asociación Española de Ingeniería Mecánica. Vol 25, 58.
- Goldstein, S.A (1987). *The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function*. J. Biomech. 20,1055.
- Goncalves R. (2009) *Introducción al análisis de esfuerzo*. Tercera edición. editorial EQUINOCCIO. Universidad Simon Bolivar.
- González, Y., Cerrolaza, M., Gonzalez, C. (2008). *Aplicación del método de elementos de contorno para modelar la consolidación ósea*. Rev. Int. Mét. Num. Cálculo. Dis. Ing. Vol. 24, 2, 115-136
- Guglielmotti M., Cabrini D., Olmedo D., Renou S., Collet A., Piloni M., Steimetz T., Sivak M., Navarro V. (2010). *Biomateriales para implantes intraoseos: Contribución y desafío en el área biomédica*. Revista de la facultad de Odontología, (UBA). Vol 25, 58
- Hyung-Seop Han (2009) *Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis*. Theses and Dissertation. University of Iowa.

- Iglesia M., Arellano A. (2001) *Extracción de fragmento de tornillo de fracturado intra-implante. A propósito de un caso.* Rev. Esp. Odontostomatología de implantes 2001; 9 (4): 201-207.
- ISO TR11175 (1993) *Dental implants: Guidelines for developing dental implants.*
- ISO 10451 (2002) *Dental implant systems - Contents of technical file.*
- ISO/FEDIS 10451 (2010) *Dentistry - Content of technical file for dental implants system.*
- ISO 14801 (2007) *Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.*
- Jian-Fei F., Jeng D., Nie W. (2005) *Dynamic response of a pile embedded in a porous medium and subjected to plane SH waves.* The University of Sydney. Dep. of Civil Eng.
- Karl, M., Kelly, R. (2009) *Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions.* Academy of Dental Materials. Vol. 25.
- Kayabası, O., Yuzbasioğlu, E and Erzincanl, F. (2006) *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method.* Advances in Engineering Software. Volume 37: I-10.
- Kinni, M.E. Hokoma, S.N. Caputo, A.A. (1987). *Force transfer by osseointegrated implant devices.* The international journal of oral maxillofacial implant. Vol 2, p. 11-14.
- 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.* Universidad de Granada. España.
- Martin R.B (1992). *Determinants of the mechanical properties of bone.* J. Biomech. 25, 1251.

- McNamara L., Prendergast P., (2005) *Perforation of cancellous bone trabeculae by damage-stimulated remodeling at resorption pits: a computational analysis*. Taylor & Francis. European Journal of Morphology. 42(1/2): 99-109.
- Misch C. (2006). *Prótesis dental sobre implantes*. Elsevier. Madrid, España.
- Natalí N, A. (2003). *Dental Biomechanics*. TAYLOR & FRANCIS. University of Pandova, Italy.
- Shigley, J. & Mischke, C. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica*. (8ª. Ed.). Mexico: Editorial Mc Graw Hill.
- Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., Kern, M. (2008) *Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implant*. Clin. Oral Impl. 1276-1284. Doi:101111/16000-0501.2008.01581.x
- Uzcategui G., Cedeño J., Cerrolaza M. (2010). *Distribución de esfuerzos en un modelo de implante dental por elementos finitos*. Rev. Numerical Methods, Simulation and Desing in Bioengineering 6653-6663 Vol XXIX.N 67.
- Vilchez S. (2008) *Estudio de la distribución de esfuerzos en el sistema implante dental cónico - maxilar mediante elementos finitos*. Facultad de Ingeniería de la UCV, Escuela de mecánica.
- Yuehuei, A. (2000). *Biomechanical properties of bone*. CRC Press. Library of Congress. QP88.2M424.
- Lekholm, U., Zarb, G.A (1985). *Patient selection and preparation, en Branemark P-I. Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence, Chicago, pp 128-135.

REFERENCIAS ELECTRONICAS

- Castro, R. (2009). **Biomecánica del tejido óseo**. Recuperado el 15 de julio de 2012 en <http://www.slideshare.net/leconca/5-biomecanica-del-hueso>.
- Gutiérrez N. (2005) *El mercado de los implantes dentales en Francia*. Recuperado el 28 de junio de 2012 en <http://www.camarazaragoza.com/docs/InteligenciaCompetitiva/Documento94.pdf>.
- Infante C. (2009) *Fundamentos para la evaluación del crecimiento, desarrollo y función craneofacial*. Recuperado el 12 de agosto de 2012 en <http://www.bdigital.unal.edu.co/634/10/9789584442864.09.pdf>.
- Piña M. (1998). *Física en la medicina: Biomateriales*. Recuperado el 26 de agosto de 2012 en <http://escuela.med.puc.cl/publ/anatomiapatologica/12osteoarticular/12osea.html>.
- Piovan M. (2004) *Tensiones y deformaciones. Revisión de principios físicos*. Recuperado el 18 de octubre de 2012, de <http://www.frbb.utn.edu.ar/carreras/materias/elementosdemaquinas/cap02-05.pdf>
- Sepúlveda, P (2010). **Biomecánica de hueso**. Recuperado el 10 de agosto de 2012, <http://www.slideshare.net/opazomed/elast2>.