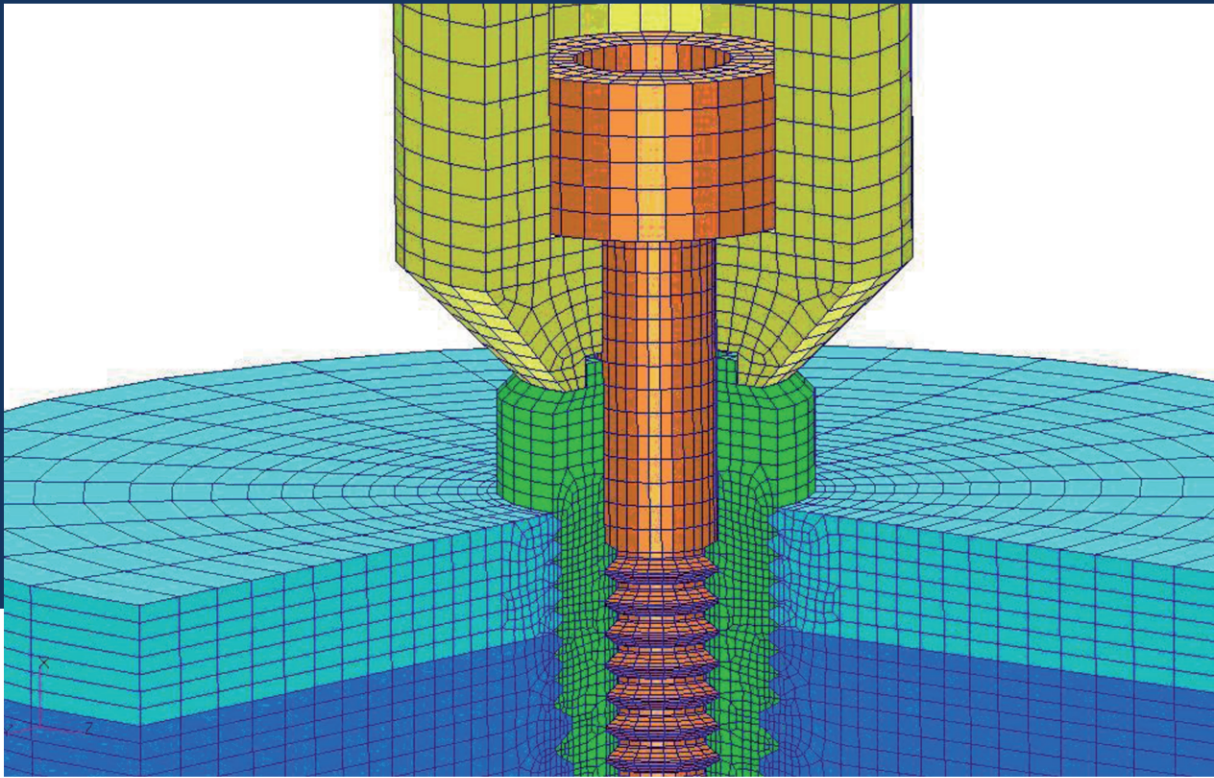


# ANÁLISIS Y OPTIMIZACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE SIMULACIÓN NUMÉRICA

TESIS DOCTORAL

presentada para optar al título de Doctor

Ugutz Garitaonandia Antsoategi



**DIRECTOR**

Dr. José Luis Alcaraz Tafalla

Departamento de Ingeniería Mecánica / Ingeniaritza Mekanikoa Saila

*Donostia-San Sebastian, octubre 2015*

eman ta zabal zazu



Universidad  
del País Vasco

Euskal Herriko  
Unibertsitatea



eman ta zabal zazu



Universidad  
del País Vasco

Euskal Herriko  
Unibertsitatea

## TESIS DOCTORAL

# Análisis y optimización del comportamiento mecánico de implantes dentales mediante simulación numérica

**Ugutx Garitaonaindia Antsoategi**

Donostia – San Sebastián, octubre 2015



*Amai eta aitxei, emundako danagatik*

*Anaiei, elkarrekin bizitako momentuengatik*

*Oihanai, bidelagun ezin hobie izetiegatik*

*Haritz eta Katixai, dimentsio berri bat erakustiegatik*



## ESKER ONAK

---

Lehenik eta behin nire esker ona adierazi nahi diot tesi honen zuzendaria izan den José Luis Alcaraz Tafallari. Euskal Herriko Unibertsitateko (UPV/EHU) Ingeniaritza Mekanikoa Sailean, Biomekanikaren arlo interesgarrian tesi hau egiteko aukera emateagatik. Bere laguntza eta iradokizun preziatuengatik.

Mila esker Gasteizko Ingeniaritza Unibertsitate Eskolako (UPV/EHU) Ingeniaritza Mekanikoa Saileko lankideei, lan hau egiten hasteko bultzada emateagatik eta elkarrekin bizi izan ditugun esperientziengatik.

Nire esker ona adierazi nahi diot baita ere Leioako Campusean dagoen Medikuntza eta Odontologia Fakultateko (UPV/EHU) Estomatologia Saileko irakaslea den Juan Antonio San Martín Martínezeri, bere aholku eta laguntzagatik.

Egunerokoan laguntzeko gertu ditudan Donostiako Unibertsitate Eskola Politeknikoko (UPV/EHU) Ingeniaritza Mekanikoa Saileko lankideei, eta bereziki Faustino Mujika irakasleari, artikuluak argitaratzeko prozesuan emandako laguntzagatik, eskerrik asko.

Createch Medical S.L. enpresako Nahia Golzarri eta Antxoka Urzainkiri baita ere eskerrak eman nahi dizkiet, bertan egiten duten lanaren inguruko azalpenak emateagatik, nigan izan duten konfidantzagatik eta tesi honetarako baliagarriak izan zaizkidan inplanteen gaineko egituren geometriak uzteagatik.

Eskerrik asko baita ere Bilboko Ingeniaritza Goi Eskola Teknikoko (UPV/EHU) Joseba Albizuri irakasleari. Donostia Unibertsitate Ospitalean, Aho eta Aurpegi-Masailetakoko Kirurgiako espezialista den Pedro Martínez Seijas medikuarekin harremanetan jartzeagatik, eta azken honi, lan honetarako egin dituen ekarpenengatik.



## LABURPENA

---

Ikerketa lan honen helburua; hartz inplanteen, hartz inplanteen gaineko egituren eta ortodontziako euskarri gisa zein aho eta aurpegi-masailetako kirurgian erabiltzen diren mikroinplanteen portaera biomekanikoaren ezagutzan sakontzea da. Honetarako, elementu finituen modeloen bidez, aztertutako parametro desberdinen eragina ikertu da simulazio numerikoak erabiliz.

Hartz inplanteei dagokienez, tentsioak eta deformazioak sortzerako orduan, beraien diseinuan kontuan izan behar diren parametroak duten eragina aztertu da: diametroa, luzera, inplantearen kanpoaldeko hari-mota (triangeluarra edo karratua), mikroharria inplantearen eremu zerbikalean, inplantearen kanpoaldeko harian erdiko tartea laua izatea, hezuraren modelizazioa inplantearen inguruan, eta abar. Honetarako, bi eta hiru dimentsiotako elementu finituen modeloak erabili dira. Inplantearen lotze eta funtzionamendu egoerak aztertu dira eta diseinuko parametroen eragina deskribatu egin da.

Hartz inplanteen gaineko egituren kasuan, lan honetan hauen portaera mekanikoa ebaluatzeko metodo berri bat proposatu da. Egitura hauek jasan behar dituzten indarrak kontuan izanda, egiturek hartz inplanteentzat dituzten zuloetan hauek transmititzen duten zurruntasuna simulatzea lortu da. Modu honetan, egituren portaera egoera errealago batean aztertzea lortu da; tentsioak, deformazioak eta egiturek hartz inplantei transmititzen dieten indarrak ezagutzuz.

Azkenik, nahiz eta ortodontziako zein aho eta aurpegi-masaileko kirurgian mikroinplanteen erabilera oso hedatua egon, ez da zehatz-mehatz ezagutzen hauen portaera lotura monokortikala edo bikortikala denean. Hiru dimentsiotako elementu

finituen modeloak erabiliz, lan honetan; mikroinplanteen materiala (titanioa edo erabilpen medikoa duen altzairu herdoilgaitza), indarraren inklinazio angelua eta lotura motaren arabera, mikroimplante eta inguruko hezurraren portaera ezagutzea lortu da.

## AGRADECIMIENTOS

---

En primer lugar quiero mostrar mi agradecimiento a José Luis Alcaraz Tafalla, por haberme brindado la oportunidad de realizar esta tesis doctoral en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad del País Vasco – Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV/EHU), en un campo tan interesante como es la Biomecánica. Por su apoyo y sus valiosas sugerencias.

Muchas gracias a los compañeros del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela Universitaria de Ingeniería de Vitoria – Gasteiz (UPV/EHU), por animarme a empezar este trabajo y por las experiencias que hemos compartido.

Quisiera mostrar mi agradecimiento al profesor Juan Antonio San Martín Martínez del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología del Campus de Leioa (UPV/EHU), por su asesoramiento y valiosa ayuda.

Agradezco también la ayuda y colaboración recibida en el día a día por los compañeros del Departamento de Ingeniería Mecánica en la Escuela Universitaria Politécnica de Donostia – San Sebastián (UPV/EHU), y especialmente al profesor Faustino Mujika por el asesoramiento en el proceso de publicación de los artículos.

Mi gratitud para Nahia Golzarri y Antxoka Urzainki de la empresa Createch Medical S.L., por el tiempo dedicado a las explicaciones del trabajo realizado en la empresa, por la confianza depositada en mí y por haberme proporcionado modelos de estructuras sobre implantes dentales para su posterior análisis.

Quiero extender mis agradecimientos al profesor Joseba Albizuri de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU), por haberme puesto en contacto con Pedro Martínez Seijas, Médico Especialista en Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Donostia, y a este último, por sus aportaciones realizadas en este trabajo.

## RESUMEN

---

El objetivo de la presente tesis doctoral es profundizar en el conocimiento del comportamiento biomecánico de los implantes dentales, las estructuras sobre implantes dentales y los microimplantes utilizados tanto como elementos de sujeción en ortodoncia como elementos de fijación en cirugía oral y maxilofacial. Para ello se han realizado simulaciones numéricas mediante diversos modelos de elementos finitos, con el fin de estudiar su comportamiento en función de diferentes factores analizados.

En el análisis propiamente de los implantes dentales, se ha considerado el efecto en la generación de tensiones y deformaciones de los principales parámetros de diseño: diámetro, longitud, tipo de rosca exterior del implante (triangular o cuadrada), microrrosca en la parte cervical, zona intermedia lisa, modelado del hueso en torno al implante, etc. Con este fin, se han utilizado modelos de elementos finitos tanto en dos dimensiones como en tres dimensiones y se han simulado cargas de apriete y funcionamiento. Se justifica la influencia de los principales parámetros de diseño.

Para las estructuras sobre implantes dentales, se ha propuesto un nuevo método para evaluar el comportamiento mecánico de estas estructuras bajo diferentes sollicitaciones. Este método consiste en imponer como condición de contorno la rigidez que transmiten los implantes dentales en los orificios diseñados para estos. De este modo se pueden evaluar, de forma más real, las tensiones y deformaciones que sufre la estructura, y también determinar las fuerzas transmitidas por la estructura a los implantes.

Por último, aunque el uso de microimplantes en ortodoncia y cirugía oral y maxilofacial está muy extendido, no se conoce con exactitud su comportamiento respecto a la sujeción monocortical o bicortical del tornillo. En este trabajo, mediante modelos en tres dimensiones de elementos finitos se ha conseguido conocer el comportamiento de estos microimplantes en función de su material (titanio o acero inoxidable de grado médico), el tipo de sujeción y la inclinación de la fuerza aplicada sobre el microimplante.

# Índice de Contenidos

Índice de Contenidos .....	i
Índice de Figuras .....	v
Índice de Tablas .....	xxi
Capítulo 1. Introducción .....	1
1.1 Antecedentes y motivación .....	1
1.2 Objetivos y alcance de la investigación .....	2
1.3 Organización de la tesis .....	3
Capítulo 2. Aspectos preliminares .....	5
2.1 Historia de la implantología dental .....	5
2.2 Nociones anatómicas dentales .....	16
2.3 Descripción de un implante.....	29
Capítulo 3. Implantes dentales: Estado del arte .....	33
3.1 La osteointegración en los implantes dentales.....	33
3.2 Tipos de implantes dentales. Implantes endoóseos.....	40
3.3 Factores en la osteointegración.....	43
3.4 Diferentes análisis/ensayos/estudios sobre implantes dentales .....	56
3.4.1 Implantes parciales.....	58
3.4.2 Implantes completos.....	68
3.4.3 Dentaduras postizas removibles.....	71
3.4.4 Implantes cantilever.....	74
3.4.5 Ganchos.....	77
3.4.6 Microimplantes .....	79
3.4.7 Tensiones producidas en el cráneo.....	81
3.4.8 Recubrimientos de las piezas dentales.....	82

## Índice de Contenidos

---

3.4.9	Puentes.....	83
3.4.10	Comportamiento de la encía.....	87
3.4.11	Carga estática/dinámica.....	88
3.4.12	Influencia de la variación de la geometría del implante dental.....	90
3.4.13	Comportamiento de fatiga.....	94
3.5	Estado actual de los implantes comerciales.....	95
<b>Capítulo 4. Implantes dentales con zona cilíndrica y microrrosca.....</b>		<b>141</b>
4.1	Introducción.....	141
4.2	Análisis previos.....	141
4.2.1	Materiales y métodos.....	142
4.2.2	Resultados.....	146
4.2.3	Discusión.....	158
4.2.4	Conclusión.....	160
4.3	Modelización.....	160
4.4	Obtención de resultados.....	178
4.5	Discusión.....	209
4.6	Conclusiones.....	213
<b>Capítulo 5. Estructuras sobre implantes dentales.....</b>		<b>215</b>
5.1	Introducción.....	215
5.2	Modelización.....	215
5.3	Obtención de resultados.....	225
5.4	Discusión.....	241
5.5	Conclusiones.....	244
<b>Capítulo 6. Microimplantes destinados a la cirugía oral y maxilofacial.....</b>		<b>245</b>
6.1	Introducción.....	245
6.2	Modelización.....	245
6.3	Obtención de resultados.....	262
6.3.1	Modelo con microimplante de titanio.....	263
6.3.2	Modelo con microimplante de acero.....	273



6.3.3	Comparación de modelos.....	283
6.4	Discusión.....	290
6.5	Conclusiones.....	293
Capítulo 7. Conclusiones generales y líneas futuras.....		295
7.1	Conclusiones generales.....	295
7.2	Líneas futuras.....	297
7.3	Contribución de la investigación.....	299
Bibliografía.....		301



## Índice de Figuras

Figura 2.1. Vista lateral del cráneo de Faid Souard (Argelia), con el segundo premolar superior derecho sustituido por un implante de hueso procedente de la falange de un dedo (7500 a.C.).	6
Figura 2.2. Detalle del implante de Faid Souard (Argelia).	6
Figura 2.3. Implante maya (trasplante) de dos incisivos superiores procedentes de otro individuo, encontrado en Esmeraldas (Ecuador) en 1913 por Marshall H. Saville.	7
Figura 2.4. Implante maya encontrado en 1931 en la Playa de los Muertos (Honduras), consistente en tres fragmentos de concha colocados en los alvéolos de los incisivos.	8
Figura 2.5. Lámina de “Le Manuel de l’Art du Dentiste”, de Jourdain y Maggiolo donde se presentan sus implantes (números 11 al 14).	11
Figura 2.6. Implantes de Vitallium. Tornillos endoóseos de los hermanos Strock (1939).	13
Figura 2.7. Implante yuxtaóseo de Gustav Dahl (1943).	14
Figura 2.8. Partes del diente.	17
Figura 2.9. Dentición temporal.	18
Figura 2.10. Dentición permanente.	20
Figura 2.11. Etapas de la formación ósea. A y B ilustran una red de osteoblastos. C muestra un hueso totalmente formado tras la mineralización de la matriz (Lake, 1993).	23
Figura 2.12. Representación del hueso cortical (1) y trabecular (2). También se aprecian los espacios medulares (3). El reborde residual (4) está formado por hueso trabecular tapizado por mucosa bucal (Lake, 1993).	24

## Índice de Figuras

---

Figura 2.13. Representación del hueso cortical (1), las trabéculas (2), los sistemas harvesianos u osteonas (3), los vasos sanguíneos dentro del espacio medular (4) y los vasos dentro de los canales harvesianos (5), los canales de Volkmann (6), periostio (7) y (8), y vasos sanguíneos (9) (Lake, 1993). .....	26
Figura 2.14. A muestra parte del hueso mandibular. B es una imagen a mayor aumento del fragmento del recuadro de A, que muestra dos osteonas cortadas transversalmente (Lake, 1993). .....	28
Figura 2.15 Representación esquemática de un implante dental.....	30
Figura 2.16 Zonas de un implante dental .....	31
Figura 3.1. Fijación de una dentadura postiza completa mediante implantes.....	36
Figura 3.2. a) Ilustración esquemática de la encía edéntula. b) Dentadura postiza convencional. c) Puente fijo completo implantosoportado. ....	37
Figura 3.3. Fijación de prótesis removibles mediante: a) Puntos de acoplamiento. b) Barra de retención. ....	37
Figura 3.4. Ilustración esquemática de una mandíbula parcialmente edéntula. a) Los dientes perdidos se reemplazan por un puente fijo convencional. b) El mismo caso tratado con implantes dentales.....	38
Figura 3.5. Ilustración esquemática de una dentadura parcialmente edéntula. a) Utilización de una prótesis parcial removible. b) Utilización de prótesis parciales implantosoportadas.....	39
Figura 3.6. Ilustración esquemática de dos implantes largos de titanio ubicados en el hueso cigomático y de cuatro implantes colocados en el maxilar. ....	39
Figura 3.7. Ilustración esquemática de dos implantes endoóseos de raíz roscada. A la izquierda está representado un implante “sumergible” de Brånemark, y a la derecha uno “no sumergible” de ITI.....	41

Figura 3.8. Diferentes tipos de implantes endoóseos de raíz: cilíndricos (fila superior), roscados (fila central) y combinación de ambos (fila inferior). .....	42
Figura 3.9. Imágenes de microscopio que muestran dos tipos diferentes de modificación de propiedades superficiales. a) Una superficie de Titanio atacada con ácido. b) Una superficie de Titanio proyectada con plasma de hidroxiapatita.....	45
Figura 3.10. A) Modelos 3D de elementos finitos del implante Brånemark System 3,75 mm × 10-Mark III (amarillo) y del pilar CeraOne (rosa). B) Corte transversal 3D del modelo del implante (amarillo), del pilar (rosa) y del tornillo del pilar Unigrip (azul). .....	58
Figura 3.11. Modelos 2D de elementos finitos: (a) soporte periodontal normal, (b) soporte periodontal comprometido (corona/raíz 1:1). .....	60
Figura 3.12. Modelo 3D de elementos finitos de un diente y el implante apoyado: (a) pilar, (b) tornillo del implante, (c) implante, (d) diente natural (premolar), (e) implante del lado de conector de ranura (parte macho) y (f) hueso alveolar (cortical y trabecular). .....	61
Figura 3.13. Valores y distribución de la carga aplicada al modelo de elementos finitos. A, carga en una ubicación. B, carga en dos lugares. C, carga en tres lugares.....	63
Figura 3.14. Posición del empalme, con sus diferentes materiales y modelo 2D de elementos finitos elaborado con MSC.Mentat. ....	64
Figura 3.15. Prótesis implanto-soportada: (A) configuración recta y (B) con desplazamiento distal del eje del implante en relación con la prótesis.....	66
Figura 3.16. Modelo 3D de elementos finitos de un implante FGM de HA/Ti, con cargas y condiciones de contorno. ....	67
Figura 3.17. Prótesis multi-implante: (a) Contorno de desplazamientos en el caso de desajuste lingual-labial en la mandíbula y en el sistema de	

implantes, (b) detalle de la zona de acoplamiento entre la barra y los implantes. ....	70
Figura 3.18. Modelo 3D de elementos finitos de una prótesis parcial fija con 6 implantes y voladizo. ....	71
Figura 3.19. Modelo 3D para el análisis del comportamiento dinámico de la dentadura inferior completa mediante elementos finitos. ....	74
Figura 3.20. Deformada y distribución de tensiones del modelo con dos piezas intermedias en voladizo y apoyo óseo reducido.....	75
Figura 3.21. (a) Posición del gancho I-bar y (b) parámetros de cálculo. ....	78
Figura 3.22. Imagen de fractura maxilofacial. ....	80
Figura 3.23. Cirugía realizada con minitornillos junto con placas. ....	80
Figura 3.24. Minitornillos monocorticales y placas en el tratamiento de dos fracturas de mandíbula. ....	81
Figura 3.25. Representación esquemática de los cuatro errores por el desajuste entre el anclaje del puente y los dos pilares.....	85
Figura 3.26. Modelado de elementos finitos del puente que muestra el esmalte [Enamel], la dentina [Dentin], cámara de pulpa [Pulp Chamber], puente compuesto [Composite Pontic], fibra reforzada [Fiber] y la capa de adhesivo [Adhesive Layer]. ....	86
Figura 3.27. Configuración detallada experimental para evaluar la rigidez en voladizo. ....	87
Figura 3.28. Modelo 3D de elementos finitos de una mandíbula Kennedy II. ....	90
Figura 3.29. A, Modelos sólidos de 5 sistemas de implantes analizados (L: longitud del implante total, l: longitud de la interfase hueso-implante; d: diámetro del implante máximo; p: paso de rosca media; t: profundidad de la rosca media). B, Detalles de mallado del sistema general hueso-implante para los segmentos de los huesos maxilares y mandibulares. ....	92

Figura 3.30. Formas más habituales de roscas utilizadas en implantes dentales. De izquierda a derecha: forma triangular, cuadrada, apoyo invertido e implante cilíndrico.....	93
Figura 3.31. RPD para maxilar, de metal fabricado para: A, Clase Kennedy III con una modificación. B, Clase Kennedy II con una modificación. ....	95
Figura 3.32. Evolución de los implantes dentales Eckermann.....	97
Figura 3.33. Implantes dentales Triplo y All Spiral de Eckermann. ....	99
Figura 3.34. Implante dental Hexagon de Eckermann.....	100
Figura 3.35. Diseño y dimensiones de los Implantes RePlant, RePlus y ReActive.....	101
Figura 3.36. Acotación de los Implantes RePlant. ....	102
Figura 3.37. Acotación de los Implantes RePlus y ReActive. ....	103
Figura 3.38. Caso real y posición de Implantes TINY de 3 – 3,3 mm de diámetro.....	104
Figura 3.39. Caso real de Implantes TINY en incisivos inferiores. ....	105
Figura 3.40. Descripción de Microimplante de BTI.....	106
Figura 3.41. Microimplantes para el enderezamiento de molares.....	107
Figura 3.42. Cierre de espacios en arcada superior sin aparatología en el inferior.....	107
Figura 3.43. Acotación de Implantes extra-cortos de BTI. ....	108
Figura 3.44. Radiografía que incluye un Implante extra-corto de BTI.....	109
Figura 3.45. Implantes BioComp acotados.....	110
Figura 3.46. Implantes BioComp de una y dos fases.....	112
Figura 3.47. Exterior del Implante Dentaurum tioLogic.....	113
Figura 3.48. Interior del Implante Dentaurum tioLogic.....	115
Figura 3.49. Análisis del Implante Dentaurum tioLogic mediante MEF. ....	116
Figura 3.50. Implante Out-Link2 de Sweden-Martina.....	118

## Índice de Figuras

---

Figura 3.51. Implante Stark-D de Sweden-Martina.....	119
Figura 3.52. Sección del implante y conjunto Global y detalle de conexión octogonal.....	120
Figura 3.53. Detalles del implante Osteoplus.....	121
Figura 3.54. Posición y tamaño orientativo de los implantes Osteoplus.....	122
Figura 3.55. Descripción exterior de los implantes New Implassic e Implassic CP.....	123
Figura 3.56. Diseño interior de los implantes New Implassic e Implassic CP.....	124
Figura 3.57. Implante Logic Sphero y mandíbula con prótesis completa.....	125
Figura 3.58. Descripción del implante Aesthura.....	126
Figura 3.59. Implantes FRIALIT y XiVE de Dentsply Friadent.....	128
Figura 3.60. Implantes AVINENT con conexión externa e interna.....	129
Figura 3.61. Implantes MG-Inhex y MG-Osseous con conexión interna y externa.....	130
Figura 3.62. Detalle y descripción del Implante Nobel Active de Nobel Biocare... ..	132
Figura 3.63. Descripción de la sección del conjunto Nobel Active de Nobel Biocare.....	133
Figura 3.64. Codificación por color de los implantes Nobel Replace de Nobel Biocare.....	134
Figura 3.65. Estructura de titanio de Createch Medical.....	135
Figura 3.66. Implante OSSEOTITE de pared paralela con conexión interna y externa.....	136
Figura 3.67. Implante OSSEOTITE XP de plataforma expandida con conexión interna y externa.....	137
Figura 3.68. Implante OSSEOTITE cónico con conexión interna y externa.....	138
Figura 3.69. Barras y estructuras CAM StructSURE de BIOMET 3i.....	138
Figura 3.70. Implante Straumann Standard.....	139



---

Figura 3.71. Implante Straumann Tapered Effect. ....	140
Figura 4.1. Modelo de Elementos finitos 2D (Rosca triangular). ....	143
Figura 4.2. Modelo de Elementos finitos 3D con 6 espiras. ....	144
Figura 4.3. Diagrama de aplicación de las fuerzas. ....	146
Figura 4.4. Mapa de tensiones de Von Mises (MPa). Caso de diámetro 3,5 mm y rosca cuadrada. ....	148
Figura 4.5. Tensiones de Von Mises (MPa) en el tornillo para los 6 modelos considerados. ....	149
Figura 4.6. Tensión de Von Mises (MPa) en el hueso. Caso de diámetro 4 mm. Con rosca cuadrada (izq.) y con rosca triangular (dcha.). ....	151
Figura 4.7. Desplazamientos verticales (mm) en el hueso. Caso de diámetro 4 mm. Con rosca cuadrada (izq.) y con rosca triangular (dcha.). ....	152
Figura 4.8. Tensiones de Von Mises (MPa) en el modelo de 6 espiras, en el apriete. ....	154
Figura 4.9. Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el implante. ....	156
Figura 4.10. Desplazamientos (mm) del modelo de 8 espiras en funcionamiento. ...	158
Figura 4.11. Partes del modelo 03_a en 2D. ....	163
Figura 4.12. Partes del modelo 01_b en 2D. ....	163
Figura 4.13. Mallado del modelo 3D con microrrosca en la parte cervical del implante y cuerpo roscado. ....	166
Figura 4.14. Esquema de ensayo según norma ISO 14801:2007. F es la fuerza de carga aplicada a lo largo del eje vertical AB, DE es el eje del implante (intersecta en el centro de carga C, con AB), 1 el dispositivo de carga, 2 indica el nivel nominal del hueso, 3 la pieza de conexión, 4 el miembro de carga hemiesférico, 5 el cuerpo del implante dental, 6 el soporte de la muestra, l la distancia del centro de carga al plano de sujeción, y es el brazo del momento. Las dimensiones están en milímetros. ....	168

Figura 4.15. Mallado de la mitad del modelo 3D, con todos sus componentes correspondientes al modelo 01.....	169
Figura 4.16. Mallado de 270° del implante 3D correspondiente al modelo 03.....	170
Figura 4.17. Definición de las propiedades del material para simular el apriete. ....	171
Figura 4.18. Representación de las diferentes propiedades del material en los modelos 3D.....	172
Figura 4.19. Representación de los diferentes materiales en los modelos 3D. ....	173
Figura 4.20. Introducción de las fuerzas de funcionamiento en los modelos 3D.....	174
Figura 4.21. Visualización de las fuerzas de funcionamiento en los modelos 3D. ..	175
Figura 4.22. Aplicación del apriete y funcionamiento en función del tiempo en los modelos 3D.....	176
Figura 4.23. Definición de contactos correspondientes al modelo 01 en 3D.....	177
Figura 4.24. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el tornillo en los modelos 2D.....	179
Figura 4.25. Curvas de nivel de tensiones de Von Mises en el implante del modelo 02_a.....	180
Figura 4.26. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en los modelos 2D. ....	181
Figura 4.27. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en los modelos 2D. ....	181
Figura 4.28. Curvas de nivel de tensiones de Von Mises (MPa) en el hueso cortical del modelo 02_a. ....	182
Figura 4.29. Curvas de nivel de tensiones de Von Mises (MPa) en el hueso cortical del modelo 02_b.....	183
Figura 4.30. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso cortical contiguo a la parte exterior del implante en los modelos 2D.....	184
Figura 4.31. Curvas de nivel de desplazamientos en el modelo 03_b. ....	185

---

Figura 4.32. Variación de desplazamiento absoluto en hueso cortical contiguo al implante en los modelos 2D. ....	186
Figura 4.33. Geometría y mallado de los tornillos en los modelos 3D. ....	188
Figura 4.34. Distribución de la tensión de Von Mises (MPa) en el tornillo, en los modelos 3D. ....	189
Figura 4.35. Geometría y mallado de los implantes, en los modelos 3D. ....	190
Figura 4.36. Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 01 del modelo 3D en condiciones de apriete. ....	191
Figura 4.37. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 01 realizado en 3D. ....	192
Figura 4.38. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 02 realizado en 3D. ....	192
Figura 4.39. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 03 realizado en 3D. ....	193
Figura 4.40. Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 03 del modelo 3D en condiciones de funcionamiento. ....	194
Figura 4.41. Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 02 del modelo 3D en condiciones de funcionamiento. ....	195
Figura 4.42. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en condiciones de apriete en los tres modelos en 3D. ....	196
Figura 4.43. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en condiciones de funcionamiento en los tres modelos en 3D. ....	197
Figura 4.44. Curvas de tensión de Von Mises en el hueso del modelo 03, en condiciones de apriete. ....	198
Figura 4.45. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso contiguo a la parte exterior del implante en condiciones de apriete en los modelos 3D. ....	199

## Índice de Figuras

---

Figura 4.46. Curvas de tensión de Von Mises en el hueso del modelo 02, en condiciones de funcionamiento.....	200
Figura 4.47. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso contiguo a la parte exterior del implante en condiciones de funcionamiento en los modelos 3D.....	201
Figura 4.48. Mapa de tensiones de Von Mises (MPa) en la zona de unión de los diferentes componentes en condiciones de apriete del caso 02 en los modelos 3D.....	203
Figura 4.49. Mapa de tensiones de Von Mises (MPa) en la zona de unión de las diferentes componentes en condiciones de funcionamiento del caso 03 en los modelos 3D. ....	204
Figura 4.50. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso cortical y esponjoso en condiciones de apriete del caso 02 en los modelos 3D. ....	206
Figura 4.51. Variación del desplazamiento absoluto (mm) en el hueso contiguo al implante en condiciones de apriete en los tres modelos 3D.....	207
Figura 4.52. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso cortical y esponjoso en condiciones de funcionamiento del caso 03 en los modelos 3D.....	208
Figura 4.53. Variación del desplazamiento absoluto (mm) en el hueso contiguo al implante en condiciones de funcionamiento en los tres modelos 3D....	209
Figura 5.1. Estructura sobre implantes de Createch Medical S.L. ....	216
Figura 5.2. Escaneado intraoral.....	217
Figura 5.3. Diseño de estructura sobre implantes.....	218
Figura 5.4. Centros de mecanizado de alta precisión.....	219
Figura 5.5. Geometría proporcionada por Createch Medical S.L. ....	220
Figura 5.6. Mallado de la estructura con elementos Tet10.....	220
Figura 5.7. Componente Y del desplazamiento en condiciones de funcionamiento.....	223

---

Figura 5.8. Sistemas de coordenadas locales en cada orificio. ....	224
Figura 5.9. Casos de carga y condiciones de contorno. ....	225
Figura 5.10. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga A_r.....	227
Figura 5.11. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga A_r. ....	227
Figura 5.12. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga B_r.....	228
Figura 5.13. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga B_r. ....	229
Figura 5.14. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga C_r.....	229
Figura 5.15. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga C_r. ....	230
Figura 5.16. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga D.....	231
Figura 5.17. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga D. ....	231
Figura 5.18. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga C_l.....	232
Figura 5.19. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga C_l. ....	233
Figura 5.20. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga B_l.....	234
Figura 5.21. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga B_l. ....	234
Figura 5.22. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga A_l.....	235
Figura 5.23. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga A_l. ....	236
Figura 5.24. Tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el caso de carga Total.....	237
Figura 5.25. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el caso de carga Total.....	237
Figura 5.26. Valores de las fuerzas transmitidas a los implantes en el caso de carga D. ....	241
Figura 6.1. Medidor de perfiles utilizado para obtener los datos necesarios de los microimplantes.....	246
Figura 6.2. Parámetros geométricos necesarios para modelizar el microimplante...	247
Figura 6.3. Geometría del microimplante.....	248
Figura 6.4. Diseño del microimplante y el hueso.....	250

## Índice de Figuras

---

Figura 6.5. Geometría a mallar en el entorno MSC.Patran 2010. ....	251
Figura 6.6. Mallado del hueso de la 1ª Capa alrededor del implante.....	252
Figura 6.7. Mallado del hueso de la 1ª Capa.....	253
Figura 6.8. Mallado de la zona interior del hueso de la 1ª Capa. ....	254
Figura 6.9. Mallado de la zona interior del hueso. ....	255
Figura 6.10. Mallado de la parte del microimplante inmerso en el hueso a partir del mallado de la parte interior del hueso.....	256
Figura 6.11. Mallado de la parte del microimplante inmerso en el hueso con elementos Tet4. ....	257
Figura 6.12. Mallado de la parte del microimplante que queda en el exterior del hueso con elementos Tet4. ....	258
Figura 6.13. Mallado del modelo completo con elementos Tet10. ....	259
Figura 6.14. Mallado interior del modelo completo con elementos Tet10.....	260
Figura 6.15. Modo de aplicación de la fuerza.....	262
Figura 6.16. Mapa de tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el modelo provisto con microimplante de titanio, modelización de hueso monocortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 90°. ....	263
Figura 6.17. Valores máximos de la tensión de Von Mises (MPa) en el microimplante de titanio.....	264
Figura 6.18. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 1ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio. ....	265
Figura 6.19. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 2ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio.....	266
Figura 6.20. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 3ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio.....	267
Figura 6.21. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso del modelo bicortical, ángulo de inclinación de la fuerza 120° con microimplante de titanio.....	268

---

Figura 6.22. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.....	269
Figura 6.23. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.....	269
Figura 6.24. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.....	270
Figura 6.25. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio. ....	271
Figura 6.26. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio. ....	271
Figura 6.27. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio. ....	272
Figura 6.28. Valores máximos de desplazamientos (mm) en las tres capas del hueso de los modelos con microimplante de titanio. ....	273
Figura 6.29. Mapa de tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el modelo provisto con microimplante de acero, modelización de hueso bicortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 120°.....	274
Figura 6.30. Valores máximos de la tensión de Von Mises (MPa) en el microimplante de acero. ....	275
Figura 6.31. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 1ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero. ....	276
Figura 6.32. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 2ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero. ....	276
Figura 6.33. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 3ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero. ....	277
Figura 6.34. Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso del modelo monocortical, ángulo de inclinación de la fuerza 60° con microimplante de acero. ....	278

Figura 6.35. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero. ....279

Figura 6.36. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero. ....279

Figura 6.37. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero. ....280

Figura 6.38. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.....281

Figura 6.39. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.....281

Figura 6.40. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.....282

Figura 6.41. Valores máximos de desplazamientos (mm) producidos en las tres capas del hueso de los modelos con microimplante de acero. ....283

Figura 6.42. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 60^\circ$ .....284

Figura 6.43. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 90^\circ$ .....284

Figura 6.44. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 120^\circ$ .....285

Figura 6.45. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y  $\alpha = 60^\circ$ . ....285



---

Figura 6.46. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y $\alpha = 90^\circ$ .....	286
Figura 6.47. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y $\alpha = 120^\circ$ .....	286
Figura 6.48. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.....	287
Figura 6.49. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.....	288
Figura 6.50. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.....	288
Figura 6.51. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.....	289
Figura 6.52. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.....	289
Figura 6.53. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.....	290



## Índice de Tablas

Tabla 3.1. Composición química (% en peso), según norma ASTM F67-00, de barras de los cuatro grados de Ti c.p. para aplicaciones biomédicas. ....	46
Tabla 3.2. Propiedades mecánicas, según norma ASTM F67-00, de barras de los cuatro grados de Ti c.p. para aplicaciones biomédicas. ....	47
Tabla 4.1. Propiedades de los materiales. ....	145
Tabla 4.2. Tensión máxima de Von Mises (MPa). Modelos de unión cuadrada. ....	147
Tabla 4.3. Tensión máxima de Von Mises (MPa). Modelos de unión triangular. ....	147
Tabla 4.4. Fuerza de reacción (N) en cada modelo. ....	153
Tabla 4.5. Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el apriete. ....	153
Tabla 4.6. Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el funcionamiento. ....	155
Tabla 4.7. Desplazamientos máximos (mm) en el apriete. ....	157
Tabla 4.8. Desplazamientos máximos (mm) en el funcionamiento. ....	157
Tabla 4.9. Características de los 6 modelos diseñados en 2D. ....	162
Tabla 4.10. Paso de la rosca y carácter liso o roscado de la parte exterior de los implantes dentales. ....	164
Tabla 4.11. Propiedades de los materiales para los modelos 2D. ....	164
Tabla 4.12. Propiedades de los materiales en el modelo 3D. ....	171
Tabla 4.13. Fuerza de apriete producida en cada modelo 2D. ....	178
Tabla 4.14. Resultados en el apriete de los modelos 3D. ....	187
Tabla 4.15. Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 01. ....	202
Tabla 4.16. Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 02. ....	203

Tabla 4.17. Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 03.....	205
Tabla 5.1. Valores utilizados para obtener la rigidez en dirección axial. ....	222
Tabla 5.2. Valores utilizados para obtener la rigidez en dirección bucal-lingual y mesial-distal. ....	222
Tabla 5.3. Tensión equivalente máxima de Von Mises y desplazamiento máximo para cada caso de carga. ....	226
Tabla 5.4. Componentes de las fuerzas (N) aplicadas en cada orificio de implante para los casos de carga A_l y A_r. ....	238
Tabla 5.5. Componentes de las fuerzas (N) aplicadas en cada orificio de implante para los casos de carga B_l y B_r.....	239
Tabla 5.6. Componentes de las fuerzas (N) aplicadas en cada orificio de implante para los casos de carga C_l y C_r.....	240
Tabla 5.7. Componentes de las fuerzas (N) aplicadas en cada orificio de implante para los casos de carga D y Total.....	240
Tabla 6.1. Valores de los parámetros geométricos (en mm) para el microimplante de 11 mm de longitud y 1,5 mm de diámetro. ....	248
Tabla 6.2. Propiedades de los materiales. ....	261

## **CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN**

---

### **1.1 ANTECEDENTES Y MOTIVACIÓN**

La pérdida dentaria supone una alteración no sólo de la estética dentofacial, sino también de funciones tan vitales como la masticación y la fonación. A lo largo de la historia el hombre ha empleado diversos procedimientos y materiales para solventar estas pérdidas. Este desarrollo conducirá al descubrimiento de los implantes dentales en la primera mitad del s. XX.

La introducción de la osteointegración (1965) y la posterior investigación implantológica han originado importantes cambios o modificaciones en las propiedades de los implantes dentales, sus dimensiones, geometría, superficies, etc. En este campo se centra la investigación llevada a cabo con esta tesis, haciendo especial énfasis en los aspectos de diseño y utilizando como herramienta de cálculo la simulación numérica por elementos finitos.

Durante los primeros años de trabajo en esta tesis, el autor se familiariza con los conocimientos de la implantología y la modelización de los implantes dentales, y profundiza realizando simulaciones numéricas de modelos basándose principalmente en artículos científicos. Paralelamente, visita centros tecnológicos en los que se realizan trabajos relacionados con las simulaciones de implantes dentales, busca colaboraciones con empresas que se dedican al diseño y fabricación de implantes

dentales, se relaciona con otros autores de artículos científicos en congresos y hace contactos con personal médico.

Fruto de estos contactos son dos colaboraciones que prosperaron y han formado la base para la realización de esta tesis doctoral. Por una parte, a partir de abril de 2010 hasta la actualidad se ha desarrollado una colaboración entre la empresa Createch Medical S.L. ubicada en Mendaro (Gipuzkoa) y el autor de esta tesis. Por otra parte, desde junio de 2010 se han estrechado lazos con el Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Universitario Donostia, a través del doctor Pedro Martínez Seijas, que han permitido abordar el análisis de fracturas de interés quirúrgico en el campo de la cirugía oral y maxilofacial.

## **1.2 OBJETIVOS Y ALCANCE DE LA INVESTIGACIÓN**

Dentro del contexto mencionado en el apartado anterior, la investigación objeto de esta tesis se centra en el análisis por elementos finitos de diferentes modelos o estructuras de implantes dentales. Los resultados serán contrastados con otros artículos científicos y la experiencia clínica.

Los objetivos de esta tesis pueden recogerse en tres bloques principales:

- Estudio de diversos parámetros de cálculo de los implantes dentales mediante simulación numérica, analizando su repercusión tanto en el hueso circundante como en las diferentes partes que componen el conjunto del implante dental.
- Análisis de las estructuras sobre implantes dentales del tipo híbridas, diseñadas y fabricadas por la empresa Createch Medical S.L., y elaboración de un procedimiento para evaluar la idoneidad de este tipo de estructuras.

- Evaluar el tipo de fijación que proporcionan los microimplantes utilizados en cirugía oral y maxilofacial en función del material del implante utilizado y las características del hueso donde se realiza la fijación.

### **1.3 ORGANIZACIÓN DE LA TESIS**

En este apartado, consecuentes con los objetivos propuestos, se presenta cómo se ha estructurado la tesis en capítulos.

En el segundo capítulo se incluye una breve historia sobre el injerto dentario, desde los hallazgos antropológicos más remotos hasta finales del s. XX. Además se definen conceptos básicos de la nomenclatura anatómica dental y se presenta una descripción de los elementos que componen un implante.

En el tercer capítulo se analiza el estado del arte de los implantes dentales. Primero se realiza una revisión bibliográfica acerca de la osteointegración, los tipos de implantes y sus tratamientos superficiales. Después, y más extensamente, se recoge una amplia variedad de análisis, ensayos y estudios sobre implantes dentales. Se concluye este capítulo describiendo el estado actual de los implantes dentales comerciales.

El cuarto capítulo es el primero que recoge los resultados de los análisis emprendidos en la tesis. En él se presentan estudios realizados mediante simulación numérica de diversos tipos de implantes dentales. Se utilizan modelos de dos dimensiones (2D) y de tres dimensiones (3D) para los análisis. Se han simulado diferentes tipos de unión entre el implante y el hueso, considerando efectos tales como el diámetro y longitud del tornillo, la microrrosca de la parte cervical y la zona intermedia lisa.

## Capítulo 1. Introducción

---

En el capítulo quinto se analizan las estructuras sobre implantes utilizadas para restaurar un maxilar totalmente edéntulo. Se crea un procedimiento innovador para evaluar el comportamiento mecánico de estas estructuras simulando las restricciones que imponen los implantes dentales.

En el sexto capítulo se evalúan los microimplantes utilizados en cirugía oral y maxilofacial, modelizando su rosca helicoidal. Esta se introduce en una estructura ósea (monocortical o bicortical), con diferente material del microimplante y diferente inclinación de la fuerza aplicada.

Por último, en el séptimo capítulo, se presentan las conclusiones obtenidas del trabajo y las futuras líneas de actuación a considerar como continuación de la actividad investigadora realizada.



## **CAPÍTULO 2. ASPECTOS PRELIMINARES**

---

### **2.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA DENTAL**

Analizando la historia de la implantología dental, observamos que desde tiempos remotos el ser humano ha intentado sustituir los dientes perdidos por otros elementos que restaurasen la función y la estética. Los hallazgos arqueológicos hablan de la reposición no sólo en vivos, sino también en muertos, con la intención de embellecer el recuerdo de la persona fallecida. La necesidad de una prótesis dental surge como respuesta lógica a la ausencia de los dientes, elementos necesarios para la masticación e importantes para el prestigio y las relaciones sociales.

El primer implante del que se tiene constancia es el de una mujer perteneciente a la cultura capsiana, encontrado en el yacimiento de Faid Soudard (Argelia) y que data del año 7500 a.C. El cráneo encontrado correspondía a una mujer joven y presentaba un trozo de la falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho (Figura 2.1) (McKinney et al., 1993).



*Figura 2.1. Vista lateral del cráneo de Faid Souard (Argelia), con el segundo premolar superior derecho sustituido por un implante de hueso procedente de la falange de un dedo (7500 a.C.).*

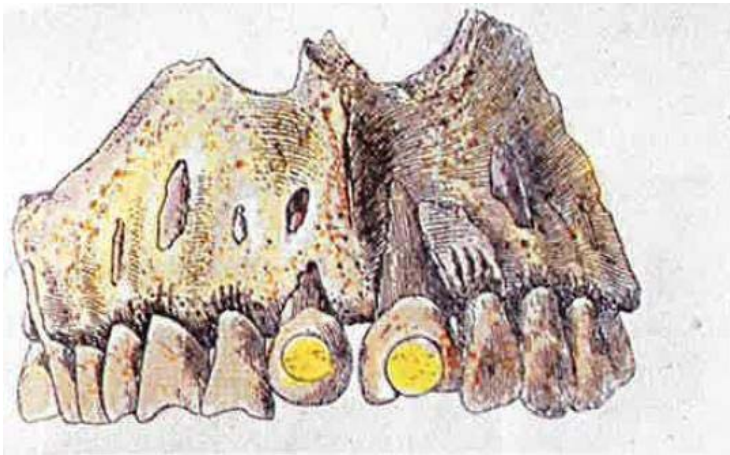
En la Figura 2.2 se aprecia en detalle el implante de hueso mostrado en la Figura 2.1 con cerca de 9500 años de antigüedad. Obsérvese la lesión ósea encima del segundo premolar, producida por la infección que provocó la pérdida de la pieza.



*Figura 2.2. Detalle del implante de Faid Souard (Argelia).*

Los restos antropológicos más remotos de implantes dentales colocados *in vivo* son los de la cultura maya. Los mayas y aztecas, que manipularon sus dientes limándolos y adornándolos con piedras preciosas y semipreciosas, nos han legado varios ejemplares de implantes, datados alrededor del 600 d.C.

En 1913, Marshall H. Saville encontró un cráneo en el yacimiento de Esmeraldas (Ecuador), cuyo maxilar superior presenta dos incisivos procedentes de otra persona (Figura 2.3), con incrustaciones de oro, que fueron introducidos en los alvéolos. Según el doctor Samuel Fastlich, de México, dichas piezas fueron colocadas *post mortem*.



**Figura 2.3.** *Implante maya (trasplante) de dos incisivos superiores procedentes de otro individuo, encontrado en Esmeraldas (Ecuador) en 1913 por Marshall H. Saville.*

Varias décadas más tarde, en 1931, Wilson Popenae y su esposa Dorothy hallaron en la Playa de los Muertos (Honduras) una mandíbula, también de origen maya, con tres fragmentos de concha colocados en los alvéolos de los incisivos (Ring et al., 1988).

Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se introdujeron en vida (Figura 2.4).



*Figura 2.4. Implante maya encontrado en 1931 en la Playa de los Muertos (Honduras), consistente en tres fragmentos de concha colocados en los alvéolos de los incisivos.*

Vemos que la idea de servirse del alvéolo como soporte de dientes artificiales es muy antigua, como ocurre con otras muchas técnicas de la medicina.

De los egipcios, fenicios, griegos y romanos no ha quedado constancia de que pusieran implantes (Gómez et al., 1988; McKinney et al., 1993). Éstos practicaron la reimplantación de piezas dentarias movilizadas por traumatismos o parodontopatías, ligándolas con hilos a las contiguas.

En el siglo X, el andaluz islámico Abulcasis escribe en su obra quirúrgica *Al Tasrif*: “En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se han caído, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de la manera indicada (con hilos de oro) y así se

mantienen en su lugar. Esta operación debe ser realizada con gran delicadeza por manos habilidosas”. Esto es, ni más ni menos, la perfecta descripción de un reimplante dentario (Linkow et al., 1970; McKinney et al., 1993; Sanz, 1998).

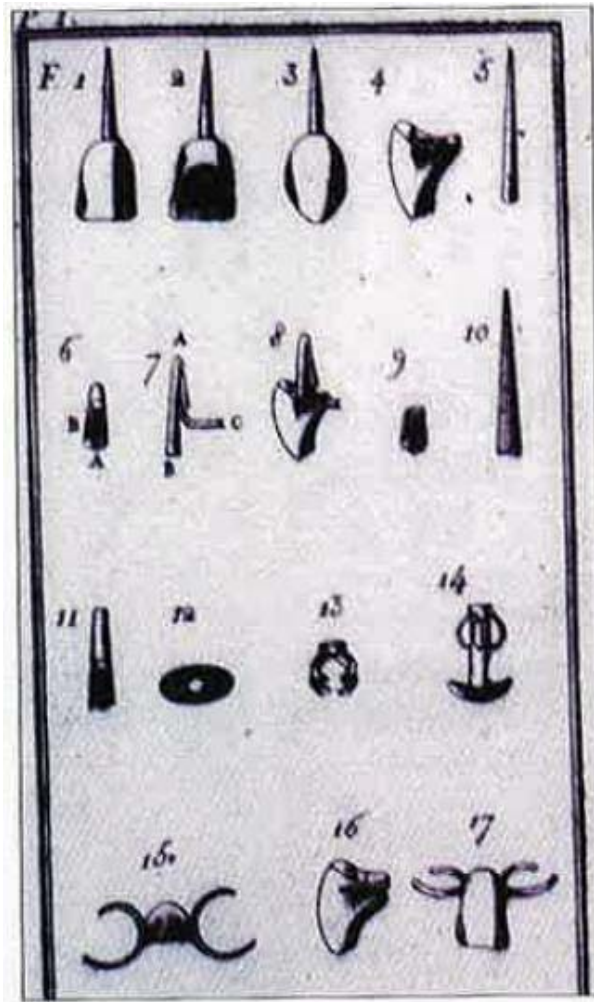
En diferentes épocas y culturas, la sustitución de dientes fue concebida de muy diversas maneras. Así, en el medievo los cirujanos barberos, ante las exigencias de los nobles y militares de rango, pusieron de moda los trasplantes dentales utilizando como donantes a plebeyos, sirvientes y soldados. Guy de Chauliac aconseja, en el siglo XIV, la reimplantación e incluso la sustitución de dientes perdidos por otros de procedencia ajena. Posteriormente, dichas prácticas fueron abandonadas ante los continuos fracasos y la posibilidad de transmitir enfermedades.

Será en el siglo XVI cuando Ambrosio Paré se refiera con detalle a los dos procedimientos: reimplantación y trasplantación. La reimplantación se produjo en un amigo suyo al que habían arrancado un diente con el mango de una daga, y la trasplantación en una princesa que había perdido un incisivo y recibió el de una dama de compañía.

Los siglos XVII y XVIII se vieron dominados por múltiples intentos de trasplantes dentarios, con un claro epicentro en Francia, la cual influyó en Europa y Estados Unidos (Gómez et al., 1988; McKinney et al., 1993). En Inglaterra, un gran valedor de la trasplantación fue el destacado cirujano John Hunter, que llegó a injertar un diente en la cresta de un gallo para demostrar la viabilidad de los mismos.

Durante el siglo XIX y principios del XX se produjo un retroceso en el auge de la trasplantación por motivos morales e higiénicos, y también hubo decepción ante los resultados. En esta situación, el camino de la implantología y de los autotrasplantes quedó cegado y sin rumbo. Si los dientes naturales no servían, ¿qué se podía hacer?

Los dentistas observaban a los médicos cómo trataban las fracturas o, por ejemplo, las fisuras palatinas, con los obturadores palatinos. Estos consisten en una placa que se coloca bajo el paladar, que cubre la fisura y ayuda a la deglución. Amato Lusitano ya los había construido de oro en el siglo XVI, pero aún se tardaron tres siglos en utilizar este material para realizar el implante dental. Posiblemente, quienes primero describieron la inserción de un implante metálico en los maxilares fueron A. Jourdain (médico) y J. Maggiolo (dentista) en 1807, en su libro titulado *Le Manuel de l'Art du Dentiste*, editado en Niza, e incluso dejaron constancia gráfica del mismo (Figura 2.5).



*Figura 2.5. Lámina de “Le Manuel de l’Art du Dentiste”, de Jourdain y Maggiolo donde se presentan sus implantes (números 11 al 14).*

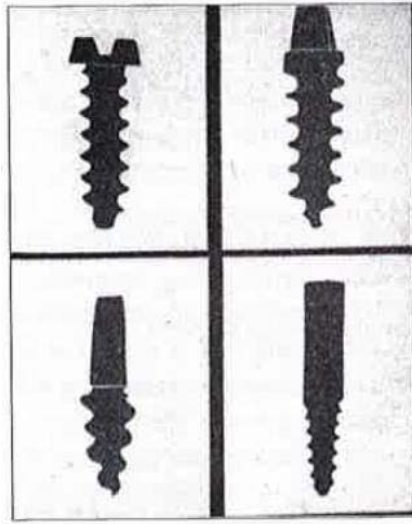
El propio Maggiolo en 1809 introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, el cual constaba de tres piezas. Pero esto no era suficiente y el siguiente gran avance llegó de manos de la cirugía, ya que los cirujanos introducían alambres, clavos y placas en los huesos para resolver fracturas. Hubo varios dentistas a finales del siglo XIX que intentaron imitarles. Así, en Estados Unidos, Edmund

utilizó cápsulas metálicas en 1886 y Harris, en 1887, implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. El *Dental Cosmos* informó puntualmente de estos y otros procedimientos que, si en un principio obtuvieron gran notoriedad, cayeron después en el descrédito.

A principios del siglo XX, los injertos dentales estaban en franca decadencia. Sin embargo, en 1909 un dentista americano, el doctor E.J. Greenfield, teniendo en cuenta los preceptos antisépticos de Lister, y actuando como un verdadero cirujano, diseñó un implante de iridio-platino y lo insertó en alvéolos excavados en los maxilares artificialmente. E.J. Greenfield publicó en 1913 su técnica en el *Dental Cosmos* e incluso obtuvo una patente, pero tampoco logró el éxito perseguido. En esta publicación ponía las bases de la implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad, e introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa, describiendo asimismo el concepto de implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inmovilidad del implante, aconsejando un periodo de curación de 3 meses sin ningún tipo de sobrecarga (Linkow et al., 1970).

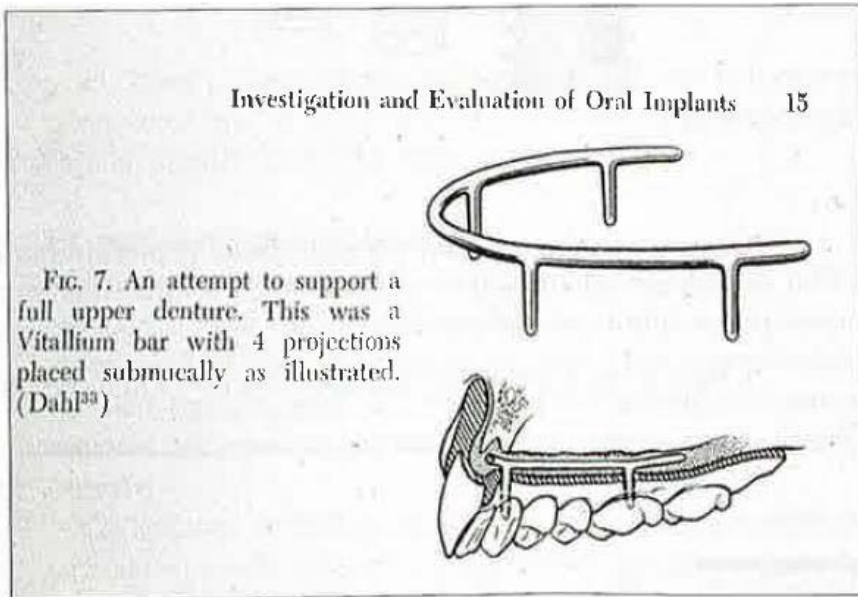
Sin embargo, el problema estaba en encontrar el material idóneo; lo mismo ocurría en cirugía general. Durante la Primera Guerra Mundial se insertaron tornillos, clavos y placas en los hospitales militares. Fracasaron casi todos. En boca nadie se atrevía. Hubo de esperarse hasta la aparición de las aleaciones cobalto-cromo-molibdeno (conocidas en la actualidad como Vitallium), en los años treinta, para que A.E. Strock ideara sus implantes en forma de tornillo (Figura 2.6) y la implantología comenzara su andadura (Strock, 1939).





**Figura 2.6.** *Implantes de Vitallium. Tornillos endoóseos de los hermanos Strock (1939).*

A partir de los años cuarenta se desarrollan las siguientes dos modalidades: los implantes yuxtaóseos y los intraóseos. Los yuxtaóseos eran unas armaduras que se insertaban debajo del periostio, sobre el propio hueso (Figura 2.7). Su inventor fue el sueco Gustav Dahl, a quien, por cierto, el Colegio de Médicos le prohibió practicar esta técnica por considerarla peligrosa. Continuaron su camino los americanos Greshkoff y Goldberg, quienes publicaron, en 1957, su libro *Implant Dentures* (Gershkoff et al., 1957) explicando la técnica.



**Figura 2.7.** *Implante yuxtaóseo de Gustav Dahl (1943).*

Paralelamente en Italia, en 1947, Manlio Formiggi, un dentista judío de Módena, ideó un implante intraóseo y, desde ese momento, hubo dos escuelas.

Desde 1940 hasta 1970, la implantología vivió unos años esperanzadores, pero luego decayó, dados los malos resultados obtenidos con los materiales utilizados hasta entonces.

En la primera Conferencia de Consenso de implantes dentales, patrocinada conjuntamente por los Institutos Nacionales de la Salud y la Universidad de Harvard, celebrada en Harvard en 1978, se presentaron los estudios experimentales del grupo sueco de Göteborg dirigido por P.I. Brånemark y T. Albrektsson. En 1952, el profesor Brånemark comenzó a realizar una investigación con estudios microscópicos *in vitro* de la médula ósea en el peroné de conejo para conocer mejor la vascularización tras practicar traumatismos óseos. El estudio se llevó a cabo introduciendo una cámara

óptica de titanio en el hueso del conejo. Al ir a retirar la cámara del hueso comprobó que no podía, ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso, y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las microirregularidades de la superficie de titanio. A este hecho se le denominó osteointegración. A partir de entonces se comenzaron a realizar estudios para rehabilitar animales edéntulos, que resultaron eficaces, por lo que surgió la idea de crear un sustituto para la raíz de los dientes que estuviera anclado en el hueso maxilar. Este hecho abrió las puertas a la moderna implantología y sin duda es la mayor aportación de la Odontología en el campo médico (Peñarrocha et al., 2006).

Con la publicación de los trabajos de Brånemark en 1965 que demostraban que podía lograrse la osteointegración, la implantología experimentó un cambio muy sustancial. En el Capítulo 3, correspondiente al estado del arte sobre los implantes dentales, se hablará más extensamente acerca de la osteointegración.

Este descubrimiento de la osteointegración se aplicó posteriormente en un revolucionario sistema de implantes, que fue puesto a punto en Göteborg (Suecia), previa investigación en modelo animal y con estudios prospectivos clínicos a largo plazo.

En 1970 R. Roberts y H. Roberts diseñaron el implante endoóseo “ramus blade” (“lámina de rama”). Este implante en lámina estaba hecho de acero inoxidable quirúrgico y se colocaba de forma que se anclara distalmente entre las placas corticales del ramus de la mandíbula. En 1971 el Dr. C. Salomó diseñó los implantes endoóseos a esfera, consistentes en una esfera y un vástago cilíndrico, ambos de tantalio. En 1973 D.E. Grenoble colocó por primera vez implantes de carbono vítreo (Rasmussen, 1992).

A principios de la década de los años setenta se estableció una colaboración entre A. Schroeder, Director del Departamento de Operatoria Dental de la Universidad de Berna (Suiza), y el Instituto privado de Investigación Straumann (Waldenburg, Suiza) con el objetivo de estudiar los requisitos y problemas relacionados con la implantología oral. Esto condujo a la inauguración, en 1980, del Equipo Internacional para la Implantología Oral (International Team for Oral Implantology, ITI), que ha tenido un papel destacado en los recientes avances de la Odontología.

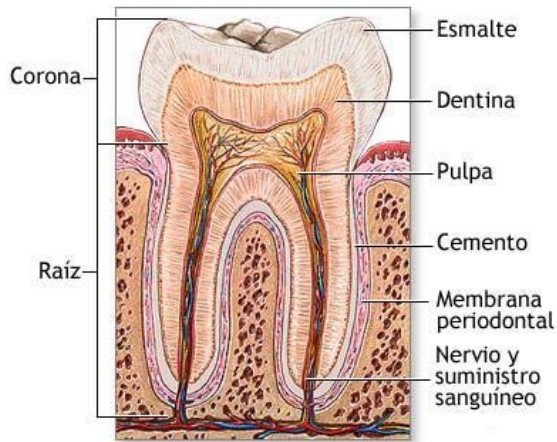
Puede concluirse que la implantología es hoy una técnica con base científica y con lejanos antecedentes históricos, que ha ido evolucionando en la constante necesidad de restituir la pérdida dentaria.

## **2.2 NOCIONES ANATÓMICAS DENTALES**

Para ir familiarizándonos con la nomenclatura de esta tesis, a continuación se describirán los términos más comunes utilizados.

El diente es un órgano anatómico duro, incrustado en los alvéolos de los huesos maxilares, que realiza parte de la digestión al cortar, moler y triturar los alimentos sólidos (digestión mecánica). Además, participa junto con otros elementos de la boca, en la comunicación oral.

El periodonto es la unidad compuesta por el diente propiamente dicho más los tejidos peridentarios, que corresponden al hueso alveolar, al ligamento periodontal y a la encía. El diente propiamente dicho consta de tres componentes mineralizados, el esmalte, la dentina y el cemento, y una porción central de tejido conectivo gelatinoso suave, la pulpa (Figura 2.8).



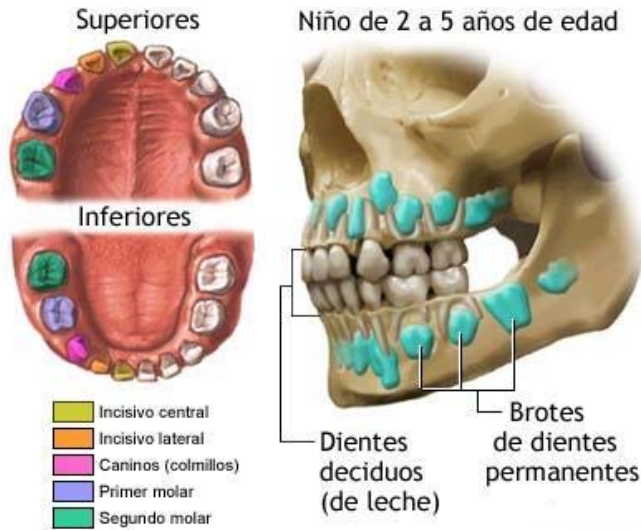
*Figura 2.8. Partes del diente.*

Tanto en el diente como en los implantes, cabe distinguir asimismo las siguientes zonas:

- **Corona:** Es la parte del diente libre o visible en la cavidad oral, recubierta por el esmalte. Constituye la parte funcional del órgano dentario y se encuentra expuesta al medio bucal en forma permanente.
- **Cuello:** También llamado zona cervical, es la unión de la corona con la raíz y se sitúa en la encía marginal.
- **Raíz:** Es la parte que no se puede ver ya que está incrustada en el alvéolo dentario, dentro del hueso. La capa de diente que la recubre es la dentina. Sirve de anclaje.
- **Ápice:** Corresponde a la parte terminal de la raíz dentaria, justo donde los forámenes apicales conectan la pulpa dental al tejido periapical.

## Capítulo 2. Aspectos preliminares

Hasta los 8 ó 9 años de edad, el niño sólo posee 20 dientes (8 incisivos, 4 caninos y 8 molares), que constituyen la llamada dentición temporal o caduca, comúnmente denominada de leche (Figura 2.9). En los años posteriores, esta dentición será sustituida por un total de 32 piezas que formarán la dentición definitiva o dentición permanente.



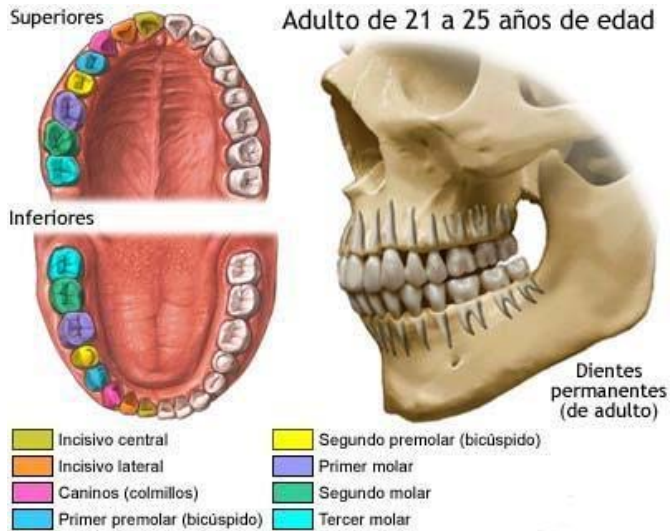
**Figura 2.9.** Dentición temporal.

En la dentición definitiva existen cuatro grupos de dientes según la forma de la corona y su función: incisivos, caninos, premolares y molares (Figura 2.10).

- Incisivos (8 piezas): dientes anteriores con borde afilado. Cortan los alimentos. Están situados en ambas arcadas dentarias en la zona anterior, a ambos lados de la línea media. En total hay 4 incisivos superiores y 4 incisivos inferiores, 2 centrales y 2 laterales en el maxilar y otros tantos en la mandíbula. Los incisivos centrales se sitúan a ambos lados de la línea media y se les suele llamar paletas por su semejanza a una pala. A ambos lados de los centrales se encuentran los incisivos laterales. Frontalmente veríamos de

izquierda a derecha: incisivo lateral derecho, incisivo central derecho, incisivo central izquierdo e incisivo lateral izquierdo.

- Caninos (4 piezas): con forma de cúspide puntiaguda. También llamados colmillos. Desgarran los alimentos. Están situados en ambas arcadas dentarias delimitando el sector anterior (incisivos) del posterior (premolares). Existen dos caninos superiores y dos inferiores.
- Premolares (8 piezas): poseen dos cúspides puntiagudas. Desgarran y aplastan los alimentos. Es cualquier diente que erupciona en el espacio dejado por un molar temporal. Hay en total 8 premolares, 4 en la mandíbula y 4 en el maxilar, dos a cada lado en cada caso. Están situados distalmente respecto de los caninos, siendo el primer molar el contiguo al canino y el segundo molar el más distal.
- Molares (12 piezas): disponen de cúspides anchas. Están situados en el fondo de la boca y tienen como función principal masticar y triturar los alimentos. El primer molar es el primero en erupcionar y supone la piedra angular de la oclusión. El primer signo de calcificación de este diente puede producirse incluso antes del nacimiento, aunque el esmalte completo tardará de 3 a 4 años en completarse. Aunque brote alrededor de los 6 años, la raíz no estará completamente formada hasta los 9 ó 10 años. El segundo molar complementa al primer molar en su función. El diente brota entre los 12 y 13 años, pero la raíz no estará completamente formada hasta los 14 ó 16 años. El tercer molar (también llamado muela del juicio) es el último molar en aparecer, apenas rompiendo la superficie de la encía a la edad de 20 años aproximadamente.



*Figura 2.10. Dentición permanente.*

En cuanto a la nomenclatura anatómica dental, se definen los siguientes términos:

- Vestibular: es aquella cara del diente que da hacia fuera, hacia el vestíbulo. Por lo tanto, la cara vestibular de los incisivos centrales superiores sería la que vemos cuando alguien sonríe.
- Lingual: es aquella cara del diente que mira hacia el interior, hacia la lengua. Este término se utiliza para la arcada inferior. Es la parte anterior del diente.
- Palatina: corresponde a aquella cara del diente que mira hacia el paladar. Este término se utiliza para la arcada superior.
- Oclusal: es lo mismo que incisal, pero este término se utiliza para los premolares y molares. Es la superficie masticatoria del diente con la que se maceran los alimentos.

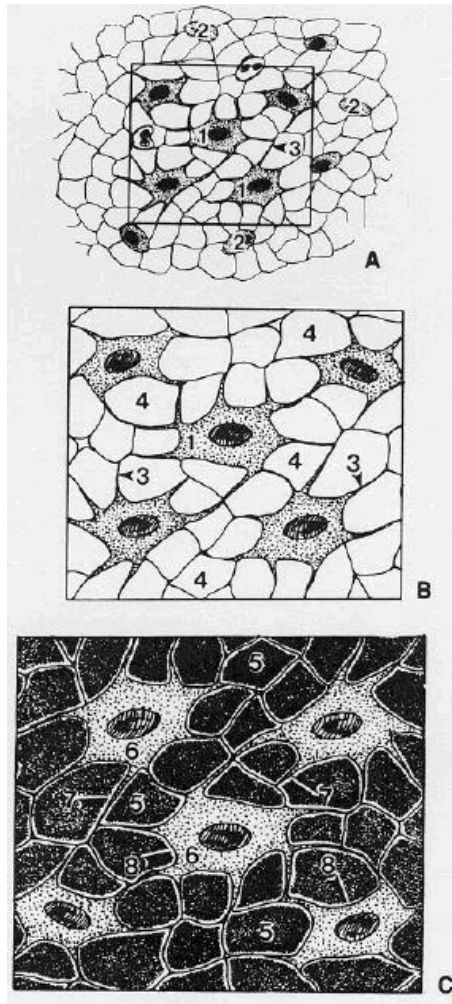


- Mesial: es aquella dirección o cara del diente que apunta a la línea media, hacia el centro, o a un plano imaginario que divide al ser humano en dos mitades, izquierda y derecha. De este modo, la cara mesial del incisivo central superior derecho contacta con la cara mesial del incisivo central superior izquierdo. La dirección mesial apunta siempre al diente más anterior.
- Distal: es la cara del diente más alejada de la línea media.
- Interproximal: es el espacio que hay entre dos dientes.
- Oclusión: es una acción, no un término anatómico, comúnmente conocida como “mordida”. Sería el engranaje producido al contactar los dientes de la arcada superior con la arcada inferior. Se considera como máxima intercuspidad a aquella posición en la que los dientes de la arcada inferior y superior tienen el máximo contacto posible.
- Arcada o arco dental: es el grupo de dientes en la mandíbula o en el maxilar. Tendremos arcada superior, para el maxilar superior, y arcada inferior, en la mandíbula. El término "hemiarcada" hace referencia a la mitad izquierda o derecha de cada arcada.
- Sector anterior: es el grupo de dientes que comprende los incisivos y caninos.
- Sector posterior: es el grupo de dientes que comprende los premolares y molares.

### Estructura y propiedades del hueso:

Básico para entender la interacción con los implantes es conocer la descripción de la estructura y principales propiedades del hueso. El hueso, a lo largo de su vida, se mantiene en un estado dinámico de crecimiento, remodelación y reabsorción que le permite adaptarse a cambios en las propiedades mecánicas y en la homeostasis del calcio (Larsson et al., 2001).

En el tejido óseo maduro y en desarrollo, se pueden diferenciar cuatro tipos de células: osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos y osteoclastos. Los tres primeros tipos son estadios funcionales de un único tipo celular. Los osteoblastos son los responsables de las síntesis y secreción de los compuestos orgánicos e inorgánicos de la matriz extracelular del hueso nuevo (osteoide) y, cuando quedan atrapados en el osteoide mineralizado, pasan a llamarse osteocitos. El proceso reversible de cambio de una modalidad funcional a otra se conoce como modulación celular. Como se observa en la Figura 2.11, los gráficos **A** y **B** ilustran una red de osteoblastos (1), que se ha diferenciado a partir de las células progenitoras (2). Las prolongaciones celulares (3) de un osteoblasto se unen con los demás osteoblastos. Estas células segregan colágeno y sustancia amorfa a la matriz intercelular (4), produciendo así la matriz osteoide. La matriz (5) en **C** se encuentra calcificada. Los nutrientes llegan a las células, que se denominan osteocitos (6), a través de los canaliculos (7). Los espacios que rodean los osteocitos se conocen como lacunas (8). Por otra parte, el osteoclasto es una célula multinucleada, móvil, gigante, que degrada, reabsorbe y remodela huesos. Al igual que el osteoblasto, está implicado en la remodelación de hueso natural. Deriva de células hematológicas.



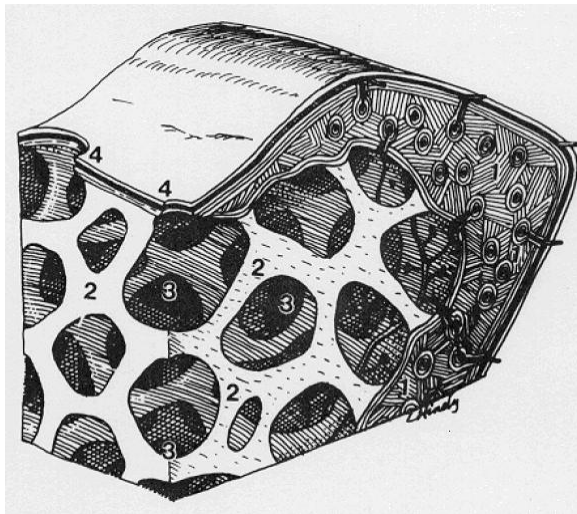
**Figura 2.11.** Etapas de la formación ósea. **A** y **B** ilustran una red de osteoblastos. **C** muestra un hueso totalmente formado tras la mineralización de la matriz (Lake, 1993).

a) Hueso inmaduro y hueso laminar.

El hueso se presenta de dos formas principales: el hueso inmaduro y el hueso laminar. El hueso inmaduro crea el esqueleto embrional. Este esqueleto se desarrolla y es

reabsorbido por hueso maduro. El hueso inmaduro es más flexible, más frágil y se deforma con mayor facilidad que el hueso laminar. El hueso inmaduro está constituido por una distribución irregular de fibrillas de colágeno y contiene, aproximadamente, cuatro veces más células formadoras de hueso por unidad de volumen que el hueso laminar. La mineralización del hueso inmaduro sigue un modelo irregular, mientras que el hueso laminar tiene una distribución relativamente uniforme de mineral dentro de la matriz.

El hueso laminar está formado por capas sucesivas con una alta organización infraestructural. Este hueso laminar puede estar compuesto por una masa sólida, denominándose hueso compacto o cortical, o puede estar dispuesto como una esponja, denominándose entonces hueso trabecular o esponjoso (Figura 2.12).

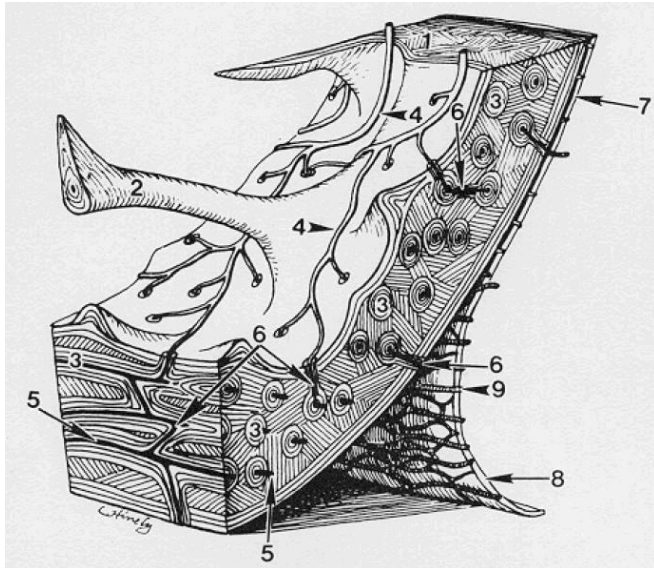


*Figura 2.12. Representación del hueso cortical (1) y trabecular (2). También se aprecian los espacios medulares (3). El reborde residual (4) está formado por hueso trabecular tapizado por mucosa bucal (Lake, 1993).*

b) Hueso compacto o cortical.

La capa exterior de los huesos está formada por hueso compacto o cortical (Figura 2.13). Esta capa protectora es densa y se constituye a partir de la disposición adyacente y parcialmente superpuesta de formaciones cilíndricas llamadas osteonas. Una osteona o sistema harvesiano consiste en vasos sanguíneos y nervios dispuestos en un “túnel” llamado canal harvesiano rodeado de una lamela. En las lamelas se encuentran los osteocitos, que se comunican entre sí a través de extensiones propias ubicadas en pequeños canales llamados canalículos (véase la Figura 2.13). Los osteocitos están embebidos dentro de la matriz ósea mineralizada. Los espacios entre las osteonas se rellenan con lamelas intersticiales, que también contienen células formadoras de hueso.

El tejido óseo que muestra la Figura 2.13 es maduro compacto o laminar. El periostio se encuentra adherido en el punto (7) y separado de la superficie ósea en el punto (8). La porción fibrosa del periostio se ha desprendido de la superficie del hueso, mientras que la mayor parte de la capa celular queda adherida a ella. El periostio es una estructura muy vascularizada, como se observa por la abundancia de vasos en su interior (9). Los vasos periósticos se comunican con los canales harvesianos a través de los canales de Volkmann (6).



**Figura 2.13.** Representación del hueso cortical (1), las trabéculas (2), los sistemas harvesianos u osteonas (3), los vasos sanguíneos dentro del espacio medular (4) y los vasos dentro de los canales harvesianos (5), los canales de Volkmann (6), periostio (7) y (8), y vasos sanguíneos (9) (Lake, 1993).

c) Hueso trabecular o esponjoso.

Como se ha mencionado anteriormente, el hueso cortical cubre la parte exterior del hueso, mientras que el hueso trabecular o esponjoso cubre el interior del hueso. El hueso trabecular es el que soporta los esfuerzos mecánicos a los que es sometido el hueso. Cuando se observa el hueso trabecular mediante un microscopio, se aprecia que tiene forma de esponja (Figura 2.12).

d) Interfase en el tejido óseo.

Desde el punto de vista de los implantes dentales, podemos afirmar que existen tres tipos de interfases en el tejido óseo: célula-matriz, cuando las células óseas

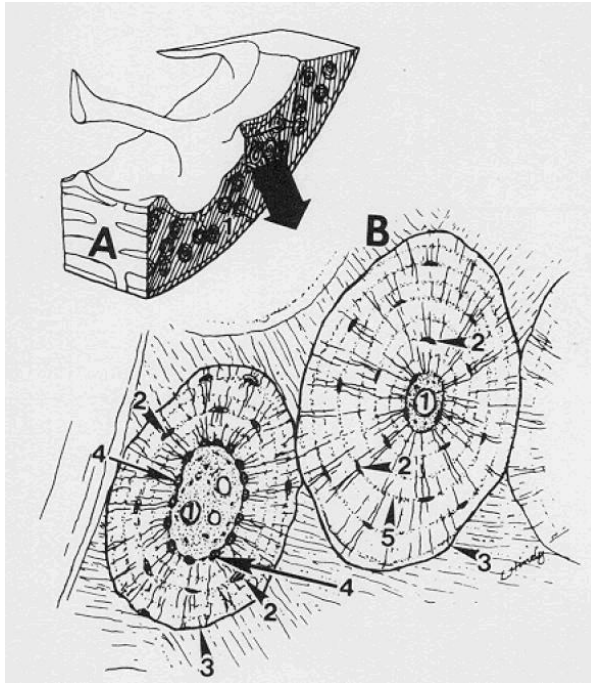
interactúan con la superficie de la matriz del hueso; matriz-matriz, cuando el hueso nuevo se deposita sobre el hueso viejo, y matriz-implante, cuando la matriz del hueso se desarrolla sobre la superficie del implante.

e) Líneas cementarias y líneas de reposo.

Línea cementaria se denomina a la línea que rodea las osteonas. El término “líneas” se debe a su apariencia en las secciones histológicas (Figura 2.14), pero en realidad son capas muy finas de matriz orgánica que cubren por completo la superficie exterior de las osteonas y separan la matriz de las lamelas o capas adyacentes. En general, las extensiones celulares de los canalículos y las fibrillas de colágeno no atraviesan las líneas cementarias. En consecuencia, cada una de las osteonas está aislada de todas las adyacentes.

Las líneas cementarias y las líneas de reposo (Figura 2.14) tienen una composición muy similar. Las líneas cementarias reflejan la acumulación de material orgánico y mineral en la interfase matriz-matriz, mientras que las líneas de reposo corresponden a la acumulación de material orgánico y mineral en la interfase célula-matriz. Por otra parte, las líneas cementarias separan las zonas de hueso de diferentes edades y, en general, con diferente cantidad de mineral, y las líneas de reposo separan las lacunas y canalículos de los osteocitos.

En la Figura 2.14 pueden observarse los canales harvesianos (1), los osteocitos (2) y las líneas cementarias (3). El endostio, compuesto de osteoblastos y células progenitoras, aparece en (4). Los osteocitos (2) y las líneas de reposo (5) con las que se comunican forman láminas de apoyo.



**Figura 2.14.** *A muestra parte del hueso mandibular. B es una imagen a mayor aumento del fragmento del recuadro de A, que muestra dos osteonas cortadas transversalmente (Lake, 1993).*

f) Periostio y endostio.

Se conoce como periostio (Figura 2.13) a una membrana de tejido conectivo muy vascularizada, fibrosa y resistente, que cubre al hueso por su superficie externa excepto en lugares de inserción de ligamentos, tendones y superficies articulares (la superficie externa del hueso en las articulaciones está cubierta por cartílago hialino, llamado cartílago articular).

El periostio se encuentra unido al hueso por fuertes fibras de colágeno llamadas fibras de Sharpey, que se extienden a las lamelas circunferenciales externas e intersticiales.



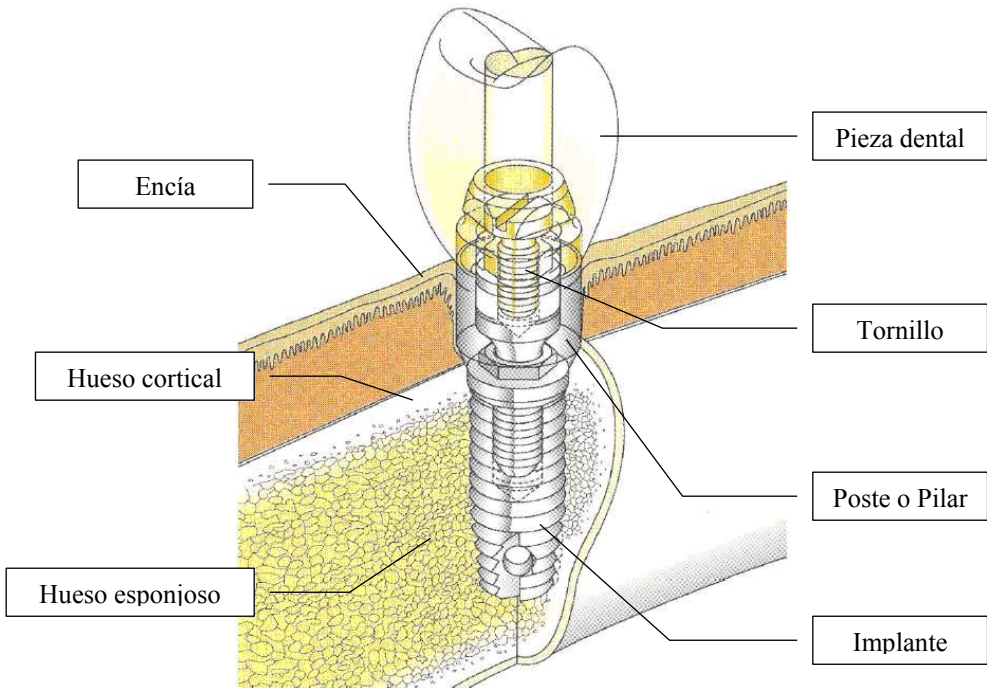
Se compone el periostio de una capa externa fibrosa y una capa interna de recambio. La capa fibrosa contiene fibroblastos, mientras que la capa de recambio contiene células progenitoras que se transforman en osteoblastos, responsables del aumento de grosor del hueso.

La superficie interna del hueso cortical, por su parte, está tapizada con una capa osteogénica similar a la perióstica, pero sin tejido fibroso. Es el endostio, que se adapta a la superficie irregular que forman las trabéculas. El endostio tapiza la cavidad medular, las cavidades del hueso trabecular y los canales harversianos.

Tanto el periostio como el endostio son las fuentes de reparación del hueso.

### **2.3 DESCRIPCIÓN DE UN IMPLANTE**

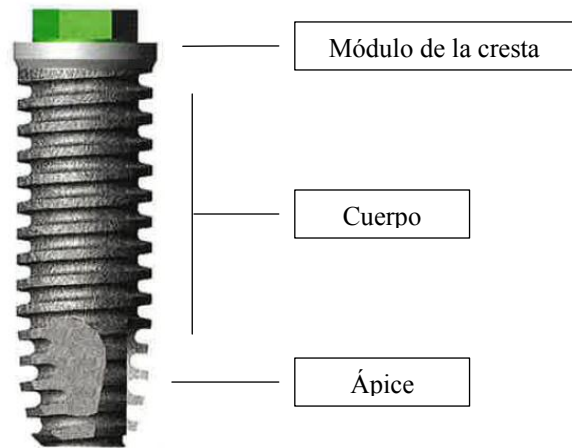
En la Figura 2.15 podemos apreciar los diferentes elementos que intervienen en un implante. Por una parte, tenemos los componentes naturales correspondientes al paciente que son: la encía, el hueso cortical y el hueso esponjoso, y por otra, el conjunto de elementos que forman el implante dental que son: el implante roscado al hueso, el poste o pilar, el tornillo que une el poste al implante y la pieza dental artificial (Esposito, 2001).



*Figura 2.15 Representación esquemática de un implante dental*

El diseño más común de un conjunto de implante dental combina un implante con un poste unido mediante un tornillo, que permite fijar una pieza dental individual, varios dientes o sirve de anclaje para una supraestructura sobre implantes.

El implante es la parte que se diseña para ser introducido en el hueso con el fin de anclar los componentes protésicos, generalmente con aspecto de tornillo aunque también existan otros tipos. A su vez, este implante se divide en tres zonas, que son: el módulo de la cresta, el cuerpo que es la zona intermedia y el ápice o extremo final (Figura 2.16).



**Figura 2.16** Zonas de un implante dental

El módulo de la cresta de un implante es aquella porción diseñada para retener el componente protésico. También representa la zona de transición entre el diseño del cuerpo implantario y la región transósea del implante, a nivel de la cresta de reborde. La zona de conexión del implante con el poste tiene, con frecuencia, una plataforma sobre la que se coloca el poste. Para la estabilidad de la conexión entre el implante y el poste es fundamental un ajuste de alta precisión que a menudo incluye un mecanismo antirrotacional sobre la plataforma (hexágono externo), aunque puede extenderse hacia el interior del cuerpo del implante (hexágono interno, extremo apuntado de Morse, surcos internos, etc.) (Misch, 2007).

El diseño del cuerpo del implante es muy variado, ya que puede ser con paredes rectas, convergentes, cónicas, ovoides, trapezoidales, etc. Las variaciones en la forma de las rosas, aliviaderos complementarios, canales y escalones aumentan la tipología de los implantes en función de su geometría (Jokstad et al., 2003).

El ápice del implante puede presentar rosca o zona lisa y tener orificios para mejorar la osteointegración. También puede disponer de ranuras para facilitar su inserción.

En cuanto al material de los implantes, en la actualidad, la mayoría están fabricados con titanio comercialmente puro (c.p.) o aleaciones de titanio.

El poste o pilar es la parte del implante que sostiene o retiene una prótesis o la supraestructura implantaria. Se define la supraestructura como un armazón metálico que se ajusta a los postes implantarios, y proporciona retención a una prótesis removible, o sirve de estructura para una prótesis fija. Se describen tres categorías de postes implantarios, según el método por el cual se sujeta la prótesis o la supraestructura al poste: atornillado, cementado y retenido.

En la gran mayoría de los sistemas implantológicos el poste se fija al implante mediante un tornillo, tal y como se muestra en la representación de la Figura 2.15. Una de las causas más frecuentes de revisión de implantes dentales es el aflojamiento del tornillo de fijación, lo que provoca desajustes entre el implante y la prótesis. Con las cargas sucesivas de masticación puede llegar la rotura del tornillo. Este problema conlleva molestias importantes al paciente, y para el cirujano no es una operación fácil, ya que debería extraer la parte del tornillo del interior del implante osteointegrado. Es posible que los filetes para la extracción del tornillo estén defectuosos y pueda ser necesaria la extracción del implante, y la colocación de uno nuevo de mayor diámetro si el hueso y el espacio óseo lo permiten.

El material de estos tornillos de fijación puede ser titanio, oro u otros materiales con recubrimiento de oro. El oro actúa como sistema de gripaje aumentando la fricción y la superficie de agarre del tornillo a las roscas del implante dental.

## **CAPÍTULO 3. IMPLANTES DENTALES: ESTADO DEL ARTE**

---

### **3.1 LA OSTEointegración en los implantes dentales.**

A mediados del siglo pasado, Leventhal publicó sus primeras conclusiones en torno a la utilización de tornillos de titanio fijados en huesos de ratas (Leventhal, 1951). En dicho estudio se insertaron 80 tornillos de titanio en fémures de ratas para analizar la fijación en función del tiempo transcurrido. Así, a las 6 semanas se observó que los implantes estaban ligeramente más unidos al hueso que en el momento de insertarlos. Cuando transcurrieron 12 semanas resultó más difícil extraerlos y al finalizar el periodo de análisis de 16 semanas, los tornillos estaban tan fuertemente fijados que, en un caso, al intentar extraer el implante del hueso, el fémur se fracturó.

Las conclusiones más importantes de este estudio son que el titanio puede ser útil en cirugía debido a sus propiedades mecánicas y porque no provoca reacciones tisulares. Respecto a que el implante de titanio quede adherido al hueso, puede ser una desventaja en los casos en los que el implante deba retirarse trascurrido un determinado tiempo, pero para los casos en los que el implante deba quedarse fijado permanentemente, resulta claramente ventajoso, convirtiendo al titanio en un material idóneo.

Más adelante, el equipo formado en torno al profesor sueco Brånemark, según hemos ya mencionado en la breve historia incluida en el Capítulo 2, realizó un trabajo en el que analizó el comportamiento de los implantes de titanio comercialmente puro (Ti c.p.) insertados en la médula del peroné de una serie de conejos (Branemark et al., 1964). El objetivo de este estudio era evaluar los cambios tisulares, a través de microscopía *in vivo*, bajo unas condiciones de trabajo controladas. A través de cámaras cuyas carcasas estaban fabricadas de Ti c.p. se comprobó que se podía conseguir una conexión firme entre el hueso y el implante de titanio si a la hora de insertar el implante no se dañaba el hueso en exceso. Se comprobó también que el hueso se regeneraba en torno a la superficie de titanio, quedando el implante embebido en el hueso, lo cual hacía imposible extraer la pieza de Ti c.p. sin dañar el hueso circundante. Todos estos resultados, además de corroborar los ya obtenidos por Leventhal, superaban un obstáculo insalvable hasta entonces, ya que se pensaba que los metales no se podían integrar directamente en el hueso.

Profundizando en esta área el profesor Brånemark en la siguiente década desarrolló el concepto de “osteointegración”, en términos de la absorción de la pieza de Ti c.p. por el hueso, y propone su utilización en los implantes dentales por sus buenas características a largo plazo (Branemark et al., 1969; Branemark et al., 1977). Se definió la osteointegración como una conexión directa, estructural y funcional, entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. En síntesis, se puede afirmar que la creación y el mantenimiento de la osteointegración dependen de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelación del tejido óseo que rodea el implante.

Además del fenómeno de la osteointegración, también se analizó la “fibrointegración”, que consiste en aprovechar la encapsulación del implante con un tejido conectivo estratificado y blando. Este ligamento está formado por un tejido blando muy vascularizado que rodea las piezas dentales. En este sentido, en 1987 se

perseguía imitar al ligamento periodontal con su capacidad de amortiguar las tensiones producidas y su función sensorial (Weiss, 1987). Al contrario que con la osteointegración, no se consiguieron buenos resultados con la fibrointegración, por lo que se dejó a un lado esta técnica ante la imposibilidad de imitar el comportamiento tisular.

La osteointegración revolucionó la práctica médica, entre ellas la implantología dental a partir de los años 80. Aunque otros autores califican este fenómeno como “anquilosis”<sup>1</sup> (Schroeder et al., 1981), lo cierto es que ha permitido mejorar los resultados clínicos notablemente. En particular, los implantes dentales osteointegrados han mejorado de manera significativa la capacidad de masticación, la fonética, la estética y, por consiguiente, la aceptación desde el punto de vista psicológico en los pacientes total o parcialmente edéntulos.

El libro *Prótesis dental sobre implantes* (Misch, 2007), además de analizar diferentes casos en los que se aplican los implantes osteointegrados, cita los siguientes 12 aspectos de mejora obtenidos por éstos:

1. Mantenimiento del hueso.
2. Posición adecuada de los dientes.
3. Mantenimiento de las dimensiones verticales.
4. Buena oclusión.
5. Cargas oclusales directas.
6. Mayores porcentajes de éxito.
7. Aumento de la fuerza oclusal.
8. Mejor función masticatoria.

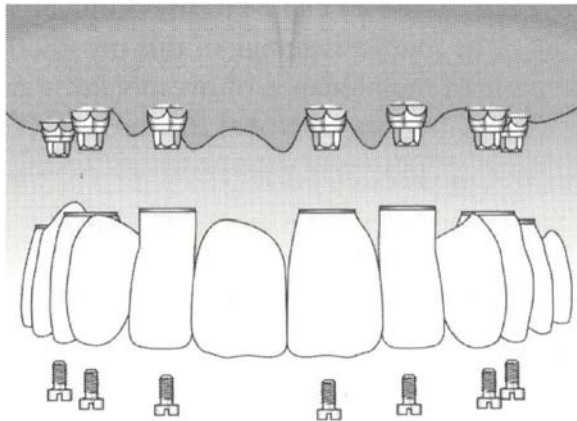
---

<sup>1</sup> En Medicina, la anquilosis es la inexistencia anormal, total o parcial, de movimiento en una articulación.

9. Mayor estabilidad y retención.
10. Mejor fonética.
11. Mejor distribución de las fuerzas ejercidas por los dientes.
12. Gran mejora de la satisfacción psicológica.

A continuación se presentan diferentes casos con ilustraciones, en los que se han utilizado implantes dentales para fijar una o varias piezas dentales (Esposito, 2001).

Las primeras aplicaciones de los implantes dentales fueron para restaurar a los pacientes totalmente edéntulos. En la Figura 3.1 se puede apreciar la fijación de una dentadura completa mediante implantes. Otra posibilidad podría haber sido la fijación de la prótesis sobre el hueso con cemento.

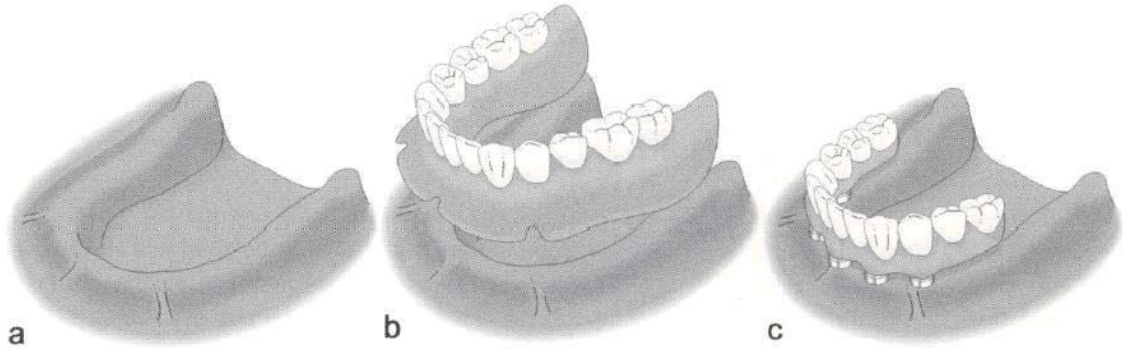


**Figura 3.1.** Fijación de una dentadura postiza completa mediante implantes.

Un fenómeno a tener en cuenta en las mandíbulas totalmente edéntulas es la reabsorción ósea que se produce motivada por la falta de piezas dentales (Figura 3.2 a). Esta condición dificulta la correcta adecuación de las prótesis removibles tradicionales (Figura 3.2 b), las cuales se sitúan en la cavidad bucal e interaccionan mecánicamente con los tejidos blandos que recubren la mandíbula. Para solventar esta

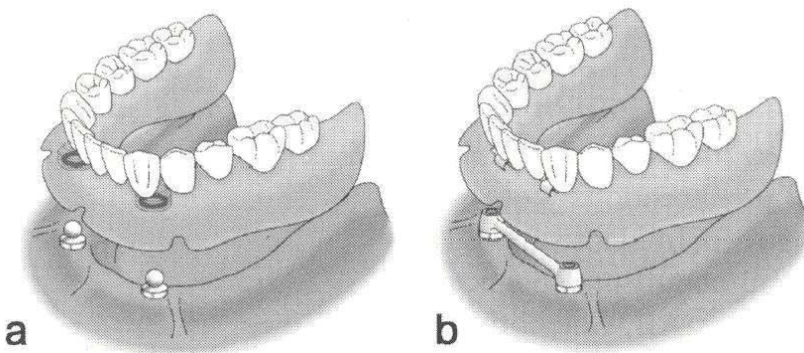


dificultad, se han utilizado las prótesis implantosoportadas (Figura 3.2 c), que se fijan a los implantes bien por tornillos de conexión o por cementación.



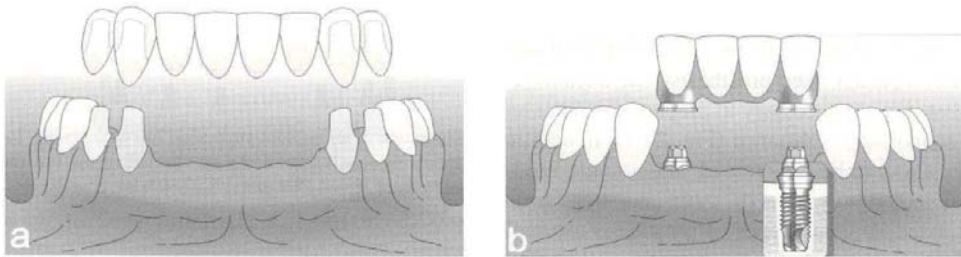
**Figura 3.2.** a) Ilustración esquemática de la encía edéntula. b) Dentadura postiza convencional. c) Puente fijo completo implantosoportado.

Otra posibilidad es fijar las dentaduras removibles en varios puntos de acoplamiento o con una barra de retención entre los implantes dentales, y a continuación unir las prótesis dentales removibles a estos sistemas de acoplamiento como se muestra en la Figura 3.3.



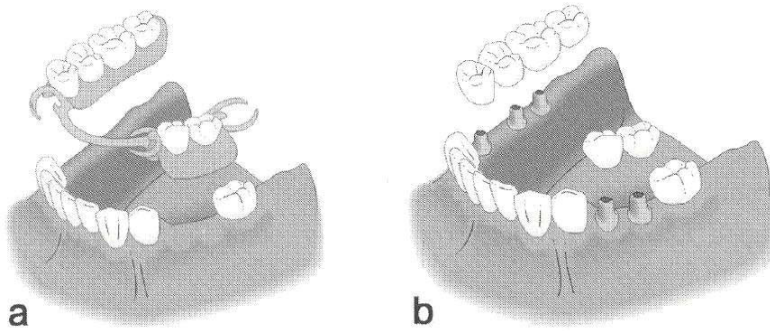
**Figura 3.3.** Fijación de prótesis removibles mediante: a) Puntos de acoplamiento. b) Barra de retención.

También se utilizan los implantes dentales osteointegrados para sustituir una o varias piezas dentales. Cabe destacar que la respuesta es mejor en los implantes dentales osteointegrados que en las prótesis removibles parciales. Además, con la técnica tradicional en algunos casos es necesaria la manipulación o extracción de piezas dentales adicionales, al contrario que con los implantes osteointegrados (Figura 3.4).



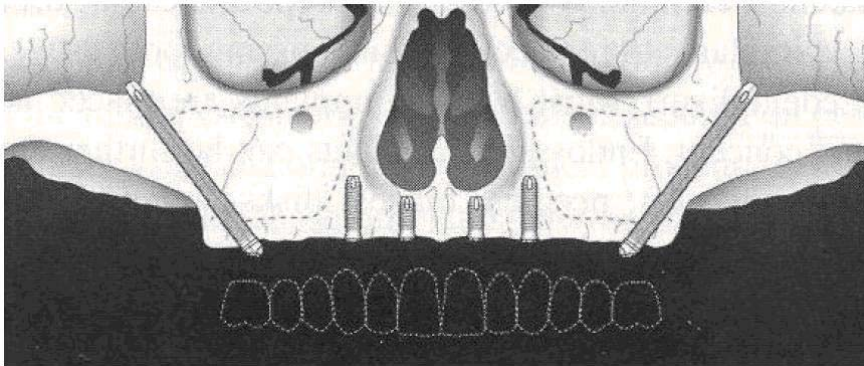
**Figura 3.4.** Ilustración esquemática de una mandíbula parcialmente edéntula. a) Los dientes perdidos se reemplazan por un puente fijo convencional. b) El mismo caso tratado con implantes dentales.

Un caso similar al anterior es aquel en el que las piezas dentales a añadir se encuentran localizadas en diferentes partes. En estos casos la técnica tradicional consiste en añadir las piezas dentales unidas por un gancho, pero no son bien asimiladas por algunos pacientes. La alternativa mediante implantes dentales sería establecer prótesis parciales implantosoportadas (Figura 3.5).



**Figura 3.5.** Ilustración esquemática de una dentadura parcialmente edéntula. a) Utilización de una prótesis parcial removible. b) Utilización de prótesis parciales implantosoportadas.

Por otra parte, siempre que las condiciones anatómicas y clínicas lo permitan, también se pueden realizar implantes en zonas complicadas como son la zona del hueso pterigoideo y la tuberosidad maxilar, así como el hueso cigomático (Balshi et al., 1999; Venturelli, 1996; Weischer et al., 1997) (Figura 3.6).



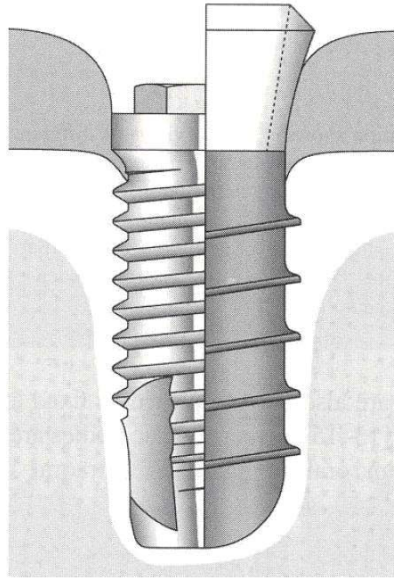
**Figura 3.6.** Ilustración esquemática de dos implantes largos de titanio ubicados en el hueso cigomático y de cuatro implantes colocados en el maxilar.

### **3.2 TIPOS DE IMPLANTES DENTALES. IMPLANTES ENDOÓSEOS.**

En un dispositivo protésico correspondiente a una dentadura completa o parcial, un puente o una supraestructura, los implantes dentales son la base o cimiento de este conjunto.

Atendiendo a su posición podemos clasificar los implantes en cuatro grupos diferentes:

- Implantes subperiostios: Son estructuras moldeadas y hechas a medida, que se alojan por debajo del mucoperiostio, sobre el hueso.
- Implantes transóseos: Son estructuras que se colocan en la parte frontal inferior de la mandíbula, atraviesan por completo el mucoperiostio y el hueso mandibular, por lo que se instalan a través del hueso.
- Implantes endoóseos: Se colocan dentro del hueso, sobre una columna recta, en ambas mandíbulas, a través de una incisión mucoperiostial (Figura 3.7). Son los implantes más comunes debido a que pueden ser utilizados en casi todos los casos, basando su éxito en la osteointegración.
- Implantes yuxtaóseos: Se instalan junto al hueso. A pesar de que fue el primer implante en aplicarse, hoy en día no se utiliza debido a que por su colocación provoca un colapso vascular en el hueso.



**Figura 3.7.** Ilustración esquemática de dos implantes endoóseos de raíz roscada. A la izquierda está representado un implante “sumergible” de Brånemark, y a la derecha uno “no sumergible” de ITI.

Los implantes dentales endoóseos se pueden clasificar por su parte según su diseño en: implantes de espiga, de aguja, de lámina, de disco y de raíz. Los implantes de espiga y aguja son muy finos y se insertan en el hueso o en la raíz del diente. Pueden tener un muñón que sobresale del diente para retener la corona. Los implantes de lámina poseen forma plana y pueden utilizarse para sustituir un incisivo central a nivel del maxilar superior. Los implantes de disco son piezas con forma de disco o lámina en las que sobresale un muñón para colocar la pieza dental. Se aplican en los casos con menor espesor de hueso. Finalmente, los implantes endoóseos de raíz pueden ser de muy diversas formas: roscados, cilíndricos o combinaciones de los anteriores (Figura 3.8).



*Figura 3.8. Diferentes tipos de implantes endoóseos de raíz: cilíndricos (fila superior), roscados (fila central) y combinación de ambos (fila inferior).*

De todos los tipos de implantes endoóseos, los más utilizados son los de raíz de tipo roscado frente al de tipo cilíndrico (Esposito et al., 1998). Respecto a la osteointegración, se observa que en los primeros es mejor (Carlsson et al., 1986; Predecki et al., 1972), motivo por el cual en los últimos años se han desarrollado más.

Respecto del material utilizado en la fabricación de los implantes endoóseos, el más frecuente es, como luego veremos, el Ti c.p., por su excelente biocompatibilidad y sus buenas propiedades mecánicas.

Además del material, las superficies de los implantes dentales tienen una especial relevancia, ya que serán el medio de unión entre implante y hueso, en las que se

buscará el aumento de la rugosidad o la aplicación de recubrimientos bioactivos. Este apartado se analizará también en un apartado posterior.

### **3.3 FACTORES EN LA OSTEOINTEGRACIÓN.**

Los factores esenciales a tener en cuenta para una correcta osteointegración fueron enunciados por Albrektsson en 1981, y se basan en una correcta práctica clínica e ingenieril en la implantología dental (Albrektsson et al., 1981). Son los siguientes:

1. El material del implante.
2. La calidad superficial del implante.
3. El diseño macroscópico y dimensional del implante.
4. El estado del hueso receptor.
5. La técnica quirúrgica.
6. Las condiciones de carga del implante.

En los tres primeros factores el trabajo de ingeniería tiene un peso mayor, mientras que los tres últimos factores corresponden al trabajo clínico. No obstante, en la investigación de los implantes dentales es fundamental el conocimiento multidisciplinar de los profesionales implicados.

#### **1. El material del implante.**

En este apartado se analizan las diferencias entre los materiales bioinertes y bioactivos, las razones por las que se utiliza el titanio en la implantología dental y las propiedades mecánicas de los diferentes tipos de Ti c.p.

- a. Materiales bioinertes y bioactivos.

Antes de detallar las diferencias entre los materiales bioinertes y bioactivos, conviene describir los siguientes conceptos sobre materiales:

- **Biomaterial:** Es un material no vivo utilizado en un aparato médico y concebido para interactuar con sistemas biológicos.
- **Biocompatible:** Significa que la presencia del biomaterial dentro de los tejidos biológicos provoca respuestas bioquímicas que no son perjudiciales ni para dichos tejidos ni para el biomaterial. Dicho de otra forma, no produce la llamada “reacción a cuerpo extraño”.
- **Bioinerte:** Es un material que no es tóxico ni tampoco biológicamente activo. Quiere decir que este tipo de material en servicio no cede ninguna substancia perjudicial ni reacciona con los tejidos circundantes.
- **Bioactivo:** Es un material que no es tóxico pero sí biológicamente activo. Este tipo de material causa reacciones tisulares favorables, lo que lleva al establecimiento de enlaces químicos directos con los tejidos circundantes.

El material con el que se fabriquen los implantes dentales debe ser al mismo tiempo biomaterial y biocompatible.

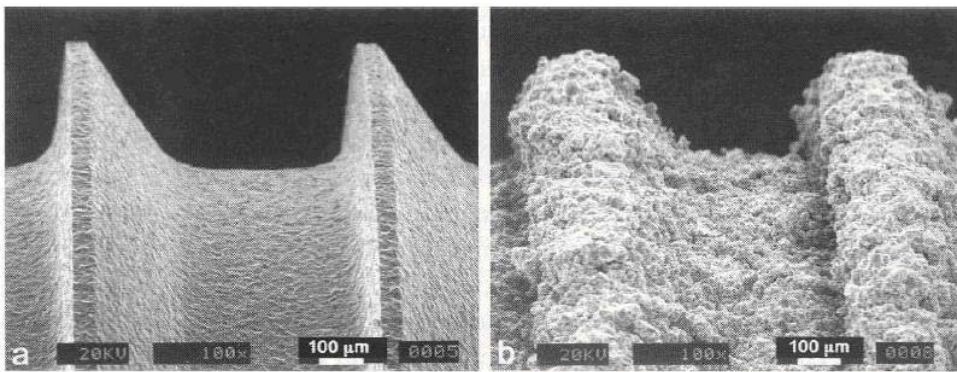
El Ti c.p. es generalmente aceptado como material bioinerte y, teniendo en cuenta sus adecuadas propiedades mecánicas, resulta ser el más utilizado en implantología dental.

Por otra parte, la hidroxiapatita es un material bioactivo para el tejido óseo, ya que es constituyente de la fase mineral del hueso. Esto hace que las células la reconozcan



como un material biológicamente no ajeno y formen un tejido ordenado, dando lugar a la denominada biointegración. La principal desventaja de la hidroxiapatita es su alta fragilidad, por lo que se emplea únicamente como recubrimiento del metal utilizado para construir el implante.

En resumen, son dos principalmente los biomateriales que se utilizan para la fabricación de los implantes dentales: el Ti c.p. (bioinerte, osteointegrado), y el mismo metal recubierto con una capa de hidroxiapatita (bioactivo, biointegrado). En este segundo caso existe el riesgo con el paso del tiempo de que la capa de hidroxiapatita, aplicada en el Ti c.p. por proyección por plasma, se desprenda y quede embebida en la matriz ósea (Liao et al., 1997) (Figura 3.9).



**Figura 3.9.** Imágenes de microscopio que muestran dos tipos diferentes de modificación de propiedades superficiales. a) Una superficie de Titanio atacada con ácido. b) Una superficie de Titanio proyectada con plasma de hidroxiapatita.

b. El titanio en la implantología dental.

El titanio se utiliza mayoritariamente en la fabricación de implantes dentales ya que este material cumple más adecuadamente los requerimientos de biomaterial: biocompatibilidad, osteointegración, biofuncionalidad (adecuadas propiedades

mecánicas), resistencia a la corrosión, procesabilidad y disponibilidad (Breme et al., 1998).

El titanio es el noveno elemento más abundante en la corteza terrestre. Se obtiene a partir de minerales ricos en óxido de titanio ( $\text{TiO}_2$ ), como son el rutilo y la ilmenita. Las técnicas actuales de extracción y refinado del titanio permiten obtener suficiente titanio para realizar aleaciones de “titanio comercialmente puro” (Ti c.p.) en diferentes grados. En función de la cantidad de elementos intersticiales minoritarios que contiene la aleación de Ti c.p. son cuatro los grados que se utilizan para aplicaciones médicas según las normas internacionales ISO 5832-2 (International Organization for Standardization (Ginebra), 1999) y ASTM F67-00 (American Society for Testing and Materials (Filadelfia, Pennsylvania), 2006) (Tabla 3.1).

	N máx.	C máx.	H máx.	Fe máx.	O máx.	Ti
Ti c.p. Grado I	0.03	0.10	0.0125	0.20	0.18	Balance
Ti c.p. Grado II	0.03	0.10	0.0125	0.30	0.25	Balance
Ti c.p. Grado III	0.05	0.10	0.0125	0.30	0.35	Balance
Ti c.p. Grado IV	0.05	0.10	0.0125	0.50	0.40	Balance

**Tabla 3.1.** Composición química (% en peso), según norma ASTM F67-00, de barras de los cuatro grados de Ti c.p. para aplicaciones biomédicas.

c. Propiedades mecánicas del titanio.

El Ti c.p. posee buenas propiedades mecánicas para su aplicación como implante dental. En la Tabla 3.2 se muestran los valores de la resistencia a la tracción, el límite elástico y la elongación de 4D<sup>2</sup> del Ti c.p. según el grado.

	Resistencia a la tracción mín. (MPa)	Límite elástico al 0.2 % mín. (MPa)	Elongación de 4D mín (%)
Ti c.p. Grado I	240	170	24
Ti c.p. Grado II	345	275	20
Ti c.p. Grado III	450	380	18
Ti c.p. Grado IV	550	483	15

**Tabla 3.2.** *Propiedades mecánicas, según norma ASTM F67-00, de barras de los cuatro grados de Ti c.p. para aplicaciones biomédicas.*

El módulo de elasticidad del Ti c.p. (100 ÷ 110 GPa) es del orden de la mitad del que poseen otros metales para uso biomédico como los aceros inoxidable y las aleaciones cromo-cobalto (Bobyne et al., 1992). Este hecho representa una característica importante, ya que comparativamente un menor módulo de elasticidad (más cercano al del hueso) disminuye el fenómeno de relajación de tensiones en los tejidos óseos circundantes, favoreciendo la remodelación ósea.

La resistencia a la tracción varía considerablemente según el grado del Ti c.p. e incluso en cada grado puede verse modificado dicho valor dependiendo del proceso de conformado y del tratamiento térmico aplicado. Así, el Ti c.p. de grado I tiene una resistencia a la tracción de 240 MPa para el material recocido y de 680 MPa para un material deformado plásticamente en frío (Boyer et al., 1994).

<sup>2</sup> El valor de la elongación de 4D se obtiene ensayando una probeta cuya longitud calibrada es 4 veces su diámetro.

Además de estas características, el Ti c.p. tiene una densidad ( $\approx 4200 \text{ kg/m}^3$ ) más baja que otros materiales de uso biomédico como el acero inoxidable ( $\approx 7800 \text{ kg/m}^3$ ) y las aleaciones cromo-cobalto ( $\approx 8500 \text{ kg/m}^3$ ), lo cual hace que la resistencia específica del Ti c.p. sea elevada, obteniendo otra ventaja para su utilización.

Otra característica mecánica importante en la elección del material de los implantes dentales es la resistencia a la fatiga. Los implantes dentales están sometidos a cargas cíclicas de flexión-torsión, lo cual puede conducir a la fractura (Brunski, 1992). A pesar de ser un parámetro a considerar, diversos estudios revelan que el número de implantes de Ti c.p. que rompen por fatiga mecánica es muy bajo, representando un 0,2 % de los implantes que fracasan en la boca (M. Esposito, 2001).

d. Biomateriales Funcionalmente Graduados (Functionally Graded Biomaterials, FGBM).

Los biomateriales funcionalmente graduados (functionally graded biomaterials, FGBM) han sido propuestos como una actualización del potencial de algunos implantes convencionales de titanio como material para la selección de prótesis dental. La idea del implante dental FGBM es que la propiedad podría variar en un patrón determinado para que coincida con las características biomecánicas requeridas en las diferentes regiones en el hueso de alojamiento. Sin embargo, las propiedades de apareamiento no garantizan necesariamente la mejor osteointegración y la remodelación ósea.

El comportamiento biomecánico de un implante dental con un material FGBM ha sido investigado con un modelo tridimensional de elementos finitos, teniendo en cuenta la interacción entre el implante y el hueso circundante (Yang et al., 2007). Las principales conclusiones que pueden extraerse de este trabajo son:

- i. El uso de un implante FGBM reduce la tensión en la unión implante-hueso, pero tiene un efecto relativamente pequeño en las frecuencias naturales de todo el sistema.
- ii. El valor máximo de la tensión de Von Mises se encuentra en o cerca del principio del primer hilo del implante FGBM y en el hueso cortical correspondiente a la región de contacto con el implante.
- iii. Se obtiene una mayor osteointegración, con menores tensiones máximas y frecuencias naturales mucho más altas. Estos parámetros pueden ser utilizados para la evaluación de la calidad de la osteointegración y la salud dental en aplicaciones clínicas.
- iv. Un mayor índice de volumen (mayor proporción del material biocerámico frente al biometálico) ayuda a reducir la diferencia de tensión máxima en la interfase entre implante y huesos, y aumenta ligeramente la frecuencia fundamental, pero aumenta significativamente las amplitudes de las tensiones máximas y desplazamientos bajo fuerzas dinámicas.
- v. Desde el punto de vista biomecánico, los criterios de diseño de un implante FGBM deben incluir, entre otros, reducir al mínimo el factor de riesgo, que es la relación entre la tensión de trabajo y la tensión límite para el implante y el peri-implante de tejido óseo. De este modo, se equilibran las características estáticas y dinámicas del implante.

## **2. La calidad superficial del implante.**

La calidad superficial del implante dental depende fundamentalmente de sus propiedades fisicoquímicas y topográficas.

Una vez realizada la implantación se producen las reacciones biológicas entre el material del implante y el organismo vivo. Son muchas las propiedades fisicoquímicas de la superficie del implante que pueden modificar el comportamiento biológico del material, por lo que la secuencia de las reacciones conllevará una mejor o peor osteointegración del implante.

Por otra parte, las propiedades topográficas de la superficie del implante dental, como la rugosidad y la textura, son de gran importancia a la hora de evaluar la respuesta del organismo ante la presencia del implante. Estudios realizados confirman que el aumento de la rugosidad del Ti c.p. obtenida en la mecanización mejora la fijación mecánica *in vivo* (Brunette, 2001). Existe gran variedad de tratamientos superficies para el Ti c.p. de los implantes dentales con el objeto de conseguir propiedades topográficas especiales, ya que estas suponen un factor de calidad relevante (Bagno et al., 2004).

Con los tratamientos superficiales se persigue:

- a. La limpieza de la superficie y/o la eliminación de la capa superficial nativa.
- b. La modificación de la estructura y la topografía (lisa, rugosa, porosa).
- c. La modificación de la composición y la estructura de la capa de óxido o la formación controlada de un nuevo recubrimiento en la superficie, cambiando, en la mayoría de los casos, el carácter bioinerte del titanio por un material bioactivo.

Por otra parte, los tratamientos superficiales de los implantes dentales pueden clasificarse atendiendo al aspecto fisicoquímico fundamental empleado (Bagno et al., 2004; Lausmaa, 2001):

- a. Métodos mecánicos: desbaste, pulido, mecanizado y granallado.
- b. Métodos químicos: limpieza con disolvente, ataque ácido, ataque alcalino, pasivado, anodizado y electropulido.
- c. Métodos al vacío: descarga lumínica, descarga eléctrica e implantación iónica.
- d. Métodos de recubrimiento: proyección por plasma, sol-gen, *magnetron sputtering* y ablación láser.
- e. Métodos bioquímicos: enlace de iones y/o moléculas activas por adsorción fisicoquímica, por enlace covalente con o sin espaciador y por inclusión en materiales que actúan de portadores.

### **3. Diseño macroscópico y dimensional del implante.**

El diseño del implante tiene gran importancia en la osteointegración y en la forma de transmisión de las cargas al hueso.

En un amplio espectro de formas, tipos de superficie y dimensiones de un implante dental, siempre que se obtenga una estabilidad primaria y la técnica quirúrgica no dañe el tejido óseo, se puede obtener una buena osteointegración. Mencionaremos brevemente algunas de estas variantes con el objetivo de obtener una más rápida osteointegración aplicando cargas funcionales.

En primer lugar, los implantes roscados aportan más ventajas que los implantes impactados cilíndricos (Schenk et al., 1998):

- a. Respecto a la estabilidad primaria, los implantes roscados se quedan mejor fijados, por lo que se evitan los micromovimientos y la osteointegración mejora. Este aspecto es fundamental en aquellos

implantes que no quedan totalmente sumergidos o en los casos en los que la densidad ósea es baja.

- b. En los implantes roscados la transmisión de cargas de funcionamiento al hueso circundante se realiza de una forma más homogénea, evitando puntos de concentración de tensiones.

En segundo lugar, cabe destacar que en el diseño del implante, además de influir que la superficie sea roscada o cilíndrica, también influyen el diámetro, la longitud y demás características del diseño. Posteriormente se hará referencia a algunos trabajos de la bibliografía que consideran el efecto de estas variables.

#### **4. El estado del hueso receptor.**

El estado del hueso receptor es un aspecto clínico que debe ser examinado y evaluado, ya que puede ser la causa de fracaso del implante dental.

#### **5. La técnica quirúrgica.**

La técnica quirúrgica empleada en el tratamiento de los implantes dentales tiene gran importancia. En este sentido, la descripción y aplicación de una metodología quirúrgica resultó fundamental tanto para obtener la osteointegración de los implantes dentales como en el descubrimiento de las propiedades biocompatibles del Ti c.p. (Branemark et al., 1987).

Al insertar los implantes en el hueso se debe tener especial cuidado en no dañar excesivamente el tejido óseo, para que éste sane y se remodele lo más adecuadamente posible en torno al implante.



Algunos aspectos a tener en cuenta son los siguientes:

- a. Se ha demostrado que si durante el fresado se alcanza una temperatura superior a 42°C durante más de un minuto, la regeneración ósea no es adecuada (Eriksson et al., 1983). Para evitar que se alcance esta temperatura, se recomienda la utilización de fresas graduadas y la administración de soluciones salinas como refrigerante.
- b. El lugar de inserción del implante tiene que ser tal que se produzca la máxima aproximación entre el implante y el hueso, con el fin de que la colonización ósea en torno al implante sea máxima. Esto contribuye a que los micromovimientos entre implante y hueso sean mínimos favoreciendo la osteointegración.
- c. Es de especial importancia que excepto la primera fase de fresado, todas las siguientes se realicen a bajas velocidades de rotación (en torno a 50 rpm), lo cual proporciona las mejores condiciones biológicas al hueso para recibir al implante (Anitua et al., 2007).
- d. Por último, se debe evitar cualquier infección perimplantaria, por lo que el cirujano debe observar las máximas precauciones asépticas y deben administrarse antibióticos preoperatorios (Dent et al., 1997).

Se pueden clasificar las técnicas quirúrgicas en implantes sumergidos (o de dos etapas) e implantes no sumergidos (o de una etapa) (Ericsson et al., 1997). La diferencia entre ambas técnicas es que en la primera, el implante se inserta en el hueso y a continuación se cubre con el mucoperiosteo con el fin de que no soporte cargas y reducir el riesgo de infección durante el periodo de curación. Esta técnica precisa de una segunda intervención para unir al implante la supraestructura protésica. Por el contrario, en la técnica de implantes no sumergidos, en la primera intervención ya queda fijado tanto el implante como la supraestructura, por lo que tiene como

ventaja la reducción del tiempo de tratamiento y consecuentemente los costes asociados. El estudio de la situación clínica del paciente determinará la técnica a utilizar.

Otro modo de clasificar la técnica quirúrgica se basa en función del periodo transcurrido entre la pérdida de la pieza dental y la colocación del implante. Así, si el implante se coloca inmediatamente después de la extracción del diente (implantes inmediatos), se aprovecha al máximo la cresta ósea y se puede fijar el implante de la forma más adecuada posible (Rosenquist et al., 1996). Cuando el implante se coloca transcurrido algún tiempo de la pérdida de la pieza dental (implantes diferidos), caben dos opciones: dejar transcurrir de 3 a 8 semanas en las que se da el tiempo necesario para que sanen los tejidos blandos, o permitir que transcurran entre 6 meses y un año, periodo en el que se remodela por completo el tejido óseo (Fritz, 1996).

## **6. Las condiciones de carga del implante.**

Las condiciones de carga del implante deben ser tales que faciliten la osteointegración de la forma más rápida y adecuada posible, así como que el implante se mantenga de la forma más estable el mayor tiempo posible.

Una vez insertado el implante en el hueso se producen tres fases consecutivas (Branemark et al., 1987), en las que las condiciones de carga influyen directamente:

- i. Inmediatamente después de insertar el implante empieza la fase de cicatrización de una capa de hueso alrededor de la superficie del implante inmóvil; da comienzo el proceso de osteointegración.
- ii. Cuando el implante recibe las primeras cargas, el hueso formado alrededor de la superficie del implante se remodela en función de la

magnitud, dirección y frecuencia de la carga aplicada; se produce el avance de la osteointegración.

- iii. Trascurridos 18 meses desde la inserción del implante se llega a la fase de estabilización, en la que existe un balance entre las cargas aplicadas en el implante y la capacidad de remodelación del hueso; se habla entonces del mantenimiento de la osteointegración.

En los últimos años, debido al gran avance en los tratamientos superficiales y el diseño de los implantes, se ha reducido el tiempo de carga de los implantes dentales hasta el punto en que es posible aplicar las cargas de forma inmediata (Chiapasco et al., 1997). Hasta hace pocos años, se estimaba entre 3 y 4 meses en el caso en que los implantes se hayan insertado en la mandíbula inferior, y entre 6 y 8 meses en el caso en que los implantes se realicen en el maxilar superior.

En una revisión bibliográfica realizada por investigadores de la Universidad de Granada sobre la conveniencia o no de aplicar carga inmediatamente después de la inserción del implante dental (Herrera Briones et al., 2004), se especifica que el tratamiento del paciente desdentado total o parcial con implantes osteointegrados es cada vez más frecuente. Una mayor demanda estética y funcional de los pacientes hace que cada día se intenten disminuir más los tiempos de espera para cargar los implantes, disminución que en algunos casos podría perjudicar el proceso de osteointegración de las fijaciones.

En el mencionado trabajo se muestra la controversia que aún existe en este tema, con datos comparativos de tasas de éxito en implantes sometidos o no a carga inmediata. Según esta revisión, el tipo de hueso y su calidad, así como la superficie del implante, serán los parámetros que determinen en qué casos podría realizarse la carga prematura de los implantes.

En cualquier caso, tiene especial relevancia controlar las cargas iniciales ya que si en la fase inicial se producen micromovimientos excesivos entre el implante y el hueso, existe el riesgo de que se forme una película gruesa de tejido blando en torno al implante (Uhthoff, 1973), lo cual imposibilita la osteointegración y en consecuencia produce el fracaso del implante.

### **3.4 DIFERENTES ANÁLISIS/ENSAYOS/ESTUDIOS SOBRE IMPLANTES DENTALES**

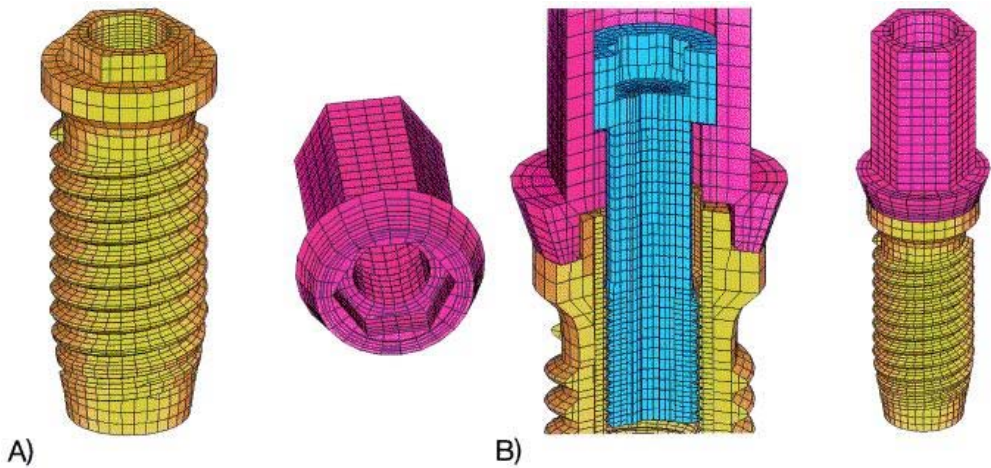
El análisis de elementos finitos (Finite Element Analysis, FEA) ha sido ampliamente utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de diferentes diseños de implantes dentales, así como el efecto de factores clínicos de éxito del implante. Al entender la teoría básica, el método de aplicación y las limitaciones del FEA en implantología dental, el médico estará en mejores condiciones para interpretar y extrapolar estos resultados a situaciones clínicas (Geng et al., 2001).

Algunos supuestos afectan en gran medida a la capacidad de predicción del modelo FEA. Estos supuestos incluyen la geometría del modelo, las propiedades del material, la aplicación de las condiciones de contorno y la modelización de la interfase hueso-implante.

Por otra parte, una conclusión de los trabajos de elementos finitos de la bibliografía es que para analizar la tensión en el implante dental y en el hueso circundante no es necesario modelizar la mandíbula completa. Basta con realizar un modelo 3D que incluya la zona próxima al implante. En los casos en que no sea necesario conocer con precisión la tensión, pero sí las zonas en las que se produce concentración de tensiones, se pueden realizar modelos 2D, ya que el tiempo de cálculo es sustancialmente menor (Meijer et al., 1993).

Existen también simulaciones donde se ha analizado especialmente la distribución de la tensión producida en el hueso circundante al implante dental, para identificar las condiciones de carga que podrían conducir a microfracturas del hueso. En estos casos se superaría el límite elástico del hueso alrededor de los implantes. En un estudio realizado en la Universidad de North Carolina (USA) se compararon y se controlaron los patrones de distribución de la tensión en la interfase entre el hueso y el implante, específicamente a cuatro alturas. Las tensiones en el hueso cortical se encontraban entre 0,8 MPa y 15,0 MPa. No hubo diferencias entre los casos con diferentes materiales de recubrimiento y la ausencia de hueso cortical incrementó la tensión en la interfase (Papavasiliou et al., 1996).

Por otra parte, Lang ha analizado la precarga óptima a aplicar en un implante dental, así como los coeficientes de rozamiento en las superficies de contacto entre el implante con el tornillo y el pilar, y en las del tornillo con el pilar (Lang et al., 2003). En la Figura 3.10 se muestran los modelos de elementos finitos de las diferentes partes del implante.



**Figura 3.10.** **A)** Modelos 3D de elementos finitos del implante Brånemark System 3,75 mm × 10-Mark III (amarillo) y del pilar CeraOne (rosa). **B)** Corte transversal 3D del modelo del implante (amarillo), del pilar (rosa) y del tornillo del pilar Unigrip (azul).

Puede apreciarse en la Figura 3.10 que las roscas tanto del implante como del tornillo se han modelizado con forma de hélice, para simular más exactamente el conjunto. En estudios previos esta rosca se modelizaba con hilos concéntricos debido a la dificultad de crear modelos con rosca en forma de hélice.

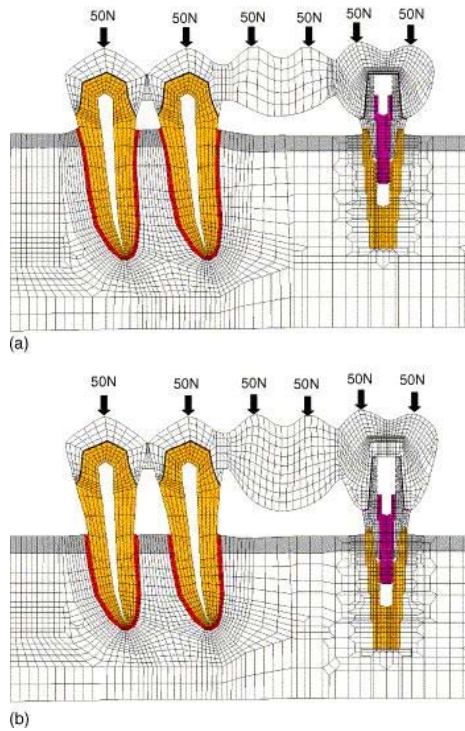
Este trabajo supuso el inicio del proceso de evaluación del conjunto del implante, así como el análisis detallado de la distribución de la carga. Constituye un punto de partida para abordar la transferencia de tensión del implante a la interfase del hueso.

### 3.4.1 Implantes parciales.

Son numerosos los estudios realizados sobre implantes parciales. A continuación se citan los aspectos analizados, la metodología utilizada y las conclusiones principales de dichos trabajos.

El equipo de trabajo formado por Yokoyama examinó la influencia de la ubicación y la longitud de los implantes en la distribución de la tensión para prótesis parcial fija (Fixed Partial Denture, FPD) de 3 unidades de implantes en el hueso mandibular posterior (Yokoyama et al., 2004). Se utilizaron modelos 3D de elementos finitos. Las tensiones de Von Mises máximas en el implante (hasta 73MPa) se observan en la región cervical del conjunto del implante. El uso de un implante más largo tuvo una influencia relativamente débil en la reducción de la tensión.

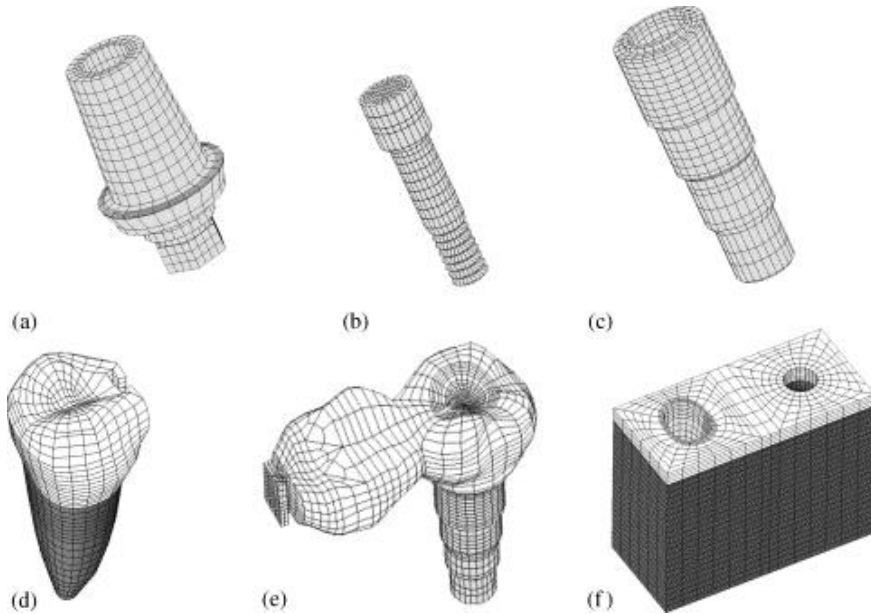
En uno de los numerosos trabajos publicados por Chun-Li Lin, se realizó un estudio sobre las interacciones mecánicas de un sistema implante/dientes con diferentes soportes periodontales y variando el número de dientes ferulizados con conexiones rígidas y no rígidas (Lin et al., 2006a). En este estudio se concluye que los resultados mediante análisis 2D de elementos finitos sugieren que un conector no rígido debe utilizarse con precaución, ya que se interrumpe la transmisión de tensión y aumentan los valores de tensión desfavorable en el sistema de implantes y prótesis (Figura 3.11).



**Figura 3.11.** Modelos 2D de elementos finitos: (a) soporte periodontal normal, (b) soporte periodontal comprometido (corona/raíz 1:1).

En otro trabajo de Chun-Li Lin se realizó la simulación numérica en 3D de las interacciones biomecánicas del diente y el implante bajo diversas fuerzas oclusales con conexión rígida y no rígida (Lin et al., 2006b). Se efectuaron análisis no lineales simulando las condiciones de contacto. En la Figura 3.12 se muestran las diferentes partes del modelo.





**Figura 3.12.** Modelo 3D de elementos finitos de un diente y el implante apoyado: (a) pilar, (b) tornillo del implante, (c) implante, (d) diente natural (premolar), (e) implante del lado de conector de ranura (parte macho) y (f) hueso alveolar (cortical y trabecular).

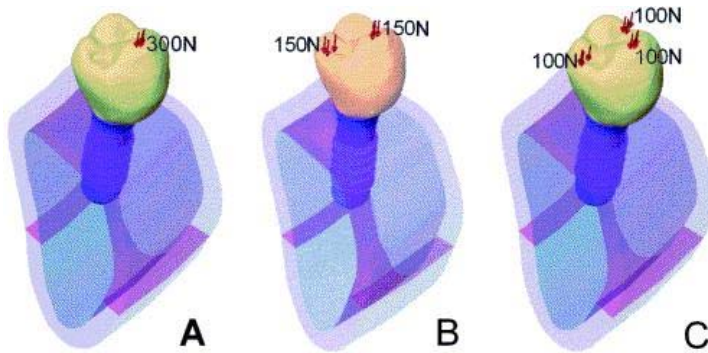
La principal conclusión de este trabajo es que el análisis no lineal de contacto simula de manera más realista el sistema de implantes y chavetero.

Otro análisis de elementos finitos incluye tres diseños de un implante para una corona del molar (Geramy et al., 2004). El primer diseño corresponde a un implante de 3,75 mm de diámetro, el segundo a un implante de 5 mm de diámetro y el último modelo a dos implantes de 3,75 mm de diámetro. La principal conclusión que aportó el análisis es que el desplazamiento producido en el modelo con un único implante de 3,75 mm se redujo en un 50% respecto al del implante de 5 mm de diámetro.

Un aspecto biológico que interviene en la distribución de tensiones que se producen en el conjunto del implante es la calidad del hueso. En un trabajo de simulación por elementos finitos en 3D sobre el efecto de la calidad del hueso sobre la distribución de la tensión en un implante apoyado por la corona, resultó que a diferente calidad y espesor de hueso cortical o trabecular se obtenían diferentes valores de la tensión, así como diferente distribución. En el trabajo se concluye que en los modelos en los que la densidad del hueso trabecular es más bajo, las máximas tensiones producidas en el implante son mayores (Sevimay et al., 2005).

En un análisis de elementos finitos de implantes orales en la mandíbula del perro (Barbier et al., 1998), se estudió la influencia de la carga oclusal axial y no-axial sobre los fenómenos de remodelación del hueso alrededor de los implantes. Las condiciones de carga axial y no axial se introdujeron mediante la inserción de una prótesis parcial bilateral fija y con un voladizo de prótesis parcial fija en dos implantes IMZ en la mandíbula de perro beagle. Se construyeron modelos 2D y 3D para analizar y comparar las tensiones equivalentes de Von Mises, la tensión principal máxima y la deformación principal máxima. Se observaron sólidas correlaciones entre las distribuciones de tensión calculadas en el tejido del hueso que rodea a los implantes y los fenómenos de remodelación en la mandíbula.

También se ha considerado la influencia de la ubicación de la carga oclusal sobre las tensiones transferidas al implante y el hueso mediante estudio tridimensional de elementos finitos (Eskitascioglu et al., 2004). En la Figura 3.13 pueden observarse los modelos utilizados para el análisis con sus diferentes valores de carga y ubicación. De este estudio se concluye que la combinación óptima de la carga vertical se produce cuando está aplicada en 2 ó 3 lugares, ya que disminuyeron las tensiones dentro del hueso.



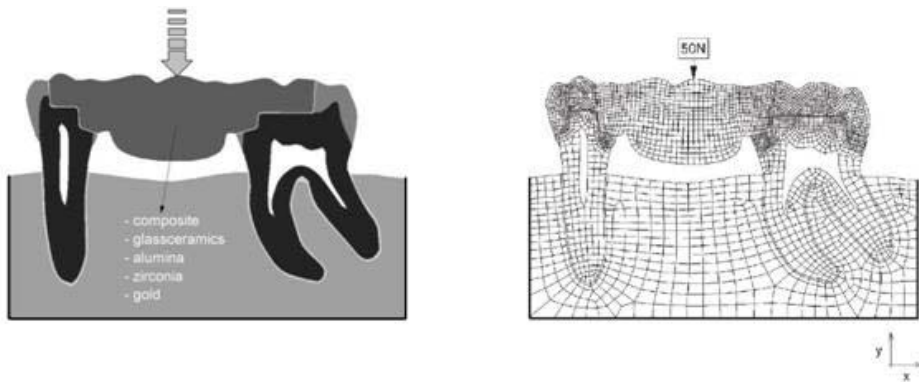
**Figura 3.13.** Valores y distribución de la carga aplicada al modelo de elementos finitos. **A**, carga en una ubicación. **B**, carga en dos lugares. **C**, carga en tres lugares.

En un estudio realizado mediante análisis 3D de elementos finitos de un implante parcial, resultó que para la estructura ósea, el máximo de los valores de la tensión equivalente de Von Mises se produce en el hueso cortical junto al cuello del implante (Koca et al., 2005).

En otro estudio realizado en vivo sobre la distribución de la tensión y la movilidad de los dientes de prótesis de extensión distal parcial removible con diferentes fijaciones (Igarashi et al., 1999), se utilizaron tres tipos de fijaciones (ganchos de alambre forjado, fundido de cierre Aker y retén de copa cónica telescópica) que fueron evaluadas en la boca de dos pacientes. Del análisis se concluyó lo siguiente:

1. Las diferentes fijaciones influyen en la distribución de la carga oclusal.
2. La carga oclusal distribuida está íntimamente relacionada con la rigidez de la conexión de la fijación.
3. El apoyo en la mucosa tiene un papel indispensable en la distribución de la carga oclusal con distintas fijaciones.

Por otra parte, un trabajo realizado en la Universidad de Ginebra (Suiza) consideró la distribución tensional de la incrustación anclada mediante prótesis parcial fija adherida (Magne et al., 2002). Mediante análisis por elementos finitos, se aborda la influencia de diversos materiales de restauración: oro, óxido de aluminio, óxido de circonio, vidrio-cerámica, materiales compuestos y materiales compuestos reforzados con fibra (Figura 3.14).



**Figura 3.14.** Posición del empalme, con sus diferentes materiales y modelo 2D de elementos finitos elaborado con MSC.Mentat.

El resultado principal de este estudio es que todos los materiales y el diseño de la preparación del diente exhiben un patrón de tensión similar, con una superficie de compresión definida en la parte oclusal de la pieza intermedia, una zona de tracción en la porción gingival de la pieza intermedia, y los picos de tensión de tracción en el pilar y zonas de conexión del puente. Dentro de las limitaciones de este experimento de simulación, los materiales compuestos probados demostraron una componente flexible que favoreció la transmisión de tensión dentro del diente/complejo de restauración.

También existen estudios sobre prótesis parciales removibles (Ben-Ur et al., 1999). En el trabajo referenciado se desarrolla un complemento de la clasificación de

Kennedy para arcos parcialmente desdentados. Se han examinado y clasificado los factores que afectan al diseño de la prótesis en relación a la posición de los dientes pilares, la simetría de las extensiones de desdentados distales, la forma del arco y la sección transversal de los procesos residuales.

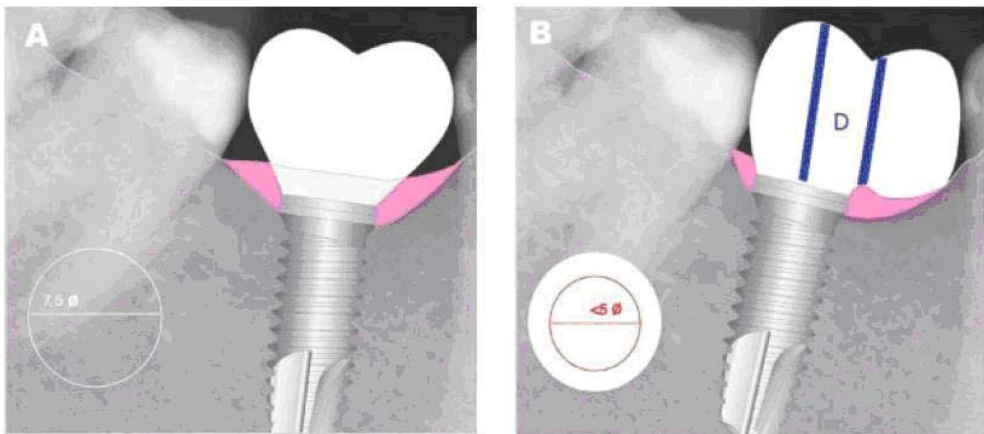
En otro análisis de prótesis parciales removibles (Removable Partial Dentures, RPD), (Saito et al., 2002), se cita que su diseño es un factor importante para un buen pronóstico. El objetivo de este estudio era aclarar la efectividad de los diseños de prótesis y los motivos de los altos índices de fracaso y complicaciones. Fueron evaluados un total de 91 RPD, usados por 65 pacientes durante 2-10 años. Las prótesis parciales removibles se clasificaron en cuatro grupos: prótesis telescópicas (Telescopic Dentures, TDs), prótesis de cierre ordinario (Ordinary Clasp Dentures, ODs), prótesis de cierre modificado (Modified Clasp Dentures, MDs) y prótesis combinadas (Combination Dentures, CDs). Las tasas más elevadas de fracaso se obtuvieron en las TDs, seguidas por las ODs. Las tasas de fracaso de las MDs fueron en general bajas, pero aumentaron bruscamente después de 6 años.

En una revisión bibliográfica sobre consideraciones periodontales en el tratamiento con prótesis parcial removible (Petridis et al., 2001), se concluye que las prótesis parciales removibles no causan reacciones adversas periodontales, siempre que la salud periodontal previa a la prótesis se haya conseguido mantener con una higiene bucal meticulosa. La higiene y el mantenimiento frecuente son herramientas esenciales para lograr un buen pronóstico a largo plazo.

Otro estudio muestra los resultados periodontales en pacientes 10 años después de la inserción de la prótesis parcial removible (Kern et al., 2001). Se analizaron 74 pacientes, tratados con coronas cónico-retenidas (CCRDs) o con prótesis parciales removibles con cierre de retén (RPDs) o una combinación de ambas (CRPDs). Se observó el deterioro de las profundidades de sondaje (PDs) y la movilidad del diente.

Los pilares de las RPDs sufrieron un deterioro más grave que los pilares de las CCRDs y las CRPDs. La ausencia de un sistema de revisión regular de los pacientes puede ser responsable de este resultado.

En un análisis de elementos finitos realizado en el BTI de Vitoria-Gasteiz dirigido por Eduardo Anitua, se consideró la influencia de un desplazamiento impuesto a una prótesis implanto-soportada sobre la distribución de tensiones en el hueso (Anitua et al., 2009). Se comparó la alineación recta con la disposición obtenida tras aplicar desplazamientos al implante, utilizando implantes con diferentes diámetros: 4 mm, 4,5 mm y 5 mm (Figura 3.15).



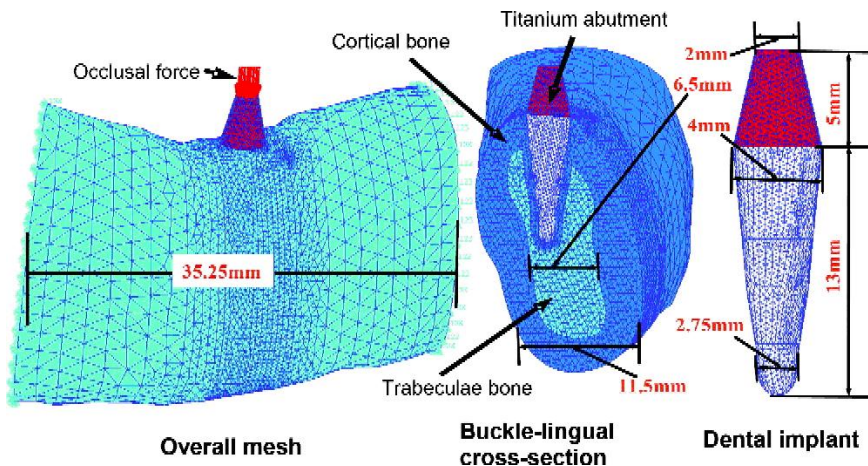
**Figura 3.15.** *Prótesis implanto-soportada: (A) configuración recta y (B) con desplazamiento distal del eje del implante en relación con la prótesis.*

El aumento de diámetro del implante de 4 a 5 mm disminuyó la tensión del hueso en un 30%. Se concluye que el uso del implante más amplio permite la reducción de la tensión ósea máxima en todas las configuraciones de simulación.

Una de las cuestiones clave en la implantación dental es la falta de correspondencia entre las propiedades mecánicas de materiales “biológicos” de ingeniería y los

materiales biológicos nativos, lo que hace que la osteointegración y remodelación ósea sea problemática. En un análisis reciente, se ha abordado la optimización del diseño de los materiales funcionalmente graduados (Functionally Graded Material - FGM) de implantes dentales para la remodelación ósea (Lin et al., 2009). Se construyó un modelo de la sección bucal lingual, con una sola unidad de implantes y cuatro dientes de otras adyacentes, usando la técnica de tomografía computarizada de imágenes (Computerized Tomography, CT). La remodelación ósea inducida por el uso de varios implantes dentales FGM se calcula en un período de 4 años.

En otros estudios se han analizado los efectos térmicos y mecánicos de implantes dentales FGM con el método de elementos finitos (Wang et al., 2007). Concretamente, se investiga el comportamiento térmico-mecánico de un FGM de hidroxiapatita / titanio (HA/Ti) (Figura 3.16).



**Figura 3.16.** Modelo 3D de elementos finitos de un implante FGM de HA/Ti, con cargas y condiciones de contorno.

Se comparan las tensiones inducidas por la fuerza oclusal en este implante con las correspondientes a los implantes de titanio. Se consideran los efectos térmicos y

mecánicos de la variación de temperatura debida a la actividad diaria oral. También se evalúa el rendimiento respecto a la tensión máxima de Von Mises, que es el indicador de desempeño general, así como la primera tensión principal (que es la resistencia a la tracción en la interfase implante-hueso) y la tercera tensión principal (que es la tensión de compresión para la absorción ósea). Los resultados de la simulación indican que sólo bajo la influencia de la fuerza oclusal, los implantes FGM con diferente fracción de HA a lo largo de la longitud del implante trabajan igual de bien, mientras que el implante de titanio es capaz de soportar mayor tensión de Von Mises. Sin embargo, cuando también se consideran las tensiones térmicas, resulta que el implante FGM con índice de fracción HA exponencial ( $m = 2$ ), presenta rendimientos más altos en la primera tensión principal y en la tensión de Von Mises, entre todos los implantes FGM y los de titanio. Se concluye que las tensiones térmicas no deben ser ignoradas para evaluar el rendimiento de los implantes dentales.

### **3.4.2 Implantes completos.**

En relación a implantes completos o multi-implantes, cabe mencionar en primer lugar un estudio sobre la evaluación de la tensión inducida en el tejido óseo del peri-implante por el desajuste en una prótesis multi-implante (Natali et al., 2006). Se analizaron los desajustes en direcciones mesial-distal y lingual-labial para investigar una configuración realista de la estructura protésica.

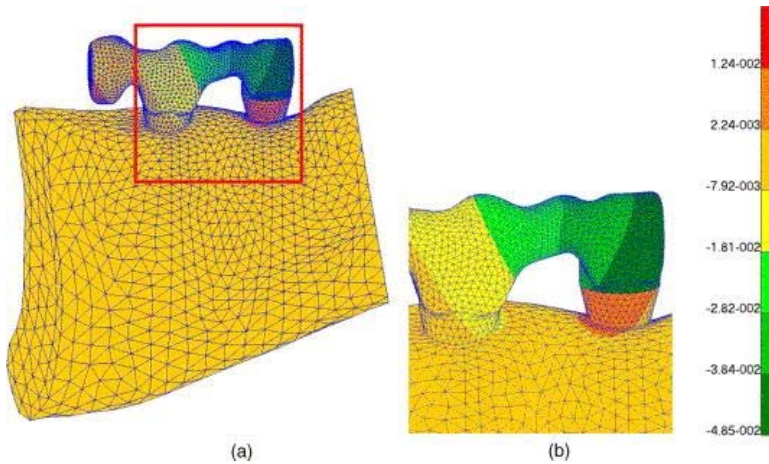
En este trabajo se definió un modelo de elementos finitos de una parte de la mandíbula con dos implantes unidos por una barra de aleación de oro. Se implementaron los datos morfométricos de un paciente desdentado parcial. Se desarrolló un procedimiento específico para representar la barra de implantes de acoplamiento en el caso de un desajuste entre el implante y el eje central de la



posición de anclaje en la barra. También se consideraron condiciones de carga en forma de fuerzas oclusales.

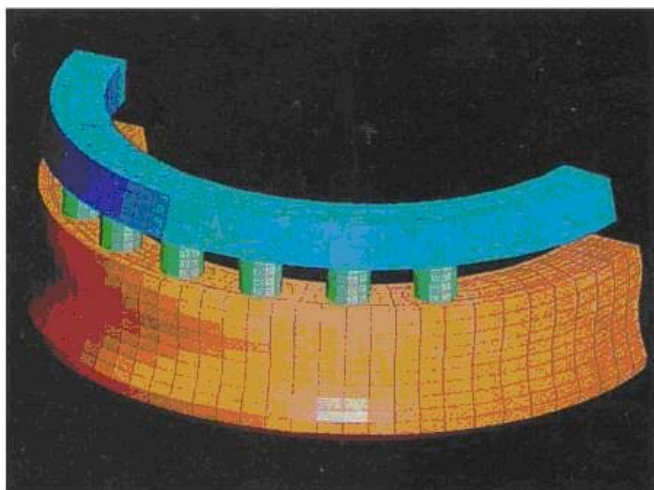
El análisis numérico de los implantes desajustados mostró efectos significativos en la tensión producida en el tejido óseo alrededor del implante. Para las configuraciones de prótesis específicas que se consideraron, la tensión máxima de compresión estaba en el rango de 40 - 60MPa, en función del desajuste. El nivel de la tensión se vio en gran parte afectado por el esfuerzo axial y la rigidez característica de flexión de la barra-implante.

El análisis de tensiones mediante métodos numéricos hizo posible la estimación de los estados de tensión con una gran precisión en términos de intensidad y de ubicación. Para el caso considerado, la tensión inducida por el desajuste se hacía comparable con la de las fuerzas oclusales. Por lo tanto, un posible desajuste se debe considerar cuidadosamente para garantizar la fiabilidad del sistema de prótesis (Figura 3.17).



**Figura 3.17.** Prótesis multi-implante: (a) Contorno de desplazamientos en el caso de desajuste lingual-labial en la mandíbula y en el sistema de implantes, (b) detalle de la zona de acoplamiento entre la barra y los implantes.

En otro análisis de elementos finitos, se investigó el efecto de voladizo y la longitud del implante en la distribución de tensión en un implante apoyado en prótesis fija (Sertgoz et al., 1996). Se hallaron las tensiones en el hueso y el implante con una interfase tridimensional, considerando voladizos distales bilaterales de diferentes longitudes en prótesis parcial fija de apoyo, con seis implantes integrados en un modelo del hueso mandibular. Se aplican fuerzas verticales de 75 N y fuerzas horizontales de 25 N al extremo distal del voladizo. El análisis de las tensiones de Von Mises para el hueso y el implante reveló que las tensiones máximas se produjeron en la parte más distal del hueso y en el implante, en la parte cargada. La tensión se incrementó significativamente con la longitud del voladizo. Sin embargo, no hubo variación estadísticamente significativa asociada con la longitud de los implantes insertados en el hueso (Figura 3.18).



*Figura 3.18. Modelo 3D de elementos finitos de una prótesis parcial fija con 6 implantes y voladizo.*

En un estudio tridimensional de elementos finitos de dos versus cuatro implantes en una mandíbula desdentada (Meijer et al., 1994), se analizó la diferencia en la distribución de tensiones en el hueso alrededor de los implantes dentales. El objetivo era también determinar la influencia de la altura de la mandíbula en la distribución de tensiones. Dicha distribución se investigó con modelos de la región interforaminal de dos mandíbulas en dos etapas diferentes de reabsorción. Se concluyó que no hay una reducción de las principales tensiones extremas cuando la carga se distribuye en un número mayor de implantes. Hay una tendencia a un aumento gradual de la tensión a medida que disminuye la altura del maxilar inferior.

### **3.4.3 Dentaduras postizas removibles.**

En un estudio de revisión realizada sobre consideraciones basadas en pruebas para prótesis removible y oclusión de implantes dentales (Taylor et al., 2005), se destaca que existe mucho debate sobre la oclusión dental, con diferentes esquemas oclusales, así como métodos para corregir y restaurar la oclusión gastada o dañada.

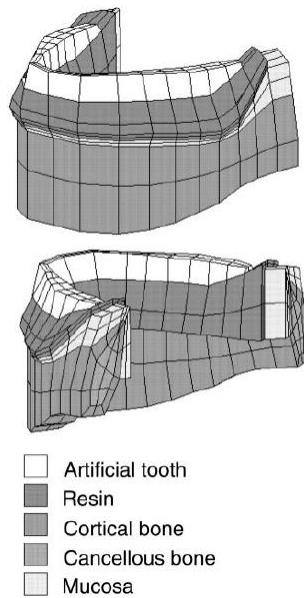
Tradicionalmente, estas discusiones han sido de naturaleza empírica y no se basaban en pruebas científicas. La introducción de los implantes osteointegrados ha complicado aún más la situación, llegándose a aplicar los principios de la oclusión de la dentición natural directamente a los implantes. En este estudio se concluye que no existe evidencia científica que relacione directamente la correcta o incorrecta oclusión con la utilización de implantes dentales. Se argumenta que los factores oclusales se basan principalmente en la experiencia de los expertos, estudios *in vitro* y estudios sobre animales.

En un estudio sobre principios biomecánicos en el diseño de prótesis completas (Castillo et al., 2004), los autores destacan que la edentación constituye una patología compleja en el tratamiento de un paciente totalmente desdentado. La prótesis debe ser entendida como un medio para rehabilitar el complejo estomatognático del paciente. Para que la prótesis completa permita la recuperación de la estética dentofacial y de funciones tan importantes como la masticación, la deglución y la fonación, deben tenerse en cuenta una serie de principios que guíen y justifiquen el diseño más apropiado en cada caso para optimizar la *retención*, *soporte* y *estabilidad* de dicha prótesis y en definitiva su funcionamiento biomecánico, del que dependerá, en buena medida, el éxito y durabilidad del tratamiento.

- La *retención* es la capacidad que tienen las prótesis de oponerse a las fuerzas de tracción.
- El *soporte* es la propiedad que tienen las prótesis para que no se produzca su impactación sobre las estructuras de apoyo (fibromucosa y hueso subyacente); es decir, es la capacidad de dichas prótesis de oponerse a las fuerzas de compresión.
- La *estabilidad* es la capacidad de dichas prótesis para oponerse a las fuerzas horizontales, de cizallamiento y de rotación.

Los principales factores que permiten lograr retención, soporte y estabilidad en una prótesis son la adhesión, la presión atmosférica y la estabilidad oclusal. Se entiende como *adhesión* la fuerza de atracción que mantiene unidas las moléculas del acrílico de la base, la saliva y la fibromucosa subyacente. La *presión atmosférica* es otro de los agentes que contribuyen. Requiere que el sellado periférico de la prótesis sea óptimo, de modo que no se introduzca nada de aire ante la presencia de fuerzas dislocantes para que pueda desarrollarse un efecto de ventosa. Por último, la disposición de los dientes y el esquema oclusal son factores muy importantes para la *estabilidad oclusal* de la prótesis completa.

Un estudio realizado en Japón analizó el comportamiento dinámico de la dentadura inferior completa sometida a cargas unilaterales y usando el método de elementos finitos (Takayama et al., 2001). El objetivo de este estudio fue analizar la correlación entre la ubicación y/o dirección de las cargas unilaterales y el comportamiento dinámico de la prótesis. El modelo de elementos finitos abarcó el cuerpo de la mandíbula, mucosa alveolar y una prótesis completa (Figura 3.19), y simulaba la condición de contacto entre la superficie de la mucosa y la prótesis. Los vectores de carga, que simulan los contactos prematuros, se calcularon sobre la suposición de que un contacto prematuro en una faceta oclusal causa una carga vertical sobre ella. La llamada Carga-A, una carga vertical en la cara oclusal anterior, fue la que provocó el desplazamiento menor de la prótesis y una menor concentración de tensión. La denominada Carga-P, carga vertical en la cara oclusal posterior, originó una distribución de tensiones en la zona lingual de la región pre-molar, en el lado contrario de la carga. Por último la llamada Carga-B, una carga vertical con componente horizontal en sentido lingual bucal, causó el mayor desplazamiento de la prótesis.



*Figura 3.19. Modelo 3D para el análisis del comportamiento dinámico de la dentadura inferior completa mediante elementos finitos.*

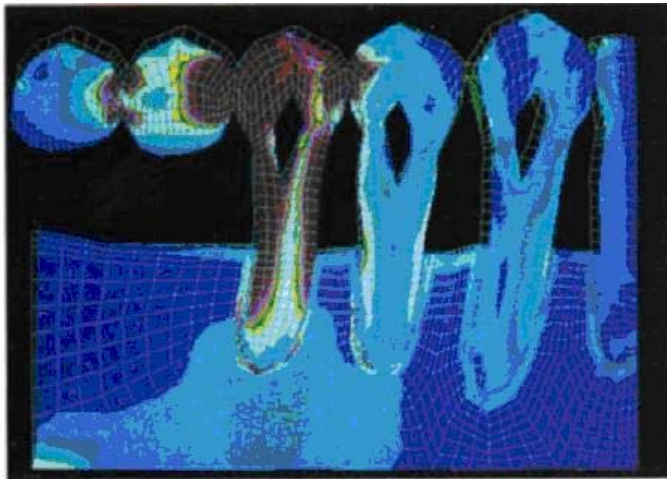
#### **3.4.4 Implantes cantilever.**

Un análisis biomecánico del principio cantilever sobre implantes osteointegrados en el desdentado total (Aguirre et al., 1994) sugiere utilizar prótesis fijas implanto-soportadas, empleando el diseño y principio de los voladizos o cantilever. El estudio concluye afirmando que los pacientes manifiestan su profunda gratitud por el tratamiento realizado, y declaran repetidamente que la prótesis fija es comparable a su propia dentición natural, con lo cual logran recuperar la salud dental y psíquica comprometida.

Otro estudio sobre métodos para mejorar un pilar terminal periodontal de una prótesis parcial fija cantilever (Wang et al., 1998), utilizó modelos 2D de elementos finitos para evaluar la tensión en los voladizos incluidos en la parte posterior de la mandíbula. Del análisis se concluyó lo siguiente:

1. El pilar más distal de un voladizo experimenta una alta concentración de tensiones.
2. La prótesis parcial fija en voladizo requiere al menos dos pilares. La reducción óptima de la tensión se produce con una inmovilización de tres pilares.
3. La modificación del material de puente con materiales más rígidos es ineficaz para mejorar la distribución de tensiones.

En un análisis tensional de una prótesis parcial fija en voladizo con soportes óseos normal o reducido (Yang et al., 1996), se realizó un modelo bidimensional de elementos finitos (Figura 3.20) para caracterizar el comportamiento mecánico.



*Figura 3.20. Deformada y distribución de tensiones del modelo con dos piezas intermedias en voladizo y apoyo óseo reducido.*

Los distintos casos considerados en los modelos se obtienen por alteración del grado de apoyo de hueso, el número de pilares férula y la longitud de las piezas intermedias. Se observó una concentración alta de tensión en torno a los conectores de la prótesis

fija y el diente más próximo al voladizo. En los modelos de soporte óseo reducido aumentó la deformación y la tensión. Hubo reducción en el desplazamiento y en la tensión cuando los dientes eran ferulizados. Para mejorar el pronóstico, el número de pilares debe ser mayor y menor el número de piezas intermedias.

En un análisis de la deformación del hueso en un voladizo de prótesis implanto-soportada (Tashkandi et al., 1996), se observó que la longitud del voladizo de la superestructura puede verse afectada por la ubicación, el número y dimensiones de los implantes, la forma del arco, la dentición y las fuerzas generadas. Se analizaron los efectos de la longitud del voladizo sobre la distribución de carga en los implantes. Una costilla de vacuno fresca fue utilizada para una simulación clínica en la que se colocaron tres implantes para apoyar la prótesis. Los implantes fueron conectados por medio de una superestructura en voladizo. Se colocaron seis galgas lineales en lugares estratégicos en los que se concentra la tensión. El modelo fue cargado con una máquina Instron y la carga se aplicó a los 0, 5, 10, 15, 20 y 25 mm desde el extremo del voladizo. Cada prueba de carga se repitió cinco veces, aplicándose cargas de 10 y 20 libras. Los resultados revelaron que la deformación máxima se produjo en la galga posicionada en el hueso cortical, sobre el ápice del implante más distal, bajo las dos condiciones de carga.

También se ha utilizado el método de la fotoelasticidad para determinar las tensiones en el voladizo posterior mandibular de un puente cantilever (Wang et al., 1996). Esta técnica de análisis permitió evaluar la tensión en los voladizos posteriores de los pilares terminales distales en distintos niveles del soporte periodontal.

Por último, cabe citar un análisis de tensión mediante elementos finitos del efecto de la utilización de implantes cortos en lugar de extensiones en voladizo en edentulismo posterior mandibular (Akca et al., 2002). Se construyó un modelo de una mandíbula Kennedy II. Fueron diseñados seis diferentes implantes para prótesis parcial fija con



dos principales configuraciones: a) con extensiones en voladizo anterior y posterior, b) con implantes más cortos adicionales. Se aplicó una carga oclusal oblicua de 400 N. Se evaluaron las tensiones a tracción y compresión en el hueso cortical que rodea la región cervical de los implantes y los valores de la tensión de Von Mises en los implantes. Se registraron valores muy inferiores de tensión en la configuración de la colocación de implantes cortos en comparación con la prótesis en voladizo. Se apunta como conclusión que en las aplicaciones clínicas de prótesis parcial fija, debe considerarse la colocación adicional de un implante corto.

### **3.4.5 Ganchos.**

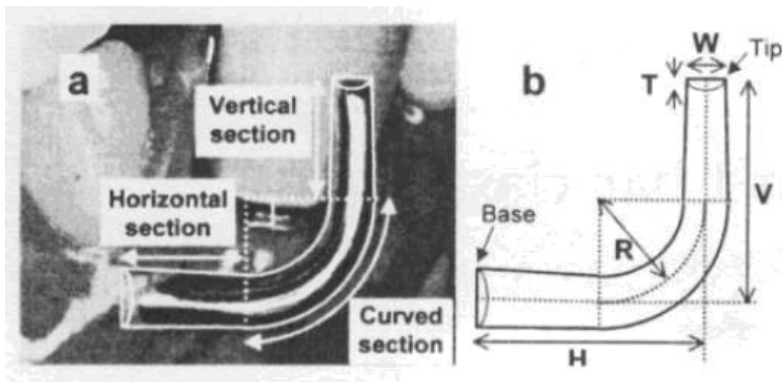
Existen diferentes tipos de ganchos o broches utilizados para fijar prótesis dentales. A continuación se citan diferentes estudios al respecto.

Para un gancho de forma semi-ovalada, un análisis de elementos finitos considera el efecto de su curvatura vertical sobre su deformación o posible fractura (Sato et al., 1999). Se parte de la base de que una curvatura vertical en cierre se suele considerar eficaz para reducir la tensión. Sin embargo, tal afirmación carecía de base científica. El objetivo del presente estudio fue evaluar la tensión y rigidez en modelos 3D de elementos finitos con modelo de cierre con diferentes curvaturas vertical, transversal y secciones, para aclarar el efecto de la curvatura vertical. Se analizaron tres formas diferentes denominadas “No-taper”, “Rapid” y “Original”, y los resultados sugieren la superioridad de la forma “Original”, con valores de la tensión inferiores y la no transcendencia de la curvatura vertical.

Un segundo estudio recoge un diseño para extensión distal asimétrica en una prótesis parcial removible (Ben-Ur et al., 1996). Se diseñan los componentes de la prótesis parcial removible para reducir al mínimo las fuerzas de torsión en los dientes pilares incorporados en el apoyo y la extensión distal bilateral. Se concluye especificando

que los ganchos I-bar son los que muestran mejor distribución cuando se aplican fuerzas verticales, mientras que para soportar las fuerzas horizontales la opción más adecuada son las coronas.

Científicos japoneses han realizado varios trabajos con análisis por elementos finitos de los ganchos I-bar (Sato et al., 2000; Sato et al., 2001a; Sato et al., 2001b) (Figura 3.21). En dichos análisis se ha evaluado la repercusión en cuanto al valor de las tensiones y deformaciones de la variación de los parámetros de cálculo.



**Figura 3.21.** (a) Posición del gancho I-bar y (b) parámetros de cálculo.

En otro tipo de estudio realizado por el mismo equipo japonés, se analizó el efecto del tamaño oclusal y la forma en conectores de prótesis parciales removibles (Sato et al., 2003). Los resultados de este estudio in vitro sugieren que una mayor anchura y grosor son deseables, mientras que deben evitarse redondeos pronunciados así como una acusada inclinación.

En una investigación de la forma cónica y para diversas relaciones de espesor de un cierre para prótesis dental mediante modelos 2D de elementos finitos (Sato et al., 1995), se concluyó que los resultados sugieren que el uso del gancho preformado

patrón con una inclinación de  $0,8^\circ$  es preferible para reducir la fatiga y/o deformación permanente del cierre.

### **3.4.6 Microimplantes**

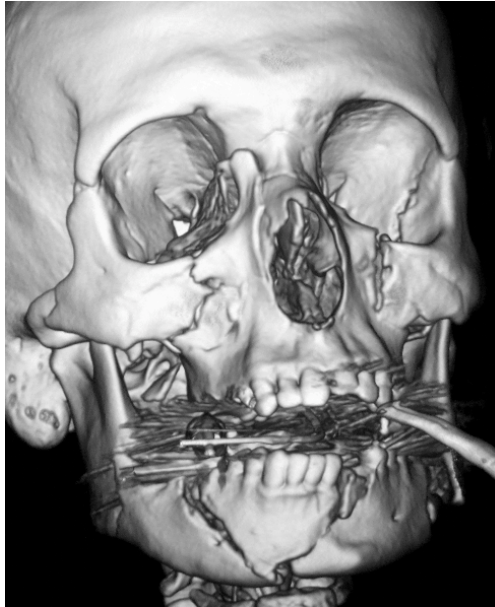
En 1997, se menciona por primera vez un microimplante o minitornillo colocado temporalmente para anclaje ortodóntico. Los años siguientes trajeron diseños de tornillos más refinados. Los minitornillos actuales suponen una ayuda de anclaje en ortodoncia, con una gama de diámetros de 1 a 2,3 mm y longitudes de 4 a 21 mm (Crismani et al., 2010).

Numerosos estudios del sueño han sido publicados recientemente en relación con el uso de dispositivos intraorales (DO) para el tratamiento del síndrome de apneas-hipopneas durante el sueño (SAHS). Los elementos de anclaje que utilizan estos dispositivos son los microimplantes (de Carlos et al., 2010).

En la práctica clínica de la cirugía oral y maxilofacial en el tratamiento de las fracturas, el uso de los tornillos junto con las placas sirve para mantener los huesos en posición tras la reducción de la fractura, ofreciendo estabilidad y sujeción durante la reparación del hueso, ayudando en la formación y maduración del callo de fractura.

Este uso de los tornillos en la cirugía oral y maxilofacial está muy extendido (Wagner et al., 2002), pero no se conoce con exactitud el comportamiento de la sujeción monocortical o bicortical del tornillo, y en consecuencia su influencia en el éxito clínico.

En la Figura 3.22 puede apreciarse la imagen de una fractura maxilofacial, la cual se reparó con la utilización de minitornillos junto con placas.



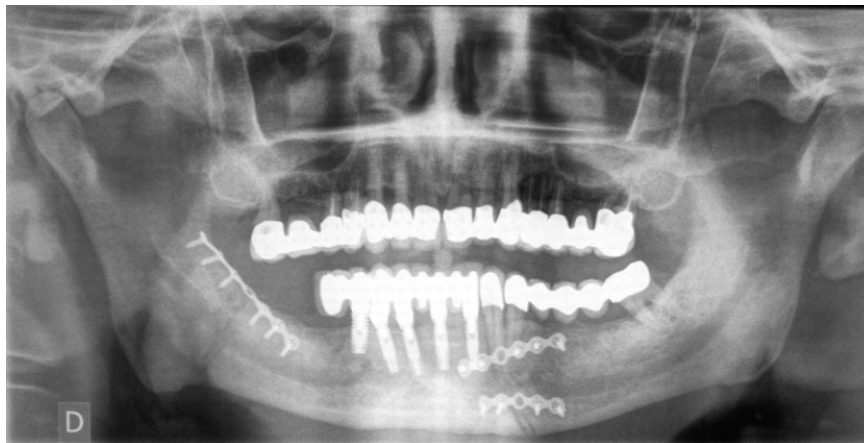
*Figura 3.22. Imagen de fractura maxilofacial.*

En la Figura 3.23 puede apreciarse la posición de los elementos de sujeción de la fractura durante la intervención quirúrgica.



*Figura 3.23. Cirugía realizada con minitornillos junto con placas.*

Por último, en la Figura 3.24 puede apreciarse la utilización de placas de osteosíntesis en el área maxilofacial, fijada por medio de minitornillos.



*Figura 3.24. Minitornillos monocorticales y placas en el tratamiento de dos fracturas de mandíbula.*

### **3.4.7 Tensiones producidas en el cráneo.**

En un análisis en tres dimensiones del esqueleto facial bajo carga oclusal (Gross et al., 2001), se obtuvieron resultados útiles para el diseño de prótesis en la rehabilitación oral. Se construyó un modelo 3D de un cráneo humano, basado en la técnica CT (Tomografía Computarizada), para analizar la distribución de la tensión en el esqueleto facial, causada por la carga oclusal. Tanto la tensión de Von Mises como la distribución de tensiones de compresión resultaron uniformes en todos los elementos faciales tras la aplicación de la carga en toda la arcada superior. Las concentraciones más altas de Von Mises se localizaron invariablemente unos milímetros por encima del punto de aplicación de la carga. Los mapas de deformación mostraron una forma de V, mientras que los patrones de tensión fueron menos simétricos, produciéndose un aumento de la tensión en el arco alveolar y alrededor del borde de la cavidad nasal.

### **3.4.8 Recubrimientos de las piezas dentales.**

En este apartado se mencionarán algunas investigaciones en las que se ha hecho especial hincapié en el estudio del recubrimiento de las piezas dentales.

En un análisis de elementos finitos de dos diseños diferentes de preparación dentaria para coronas de metal-porcelana (Oyar et al., 2006), se investigó la influencia de un diseño anatómico o no anatómico de preparación oclusal sobre la distribución de tensiones en diferentes coronas de metal-cerámica, así como en el diente y el hueso. Las conclusiones principales son que los diseños anatómicos de preparación oclusal presentaban ventajas en la distribución de tensiones sobre el tejido dentario, mientras que los diseños no anatómicos proporcionaban mejores resultados tensionales en la estructura de porcelana.

Otro estudio realizó la simulación de la transmisión de las cargas a las estructuras metálicas de prótesis fijas implantosoportadas en las que se colocaron diferentes materiales de recubrimiento superficial (Ciftci et al., 2001). Se utilizó un análisis tridimensional mediante elementos finitos para estudiar cuatro combinaciones diferentes de material de recubrimiento de la superficie y la estructura metálica con implantes Calcitek. Los materiales de recubrimiento fueron: porcelana, resina acrílica o resina de polimetil metacrilato de polimerización con calor, resina compuesta de microrrelleno y resina compuesta modificada con vidrio. El cambio del material de superficie origina efectos significativos en los niveles de tensión y en su distribución en las estructuras metálicas. Las tensiones se concentraron sobre el área marginal de la prótesis. La resina acrílica mostró mayor desplazamiento que la porcelana, debido probablemente a su menor módulo de elasticidad. La conclusión principal fue que en comparación con la porcelana, la estructura metálica con resina acrílica soporta más tensión bajo cargas estáticas.

En relación con los recubrimientos, cabe mencionar asimismo los métodos de reconstrucción dental. En un trabajo de investigación (Gao et al., 2005), se presenta la aplicación del método de correlación sombreado-moteado para reconstruir un modelo dentario tridimensional (3D). En comparación con otros métodos basados en mediciones geométricas con láser u ópticas, el método de sombreado-moteado supera sus limitaciones al emplear una correlación en imagen digital para la reconstrucción de un modelo dentario 3D. Utilizando modelos de yeso de 4 veces el tamaño de un diente normal, se ha demostrado una precisión del modelo reconstruido cercana a 30  $\mu\text{m}$ . Constituye una herramienta potencial para aplicaciones directas intraorales.

Se han realizado también estudios en los que se generan modelos 3D de elementos finitos correspondientes a dientes humanos restaurados utilizando técnicas micro-CT (microscale Computed Tomographic) (Verdonschot et al., 2001). El desarrollo del modelo es parte de un proyecto que estudia el diseño óptimo y la geometría del diente que sustituye a la cúspide mediante restauración. El diente premolar fue digitalizado con un escáner micro-CT con una resolución de 13 micras. Se creó una malla 3D de elementos finitos en la que se aplicaron los distintos materiales en las zonas correspondientes. Las concentraciones de tensión se encuentran en la superficie donde se aplicó la carga y en las proximidades de la superficie de adhesión dentina-compuesto, donde la interfase presenta una geometría compleja. La principal conclusión es que el procedimiento descrito es un método sencillo para simular el comportamiento de un premolar con un adhesivo que sustituye a la cúspide del diente natural.

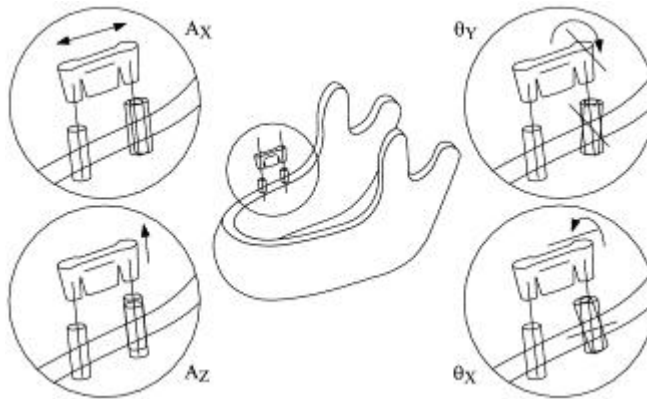
#### **3.4.9 Puentes.**

Son muchos los estudios realizados para prever el comportamiento de los puentes y en general del conjunto en el que se apoyan estos, con el fin de garantizar una práctica

clínica más adecuada. Ya en 1994 se publicó un estudio en el que se analizaban los esfuerzos en los diferentes implantes osteointegrados al apoyar una prótesis de extensión distal o puente (el Charkawi et al., 1994). En este estudio, se hizo una comparación entre el efecto producido al apoyar el extremo de un puente sobre un diente natural y el otro extremo sobre diferentes tipos de implantes dentales. Los resultados mostraron que los modelos realizados con implantes más resistentes proporcionaban mejores resultados para el diente natural y el propio implante.

En un estudio ya más reciente sobre puentes se combina la metodología experimental y la computacional, evaluando los efectos biomecánicos del desajuste del puente dental (Pietrabissa et al., 2000). Se observa que los puentes dentales apoyados en implantes osteointegrados son comúnmente utilizados para tratar el maxilar desdentado parcial o total. Además, los puentes suelen fabricarse de una aleación de metal utilizando unos procedimientos tecnológicos que no garantizan las tolerancias geométricas y dimensionales exactas, con lo que a menudo los dentistas se encuentran con un desajuste entre pilares y puente (Figura 3.25). Cuando esto ocurre, las deformaciones iniciales pueden inducir una precarga permanente con el riesgo de fracaso del implante. Este trabajo presenta una evaluación de los efectos biomecánicos inducidos por un puente desajustado cuando se ve forzado a apoyar en dos implantes dentales.

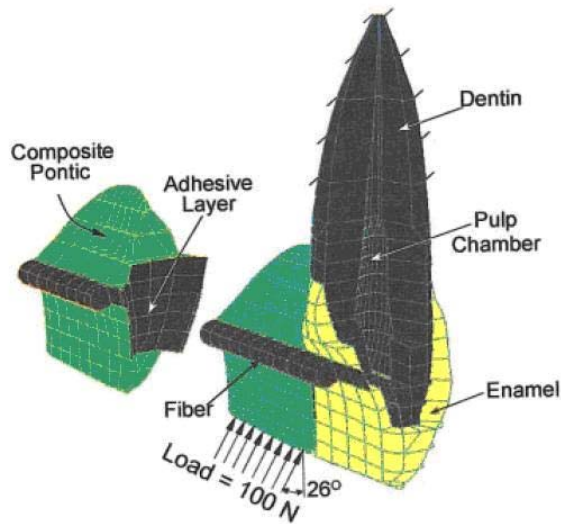




**Figura 3.25.** Representación esquemática de los cuatro errores por el desajuste entre el anclaje del puente y los dos pilares.

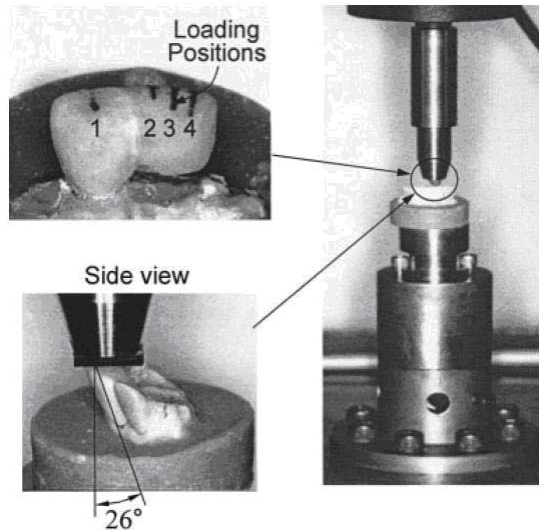
Las tensiones inducidas en el puente se han medido utilizando dispositivos diseñados y fabricados expresamente para la medición de los diferentes tipos de desajuste. Paralelamente se han desarrollado modelos en 3D de elementos finitos correspondientes al conjunto dental. Los modelos se han utilizado para la evaluación de las tensiones inducidas en el puente y en interfases hueso-implante, por errores de fabricación. Los resultados muestran que el método puede ayudar a estimar la distribución de tensiones en el puente y el hueso.

En este campo, otro estudio analiza mediante simulación numérica de elementos finitos con modelos 3D un puente dental formado por una pieza dental postiza unida a un diente natural mediante adhesivo (Li et al., 2005). Se parte de la geometría a analizar obtenida mediante tomografía computarizada (CT) de datos. A continuación se elabora el modelo 3D de elementos finitos como muestra la Figura 3.26.



**Figura 3.26.** Modelado de elementos finitos del puente que muestra el esmalte [Enamel], la dentina [Dentin], cámara de pulpa [Pulp Chamber], puente compuesto [Composite Pontic], fibra reforzada [Fiber] y la capa de adhesivo [Adhesive Layer].

El estudio tiene por objeto la optimización del diseño de este tipo de puentes dentales compuestos innovadores. Para promover el nivel automático de análisis numérico y diseño computacional de nuevos biomateriales dentales, el informe presta especial atención a la modelización matemática, la generación de malla y la validación de modelos numéricos. Para evaluar la precisión numérica y para validar el modelo establecido, se presentan también una prueba de la convergencia y la verificación experimental (Figura 3.27).



*Figura 3.27. Configuración detallada experimental para evaluar la rigidez en voladizo.*

#### **3.4.10 Comportamiento de la encía.**

Gran parte de la atención en el análisis de los implantes dentales se concentra en la interfase entre el hueso y el titanio, debido a que el éxito del implante sometido a carga requiere una correcta osteointegración entre el hueso y la superficie del implante. La investigación sobre los tejidos blandos alrededor de implantes dentales se ha centrado en el paciente desdentado parcial y, en particular, en la dentición maxilar anterior. Pocos estudios han evaluado los tejidos blandos alrededor de los implantes dentales en pacientes totalmente desdentados.

En una revisión bibliográfica sobre los factores que afectan a los tejidos blandos alrededor de los implantes dentales (Myshin et al., 2005), se analizó la cicatrización de estos tejidos en pacientes parcial y totalmente desdentados que utilizan implantes. Se concluyó afirmando que la curación en torno a los implantes de los tejidos blandos

se ve afectada por la salud del paciente, el uso y cuidado de la prótesis, el diseño y tipo de pilar, la cirugía y colocación, y el diseño de la prótesis definitiva.

Existe similitud entre la flora microbiana que se forma alrededor de los implantes y los organismos clásicamente relacionados con la enfermedad periodontal. En la periodontitis se han encontrado los mismos organismos anaerobios gramnegativos<sup>3</sup>, principalmente bacteroides y *Fusobacterium*. El periodonto debe estar sano antes de colocar el implante dental. Cualquier enfermedad mucosa, dental o periodontal debe ser tratada y eliminada antes de la etapa de la cirugía (Peñarrocha et al., 2006).

#### **3.4.11 Carga estática/dinámica.**

Uno de los objetivos fundamentales de los implantes dentales es conseguir un comportamiento biomecánico apropiado en la rehabilitación, ya que la durabilidad de una implantoprótesis está relacionada en gran medida con las propiedades biomecánicas asociadas al conjunto que forman sus componentes, es decir, su capacidad de responder como un todo frente a las fuerzas a las que la restauración va a estar sometida. En este contexto se diferencian dos tipos de cargas: las estáticas y las dinámicas (Castillo et al., 2005).

Las cargas estáticas afectan exclusivamente a las prótesis atornilladas como consecuencia de la fijación de las distintas partes del sistema mediante tornillos. La forma de contrarrestarlas es procurar que el ajuste de la supraestructura sea pasivo, y seguir las normas de apriete de tornillos que nos marca el fabricante para su sistema de implantes.

---

<sup>3</sup> En microbiología, se denominan bacterias Gram negativas aquellas que no se tiñen de azul oscuro o de violeta por la tinción de Gram, y lo hacen de un color rosado tenue: de ahí el nombre de “Gram negativas” o también “gramnegativas”.

Las cargas dinámicas están representadas por los factores odontológicos que condicionan la intensidad y dirección de las fuerzas a las que se ven sometidos los implantes, independientemente del tipo de supraestructura. Al efectuar una valoración de las cargas dinámicas no sólo hay que considerar la fuerza masticatoria normal, sino aquellos factores odontológicos que incrementan la magnitud de la fuerza y las tensiones, sabiendo que estas sobrecargas adicionales pueden afectar a la interfase óseo-implantaria y la estabilidad de la conexión de la prótesis. Entre los principales factores odontológicos que influyen en la tensión destacan los siguientes:

1. Volumen y densidad ósea.
2. Posición del pilar en la arcada.
3. Superficie oclusal / superficie de anclaje.
4. Características de la arcada opuesta.
5. Relación corona-implante.
6. Dinámica masticatoria.
7. Parafunciones.
8. Características de las fuerzas dinámicas.
9. Modelo oclusal.

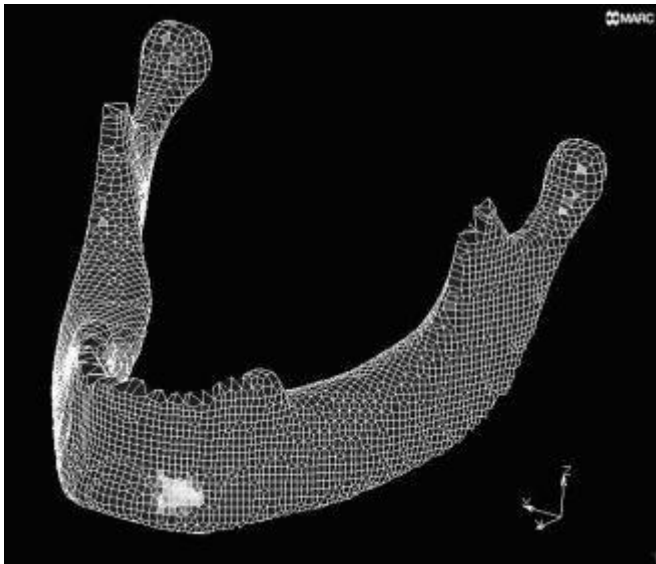
En un artículo basado en simulaciones por elementos finitos se examinó el efecto de las cargas estáticas y dinámicas sobre la distribución de la tensión para una prótesis parcial (Kayabaşı et al., 2006). En este artículo se subraya la necesidad de realizar análisis tanto estáticos como dinámicos, para garantizar un diseño adecuado de los implantes, ya que se estima que los efectos dinámicos son en torno a un 10-20% mayores que los estáticos. Las conclusiones principales de este trabajo son que se producen mayores tensiones en los componentes de los implantes y en el hueso para

las cargas dinámicas frente a las estáticas, y que para el diseño analizado ningún componente supera las tensiones de fluencia en los casos de carga analizados.

### 3.4.12 Influencia de la variación de la geometría del implante dental.

Son muchos los estudios que se han realizado en torno a la influencia que la variación de la geometría del implante dental tiene con respecto a la respuesta del conjunto implantario. Principalmente en dichos estudios se han variado el diámetro, la longitud del implante, el tipo de rosca y la conicidad de los implantes.

Uno de estos trabajos realiza la evaluación comparativa del efecto del diámetro, longitud y número de implantes de apoyo de tres unidades de prótesis parciales fijas en la distribución de la tensión en el hueso que rodea los implantes (Iplikcioglu et al., 2002). Se consideró un edentulismo posterior mandibular y se utilizó el modelo de mandíbula Kennedy II, tal como muestra la Figura 3.28.



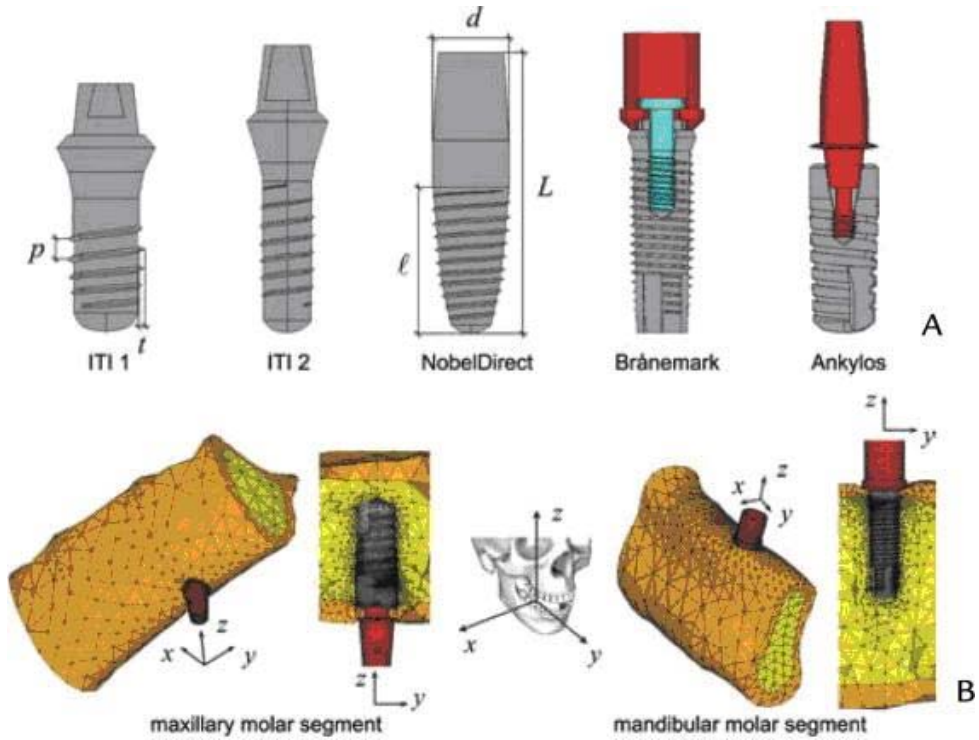
*Figura 3.28. Modelo 3D de elementos finitos de una mandíbula Kennedy II.*

Se diseñaron cuatro prótesis parciales fijas con dos implantes de diferentes longitudes y diámetros, y dos prótesis parciales fijas con tres implantes de diferentes longitudes. Para los casos de carga fueron simuladas tres cargas independientes: 400 N en dirección oblicua, 200 N en dirección vertical, y 57 N en dirección horizontal. Se evaluaron los valores de la tensión máxima de tracción y compresión en el hueso y la tensión de Von Mises en los implantes.

La principal conclusión que se obtuvo es que aunque la variación en la longitud del implante no suponía variación significativa en los niveles de tensión, sí que se apreciaron valores inferiores de tensión, tanto de tracción como de compresión, en el hueso al aumentar el diámetro de los implantes.

En los estudios en los que se ha analizado la influencia de la longitud y diámetro del implante en la distribución de tensiones producidas en el conjunto del implante dental (Anitua et al., 2010; Baggi et al., 2008a; Himmlova et al., 2004), se han utilizado diferentes tipos de implantes y se han realizado análisis bajo diferentes estados de carga.

En la Figura 3.29 se muestran los tipos de implantes dentales analizados y los modelos creados para la simulación numérica por elementos finitos en uno de estos trabajos (Baggi et al., 2008a).

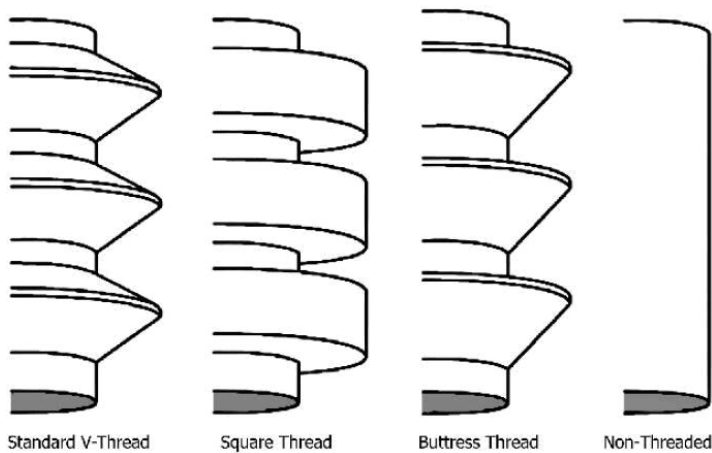


**Figura 3.29.** **A**, Modelos sólidos de 5 sistemas de implantes analizados ( $L$ : longitud del implante total,  $l$ : longitud de la interfase hueso-implante;  $d$ : diámetro del implante máximo;  $p$ : paso de rosca media;  $t$ : profundidad de la rosca media). **B**, Detalles de mallado del sistema general hueso-implante para los segmentos de los huesos maxilares y mandibulares.

Las principales conclusiones de estos estudios coinciden en que las diferencias más significativas en el valor de las tensiones se debieron principalmente al diámetro del implante, independientemente de la longitud de la interfase hueso-implante. Además, desde un punto de vista biomecánico, el uso de implantes más amplios puede ser mejor para absorber las fuerzas que actúan, y por lo tanto reducir la tensión en el hueso alrededor del implante. El uso de implantes cortos y más amplios podría ser razonable en los sitios limitados por la altura del reborde residual.



Tal como se ha mencionado anteriormente, otro aspecto a tener en cuenta es el tipo de rosca a utilizar en el implante. Diversos trabajos sobre el tamaño y perfil de la rosca realizan tanto simulaciones mediante elementos finitos como ensayos sobre animales. En la Figura 3.30 se muestran diferentes perfiles de roscas utilizadas en un trabajo realizado en tibias de ratas (Steigenga et al., 2004).



**Figura 3.30.** Formas más habituales de roscas utilizadas en implantes dentales. De izquierda a derecha: forma triangular, cuadrada, apoyo invertido e implante cilíndrico.

Este último estudio dio como resultado que las roscas cuadradas presentaban mejor comportamiento, por lo que eran los tipos de roscas que se sugerían en sistemas de implantes dentales.

En otro trabajo se evaluó mediante análisis por elementos finitos el efecto del tamaño de la rosca y su forma. Se concluyó que la forma del perfil de rosca tiene un profundo efecto sobre la magnitud de las tensiones en el hueso y que considerar hilos muy pequeños en el perfil puede ser muy eficaz (Hansson et al., 2003).

Por otra parte, existe una normativa referente a la Rosca métrica ISO para usos generales, que puede servir de referencia para diseñar las roscas de los implantes dentales (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2002a, 2002b, 2002c).

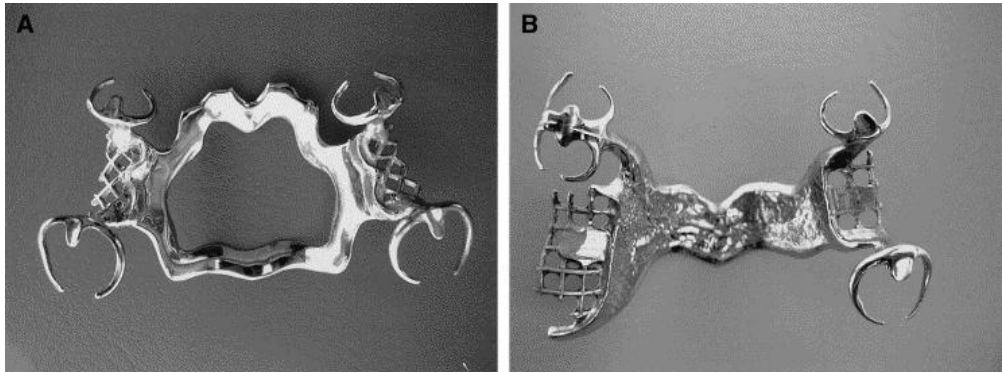
Otro aspecto a analizar es el ángulo de convergencia del pilar. En un trabajo se consideró la influencia del diseño marginal cervical y del ángulo de convergencia del pilar en la restauración coronaria de un primer premolar mediante análisis por elementos finitos (Proos et al., 2003). Se concluyó que para valores menores del ángulo de convergencia del pilar y un mayor radio del chaflán, se consigue reducir el pico de la máxima tensión de tracción en la corona.

#### **3.4.13 Comportamiento de fatiga.**

En un trabajo sobre pautas clínicas con el fin de reducir el riesgo de fracasos originados por fatiga en la restauración de denticiones con compromiso de su estructura, se considera prioritario enfocar todos los esfuerzos hacia la protección de los pilares y las reconstrucciones en zonas potenciales de fractura. Por tanto, puede ser prudente proporcionar una oclusión modificada, “terapéutica”, con el fin de evitar las fuerzas no axiales (Torbjorner et al., 2004).

También se han analizado a fatiga distintas estructuras protésicas utilizadas en la implantología oral. El estudio de la tensión mediante análisis por elementos finitos del comportamiento a la fatiga de los ganchos circunferenciales (Sandu et al., 2007) aportó que la modelización numérica y el análisis por elementos finitos resultó un método adecuado de estudio de la biomecánica de los ganchos RPD (Removable Partial Dentures). En el análisis estático se indica la ubicación de las zonas de riesgo de fractura. Para los cierres circulares de yeso, la zona de riesgo de fractura se encuentra en la intersección del retén con el cuerpo. En el análisis de fatiga se calcula

la degradación del funcionamiento del cierre con el tiempo y su tasa de supervivencia, que fue calculada en 5,5 años como promedio (Figura 3.31).



**Figura 3.31.** RPD para maxilar, de metal fabricado para: **A**, Clase Kennedy III con una modificación. **B**, Clase Kennedy II con una modificación.

### 3.5 ESTADO ACTUAL DE LOS IMPLANTES COMERCIALES

Los implantes dentales comerciales están en continuo proceso de mejora e innovación. La globalización y la transferencia de conocimiento que se produce a nivel mundial hacen que existan permanentemente diversas líneas de investigación de nuevos productos.

En los últimos años se han producido resultados excelentes en lo que respecta a la osteointegración de los implantes dentales y se ha avanzado mucho en el diseño de éstos.

En el presente apartado, se ha realizado una recopilación de los diferentes diseños de implantes dentales y estructuras para implantes realizados por las empresas, recogiendo tanto diseños convencionales como los más novedosos.

En su elaboración, se ha constatado la estrecha colaboración de las empresas que fabrican los implantes dentales, con los centros tecnológicos y las universidades. Además, a la hora de crear nuevos diseños se ha comprobado la amplia utilización de la simulación por elementos finitos, de ensayos y estudios de casos reales, así como de análisis estadísticos de los casos clínicos.

### **1. Eckermann**

Eckermann Laboratorium ([www.eckermann.es](http://www.eckermann.es)) es una empresa española que desarrolla su actividad en el mercado nacional e internacional de implantes, analizando nuevos materiales y planteando modelos originales a las diferentes necesidades clínicas y protésicas (Figura 3.32).

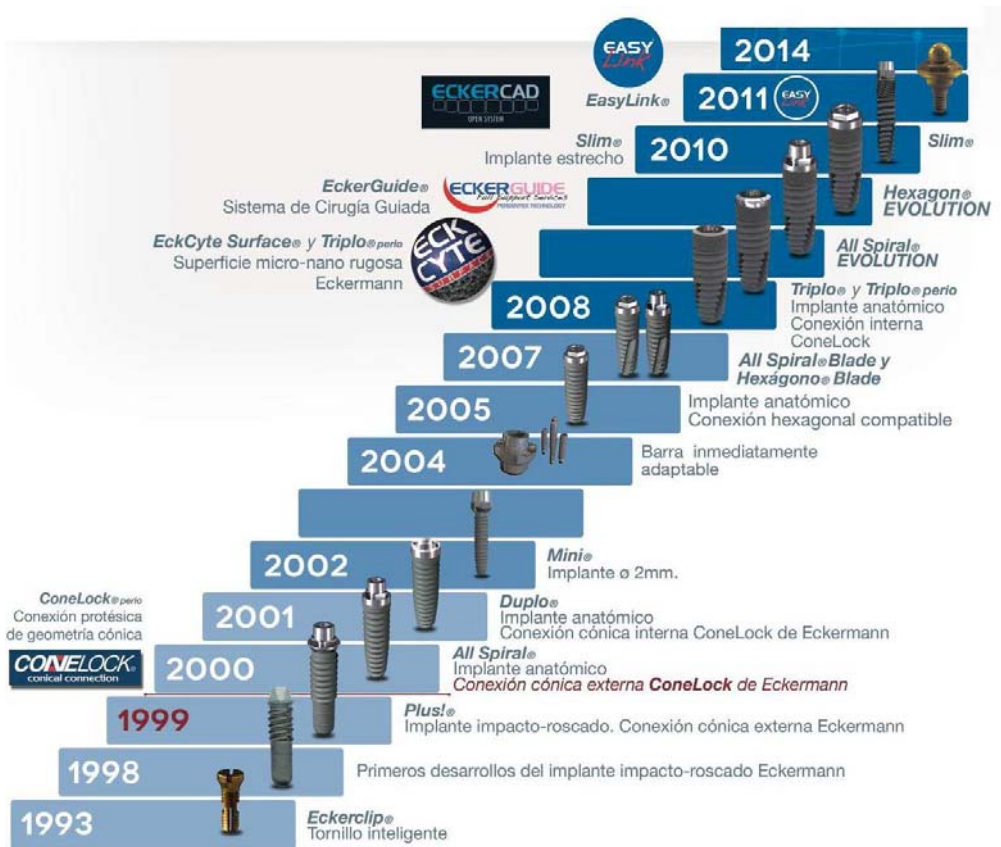


Figura 3.32. Evolución de los implantes dentales Eckermann.

A continuación se destacan algunos modelos de esta empresa.

- Triplo.

Triplo® es el implante de conexión interna de Eckermann (Figura 3.33). El espacio biológico gingival y el perfil emergente juegan un importante papel en el diseño del implante, básico para la estética y mantenimiento de las prótesis. Eckermann propone dos versiones: Triplo® y Triplo perío®. Se detallan a continuación las principales características:

- Microespiras: La zona cervical del implante ha sido diseñada con micro-rosclas para favorecer una distribución óptima de las cargas funcionales con el objetivo de preservar al máximo el hueso marginal y estimular la calcificación a ese nivel.
- Espiras de compresión variable: El macrodiseño del implante incorpora espiras de compresión variable que tienen como fin proporcionar buenos niveles de estabilidad primaria. Este perfil de rosca, diferente en cada tramo del implante, pretende acomodar cada zona del hueso según sus características de densidad, optimizando y mejorando su capacidad de recibir cargas.
- Ápice esférico atraumático: Protege las estructuras anatómicas de lesiones.
- Alvéolos helicoidales: Con función auto-roscante, ayuda a la colocación del implante e incrementa la cantidad de tejido óseo en contacto íntimo con el implante.
- Doble perfil de rosca: Facilita y acorta el tiempo de inserción del implante disminuyendo el calentamiento óseo.



*Figura 3.33. Implantes dentales Triplo y All Spiral de Eckermann.*

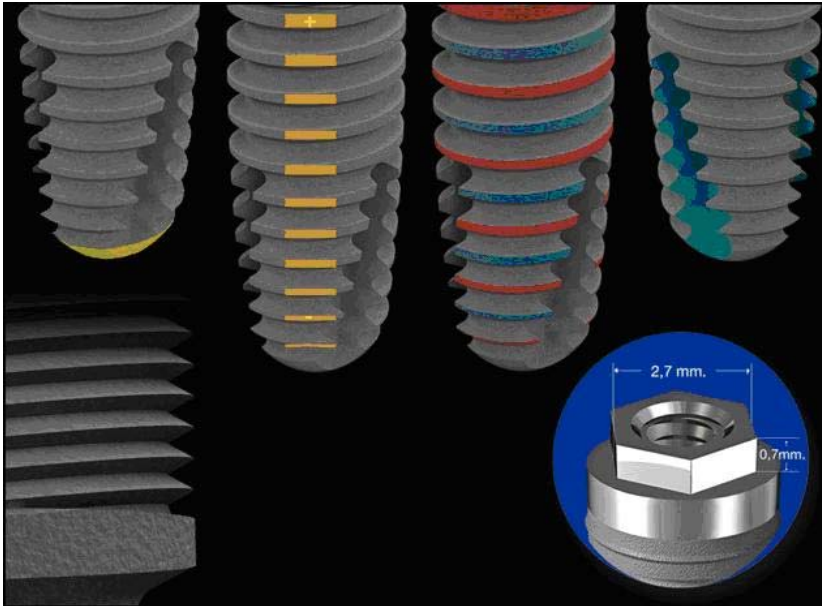
- All Spiral.

All Spiral es un implante de conexión externa (Figura 3.33). Dispone de un doble perfil de rosca, que permite mejorar el tiempo de inserción y la estabilidad primaria, reduciendo además el calentamiento óseo y proporcionando una fijación primaria alta. Posee una terminación apical atraumática que permite su inserción respetando las estructuras anatómicas.

- Hexagon.

El implante Hexagon (Figura 3.34) dispone de una emergencia de geometría hexagonal de altura 0,7 mm y 2,7 mm de distancia entre caras y una rosca interna de métrica 2,0 mm que lo hace compatible para la conexión con otros sistemas de esta geometría.

Además dispone de microespiras, ápice esférico atraumático, espiras de compresión variable, doble perfil de rosca y alvéolos helicoidales.



*Figura 3.34. Implante dental Hexagon de Eckermann.*

## 2. Implant direct

Los implantes Implant direct ([www.implantdirectspain.com](http://www.implantdirectspain.com)) tienen micro-rosca cervicales y cuerpo con rosca doble para una rápida inserción.

- RePlus, ReActive y RePlant.

El cuerpo de los implantes RePlus y ReActive (Figura 3.35 y Figura 3.37) es ligeramente cónico para facilitar su inserción en lechos óseos infradimensionados y así expandir el hueso en zonas de pobre densidad. Esto incrementaría la estabilidad primaria (Niznick, 2000). El implante RePlant (Figura 3.35 y Figura 3.36) está diseñado con una combinación de cuerpo cónico y cilíndrico que coincide con el de los implantes Nobel Replace Tapered de Nobel Biocare. Los tres sistemas incorporan la superficie microtexturada SBM, la cual se extiende a lo largo de la parte intraósea



de los implantes. Las micro-rosclas comienzan 1 mm por debajo de la cresta y se extienden a lo largo de 2 a 2,5 mm antes de transformarse en la doble rosca que continuará hasta el ápice del implante. Las micro-rosclas tienen la mitad de profundidad y la mitad de separación que la doble rosca. La función de la micro-roscla es disminuir la tensión en la zona crestal y mantener el hueso, mientras que la doble rosca facilita la inserción del implante disminuyendo el número de vueltas necesarias para su colocación. Las hendiduras longitudinales aumentan su capacidad autorroscante.

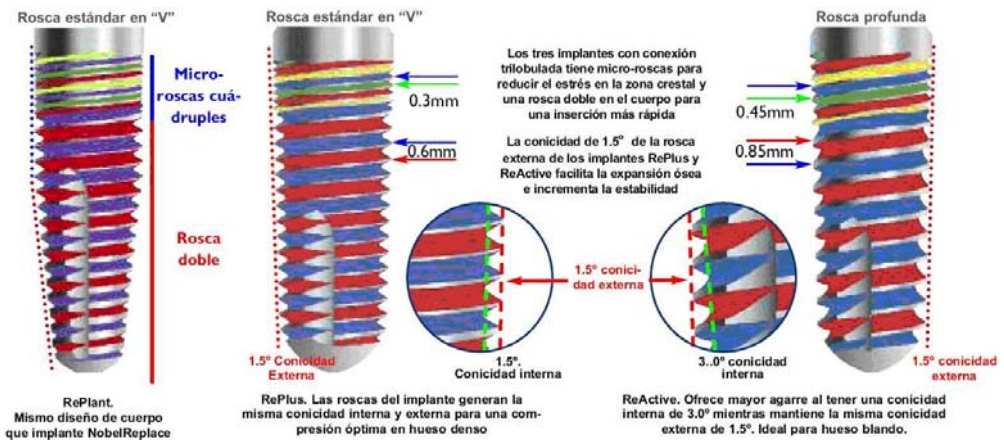
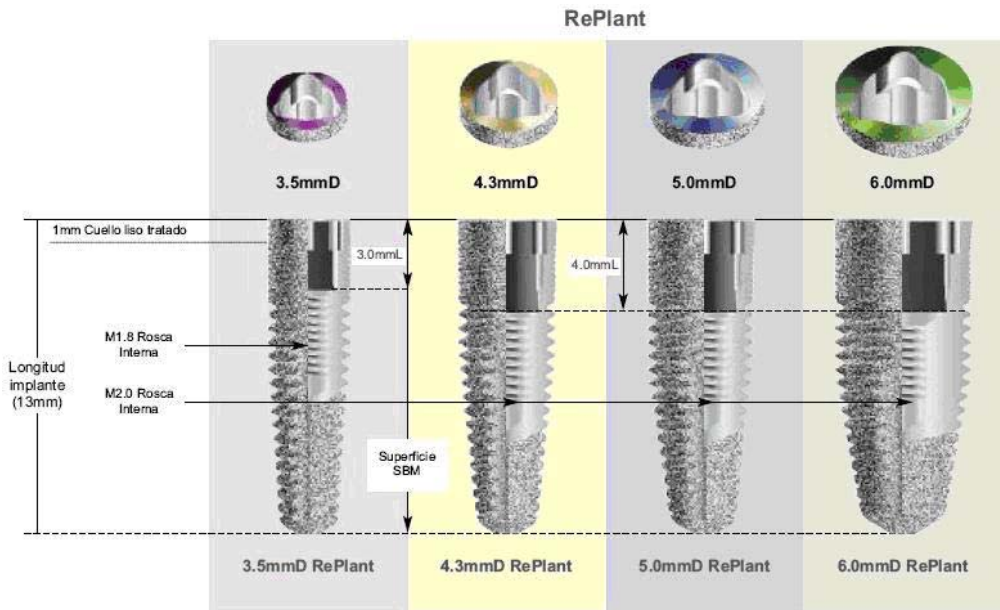
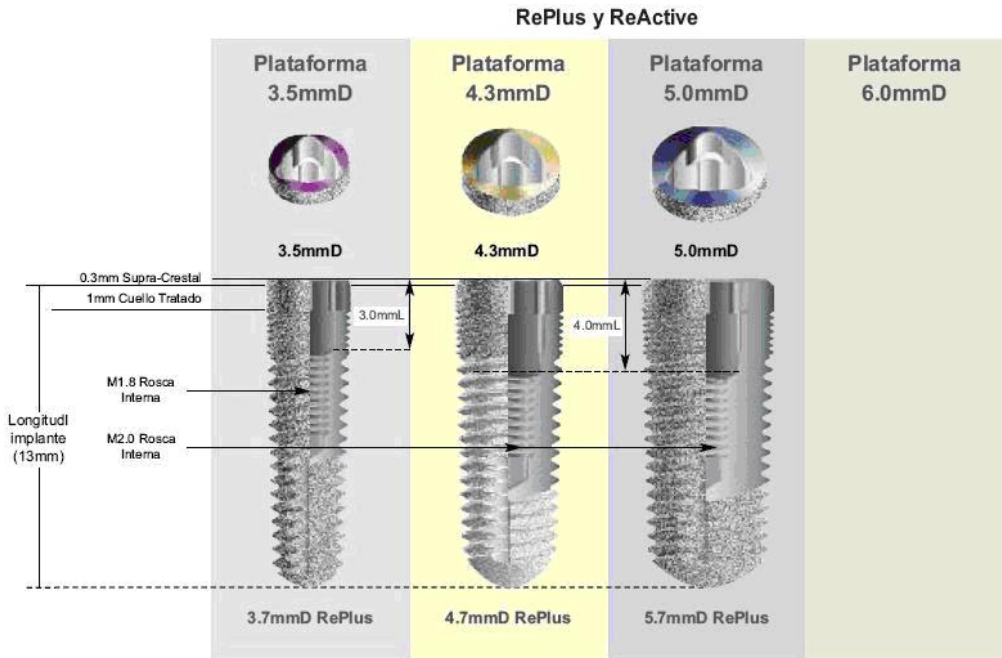


Figura 3.35. Diseño y dimensiones de los Implantes RePlant, RePlus y ReActive.



*Figura 3.36. Acotación de los Implantes RePlant.*



*Figura 3.37. Acotación de los Implantes RePlus y ReActive.*

### 3. BTI

El Biotechnology Institute (BTI) ([www.bti-biotechnologyinstitute.com](http://www.bti-biotechnologyinstitute.com)) es una empresa ubicada en Vitoria-Gasteiz que ha desarrollado técnicas novedosas en el campo odontológico.

Algunos de los más modernos implantes BTI-Implant son los siguientes: TINY, microimplantes y los implantes extra-cortos.

- TINY

Los implantes TINY® se fabrican con diámetros 2,5 - 3,0 - 3,3 - 3,5 y 3,75 mm. Todos los diámetros disponen de las siguientes longitudes: 8,5 - 10 - 11,5 - 13 - 15

mm a excepción del diámetro de 3,75 mm que posee longitudes adicionales de: 4,5 - 5,5 - 6,5 y 7,5 mm.

La plataforma del implante mide en todos los casos 3,5 mm de diámetro y la conexión es un hexágono externo, sobre el cual se ajustan todos los aditamentos protésicos, que BTI recomienda, dependiendo del trabajo clínico a realizar. Todos los implantes TINY® son compatibles prostodónticamente.

Los implantes de diámetro 2,5 mm se emplean fundamentalmente en carga inmediata, como soporte de prótesis provisionales durante el tiempo de osteointegración de los otros implantes y, asimismo, como soporte adicional en situaciones en las que, en condiciones normales, se recurriría a extensiones, cantilevers o aquellas crestas extremadamente estrechas en las que no sería posible insertar implantes de 3,0 mm de diámetro.

Los implantes de 3,0 y 3,3 mm de diámetro (Figura 3.38) pueden colocarse como unitarios en la posición de incisivos inferiores (Figura 3.39), como laterales superiores y en agenesias.



**Figura 3.38.** Caso real y posición de Implantes TINY de 3 – 3,3 mm de diámetro.

Los implantes de 3,5 mm, además de las mismas indicaciones que los dos anteriores, se eligen en carga inmediata en incisivos inferiores. En casos de postextracción inmediata, en esa misma zona, cuando el alvéolo sea demasiado grande, permitirá un

sellado adecuado del mismo. Además, se elegirá en huesos de mala calidad, por ser un implante que aporta más estabilidad inicial, tener mayor superficie de osteointegración y mejor distribución de cargas. También se preferirán en premolares, si el espacio así lo requiere.



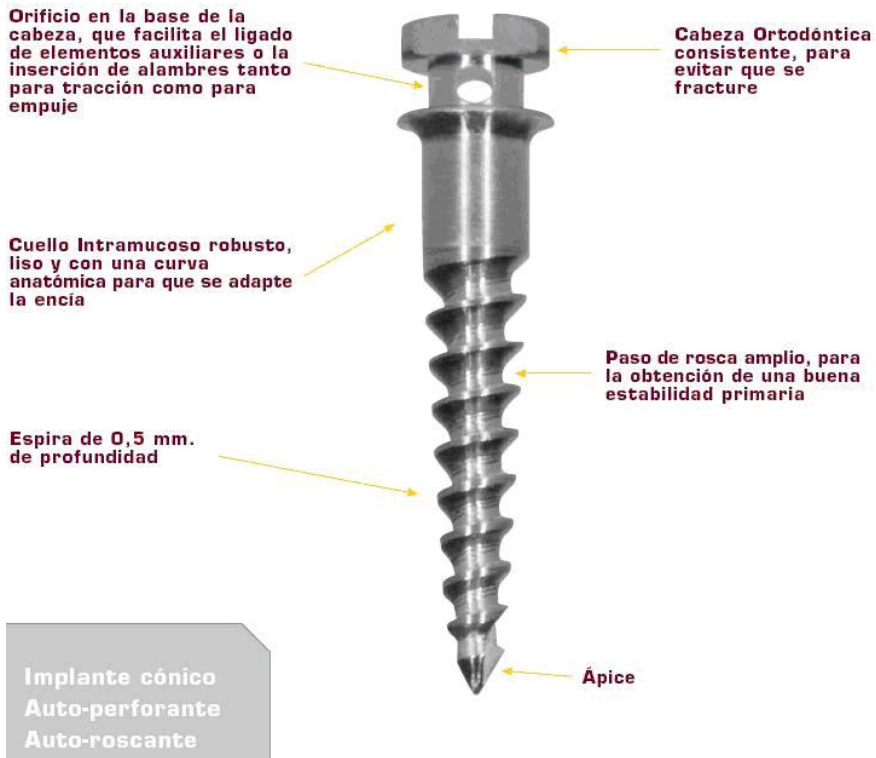
*Figura 3.39. Caso real de Implantes TINY en incisivos inferiores.*

Los implantes de 3,75 mm están indicados para postextracción en incisivos, caninos y premolares, ya que permiten un adecuado sellado del alvéolo, debido a que el diámetro en el cuello es de 4 mm. La reducción de plataforma evitará pérdidas óseas verticales y, desde un punto de vista gingival, la reducción del perfil de emergencia favorecerá la adaptación de los tejidos blandos, minimizando las posibilidades de recesión.

- Microimplantes de ortodoncia

El sistema de microimplantes de BTI (Figura 3.40) ofrece una gama de implantes de titanio de diferentes diámetros y longitudes, diseñados para servir de anclaje fijo para los distintos movimientos ortodónticos, utilizándose como complemento a los dientes naturales. Se usan de forma temporal mientras son necesarios, retirándose después. Se insertan transgingivalmente.

La rosca externa presenta un perfil autorroscante con un ápice con gran capacidad de avance (autoperforante), ya que no se realiza fresado previo a la inserción del implante. El perfil de la rosca es anti-expulsivo, a fin de soportar las tracciones a las que está sometido.



*Figura 3.40. Descripción de Microimplante de BTI.*

En las Figura 3.41 y Figura 3.42 se muestran ejemplos de utilización de microimplantes.



*Figura 3.41. Microimplantes para el enderezamiento de molares.*

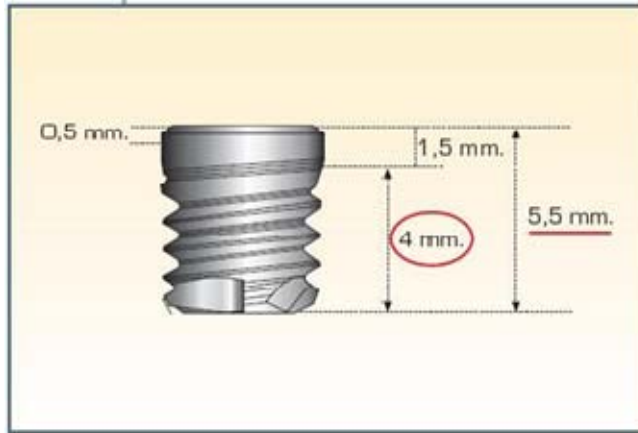


*Figura 3.42. Cierre de espacios en arcada superior sin aparatología en el inferior.*

- Implantes extra-cortos

La gama de implantes BTI dispone de las nuevas longitudes de 5,5 y 6,5 mm para la conexión interna en diámetros de 4,5 - 5,0 y 5,5 mm para la plataforma universal plus, así como 5,5 y 6,0 mm de diámetro en plataforma ancha (Figura 3.43).

Estos implantes tienen 1,5 mm desde la plataforma hasta la primera espira, de forma que los implantes de 5,5 mm de longitud, en caso de colocarlos supracrestales, sólo necesitarían 4 mm intraóseos para poder ser fijados.



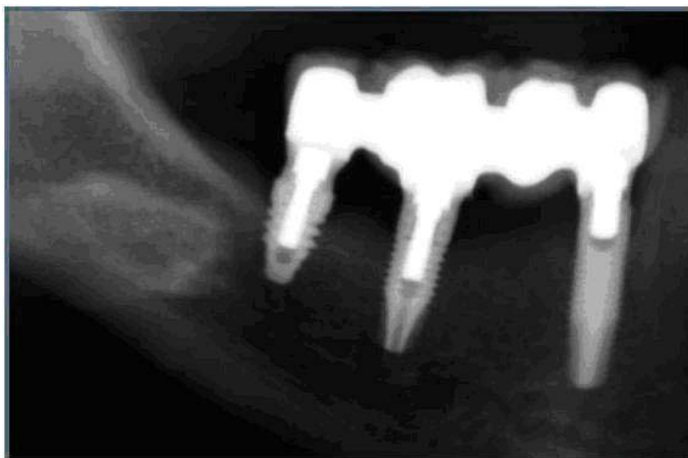
**Figura 3.43.** Acotación de Implantes extra-cortos de BTI.

Con estas nuevas fijaciones, se pretenden resolver casos clínicos, evitándose realizar cirugías mucho más complejas, como injertos en bloque, elevaciones de seno o trasposiciones del dentario.

La ventaja de estos implantes extra-cortos es que pueden insertarse en áreas de los maxilares que tengan una reabsorción muy severa, donde no podrían colocarse implantes de mayor longitud. Así se evita invadir estructuras anatómicas no deseadas (Figura 3.44).

No se podrán usar como unitarios, sino que deberán ir siempre ferulizados, para mejorar el reparto de cargas. Tampoco se podrán utilizar en carga inmediata y además se deberán fijar en dos tiempos quirúrgicos.





*Figura 3.44. Radiografía que incluye un Implante extra-corto de BTI.*

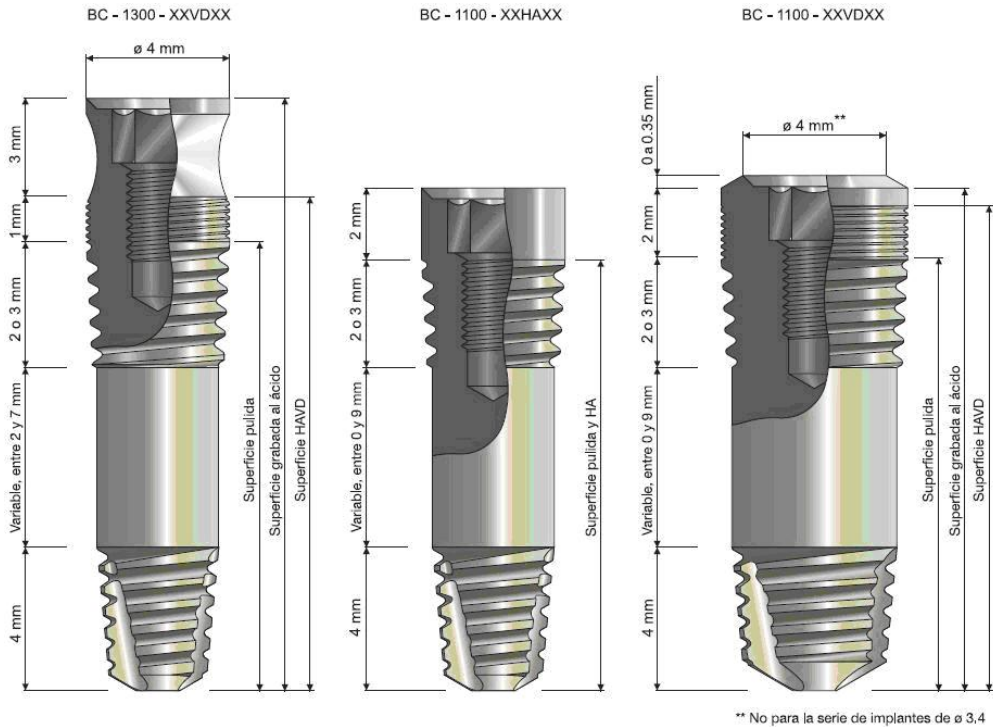
#### **4. BioComp**

BioComp Industries ([www.biocomp.eu](http://www.biocomp.eu)) es una empresa holandesa fundada en 1992 por el dentista Ronald Wils. Ha desarrollado en colaboración con la Universidad Técnica de Eindhoven, la Universidad de Utrecht y Philips Electronics, el sistema de implantes BioComp. BioComp es una abreviación de “biocompatible”, que hace referencia a la integración del implante dental en el hueso maxilar vivo de una persona.

Una característica del implante dental BioComp (Figura 3.45) es la parte recta, o bien plana, en la rosca, que pretende evitar la aplicación de una fuerza excesiva sobre el hueso al enroscar el implante en la mandíbula.

Todos los implantes BioComp tienen una rosca interrumpida única y están fabricados con titanio de grado 5. Desde 1992, BioComp ha comercializado un implante pulido con un revestimiento estándar de HA. Además, BioComp suministra un implante pulido con una superficie grabada al ácido. Los implantes, tras haber sido pulidos y grabados, pueden suministrarse con un fino revestimiento de HA de 1,2 micras: es el

implante HAVD (deposición de vapor de hidroxiapatita). Desde 2006, los implantes HAVD, tanto de una como de dos fases, van equipados con microrroscas.



**Figura 3.45.** Implantes BioComp acotados.

Las características de las 3 partes de que se componen los implantes BioComp son:

- La parte apical del implante tiene una longitud de 4 mm y está provista de una rosca. En principio, esta parte del implante no necesita ser fileteada previamente (autorroscante).
- El diámetro de la parte media lisa es igual al de la rosca externa de la parte apical del implante. La parte media tiene una longitud de entre 0 y 9 mm.

- Debajo de la parte superior del implante se encuentra una rosca cónica. En implantes con una longitud de 8, 10 y 12 mm, la longitud de la rosca es 2 mm. En implantes con una longitud de 14 y 16 mm, la longitud de la rosca es 3 mm.

La parte superior de los implantes roscantes de dos fases con revestimiento HAVD está provista de microrroscas sobre una longitud de 1,5 mm. Los 0,5 mm superiores son lisos. Los implantes de una fase están provistos de microrroscas sobre una longitud de 1 mm. En estos implantes los 3 mm superiores son lisos (Figura 3.46).

Como ya se ha observado, el diseño de la parte media lisa sin rosca es el aspecto más diferenciador de los implantes BioComp. Esto permite que el implante se deslice suavemente en la abertura preperforada y se atornille solamente sobre una longitud de 4 mm. La fijación primaria se realiza en el hueso compacto (parte superior e inferior). En el hueso esponjoso (zona intermedia) el contacto es limitado y, por lo tanto, resulta poco útil colocar una rosca. En el hueso esponjoso, la longitud del implante cobra mayor importancia.

Las microrroscas en la parte superior sirven para procurar distribuir uniformemente las fuerzas en el hueso. Los implantes disponibles tienen diámetros crecientes a intervalos de 0,6 mm (3,4 mm, 4,0 mm, 4,6 mm y 5,2 mm). Los implantes de una fase están disponibles en cuatro longitudes diferentes (10 mm, 12 mm, 14 mm y 16 mm).

El interior de la cabeza es igual para todos los implantes y está provisto de una rosca interior. En la parte superior de la rosca hay un hexágono interior en el que encaja el hexágono de un pilar. Este hexágono interior asegura el correcto posicionamiento del pilar y evita que el pilar gire.

Encima del hexágono hay una superficie plana con un diámetro de 3,4 mm. Esta parte se utiliza como superficie de encaje para los pilares. En los implantes de dos fases con un diámetro de 4,0 mm y en todos los implantes de una fase, este plano se ensancha en forma cónica hasta alcanzar un diámetro exterior de 4,0 mm. En los implantes con un diámetro de 4,6 y 5,2 mm, la parte plana posee también un diámetro de 4,0 mm y la cabeza del implante se ensancha en forma cónica inversa hasta alcanzar un diámetro exterior del implante de 4,6 y 5,2 mm. Se pretende con ello que se puedan utilizar tanto pilares estándar de 4,0 mm de diámetro (platform switching), como pilares con diámetros mayores.



**Figura 3.46.** *Implantes BioComp de una y dos fases.*

El implante HAVD posee, como hemos anotado ya, un revestimiento de HA de tan sólo 1,2 micras de grosor. Este revestimiento favorece un crecimiento más rápido del hueso proporcionando un mejor contacto entre el hueso y el implante. El revestimiento ultrafino impide el desprendimiento de partículas de HA de gran tamaño.

## 5. Dentaurem

Dentaurum es una empresa alemana ([www.dentaurum.de](http://www.dentaurum.de)) que ha comercializado los implantes tioLogic© (Figura 3.47 y Figura 3.48). En su fase cervical (0,3 mm) se respeta el ancho biológico. Gracias a la combinación de fase cervical (1 en la Figura 3.47), rosca crestal fina (2) y de superficie CBS (Ceramic Blasted Surface) estructurada directamente hasta la fase cervical (6), se pretende promover la aposición de tejido óseo, evitar colapsos óseos y reducir las retracciones gingivales.

La rosca crestal fina en el implante tioLogic© se adecua a la densidad ósea cortical y pretende garantizar una alta estabilidad primaria, incluso en caso de reducido volumen óseo en sentido horizontal.

La rosca progresiva gruesa (3) que sigue sin interrupciones a la rosca fina, está adecuada a la densidad ósea del hueso esponjoso y favorece la inserción del implante.



**Figura 3.47.** Exterior del Implante Dentaurum tioLogic.

El diseño de rosca (4) está concebido para disminuir los picos de tensión y la distorsión en el hueso.

El diseño cónico–cilíndrico de la geometría exterior, análogo a la raíz, pretende contribuir a una transmisión de fuerzas fisiológica, que preserve el hueso y contribuya a una estabilidad primaria y secundaria. El ápice redondeado (5) evita lesiones en las estructuras anatómicas durante la fase de inserción.

La superficie del implante está tratada mediante CBS (6) en la zona ósea para adecuarla a la estructura celular del hueso. Se pretende realizar una aposición rápida y directa de tejido óseo para asegurar la mejor osteointegración.

Las investigaciones biomecánicas del diseño de la rosca (rosca fina/gruesa), de la geometría de rosca, de la forma de implante cónico–cilíndrico han sido calculados y documentados mediante análisis de elementos finitos (Rahimi et al., 2006).

El doble contacto interior de los componentes del sistema (Figura 3.48) persigue un buen posicionado y obtener buena resistencia a la torsión y flexión. De este modo se pretende reducir la fatiga del material en esta zona generalmente crítica. La posición y las dimensiones de ambas zonas de contacto se han calculado según análisis MEF.

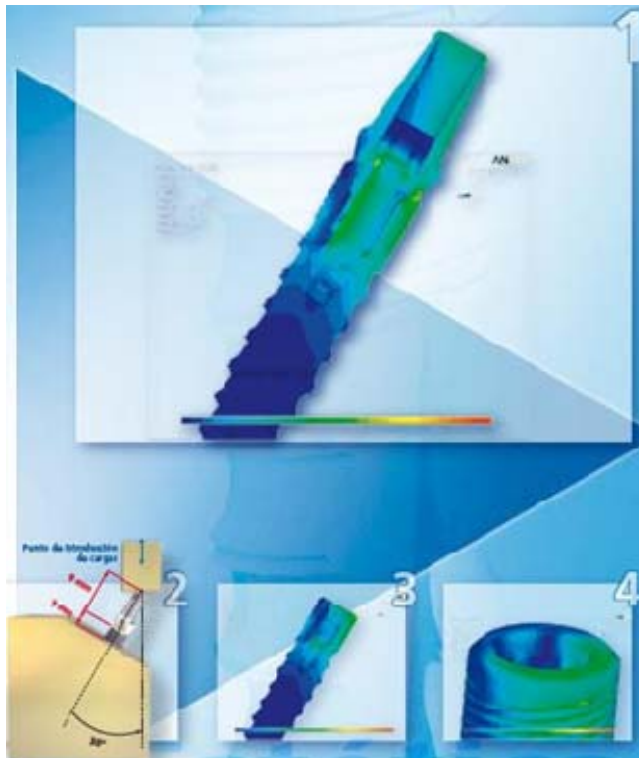


*Figura 3.48. Interior del Implante Dentaurum tioLogic.*

La zona de doble contacto superior (1 en la Figura 3.48) está posicionada directamente por encima del mecanizado antirrotación y se ha diseñado más corta. Esta conexión cilíndrica pretende garantizar un buen centrado de los componentes del sistema y deriva las fuerzas transversales que se producen hacia la geometría interior.

Por su parte, la zona de contacto cilíndrica inferior (2), por debajo del mecanizado antirrotación, se ha diseñado más larga. Los momentos de flexión que se producen son transmitidos sin holguras por esta superficie de contacto. Junto con la zona de contacto cilíndrica superior, crea una conexión de buena estabilidad. Además, el cilindro ofrece una guía y permite una orientación rápida y segura en el eje longitudinal del implante, antes de que el dispositivo antirrotación horizontal PentaStop© quede enclavado.

En diferentes zonas de la conexión interior del implante y en los componentes de los pilares se han incorporado unos microrredondeamientos (3). Estos permiten una transmisión de fuerzas que pretende preservar los materiales.



**Figura 3.49.** Análisis del Implante Dentaurum tioLogic mediante MEF.

También el diseño de los cilindros interiores y de la geometría interior antirrotación (PentaStop©) han sido calculados y documentados mediante análisis MEF (Figura 3.49).

A partir de los datos CAD de los implantes dentales tioLogic©, de los componentes de los pilares y de los tornillos protésicos, se generaron los modelos de elementos finitos. En el modelo se fijó sobre el implante un pilar con un tornillo protésico y un



par de pretensión definida de 20 Ncm (2 en la Figura 3.49). Se simularon 4 casos de carga con diferentes diámetros de implante (3,3 , 3,7 y 4,2 mm) y ángulos de carga (10°, 20° y 30°), con una fuerza transversal de 300 N (3). Para cada diámetro se hizo una previsión inicial de pérdida ósea simulada de 3,0 mm. Para el implante de  $\varnothing$  3,7 mm se consideró una simulación adicional sin pérdida ósea, con una fijación rígida a lo largo de toda la longitud endoósea del implante, para verificar eventuales situaciones de tensión diferentes que pudieran darse en la zona de la conexión interior (4). En el implante de diámetro reducido de 3,3 mm, se simuló un ángulo de carga de 10° y 20°. La geometría interior, basada consecuentemente en los resultados del análisis MEF, muestra en las simulaciones realizadas una buena resistencia a la torsión y flexión. Estos valores se confirmaron también en la simulación sin pérdida ósea.

## 6. Sweden-Martina

Sweden & Martina ([www.sweden-martina.com](http://www.sweden-martina.com)) es una empresa creada hace más de 25 años, en la industria odontológica italiana.

- Out-Link2

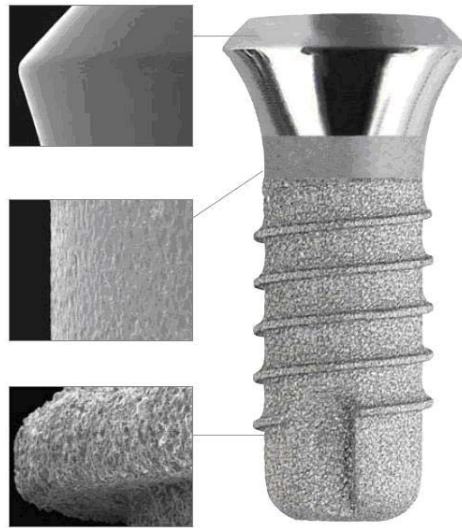
La morfología del implante Out-Link2 (Figura 3.50) es cilíndrica con plataforma de conexión hexagonal externa. Dicha conexión permite un mayor número de espiras, a igualdad de longitud y de paso, respecto a un implante hexagonal interno, siendo esto una ventaja cuando la dimensión vertical del hueso disponible es apenas suficiente. El implante es autorroscante y ha sido diseñado para ser utilizado en una doble fase quirúrgica. Prevé que los tornillos permanezcan ocultos durante todo el tiempo necesario para completar la osteointegración.



*Figura 3.50. Implante Out-Link2 de Sweden-Martina.*

- Stark-D

El sistema implantológico Stark-D (Figura 3.51) consiste en tornillos cilíndricos autorroscantes, que se colocan en una única fase quirúrgica. La rosca tiene un paso de 1 mm, un perfil plano en dirección apical y convexo en dirección coronal. Está unido al cuerpo del implante por una sección redondeada. Este perfil pretende evitar traumas al hueso tras la aplicación de la carga protésica y crear buenas condiciones para una completa osteointegración.



*Figura 3.51. Implante Stark-D de Sweden-Martina.*

- Global

El sistema Global (Figura 3.52) es fruto de la colaboración entre Sweden & Martina y la Clínica Odontológica de la Universidad de Milán. Las características más destacadas de este sistema son la morfología y conicidad progresiva, la superficie innovadora – con características biocompatible y osteoinductiva – y la conexión, estudiada para una colocación protésica de alta precisión. Por todo ello puede adaptarse a diversas técnicas quirúrgicas. Además, los tornillos son de cuerpo cónico y conexión interna con doble octógono. El cuello del implante presenta un tramo microrroscado que pretende mejorar la estabilidad primaria y prevenir la reabsorción natural óseo postoperatoria.



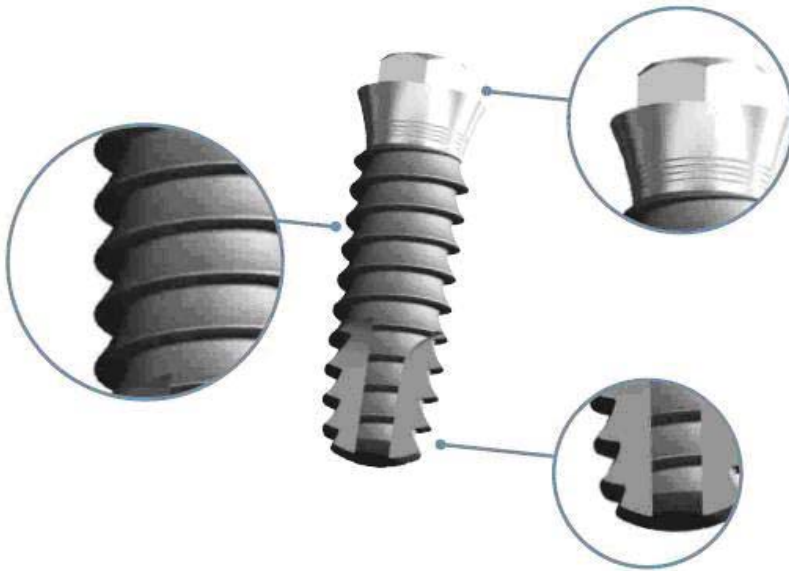
*Figura 3.52. Sección del implante y conjunto Global y detalle de conexión octogonal.*

## 7. Importación Dental

Importación Dental ([www.importaciondental.com](http://www.importaciondental.com)) comienza su proyecto en 1996, fruto de los años de experiencia de la Casa Schmidt en el sector dental. En la actualidad tiene las oficinas centrales en Madrid y una red de distribución en España y Portugal.

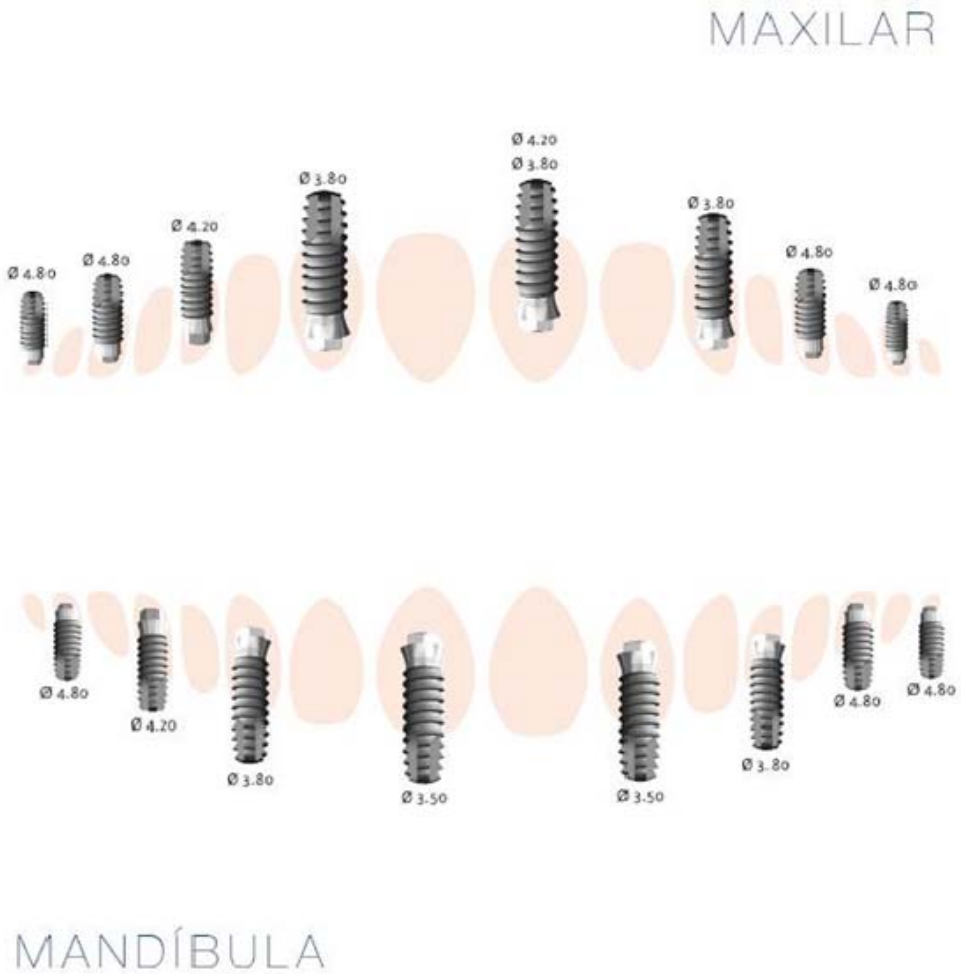
El implante Osteoplus® de titanio grado II (Figura 3.53) está diseñado anatómicamente con radios invertidos y cuerpo central cónico de 1,5°, con el objetivo de mejorar las transiciones mecánicas provocadas por las cargas oclusales. La altura del hexágono de 1,2 mm pretende aportar estabilidad en la conexión protésica en la zona anterior, mientras que con el hexágono de altura 1,8 mm también se persigue estabilidad protésica para la zona posterior. El cuello cónico anatómico, de 2 mm de altura, está diseñado con unos collares de retención para intentar minimizar la pérdida

ósea. Dicho cuello está compensado para poder fijar el implante en la cresta ósea. El diseño de espiras y sus cuatro cortes apicales a 90° intentan favorecer la inserción del implante, disminuyendo el torsor de inserción, además de proporcionar anclaje y aumento de estabilidad primaria.



**Figura 3.53.** *Detalles del implante Osteoplus.*

El implante se selecciona según un estudio radiológico previo, del cual se obtiene información sobre la calidad y cantidad ósea. El diagnóstico más completo lo proporciona el T.A.C., ya que con él se obtienen imágenes en tres dimensiones y tamaño real, sin distorsiones, permitiendo conocer mejor la calidad ósea que mediante la radiografía periapical o panorámica. Como norma general, se elegirá el implante de mayor longitud y anchura que el hueso nos permita, teniendo en cuenta que el tejido óseo debe rodear al implante con un grosor mínimo de 1,5 mm (Figura 3.54).



*Figura 3.54. Posición y tamaño orientativo de los implantes Osteoplus.*

## 8. Dental Tech

La empresa Dental Tech ([www.dentaltech.com](http://www.dentaltech.com)), de origen estadounidense, opera en el sector biomédico desde hace cuatro décadas. En el inicio se dedicó a la producción de microcomponentes para cardiología, expandiendo después la producción a la ortopedia. Desde los años noventa se ha focalizado exclusivamente en el diseño y la producción de implantes dentales.

- Implastic

El modelo Implastic con sus diseños New Implastic e Implastic CP está descrito en la Figura 3.55 (exterior) y Figura 3.56 (interior).



*Figura 3.55. Descripción exterior de los implantes New Implastic e Implastic CP.*



**Figura 3.56.** *Diseño interior de los implantes New Implassic e Implassic CP.*

- Logic Sphero

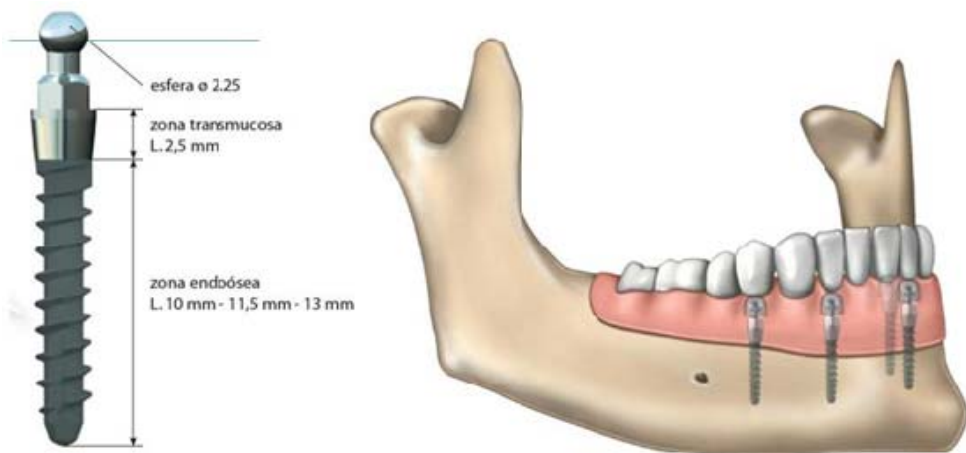
El sistema Logic Sphero (Figura 3.57) pretende responder a la exigencia clínica de poder disponer de implantes de diámetro reducido para la estabilización inmediata de prótesis totales. Estos implantes se utilizan exclusivamente para el tratamiento de edéntulos totales en la arcada inferior y para rehabilitaciones a largo plazo.

Entre sus características pueden destacarse las siguientes:

- Resistencia: el implante es un monocomponente fabricado en aleación de titanio para garantizar una buena resistencia mecánica.
- Perfil: el diámetro de sólo 2,7 mm ofrece la posibilidad de posicionar los implantes en crestas óseas sutiles, evitando onerosos procedimientos de regeneración ósea.



- Superficie de contacto óseo: el desarrollo de la macrotopografía implantaria y la superficie obtenida con el sistema BWS® (Blast Wrinkled Surface) pretenden garantizar una buena estabilidad primaria del implante y un elevado contacto con el hueso.
- Cirugía mínimamente invasiva: existe la posibilidad de escoger entre posicionar el implante con técnica tradicional (apertura del colgajo) o flapless (transgingival).
- Simplicidad: la inserción del implante se puede realizar en una sola sesión.



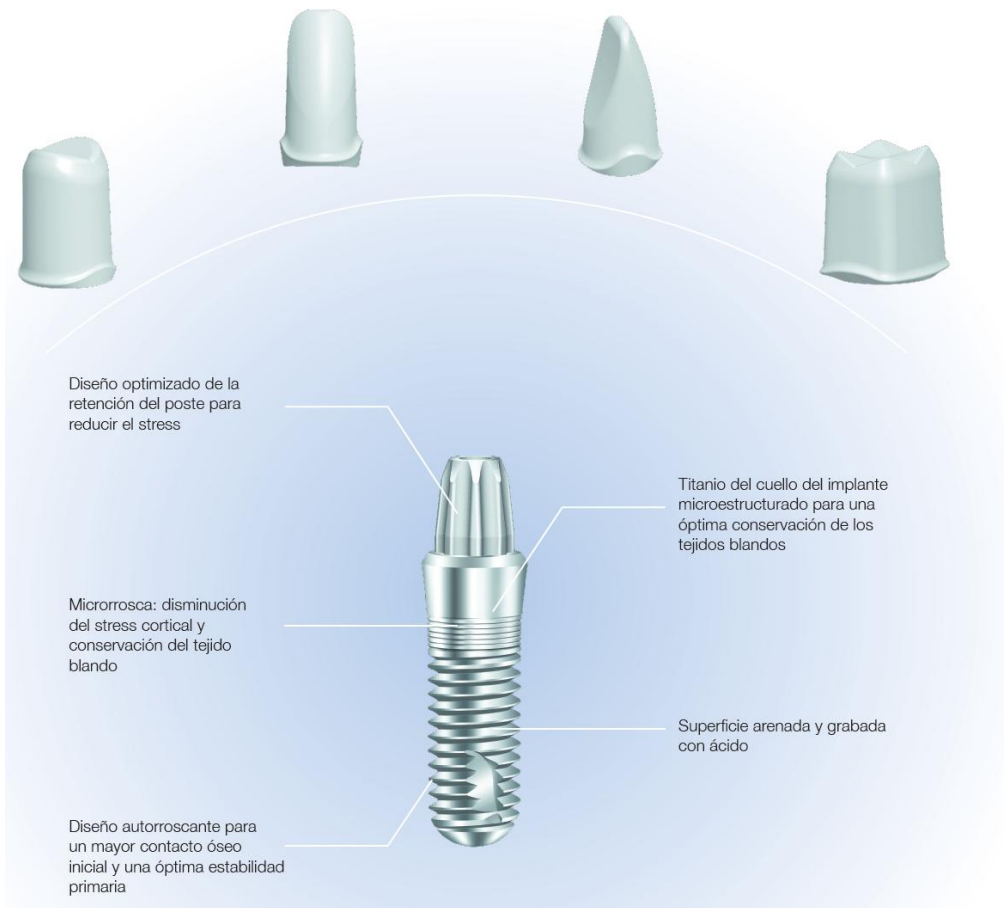
**Figura 3.57.** *Implante Logic Sphero y mandíbula con prótesis completa.*

- Aesthura

Aesthura® (Figura 3.58) es un implante monocomponente con cofias preformadas en composite y zirconio para una adecuada estética inmediata.

Este nuevo sistema de implantes se caracteriza por el reducido número de componentes y su sencillo uso. El resultado final es una rehabilitación protésica con

menor coste para el dentista y el paciente. En la propia Figura 3.58 se describen las características del diseño.



**Figura 3.58.** Descripción del implante Aesthura.

## 9. Dentsply Implants

En 1974, la empresa que hoy es DENTSPLY Implants ([www.dentsplyimplants.com](http://www.dentsplyimplants.com)) participó en un programa de investigación especial impulsado por el Gobierno de Baden-Württemberg (Alemania) y la Universidad de Tübingen. El objetivo era

desarrollar un implante de cerámica. En la actualidad, llevan más de 40 años elaborando de forma continuada soluciones innovadoras en el campo de la implantología.

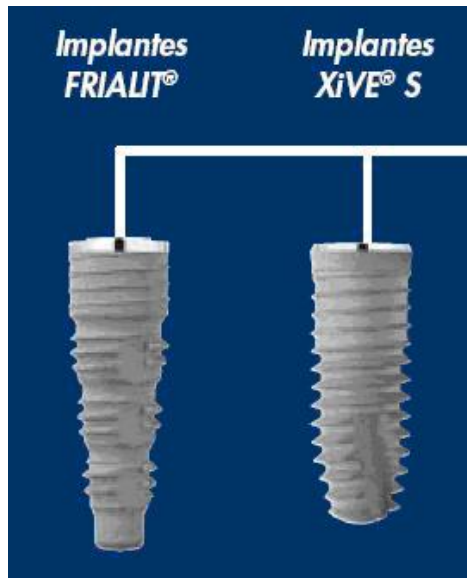
- Xive

El implante XiVE (Figura 3.59) presenta una amplia gama de productos y un protocolo flexible. Se utiliza incluso en brechas edéntulas muy estrechas gracias a XiVE® 3,0.

En un trabajo realizado sobre 4.135 implantes XiVE (Degidi et al., 2012), se investigaron las correlaciones entre la estabilidad primaria y características mecánicas del implante y la densidad ósea en el momento de la inserción. Durante la cirugía para cada implante, se registró el tórulo de inserción máxima, también se recogieron los valores de análisis de frecuencia de resonancia. Finalmente, se registró si un implante se pierde o se elimina en una etapa temprana (dentro de los 6 meses a partir de la cirugía de inserción). Los resultados muestran que los implantes analizados presentan una buena estabilidad primaria con un protocolo estándar.

- Frialit

FRIALIT (Figura 3.59) está diseñado para implantación inmediata o diferida. El diseño del implante es análogo a la raíz de un diente natural. La rosca sincronizada pretende ofrecer el asiento correcto y su diseño minimizar el peligro de dañar las estructuras anatómicas adyacentes.



*Figura 3.59. Implantes FRIALIT y XiVE de Dentsply Friadent.*

## 10. Avinent

AVINENT ([www.avinent.com](http://www.avinent.com)) es una empresa dedicada a la implantología dental con una red comercial propia en España, Portugal y Gran Bretaña. Dispone de implantes de conexión interna y externa (Figura 3.60).

- **Conexión externa**

Los implantes de conexión externa se usan en casos de divergencia entre implantes. Su hexágono externo de titanio grado 5 ofrece resistencia y antirrotación al conectar los aditamentos.

- **Conexión interna**

La conexión interna consiste en un hexágono interno que evita la rotación de los aditamentos, que quedan posicionados en el interior del implante, mejorando la emergencia estética. Con esta geometría se acerca el tornillo de unión implante-

aditamento a nivel de la plataforma, de modo que se disminuyen las tensiones que podrían llegar a aflojar este tornillo. Todos los aditamentos protésicos son compatibles con los diferentes diámetros de implante, e incorporan el cambio de plataforma, desplazando el microespacio de unión implante-aditamento y disminuyendo así la posibilidad de reabsorción ósea.



*Figura 3.60. Implantes AVINENT con conexión externa e interna.*

## 11. Mozo-Grau

Mozo-Grau ([www.mozo-grau.com](http://www.mozo-grau.com)) es una empresa fabricante de implantes dentales y aditamentos protésicos para la implantología fundada en Valladolid (España) en 1996.

- MG-Inhex

Las propiedades de la conexión interna y de la morfología del implante MG InHex (Figura 3.61), unidas a un correcto protocolo quirúrgico por parte del profesional clínico, permiten llevar la superficie tratada del implante hasta su parte más coronal, logrando así una mayor topografía de contacto, lo que permite una mejor y más rápida osteointegración.

Las propiedades del Cono Morse, junto con el doble hexágono interno, son las características principales de este implante. Las micro-espigas están diseñadas para disipar la sobrecarga producida en la parte más coronal del implante, evitando así la reabsorción del hueso cortical.

- MG-Osseous

Mozo-Grau también dispone de implante con conexión hexagonal externa MG-Osseous (Figura 3.61).



*Figura 3.61. Implantes MG-Inhex y MG-Osseous con conexión interna y externa.*

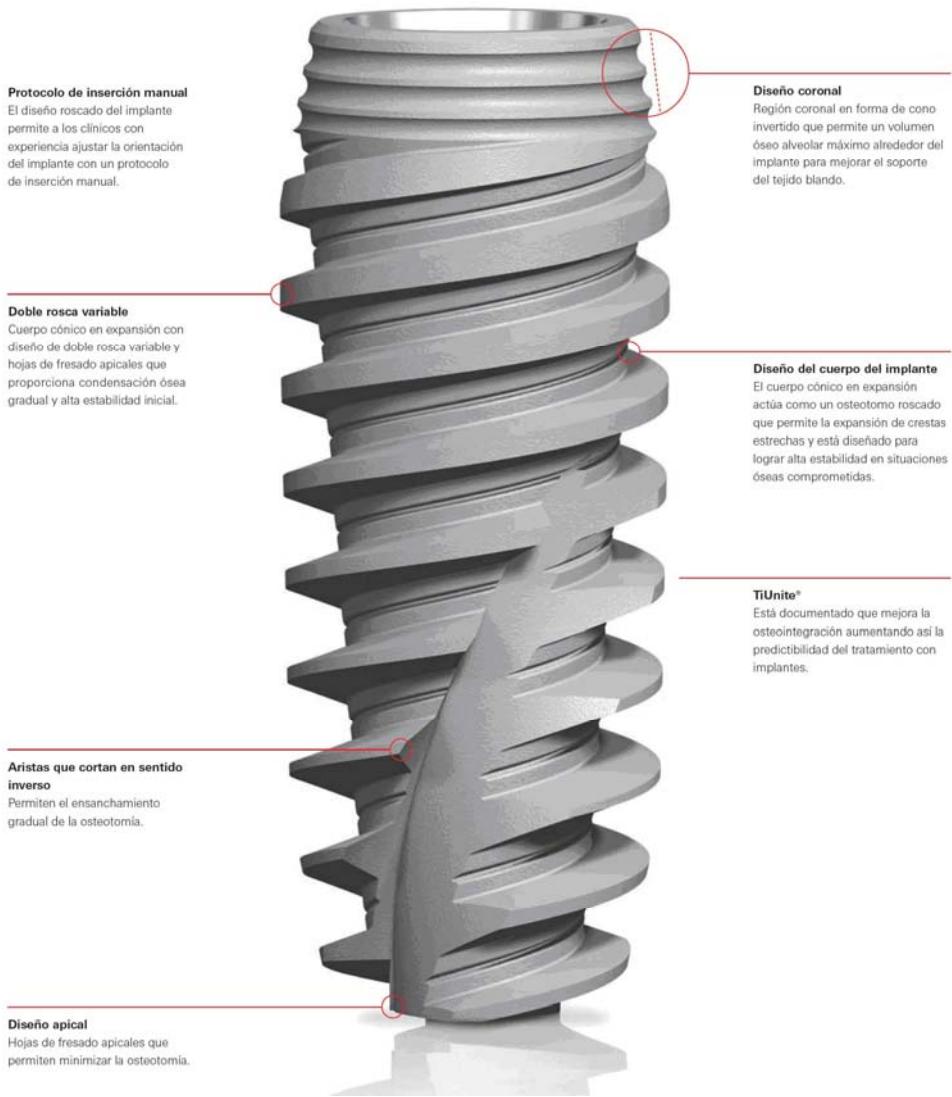
## 12. Nobel Biocare

Nobel Biocare ([www.nobelbiocare.com](http://www.nobelbiocare.com)) es una empresa odontológica de ámbito internacional, fundada en Suecia y basada en los principios científicos del profesor sueco P.I. Brånemark, descubridor de la osteointegración. Las innovaciones de la empresa, avaladas por numerosas investigaciones y pruebas científicas, se encuentran también respaldadas por la experiencia clínica.

Su gama de implantes incluye soluciones para diversas indicaciones, desde rehabilitaciones unitarias hasta totalmente edéntulas.

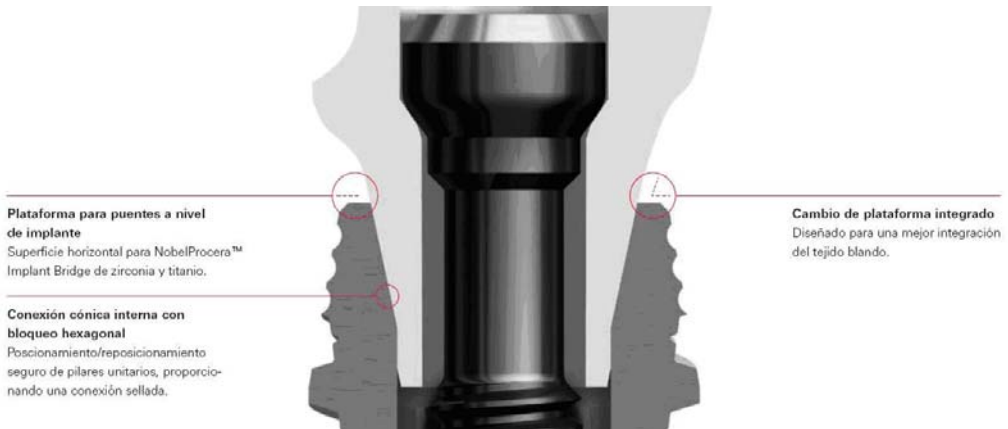
- Nobel Active

El implante Nobel Active representa un avanzado diseño de implante. En la Figura 3.62 se describe su geometría exterior y en la Figura 3.63 las características principales de la conexión del conjunto.



*Figura 3.62. Detalle y descripción del Implante Nobel Active de Nobel Biocare.*





**Figura 3.63.** Descripción de la sección del conjunto Nobel Active de Nobel Biocare.

- Nobel Replace

La versatilidad, facilidad de uso y predictibilidad del modelo Nobel Replace (Figura 3.64) lo han convertido en el diseño de implante más utilizado en Nobel Biocare. Ofrece diseños en distintos colores para garantizar la seguridad, previsibilidad y eficacia: todos los implantes, brocas, machos de rosca, conductores de implantes, tornillos de la cubierta, pilares y botiquines quirúrgicos están codificados por color para facilitar su identificación durante la colocación y restauración.



*Figura 3.64. Codificación por color de los implantes Nobel Replace de Nobel Biocare.*

### **13. Createch Medical**

Createch Medical ([www.createchmedical.com](http://www.createchmedical.com)) es una empresa ubicada en Mendaró (Gipuzkoa) que fabrica estructuras de titanio de grado médico de alta resistencia, personalizadas para cada paciente.

HTR Genesis system es un nuevo sistema de fabricación de estructuras sobre implantes desarrollado por Createch Medical, que combina tecnología CAD/CAM en el diseño y mecanizado de precisión con una sencillez en el manejo clínico (Figura 3.65).



*Figura 3.65. Estructura de titanio de Createch Medical.*

Utilizando un software propio de escaneo y retoque virtual de las prótesis, crean en 3D la estructura acabada ajustándose perfectamente a los límites de la prótesis del paciente.

#### **14. BIOMET 3i**

Implant Innovations®, Inc. (**3i**) es una empresa de implantes fundada en 1987 por un especialista en periodoncia y un ingeniero. El odontólogo creía que sus pacientes merecían unas restauraciones implantosoportadas cuyo ajuste y apariencia estética fueran mejores que los proporcionados por los sistemas de implantes disponibles. En 1999, BIOMET® Inc., uno de los principales fabricantes de componentes ortopédicos, adquirió **3i**, lo que aumentó considerablemente los recursos de esta última para investigación y desarrollo, así como su potencial de crecimiento. En 2007

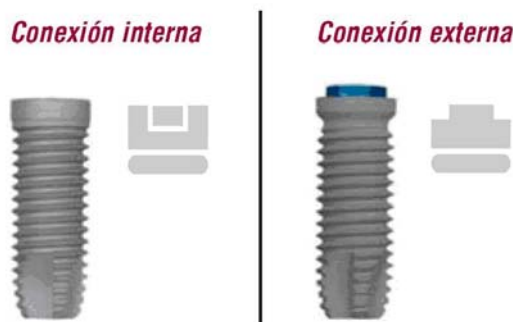
los productos de **3i** se comenzaron a comercializar con el nombre **BIOMET 3i** ([www.biomet3i.com](http://www.biomet3i.com)).

En la actualidad, **BIOMET 3i** ofrece una de las gamas de implantes y pilares más completa de la odontología implantológica, reforzada por una creciente línea de productos de preparación de lechos y regeneración ósea. Ha desarrollado implantes de corte biológico con superficie microtexturizada.

Con su oficina central en Florida (USA) y actividades comerciales en todo el mundo, **BIOMET 3i** es una de las principales empresas del mercado de la restauración odontológica.

- Osseotite de paredes paralelas

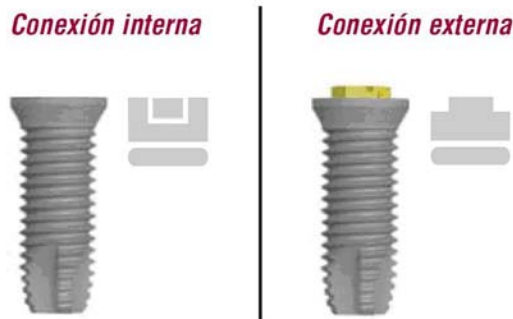
Los implantes con la superficie patentada **OSSEOTITE®** están diseñados para reforzar la adherencia coágulo-implante y constituyen el primer diseño de implante aceptado para protocolos de carga temprana. Estos implantes incorporan el diseño exclusivo autorroscante **ICE** y están disponibles en configuraciones de diseño de superficie **Full OSSEOTITE** y de superficie híbrida (Figura 3.66).



**Figura 3.66.** *Implante OSSEOTITE de pared paralela con conexión interna y externa.*

- Osseotite XP de plataforma expandida

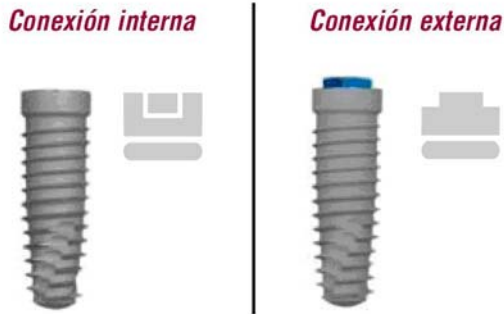
El implante OSSEOTITE XP de plataforma expandida (Figura 3.67) tiene una superficie coronal ensanchada que encaja en la cresta ósea y se fija a ésta, mientras que la mayor anchura de la plataforma protésica permite un perfil de emergencia adecuado. El cuerpo del implante, que es más estrecho, encaja en zonas en las que el volumen óseo puede resultar limitado.



**Figura 3.67.** *Implante OSSEOTITE XP de plataforma expandida con conexión interna y externa.*

- Osseotite cónico

El implante OSSEOTITE cónico (Figura 3.68) se utiliza cuando se desea una forma cónica. Su forma de raíz dental natural facilita la colocación. Estos implantes incorporan roscas uniformes que llegan hasta el ápice, un extremo apical romo y un diseño Spiral Ice.



**Figura 3.68.** *Implante OSSEOTITE cónico con conexión interna y externa.*

- Barras y estructuras CAM StructSURE® de fresado de precisión

Las barras CAM StructSURE de fresado de precisión (Figura 3.69) están hechas con una tecnología que permite conseguir un ajuste realmente pasivo. Se comercializan con diseños Hader y Dolder para barras de sobredentaduras y barras primarias, y con diseños híbridos fijos. Esta tecnología no requiere que el técnico prepare diseños de cera o resina. Las barras pueden hacerse sobre la mayoría de los principales implantes dentales y pilares; además, como están fresadas a partir de una pieza maciza de titanio, se elimina la posibilidad de que queden puntos débiles causados por soldaduras con láser.



**Figura 3.69.** *Barras y estructuras CAM StructSURE de BIOMET 3i.*

## 15. Straumann

Straumann ([www.straumann.com](http://www.straumann.com)) es una compañía dedicada a la implantología, restauración y regeneración tisular oral, que comenzó en 1954 en el valle suizo de Waldenburg. Colabora con el International Team for Implantology (ITI), una organización científica independiente.

- Standard

El implante Straumann Standard (Figura 3.70) está disponible con diámetros endoósicos de 3,3 mm, 4,1 mm y 4,8 mm, y puede insertarse de forma fácil.



*Figura 3.70. Implante Straumann Standard.*

- Tapered effect

Gracias a su forma anatómica, el implante Tapered Effect (Figura 3.71) pretende combinar las ventajas de un implante cilíndrico con las de una estructura cónica:

1. La forma anatómica del implante permite un buen ajuste postextracción en el alvéolo y una estabilidad primaria.

16. La zona de cuello liso está diseñada para un manejo flexible de los tejidos, para favorecer los aspectos estéticos.
17. El diseño específico de la rosca Tapered Effect, con geometría autorroscante y pendiente reducida mejoran la estabilidad primaria.



*Figura 3.71. Implante Straumann Tapered Effect.*



## **CAPÍTULO 4. IMPLANTES DENTALES CON ZONA CILÍNDRICA Y MICRORROSCA**

---

### **4.1 INTRODUCCIÓN**

En los capítulos siguientes se incluirán los resultados de los análisis efectuados en esta tesis. El presente capítulo está centrado en las características geométricas de los implantes. Se han analizado los factores más relevantes que intervienen en su diseño. Mediante simulación numérica en modelos 2D y 3D de elementos finitos, en primer lugar se ha considerado el efecto en el comportamiento mecánico de los implantes de su longitud, diámetro y tipo de rosca, así como de la longitud del tornillo que une el poste al implante. A continuación, como objetivo central de este capítulo, se ha analizado la influencia de la zona cervical provista con microrroscas y la parte intermedia lisa del implante, obteniendo los valores de tensiones y desplazamientos de los componentes del conjunto implantario.

### **4.2 ANÁLISIS PREVIOS**

En el análisis de los implantes dentales, en una fase inicial ha parecido interesante determinar la influencia de parámetros tales como la longitud, diámetro, tipo de rosca exterior (triangular/cuadrada) del implante y el número de espiras del tornillo para la evaluación mecánica del conjunto de implante dental. Para ello se han realizado

modelos de elementos finitos en dos dimensiones (2D) y en tres dimensiones (3D). En los modelos 2D se han analizado seis conjuntos de implantes dentales que corresponden a tres geometrías diferentes con dos uniones diversas en cada una. En los modelos 3D se han analizado dos conjuntos de implantes dentales, que se diferencian en el número de espiras del tornillo, siendo de 6 espiras en un modelo y de 8 en el otro modelo.

#### **4.2.1 Materiales y métodos.**

Los modelos de elementos finitos 2D están formados por cuatro partes diferentes: tornillo, implante, hueso cortical y hueso esponjoso, mientras que los modelos 3D también disponen del poste.

La geometría se ha definido a partir de los implantes comerciales. El perfil de la rosca de unión entre el tornillo y el implante se ha obtenido de la norma UNE 17704 (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2002c).

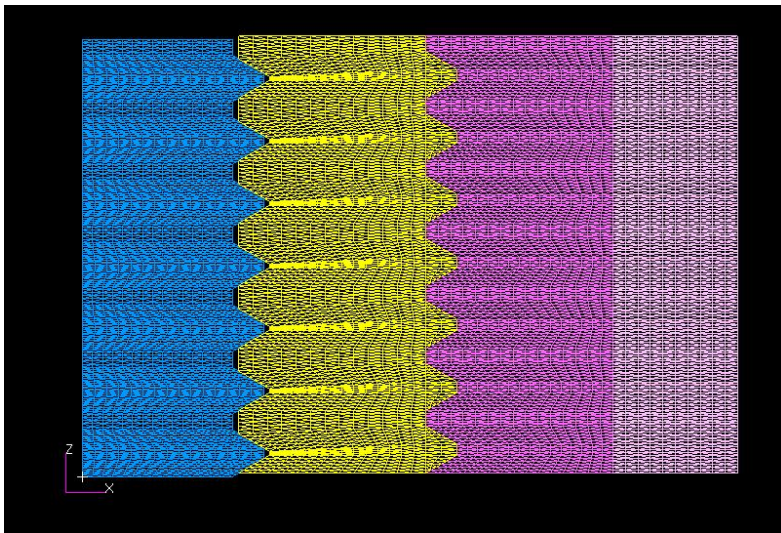
Para definir los modelos 2D se han utilizado las uniones entre tornillo e implante de diámetros 3 mm, 3,5 mm y 4 mm. Además, para cada dimensión, se ha generado la unión entre el implante y hueso cortical con rosca triangular y con rosca cuadrada (Hansson et al., 2003), lo que nos proporciona seis modelos diferentes.

En los modelos 3D se han supuesto dos longitudes diferentes, para poder analizar la influencia que tiene la longitud de tornillo roscado en el comportamiento del conjunto. La parte alta del implante, es decir, el poste en el que se insertaría la pieza dental es igual en los dos modelos. Se mantiene asimismo la unión entre esta pieza con el tornillo y el implante. Por otra parte, la unión entre el tornillo y el implante se ha llevado a cabo utilizando una rosca métrica normalizada de diámetro 4 mm. Los dos modelos generados difieren en que uno tiene 6 espiras del tornillo roscadas al

implante, mientras que en el otro modelo las espiras roscadas son 8. La unión entre el implante y el hueso cortical se ha simulado mediante una superficie cilíndrica que permite una unión rígida, para caracterizar la osteointegración.

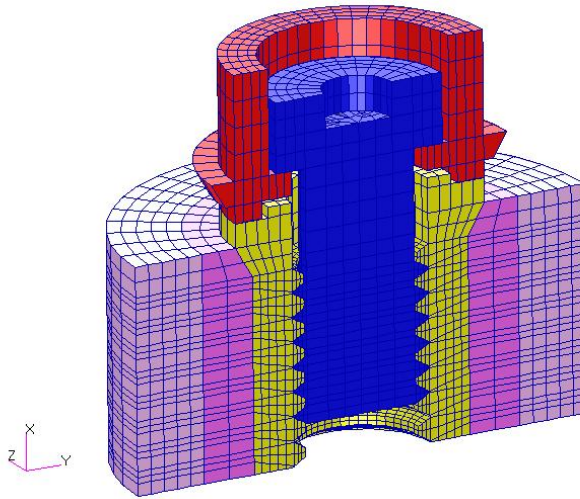
El modelo de elementos finitos ha sido generado con el software MSC.PATRAN 2005. El mallado en 2D está formado por elementos planos triangulares de 6 nodos a los que se han aplicado propiedades axisimétricas. El mallado en 3D se ha realizado con elementos hexaédricos de 8 nodos.

En la Figura 4.1 se muestra el modelo 2D de elementos finitos para la unión tornillo-implante de diámetro 3 mm y unión entre implante y hueso cortical con rosca triangular. Se representan: el tornillo (azul), el implante (amarillo), el hueso cortical (rosa oscuro) y el hueso esponjoso (rosa claro).



**Figura 4.1.** Modelo de Elementos finitos 2D (Rosca triangular).

En la Figura 4.2 se puede observar el mallado 3D del modelo de seis espiras, donde se diferencian las cinco partes: el poste (en rojo), el tornillo (en azul), el implante (amarillo), el hueso cortical (rosa oscuro) y el hueso esponjoso (rosa claro).



**Figura 4.2.** Modelo de Elementos finitos 3D con 6 espiras.

Los datos de los módulos de elasticidad ( $E$ ) y coeficientes de Poisson ( $\nu$ ), asignados a cada material, se recogen en la Tabla 4.1 (Himmlova et al., 2004; Iplikcioglu et al., 2002; Lang et al., 2003). También se incluyen en esta Tabla valores indicativos de los límites elásticos ( $\sigma_e$ ), en condiciones de compresión (Boccaccio et al., 2006; Simsek et al., 2006; Tanaka et al., 2003; Toparli et al., 2003), utilizados en trabajos previos (Garitaonandia & Alcaraz, 2006b).

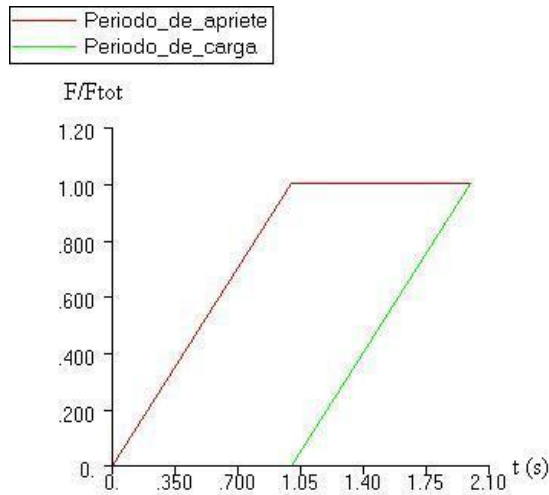
Material	E (MPa)	$\nu$	$\sigma_e$ (MPa)
Tornillo (Oro)	96.000	0,3	760
Poste (Titanio)	110.000	0,33	900
Implante (Titanio)	110.000	0,33	900
Hueso cortical	14.800	0,3	122
Hueso esponjoso	1.850	0,3	33

**Tabla 4.1.** *Propiedades de los materiales.*

El comportamiento de todos los materiales se ha supuesto homogéneo, isótropo y elástico lineal, ya que la carga a la que está sometido el modelo hace que todos los componentes trabajen por debajo de su límite elástico.

En lo que respecta a cargas y condiciones de contorno de los modelos 2D, se ha aplicado en todos los casos un desplazamiento forzado de 0,01 mm a los nodos de la parte superior del tornillo (Lang et al., 2003). Esta condición de desplazamiento pretende simular la condición de apriete que sufren los implantes dentales, antes de recibir ninguna fuerza de utilización.

Respecto a los modelos 3D, se han considerado dos estados diferentes de carga. Por una parte, una fuerza de apriete igual a 1320 N, por la que queda todo el conjunto unido, y por otra una fuerza de funcionamiento con componente vertical 400 N (sentido negativo del eje X) y componente horizontal de 100 N (sentido positivo del eje Y) (Sevimay et al., 2005). Por lo tanto, a la hora de interpretar los resultados, diferenciaremos claramente el estado de carga. La aplicación de las fuerzas sigue la evolución que muestra la Figura 4.3, donde en abscisas se representa el tiempo en segundos y en ordenadas el tanto por uno de carga aplicada.



**Figura 4.3.** Diagrama de aplicación de las fuerzas.

Además, se ha simulado el contacto entre el tornillo y el implante con un coeficiente de rozamiento de 0,1 (Guda et al., 2008; Limbert et al., 2010).

La unión entre el implante y el hueso cortical se supone rígida, ya que al producirse la osteointegración el hueso rodea toda la superficie del implante (Steigenga et al., 2004). La unión entre el hueso cortical y el hueso esponjoso también es rígida. Por último, se ha restringido el desplazamiento a todos los nodos de la parte exterior del hueso esponjoso.

Los análisis se han realizado con el software MSC.NASTRAN 2005.

## 4.2.2 Resultados.

### A) Modelos en 2D

En los seis modelos analizados en 2D, se han aplicado similares condiciones de mallado y el mismo desplazamiento forzado al tornillo, por lo que los resultados obtenidos serán comparables en su totalidad.

### 1. Tensiones máximas en cada material

En la Tabla 4.2 se recogen las tensiones máximas equivalentes de Von Mises de cada material, en los modelos en los que la unión entre el implante y el hueso cortical se produce con rosca cuadrada.

Material /diámetro	3 mm	3,5 mm	4 mm
Tornillo (Oro)	196	186	183
Implante (Titanio)	107	110	106
Hueso cortical	14,7	14,7	14,6
Hueso esponjoso	15,2	14,9	14,3

**Tabla 4.2.** Tensión máxima de Von Mises (MPa). Modelos de unión cuadrada.

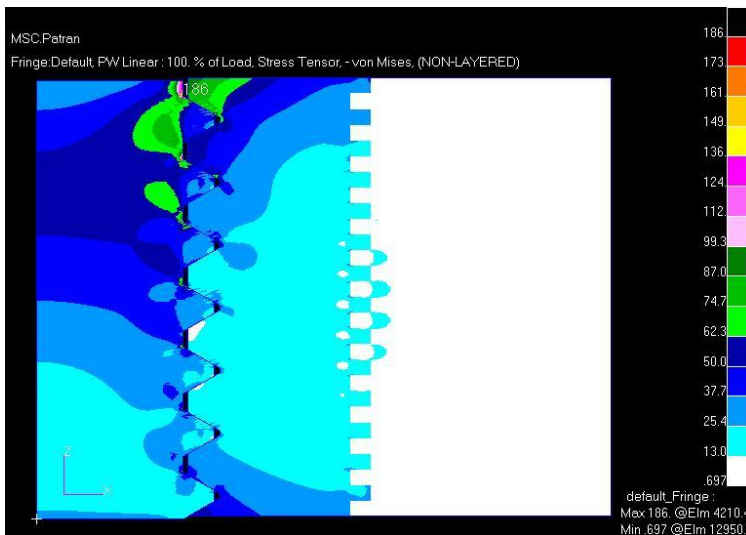
La Tabla 4.3, en cambio, se refiere a los mismos casos para la unión con rosca triangular.

Material /diámetro	3 mm	3,5 mm	4 mm
Tornillo (Oro)	198	187	186
Implante (Titanio)	110	104	99,5
Hueso cortical	17,4	14,5	13,9
Hueso esponjoso	15,0	14,0	14,1

**Tabla 4.3.** Tensión máxima de Von Mises (MPa). Modelos de unión triangular.

Tanto en los modelos de rosca cuadrada como triangular, existe una disminución con el diámetro de la tensión máxima en el tornillo y en el hueso esponjoso.

En la Figura 4.4 se representa la distribución de tensiones de Von Mises del modelo de diámetro 3,5 mm para una unión entre el implante y el hueso con rosca cuadrada.

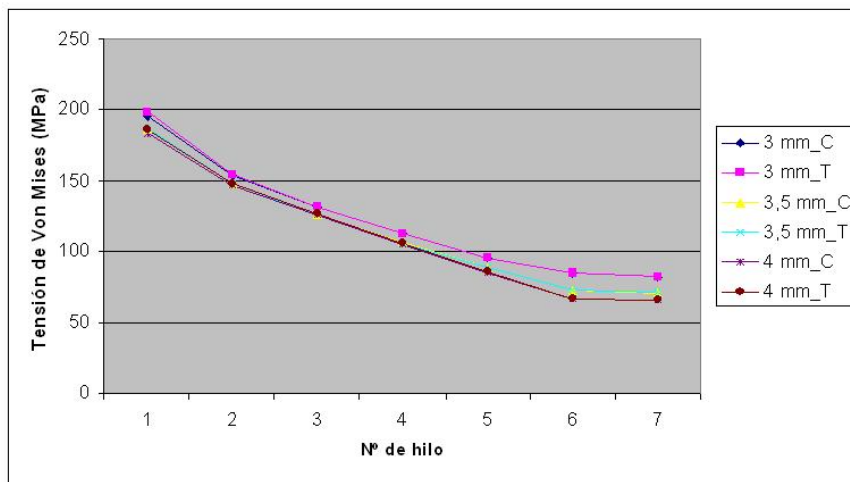


*Figura 4.4. Mapa de tensiones de Von Mises (MPa). Caso de diámetro 3,5 mm y rosca cuadrada.*

## 2. Distribución de tensiones a lo largo del tornillo

La distribución de tensiones en el tornillo (Figura 4.5) nos indica que los primeros hilos son los que más se tensionan, mientras que al descender en el tornillo, la tensión disminuye notablemente. En todos los modelos el tornillo se supone de siete espiras. En la leyenda de la derecha de la Figura 4.5 podemos apreciar el diámetro de la rosca tornillo-implante y el tipo de unión cuadrada (C) o triangular (T) entre el implante y el hueso.





*Figura 4.5. Tensiones de Von Mises (MPa) en el tornillo para los 6 modelos considerados.*

### 3. Distribución de tensiones y desplazamiento en el implante

Para analizar la distribución de tensiones en el implante, hemos de tener en cuenta que, por una parte, estará sometido a las cargas que le transmite el tornillo en el apriete y, por otra, soportará una reacción por estar unido al hueso cortical, a su vez unido al hueso esponjoso, que tiene condiciones de empotramiento.

El valor máximo de la tensión de Von Mises en los implantes se produce en su parte superior, siendo dicho valor notablemente menor que la tensión máxima producida, en cada caso, en los tornillos. Por esta razón se considera que el implante soportará bien las cargas producidas en el apriete.

Respecto a la tensión que se produce en la rosca exterior de los implantes, tanto para la rosca cuadrada como para la triangular, esta tensión es aproximadamente tres veces

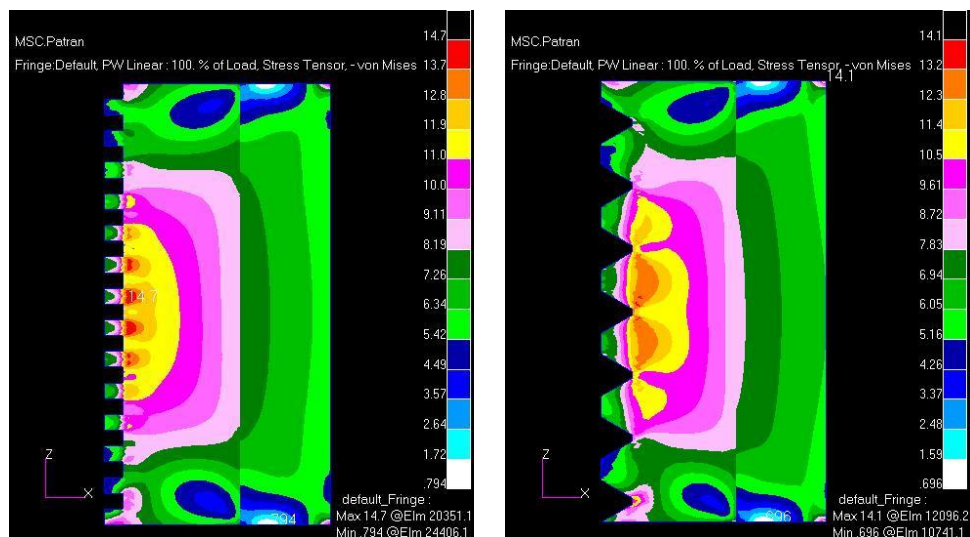
inferior al máximo producido junto al tornillo. La distribución de las tensiones junto al hueso es similar.

En cuanto a los desplazamientos, resultan independientes de que la unión sea con rosca triangular o cuadrada, y disminuyen a medida que aumenta el diámetro de unión entre tornillo e implante, con unos valores que varían entre  $9,02E-3$  mm, para la unión de diámetro 3 mm, y  $8,84E-3$  mm, para la de 4 mm.

#### **4. Distribución de tensiones y desplazamiento en el hueso**

En el dimensionado del hueso en torno al implante se ha considerado en todos los casos primero hueso cortical de 1,5 mm de grosor y a continuación hueso esponjoso de 1 mm de grosor, con su parte exterior empotrada.

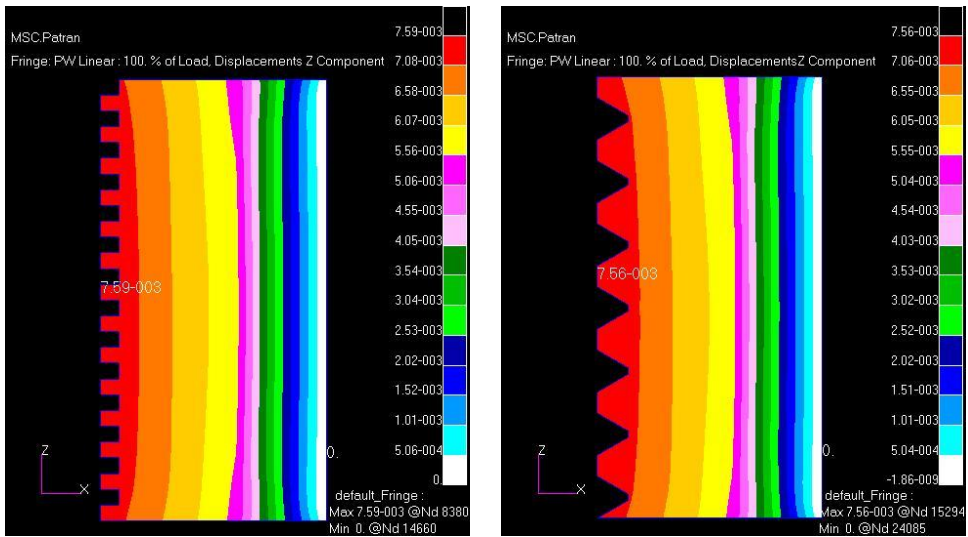
Es de esperar que la forma de la rosca entre el implante y el hueso cortical influya sensiblemente tanto en la distribución de tensiones del hueso como en el valor máximo de estas. En la Figura 4.6 se observa el mapa de tensiones correspondientes al hueso cortical y hueso esponjoso para el caso de tamaño de rosca tornillo-implante de 4 mm. El caso de unión entre implante y hueso cortical con rosca cuadrada se representa a la izquierda y el de rosca triangular a la derecha.



**Figura 4.6.** Tensión de Von Mises (MPa) en el hueso. Caso de diámetro 4 mm. Con rosca cuadrada (izq.) y con rosca triangular (dcha.).

Resulta que la zona más cargada es la zona central del hueso en ambos casos. Esto es una ventaja importante de cara a las condiciones de funcionamiento, en donde la máxima tensión habitualmente se genera en la parte superior del implante.

Respecto a los desplazamientos, en la Figura 4.7 podemos apreciar que, en los dos casos de rosca, resultan similares tanto la distribución como el valor máximo de dichos desplazamientos. En particular, se obtienen máximos de  $7,59E-3$  mm y  $7,56E-3$  mm, en los dos casos presentados.



**Figura 4.7.** Desplazamientos verticales (mm) en el hueso. Caso de diámetro 4 mm.  
Con rosca cuadrada (izq.) y con rosca triangular (dcha.).

Se ha obtenido que el máximo desplazamiento corresponde al modelo de diámetro menor. Así, en los modelos con diámetro 4 mm, los máximos desplazamientos producidos en el hueso son un 2% menores que los producidos en los modelos con diámetro 3 mm.

## 5. Fuerza aplicada en el apriete

La reacción que se produce en el empotramiento del hueso esponjoso es diferente en cada caso, aun cuando se ha aplicado el mismo desplazamiento forzado en todos los modelos (0,01 mm a cada nodo de la parte superior del tornillo). En la Tabla 4.4 se recoge el valor de la fuerza de reacción (N) según el diámetro y el tipo de rosca del modelo.

Rosca /diámetro	3 mm	3,5 mm	4 mm
Cuadrada	348,8	458,4	573,7
Triangular	350,3	460,2	578,7

**Tabla 4.4.** Fuerza de reacción (N) en cada modelo.

De la Tabla 4.4 resulta que el valor de la fuerza de reacción es de orden similar para las dos roscas (aunque ligeramente superior en la triangular) y aumenta significativamente con el valor del diámetro.

## B) Modelos en 3D

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en los dos modelos de 3D: uno con tornillo de 6 espiras y otro con tornillo de 8 espiras. Cada modelo está sometido a dos diferentes condiciones: de sólo apriete, por una parte, o de apriete y fuerza de funcionamiento simultáneos, por otra.

### 1. Tensiones máximas en el apriete

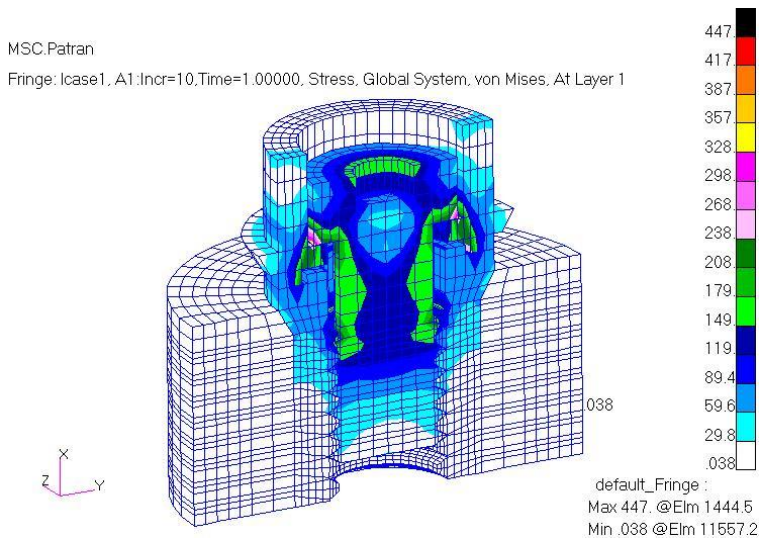
En la Tabla 4.5 se incluyen las tensiones máximas equivalentes de Von Mises, que sufre cada material para el caso de apriete.

Parte del modelo (material)	6 espiras	8 espiras
Tornillo (Oro)	357	358
Poste (Titanio)	272	273
Implante (Titanio)	447	439
Hueso cortical	19,4	20,3
Hueso esponjoso	1,31	1,41

**Tabla 4.5.** Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el apriete.

Analizando estos valores podemos observar que ningún material supera su límite elástico bajo las condiciones de apriete. Comparando los valores de ambos modelos, el valor de la tensión máxima es algo superior en el modelo de 6 espiras en el implante, mientras que en las demás partes, la tensión máxima es ligeramente superior en el modelo de 8 espiras.

En la Figura 4.8 se representa el mapa de tensiones que se produce al aplicar el apriete, para el modelo de 6 espiras. Cabe destacar de esta distribución que, en el caso del tornillo, la tensión máxima no se produce al inicio de la rosca sino en la cabeza del tornillo, mientras que para el implante el máximo se produce en el primer flanco de la rosca.



**Figura 4.8.** Tensiones de Von Mises (MPa) en el modelo de 6 espiras, en el apriete.

## 2. Tensiones máximas en el funcionamiento

Denominamos condiciones de funcionamiento al estado de cargas resultante de aplicar primero la condición de apriete y posteriormente la carga de funcionamiento. La Tabla 4.6 recoge los valores de las tensiones máximas que sufre cada material, en forma de tensión equivalente de Von Mises, para este estado de carga.

A diferencia del caso anterior, ahora el modelo que mayores tensiones soporta es el de 6 espiras, en todas las partes menos en el tornillo.

Parte del modelo (material)	6 espiras	8 espiras
Tornillo (Oro)	331	339
Poste (Titanio)	1013	978
Implante (Titanio)	436	422
Hueso cortical	82,6	77,6
Hueso esponjoso	8,58	7,43

**Tabla 4.6.** Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el funcionamiento.

También resulta que los valores máximos para el tornillo y el implante son inferiores a los obtenidos en el apriete, lo cual se debe a que la carga vertical de funcionamiento contrarresta en parte la carga aplicada por el apriete para estas dos piezas.

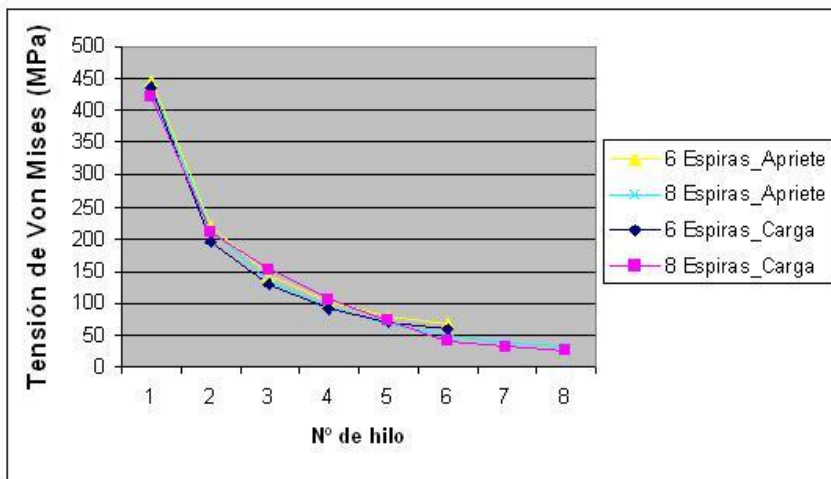
Otro resultado a destacar es el aumento de la tensión en el hueso, en relación a los valores obtenidos para el apriete. No obstante, dichos valores siguen por debajo del límite elástico tanto en el hueso cortical como en el esponjoso.

Por otro lado, se obtiene que el poste es el único elemento en el que la tensión máxima sobrepasa su límite elástico. Este máximo se produce en una zona concreta de contacto entre poste e implante, en donde la carga de funcionamiento se suma al apriete. Este efecto podría minimizarse diseñando una unión más ancha.

### 3. Distribución de tensiones a lo largo del implante en el apriete y el funcionamiento

En el gráfico de la Figura 4.9 se representa la variación de la tensión de Von Mises a lo largo del implante, para los distintos casos de carga y modelos utilizados.

La máxima tensión que soporta el implante en los cuatro casos analizados se produce en la primera espira. En general, las primeras espiras o hilos del implante están muy tensionadas mientras que las últimas quedan muy por debajo del valor máximo.



*Figura 4.9. Tensiones máximas de Von Mises (MPa) en el implante.*

Además, si comparamos los valores del modelo de 6 espiras y del de 8 espiras, se observa que el primero presenta valores más elevados de tensión en el primer hilo (el más comprometido), aunque en los restantes la situación se invierte.



#### 4. Desplazamientos máximos

Respecto a los desplazamientos máximos, destacaremos los producidos en zonas óseas. La Tabla 4.7 recoge los máximos desplazamientos en el apriete, mientras que la Tabla 4.8 se refiere a los desplazamientos máximos bajo las condiciones de funcionamiento.

Tipo de hueso / Modelo	6 espiras	8 espiras
Hueso cortical	1,44E-03	1,56E-03
Hueso esponjoso	1,03E-03	1,07E-03

**Tabla 4.7.** Desplazamientos máximos (mm) en el apriete.

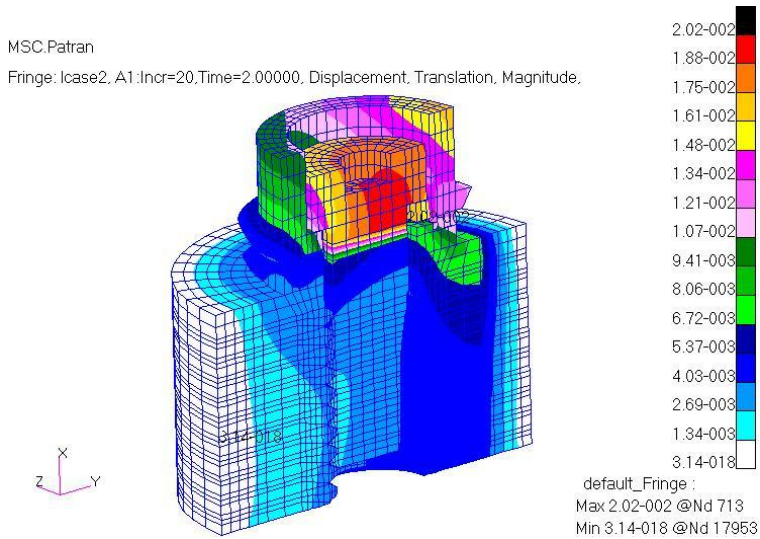
Tipo de hueso / Modelo	6 espiras	8 espiras
Hueso cortical	1,11E-02	9,67E-03
Hueso esponjoso	8,57E-03	7,26E-03

**Tabla 4.8.** Desplazamientos máximos (mm) en el funcionamiento.

Puede apreciarse que bajo condiciones de funcionamiento los desplazamientos máximos producidos en el hueso son notablemente superiores a los de apriete.

Además, el modelo de 8 espiras proporciona menores desplazamientos en condiciones de funcionamiento que el modelo de 6 espiras.

Para completar estos resultados, en la Figura 4.10 se representa la distribución de desplazamientos del modelo de 8 espiras bajo condiciones de funcionamiento.



**Figura 4.10.** Desplazamientos (mm) del modelo de 8 espiras en funcionamiento.

### 4.2.3 Discusión

En el trabajo presentado en este apartado, se han analizado tanto las tensiones máximas como los desplazamientos máximos producidos en los conjuntos de implantes dentales bajo las condiciones de apriete y de funcionamiento.

En lo que respecta a las tensiones máximas producidas, todos los análisis muestran resultados por debajo del límite elástico de cada material, salvo el poste donde el valor máximo, en condiciones de funcionamiento, supera el límite elástico de este material, por lo que sería conveniente incidir en el diseño de esta pieza, teniendo en cuenta que dicho valor máximo se produce en una zona concreta y que el resto de su geometría soporta valores muy inferiores.

Como se ha puesto de manifiesto en la sección de resultados, la distribución de tensiones en el tornillo se produce de tal manera que los primeros hilos de la rosca soportan la mayor parte del apriete, lo cual coincide con los resultados de otros

análisis (Anitua et al., 2010). En este sentido, la disminución del valor máximo de la tensión de Von Mises al pasar del primer al segundo hilo varía desde un 42% en los tornillos de diámetro más pequeño hasta un 35,6% en los tornillos con diámetro más grande. Esto significa, por una parte, que la distribución de tensiones no es nada uniforme, y por otra, que a mayor diámetro, la diferencia entre la tensión máxima y mínima es menor.

En trabajos previos realizados mediante simulación numérica por elementos finitos se ha constatado que el valor máximo de la tensión que sufre el implante se crea en la parte cervical de éste (Baggi et al., 2008a; Eskitascioglu et al., 2004; Yang et al., 2007). En este trabajo se ha obtenido la misma conclusión y, en particular, en los modelos 2D, analizando la tensión máxima equivalente de Von Mises que se produce en el implante, esta tensión máxima es en torno al 55 % de la tensión máxima del tornillo, sin que se aprecie desviación alguna con la variación del diámetro de la rosca tornillo-implante.

Por otra parte, en los modelos 2D analizados, el valor de la fuerza de reacción en el apriete es mayor a medida que aumenta el diámetro utilizado, coincidiendo con resultados obtenidos en la bibliografía (Hansson et al., 2003; Lang et al., 2003). Esto equivale a afirmar que a mayor diámetro de unión entre tornillo e implante, este último quedaría fijado más fuertemente. También se ha señalado que esta fuerza de fijación es algo mayor para el perfil triangular que para el perfil cuadrado en la unión implante-hueso cortical.

De los resultados de los modelos 3D se deduce que los desplazamientos máximos en el hueso se producen en condiciones de funcionamiento, hecho que concuerda con resultados de otras investigaciones (Geramy et al., 2004; Huang et al., 2010; Koca et al., 2005; Lin et al., 2010a).

Atendiendo al número de espiras del modelo, los valores máximos de los desplazamientos disminuyen con el aumento de espiras roscadas entre tornillo e implante, bajo la carga de funcionamiento, por lo que sería conveniente que la unión entre tornillo e implante se realice utilizando un adecuado número mínimo de espiras.

#### **4.2.4 Conclusión**

A medida que aumenta el diámetro del tornillo, los valores máximos de tensiones en cada componente se reducen ligeramente, pese a que la fuerza de apriete es mayor. Por ello, a mayor diámetro el implante es más eficiente.

Los modelos en los que la unión implante-hueso se realiza con rosca triangular son más adecuados, ya que presentan valores ligeramente inferiores de desplazamientos máximos, la tensión máxima también es inferior en el hueso y la fuerza de fijación del conjunto es mayor.

Un número insuficiente de espiras utilizadas para la unión entre el tornillo e implante produce consecuencias desfavorables en el conjunto. En condiciones de funcionamiento, el aumento del número de espiras roscadas entre el tornillo y el hueso reduce el valor de los desplazamientos máximos obtenidos en el hueso, así como las tensiones máximas en el hueso y en el implante.

### **4.3 MODELIZACIÓN**

Una vez mostrados, como análisis previos, los efectos de la longitud, diámetro y tipo de rosca del implante, así como de la longitud del tornillo, a continuación se considerará propiamente el punto central del capítulo: la influencia del diseño exterior del implante. Más concretamente, se va a estudiar el efecto de la zona cervical provista con microrrosca y la parte intermedia lisa.

El diseño de los modelos que se analizarán se ha basado en la revisión presentada de los implantes dentales comerciales. En dicha revisión se ha constatado que la práctica totalidad de marcas comerciales disponen de implantes provistos con microrroscas en la parte cervical del implante. Por otra parte, se ha detectado que una marca comercial de implantes dentales ha diseñado implantes con rosca interrumpida o zona intermedia lisa en su exterior. Movido por ello, se han considerado concretamente diseños basados en los implantes comerciales RePlus y ReActive de Implant Direct (Figura 3.37) y en los implantes de BioComp (Figura 3.45). El objetivo es analizar la influencia de la microrroscas en la parte cervical del implante y la zona intermedia cilíndrica.

Los modelos analizados se han creado en 2D y en 3D, teniendo en cuenta la normativa vigente (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2002c) para definir todas las dimensiones de las roscas.

En lo que respecta a los modelos 2D, se han generado seis modelos que se describen a continuación. El elemento en común de los seis modelos analizados es el tornillo, con una rosca M-2 mm y paso 0,4 mm. La rosca interior del implante es también de M-2 mm y 0,4 mm de paso. Los seis modelos pueden dividirse en dos grupos, atendiendo a la modelización del hueso cortical. En el grupo “a”, el hueso cortical en la zona contigua al implante tiene un grosor uniforme de un milímetro a lo largo del implante, mientras que en el grupo “b”, además de la zona del hueso cortical descrito en el grupo anterior, los 1,8 mm a partir de la zona cervical del implante están rodeados de hueso cortical con un grosor de 3 mm. El hueso esponjoso tiene un grosor de 2 mm alrededor del hueso cortical en los dos grupos (cfr. Figura 4.11 y Figura 4.12).

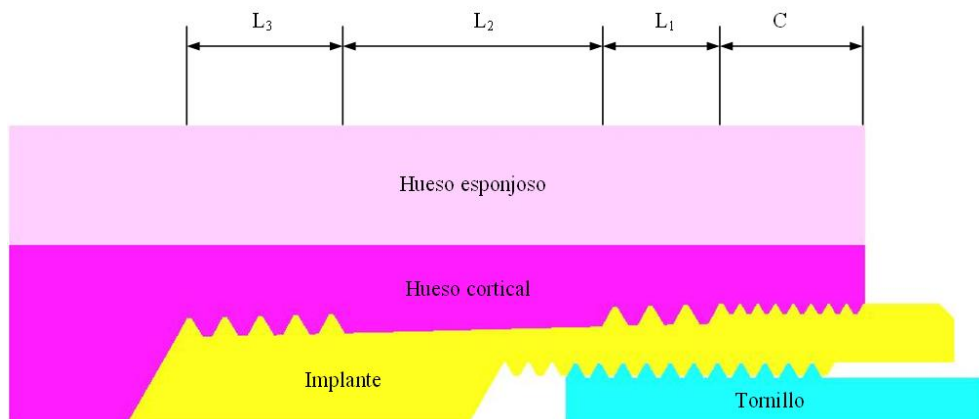
Por otra parte, cada grupo “a” y “b” dispone de tres variantes: 01, 02 y 03, que se diferencian en la parte exterior del implante. Esquemáticamente en la Tabla 4.9 se

identifican los 6 modelos analizados, en función de dos características principales. Por una parte, según la modelización de hueso cortical, que puede ser a lo largo del implante (HCLI) o también en la zona cervical del implante (HCLI+ZC). Y por otra parte, según la geometría exterior del implante, que puede ser: de rosca uniforme (RU), con microrrosca en la zona cervical (MZC) y zona cervical con microrrosca y zona intermedia lisa (MZC+ZIL).

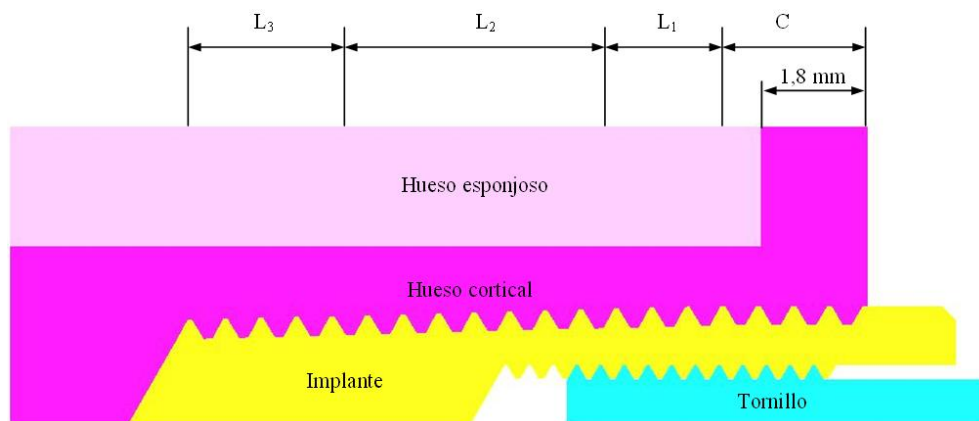
Modelo	01	02	03
Grupo a	HCLI	HCLI	HCLI
	RU	MZC	MZC+ZIL
Grupo b	HCLI+ZC	HCLI+ZC	HCLI+ZC
	RU	MZC	MZC+ZIL

**Tabla 4.9.** Características de los 6 modelos diseñados en 2D.

La zona C de la Figura 4.11 y Figura 4.12 corresponde al cuello del implante, tiene una longitud de 2,4 mm y es una zona provista de rosca cilíndrica. Las zonas L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub> y L<sub>3</sub> corresponden al cuerpo del implante, sus longitudes son 1,8 mm, 4,2 mm y 3 mm, respectivamente, y presentan una conicidad de 1,5°.



**Figura 4.11.** Partes del modelo 03\_a en 2D.



**Figura 4.12.** Partes del modelo 01\_b en 2D.

En la Tabla 4.10 se detallan el paso de la rosca y el carácter roscado o liso de cada zona exterior de los implantes en los seis modelos analizados (Garitaonandia & Alcaraz, 2010a; Garitaonandia & Alcaraz, 2010b).

Modelo	Cuerpo			Cuello
	L <sub>3</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>1</sub>	C
01_a y 01_b	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm
02_a y 02_b	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm	0,3 mm
03_a y 03_b	0,6 mm	Liso	0,6 mm	0,3 mm

**Tabla 4.10.** Paso de la rosca y carácter liso o roscado de la parte exterior de los implantes dentales.

El mallado se ha realizado con elementos Quad 4, a los que se aplican propiedades axisimétricas. Un mallado completo mostraría las mismas tendencias (Schmidt et al., 2009). El número de elementos varía entre 9.638 y 11.282 según el modelo.

En la Tabla 4.11 se recogen las propiedades de los materiales utilizados: módulo de elasticidad (E), módulo de Poisson ( $\nu$ ) y valores indicativos de los límites elásticos ( $\sigma_e$ ) en condiciones de compresión (Garitaonandia & Alcaraz, 2006a; Saab et al., 2007).

Material	E (MPa)	$\nu$	$\sigma_e$ (MPa)
Hueso esponjoso	1.370	0,3	33
Hueso cortical	13.700	0,3	122
Implante (Titanio)	107.000	0,34	900
Tornillo (Titanio)	107.000	0,34	900

**Tabla 4.11.** Propiedades de los materiales para los modelos 2D.

En lo que respecta a la forma de aplicación de las cargas y a las condiciones de contorno, se impone en todos los modelos un desplazamiento de 0,01 mm a los nodos de la parte superior del tornillo. Esta condición de desplazamiento pretende simular la



condición de apriete o precarga que sufren los implantes dentales, antes de recibir ninguna fuerza de utilización (Lang et al., 2003). Por otra parte, se ha simulado el contacto entre el tornillo y el implante con un coeficiente de rozamiento de 0,1 como en los modelos presentados en los análisis previos.

La unión entre el implante y el hueso cortical se supone rígida, ya que al producirse la osteointegración el hueso rodea toda la superficie del implante. La unión entre el hueso cortical y el hueso esponjoso también es rígida. Por último, se ha restringido el desplazamiento a todos los nodos de la parte exterior del hueso esponjoso.

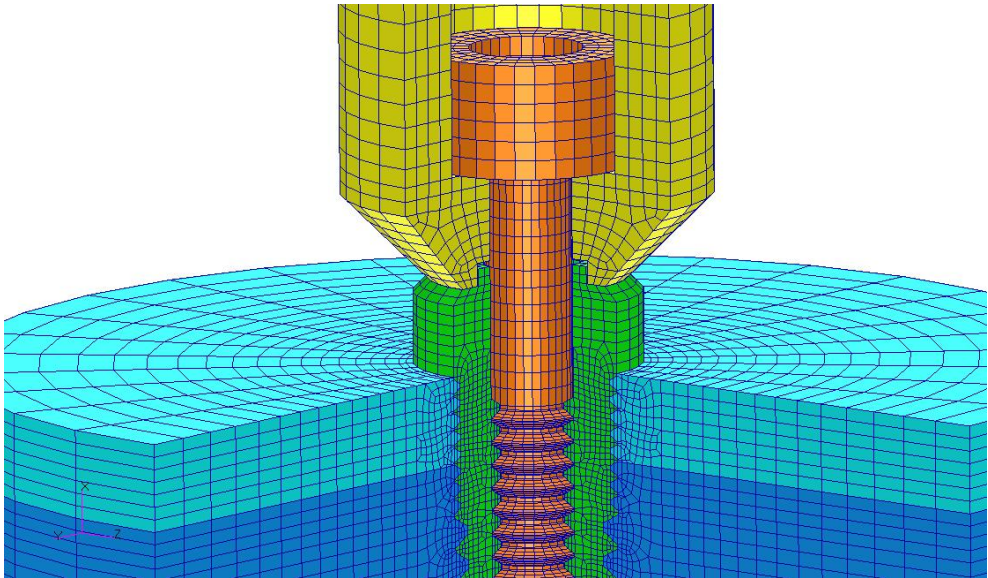
El programa de elementos finitos utilizado para realizar el pre y post-procesado ha sido MSC.PATRAN 2010, mientras que el cálculo se ha realizado con el software MSC.MARC 2007.

Para los modelos 3D se han creado tres variantes diferentes, que equivalen a los modelos 01, 02 y 03 estudiados en 2D, pero con la modelación del hueso únicamente en la zona cervical del implante. Las partes en común de estos tres modelos son: el poste, el tornillo, el hueso cortical y el hueso esponjoso. La variación estriba en la parte exterior de los implantes.

Siguiendo el camino trazado con las simulaciones de los modelos 2D, se han analizado los siguientes implantes:

- Modelo 01: con toda su zona exterior roscada de forma uniforme.
- Modelo 02: con microrrosca en su zona cervical y el resto roscado de forma uniforme.
- Modelo 03: con microrrosca en la parte cervical y el cuerpo con rosca uniforme excepto la zona intermedia, que se ha dejado lisa.

En la Figura 4.13 se puede apreciar un detalle de los 5 elementos que forman el modelo en 3D, en el que el implante está provisto de microrroscas en su parte cervical y el resto del exterior del implante está roscado de forma uniforme. Se muestran: el poste (amarillo), el tornillo (naranja), el implante (verde), el hueso cortical (azul claro) y el hueso esponjoso (azul oscuro).

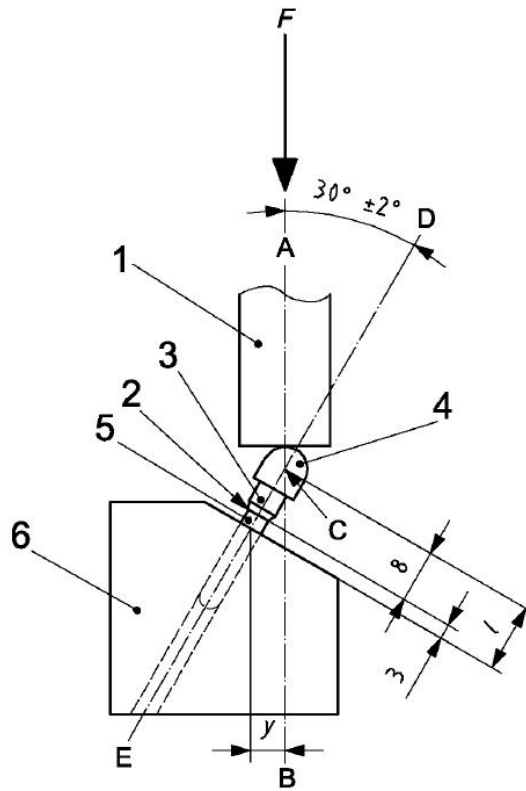


*Figura 4.13. Mallado del modelo 3D con microrroscas en la parte cervical del implante y cuerpo roscado.*

Como puede apreciarse en la Figura 4.13, el modelado del hueso cortical en los modelos 3D se ha realizado únicamente en la zona cervical del implante, con un grosor de 1,5 mm, tal como se ha mencionado anteriormente.

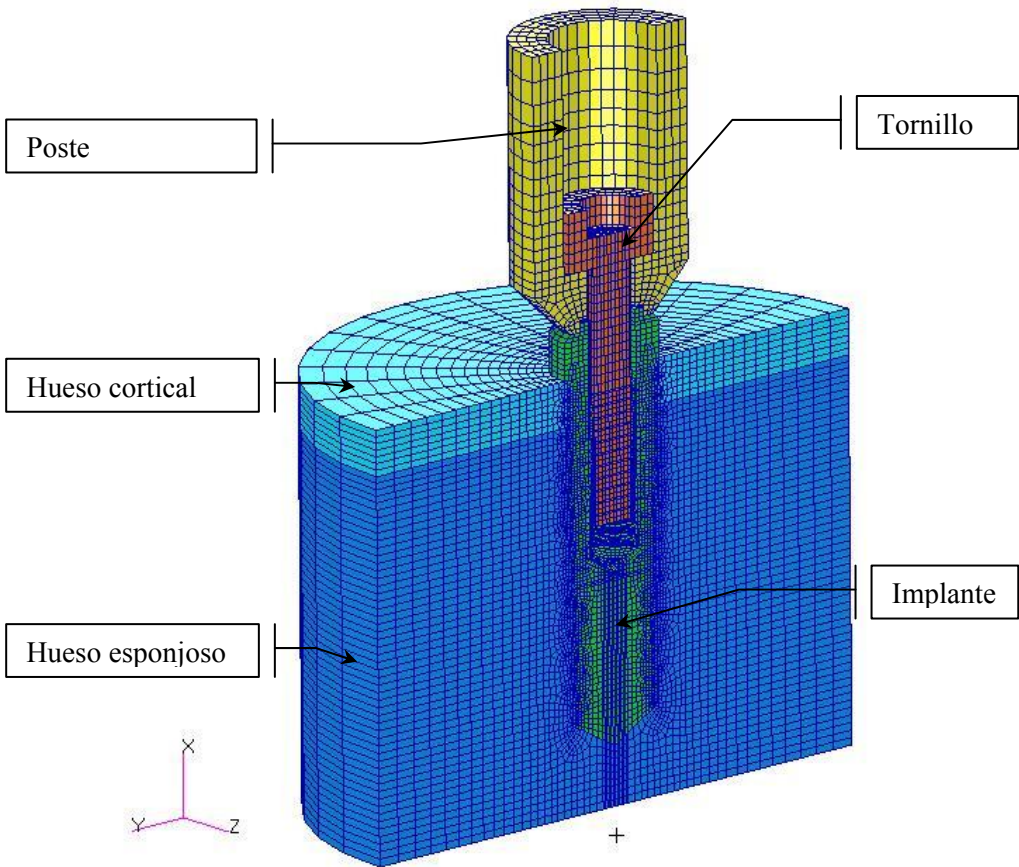
Todas las características geométricas de los modelos 3D coinciden con las descritas para los modelos 2D. Así se podrán comparar los resultados obtenidos en ambas simulaciones.

En los modelos 3D se ha ampliado el diseño del tornillo, incluyendo la cabeza de éste y el poste, en el que iría fijada la prótesis dental. Las dimensiones del poste se basan en las que corresponden al tornillo, de tal forma que cumplan los parámetros descritos en el ensayo para implantes dentales endoóseos (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2008) (Figura 4.14). Estas condiciones geométricas impuestas a las dimensiones de la cabeza del tornillo y poste se han aplicado en trabajos de otros autores (Anitua et al., 2010; Dubois et al., 2007; Sailer et al., 2009; Sevilla et al., 2010).



**Figura 4.14.** Esquema de ensayo según norma ISO 14801:2007.  $F$  es la fuerza de carga aplicada a lo largo del eje vertical  $AB$ ,  $DE$  es el eje del implante (intersecta en el centro de carga  $C$ , con  $AB$ ), 1 el dispositivo de carga, 2 indica el nivel nominal del hueso, 3 la pieza de conexión, 4 el miembro de carga hemiesférico, 5 el cuerpo del implante dental, 6 el soporte de la muestra,  $l$  la distancia del centro de carga al plano de sujeción,  $y$  es el brazo del momento. Las dimensiones están en milímetros.

El mallado se ha realizado con elementos HEX 8. Para los análisis se ha utilizado la mitad del modelo (Figura 4.15), tal como se hace en otros trabajos (Anitua et al., 2010).

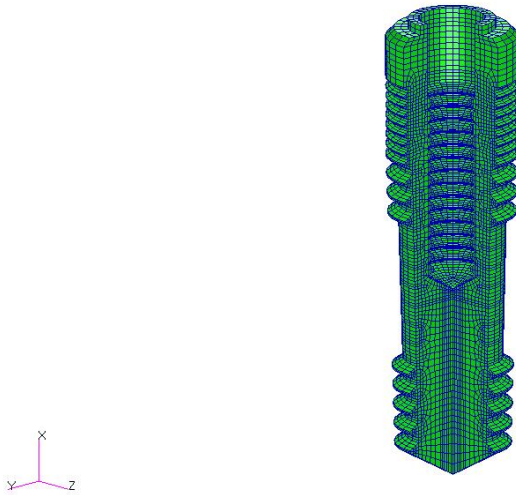


**Figura 4.15.** Mallado de la mitad del modelo 3D, con todos sus componentes correspondientes al modelo 01.

En cuanto a la modelización de las roscas, tanto del tornillo como del implante, se han diseñado como si fueran anillos concéntricos, ya que los resultados son muy similares a los que se obtendrían con rosca helicoidal (Anitua et al., 2010; Lang et al., 2003; Lin et al., 2010a; Pierrisnard et al., 2003).

En la Figura 4.16 se puede apreciar el mallado 3D del implante del modelo 03. Se han representado 270° del modelo 3D para poder visualizar tanto la zona exterior como la

zona interior del implante. En su parte exterior tiene microrrosca en la parte cervical y en el centro zona lisa, mientras que en la parte interior posee rosca cilíndrica uniforme.



**Figura 4.16.** Mallado de 270° del implante 3D correspondiente al modelo 03.

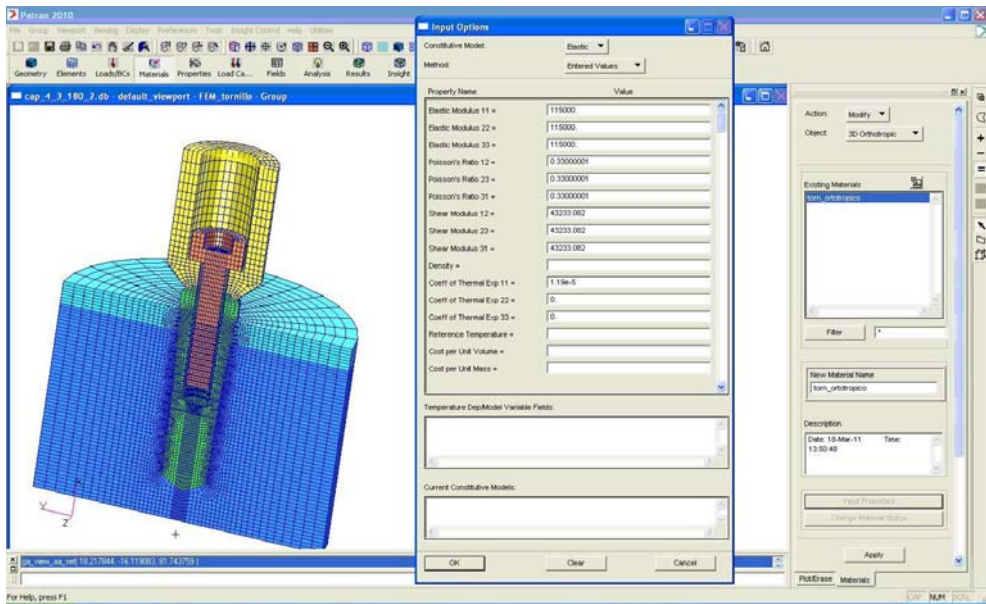
En los tres modelos analizados, el número de nodos varía entre un mínimo de 49.768 y un máximo de 50.552, mientras que el número de elementos está entre 57.264 y 58.109.

La Tabla 4.12 recoge las propiedades de los materiales utilizados en el modelo 3D. En el caso del Titanio se proporciona también la tensión de fluencia ( $\sigma_f$ ) al 0,2% y la tensión de rotura ( $\sigma_u$ ) al 15% de alargamiento unitario y el coeficiente de dilatación térmica ( $\alpha$ ) (Dubois et al., 2007; Misch et al., 1999; Saab et al., 2007; Wang et al., 2007).

Material	E (MPa)	$\nu$	$\sigma_c$ (MPa)	$\sigma_f$ (MPa)	$\sigma_u$ (MPa)	$\alpha$ ( $^{\circ}\text{C}^{-1}$ )
Hueso esponjoso	1.370	0,3	8	-	-	-
Hueso cortical	13.700	0,3	150	-	-	-
Titanio	115.000	0,33	-	830	950	$1,19 \cdot 10^{-5}$

**Tabla 4.12.** Propiedades de los materiales en el modelo 3D.

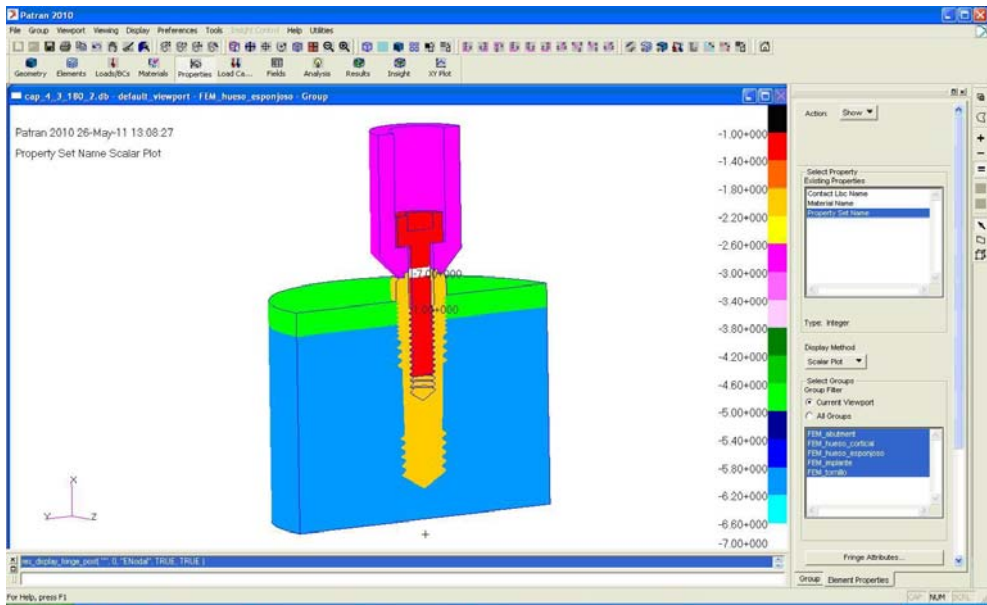
En la Figura 4.17 puede observarse un detalle del proceso de introducción de las propiedades del material en la zona lisa del tornillo para aplicar el apriete.



**Figura 4.17.** Definición de las propiedades del material para simular el apriete.

Por su parte, la Figura 4.18 recoge la representación de las diferentes propiedades del material en el modelo 03. Cabe destacar que los elementos de color blanco son los que van a sufrir la diferencia térmica para simular el apriete.

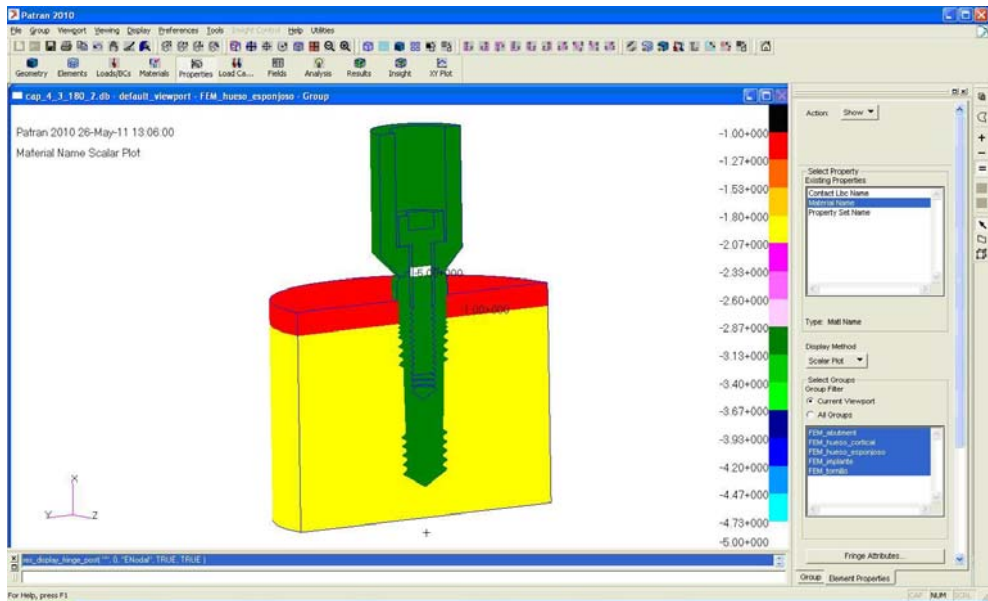
## Capítulo 4. Implantes dentales con zona cilíndrica y microrrosca



*Figura 4.18. Representación de las diferentes propiedades del material en los modelos 3D.*

En la Figura 4.19 se representan los diferentes materiales utilizados en los modelos 3D.



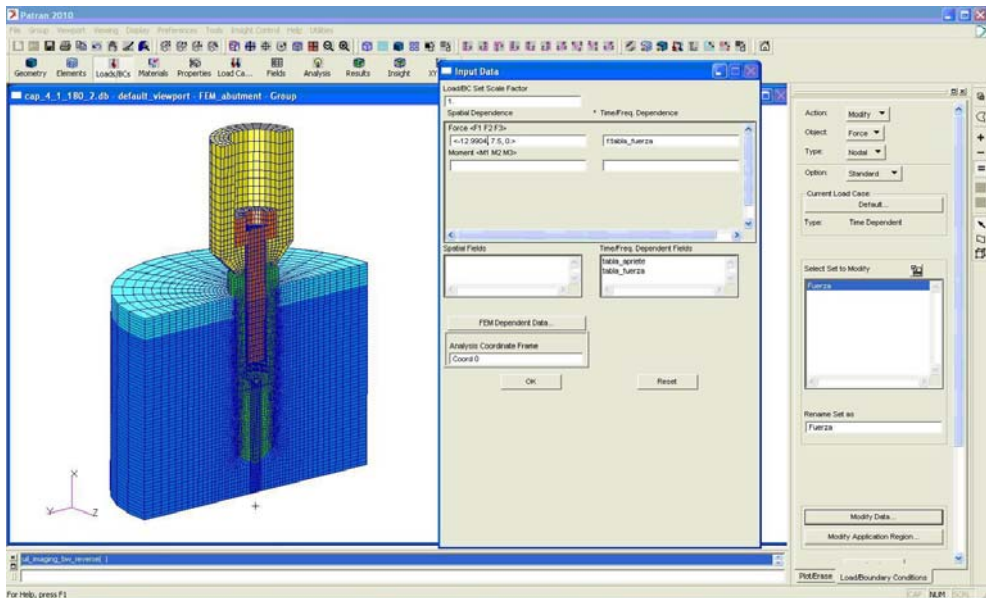


*Figura 4.19. Representación de los diferentes materiales en los modelos 3D.*

Se han aplicado en el modelo 3D por una parte las cargas de apriete y por otra las cargas de funcionamiento. Como apriete se considera que una vez está el implante osteointegrado, se fija el poste mediante el tornillo al implante. Para simular esta fijación existen diferentes procedimientos como son: par de apriete, deformación inicial y diferencia térmica (Kim et al., 2007). En nuestro caso se ha aplicado una diferencia térmica a los elementos de la zona lisa del tornillo que están entre la rosca y la cabeza. Se ha optado por mantener el coeficiente de dilatación térmica del titanio con su valor real, y calcular la diferencia térmica a aplicar para que al producirse la fijación, la tensión máxima que sufre la parte más solicitada, en este caso el tornillo, esté en torno al 75% de su límite de fluencia, igual que se postula en otros trabajos (Guda et al., 2008; Lang et al., 2003). En los tres casos analizados, se ha calculado cuál debe ser la diferencia térmica para que la fuerza de apriete sea de 700 N en todos los modelos.

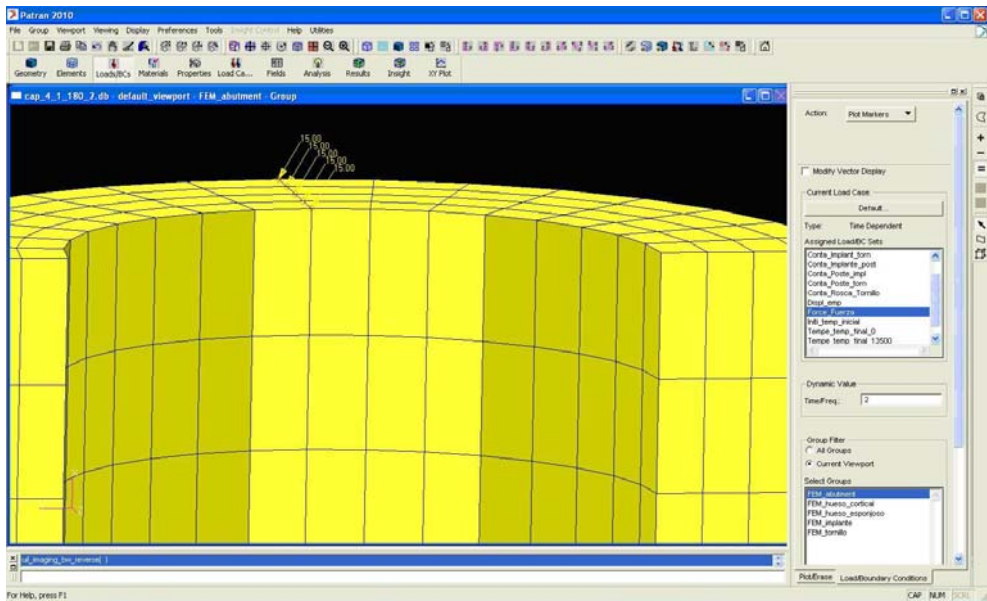
Como carga de funcionamiento se ha considerado un valor de 150 N y se aplica en la superficie superior del poste formando un ángulo de 30° con el eje del poste, de acuerdo con la Figura 4.14.

En la Figura 4.20 puede observarse un detalle de la fase de introducción de las fuerzas de funcionamiento. Como se aplica la fuerza en la mitad del modelo, introduciremos una fuerza de 75 N. Debido al mallado del poste, esta fuerza se reparte en 5 nodos (15 N en cada nodo). Al estar la fuerza aplicada con una inclinación de 30° respecto al eje del implante, las componentes de la fuerza aplicada en cada nodo serán de  $\langle -12.9904, 7.5, 0 \rangle$ .



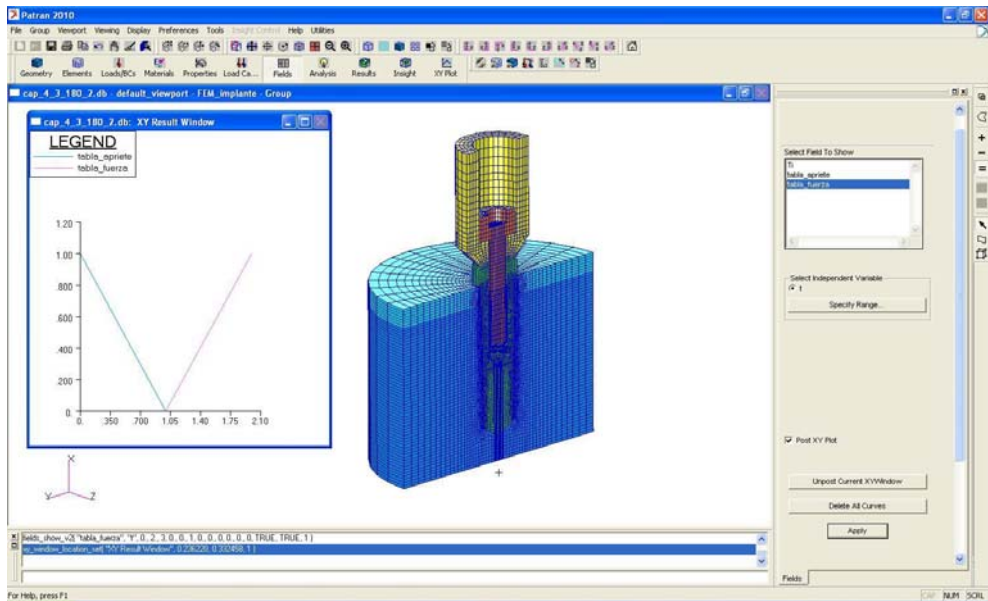
*Figura 4.20. Introducción de las fuerzas de funcionamiento en los modelos 3D.*

En la Figura 4.21 pueden observarse las 5 fuerzas de 15 N aplicadas en los nodos.



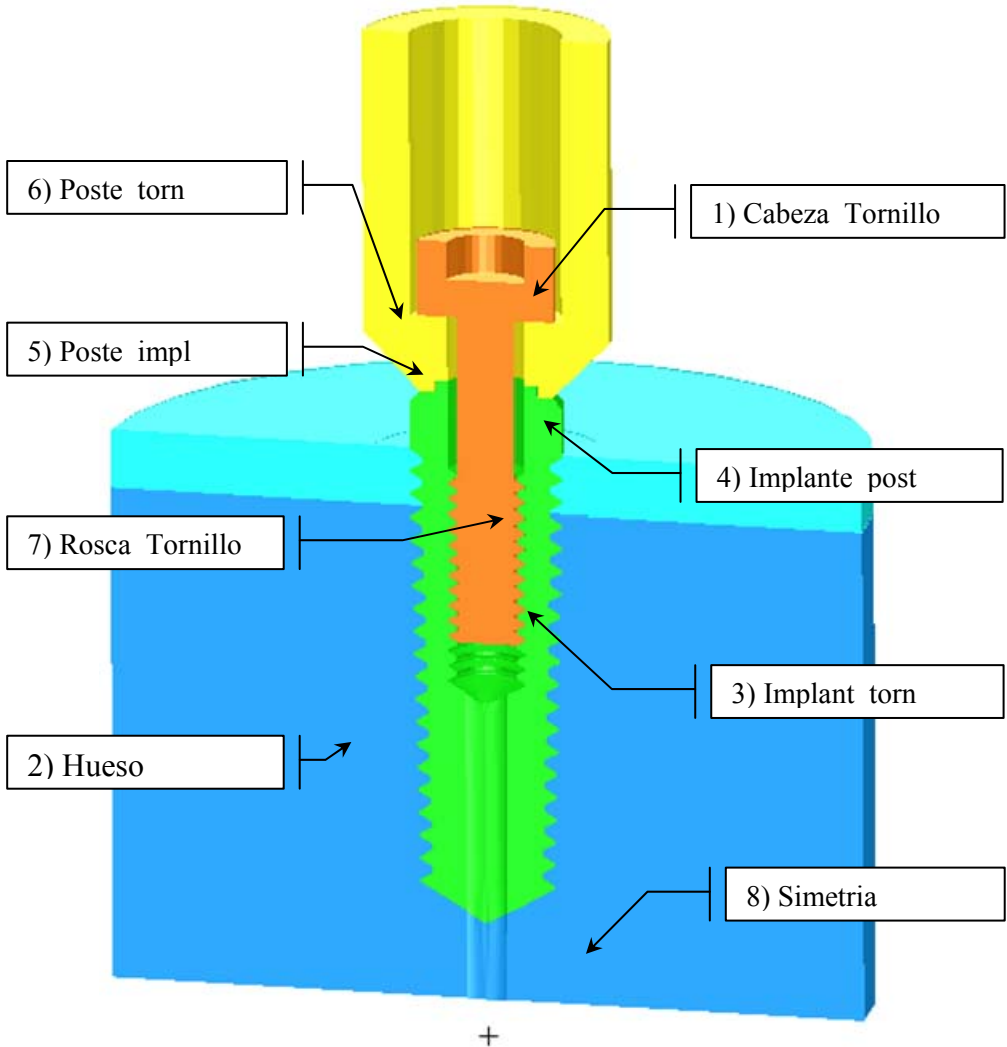
**Figura 4.21.** Visualización de las fuerzas de funcionamiento en los modelos 3D.

Las cargas de apriete y funcionamiento se aplican siguiendo el gráfico de la Figura 4.22: el apriete entre los segundos 0 y 1, y el funcionamiento entre los segundos 1 y 2.



*Figura 4.22. Aplicación del apriete y funcionamiento en función del tiempo en los modelos 3D.*

La Figura 4.23 muestra los contactos definidos entre los diferentes cuerpos deformables del modelo. El plano  $Z=0$  se ha definido como cuerpo rígido para introducir las condiciones de simetría.



**Figura 4.23.** Definición de contactos correspondientes al modelo 01 en 3D.

El implante se ha considerado totalmente osteointegrado, por lo que los nodos de la superficie exterior del implante que están en contacto con el hueso se han modelado completamente unidos, así como los nodos de las diferentes capas de hueso entre sí. En lo que respecta al contacto del implante, tornillo y poste entre sí, se ha seguido utilizando un coeficiente de rozamiento de 0,1.

En cuanto a las condiciones de contorno, se han restringido todas las traslaciones a los nodos del hueso de la superficie cilíndrica exterior.

#### 4.4 OBTENCIÓN DE RESULTADOS

En esta sección se muestran los resultados, que serán comentados en una sección posterior de Discusión.

##### A) Modelos en 2D

Para los seis modelos analizados en 2D, se han aplicado similares condiciones de mallado y el mismo desplazamiento forzado al tornillo, por lo que los resultados obtenidos serán comparables en su totalidad.

##### 1. Fuerza de apriete

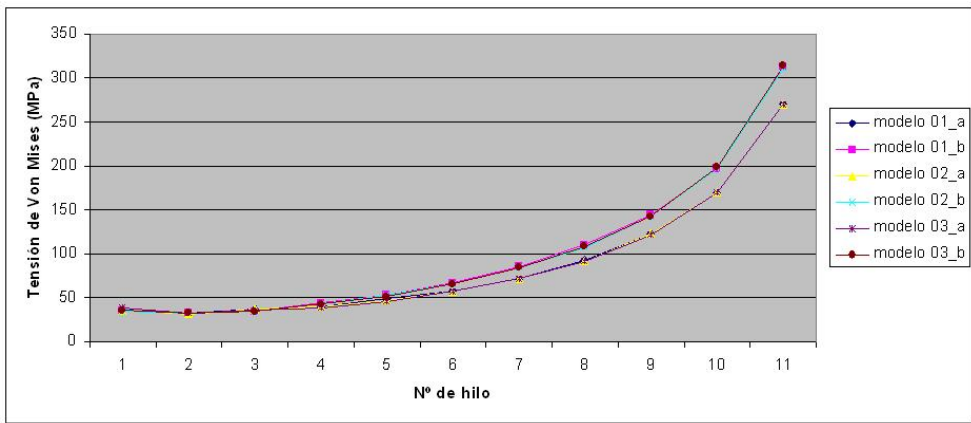
La reacción que se produce en el hueso esponjoso principalmente varía según cómo se haya considerado el hueso cortical. Dentro de cada grupo, en cambio, la variación de dicha fuerza de apriete es muy reducida. Los resultados numéricos de la fuerza de apriete en N se recogen en la Tabla 4.13.

Grupo "a"	F. apriete	Grupo "b"	F. apriete
Modelo 01_a	288,29 N	Modelo 01_b	336,13 N
Modelo 02_a	288,35 N	Modelo 02_b	334,69 N
Modelo 03_a	288,00 N	Modelo 03_b	336,54 N

**Tabla 4.13.** Fuerza de apriete producida en cada modelo 2D.

## 2. Distribución de tensiones a lo largo del tornillo

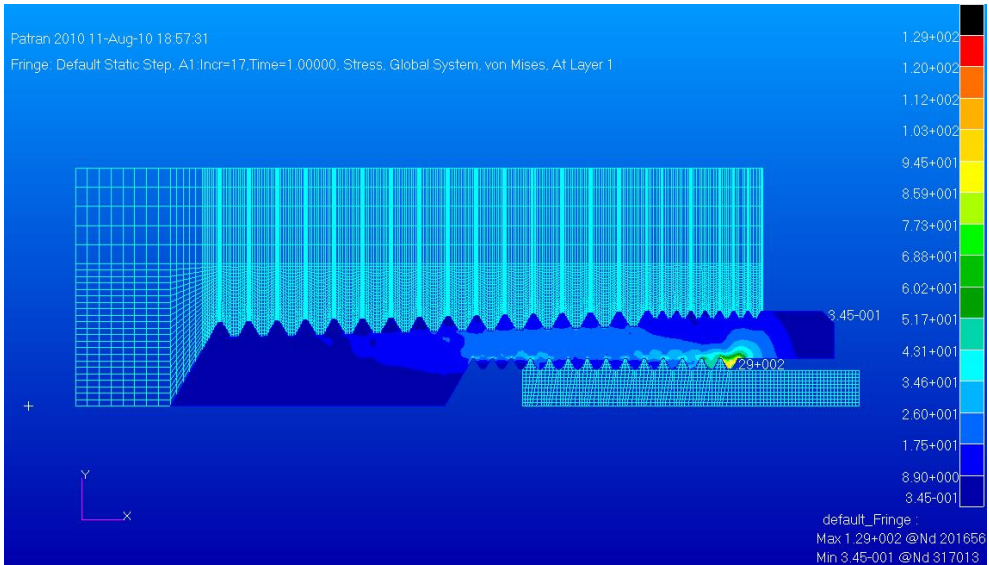
En el gráfico de la Figura 4.24 se muestra el valor de la tensión de Von Mises en MPa, de cada hilo de rosca del tornillo correspondiente a cada modelo. Obsérvese que se utiliza una numeración de los hilos en sentido inverso al de la Figura 4.5.



**Figura 4.24.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el tornillo en los modelos 2D.

## 3. Distribución de tensiones en el interior y exterior del implante

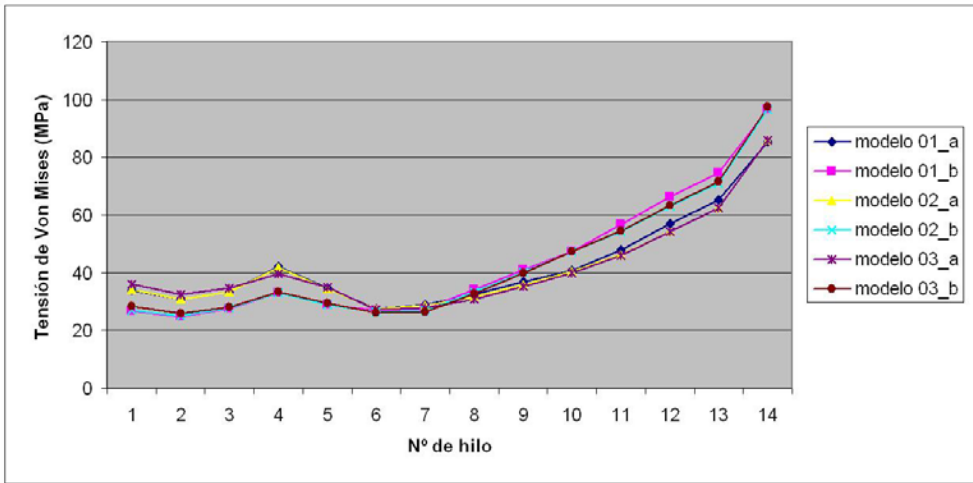
En la Figura 4.25 se muestran las curvas de nivel de tensiones de Von Mises en MPa correspondientes al modelo 02\_a.



*Figura 4.25. Curvas de nivel de tensiones de Von Mises en el implante del modelo 02\_a.*

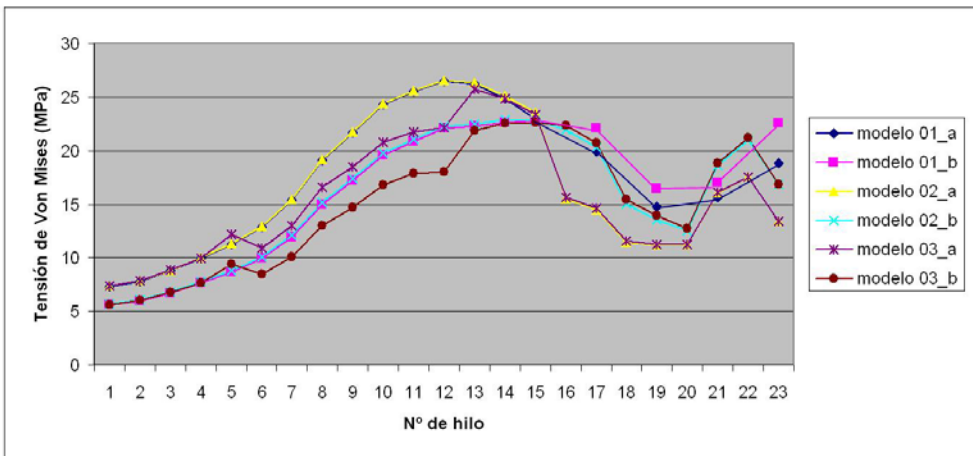
Los valores de la tensión de Von Mises en la rosca interior se representan en el gráfico de la Figura 4.26.





**Figura 4.26.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en los modelos 2D.

Finalmente, en el gráfico de la Figura 4.27 se recogen los valores de la tensión de Von Mises producidos en las roscas y/o parte lisa de la parte exterior del implante en cada modelo.

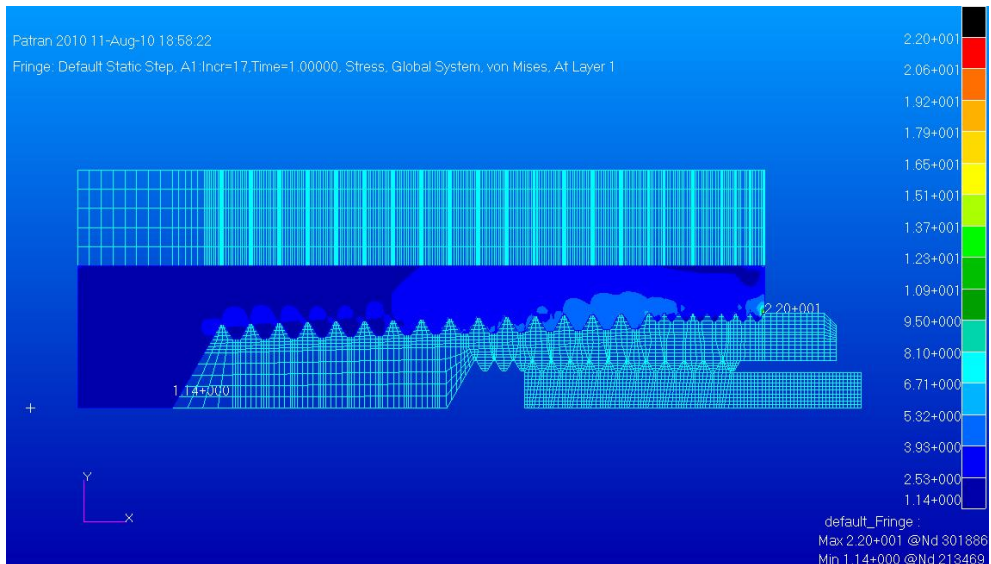


**Figura 4.27.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en los modelos 2D.

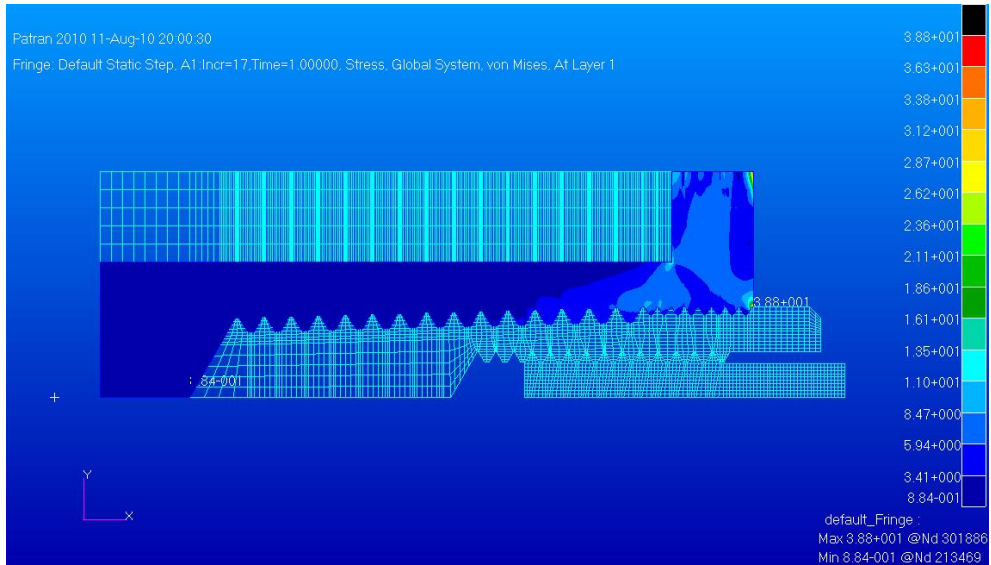
#### 4. Distribución de tensiones en el hueso cortical

Para analizar la eficacia y fiabilidad de los implantes endoóseos, revelando los posibles riesgos de fracaso de los implantes, es imprescindible el análisis de la tensión en las interacciones mecánicas entre el hueso y el implante, de modo especial en el hueso cortical (Baggi et al., 2008b).

En la Figura 4.28 y Figura 4.29 se muestran las curvas de nivel de tensiones de Von Mises, correspondientes a los modelos 02\_a y 02\_b, respectivamente. Se observa cómo en el modelo “a” la tensión se distribuye paralelamente al exterior del implante, mientras que en el modelo “b” los valores más altos se concentran en la parte cervical del implante.

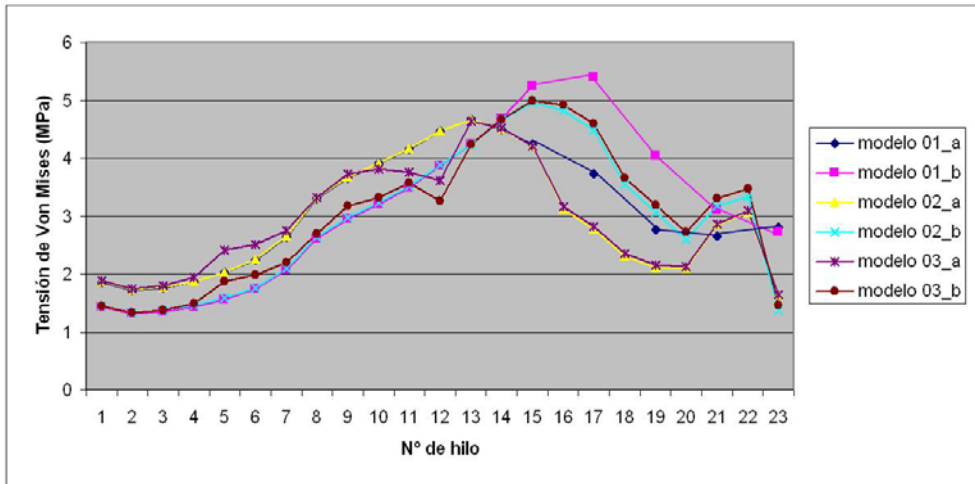


**Figura 4.28.** Curvas de nivel de tensiones de Von Mises (MPa) en el hueso cortical del modelo 02\_a.



**Figura 4.29.** *Curvas de nivel de tensiones de Von Mises (MPa) en el hueso cortical del modelo 02\_b.*

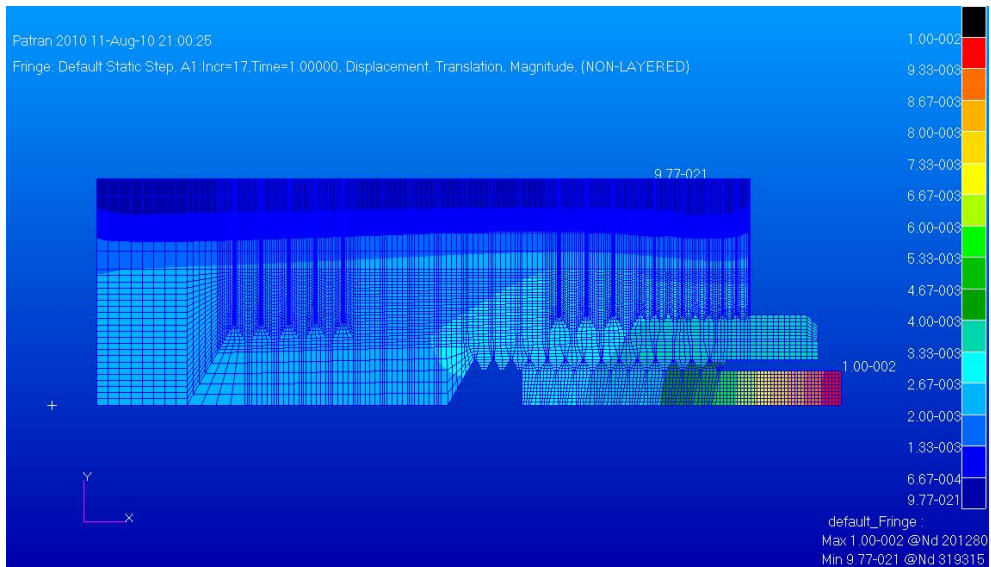
En el gráfico de la Figura 4.30 se aprecian los valores de la tensión de Von Mises producidos en el hueso cortical, en los huecos de la rosca de la zona exterior del implante.



*Figura 4.30. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso cortical contiguo a la parte exterior del implante en los modelos 2D.*

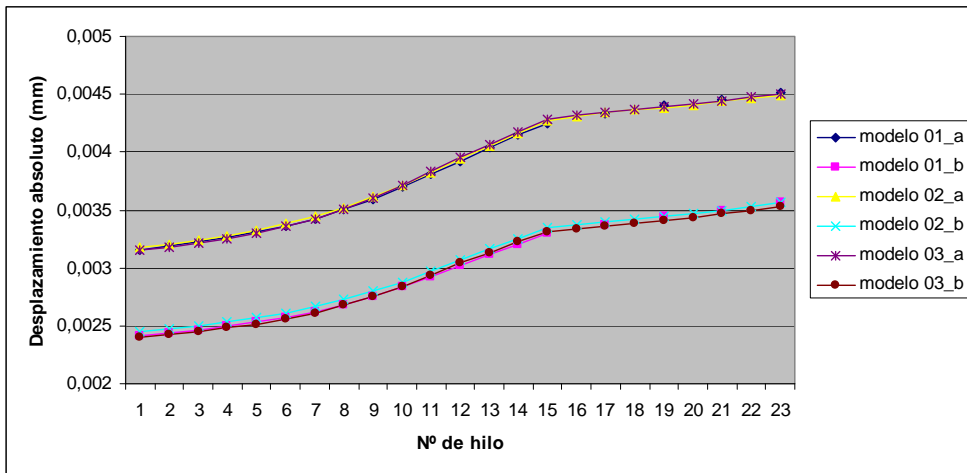
## 5. Distribución de desplazamientos

En relación a los resultados correspondientes al desplazamiento que se produce en el hueso cortical, se muestra inicialmente la distribución de curvas de nivel de desplazamientos de todo el modelo 03\_b. En la Figura 4.31 se aprecian los valores máximos y mínimos de estos desplazamientos absolutos, con un rango de variación entre el valor de 0,01 mm aplicado en la parte superior del tornillo y 0 mm, correspondiente al desplazamiento impuesto nulo, aplicado como condición de contorno en la parte exterior del hueso esponjoso.



**Figura 4.31.** Curvas de nivel de desplazamientos en el modelo 03\_b.

En el gráfico de la Figura 4.32 se representan los valores de los desplazamientos producidos en el hueso cortical de cada hueco de la rosca en los seis modelos analizados.



*Figura 4.32. Variación de desplazamiento absoluto en hueso cortical contiguo al implante en los modelos 2D.*

## B) Modelos en 3D

A continuación vamos a analizar los tres modelos en 3D. Se han aplicado similares condiciones de mallado, condiciones de carga y de contorno, por lo que los resultados obtenidos serán comparables en su totalidad.

### 1. Fuerza de apriete

Para definir las condiciones de apriete en los modelos 3D, se ha tomado como referencia que la parte más solicitada, en este caso el tornillo, esté en torno al 75% de su límite de fluencia. Como el límite de fluencia del titanio es de 830 MPa, se debería aproximar a 622 MPa esta tensión máxima. La Tabla 4.14 recoge los resultados que se producen en el apriete, en particular la diferencia térmica aplicada, la tensión equivalente de Von Mises en MPa y la fuerza total de apriete ejercida en N. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en otros trabajos (Guda et al., 2008). En esta

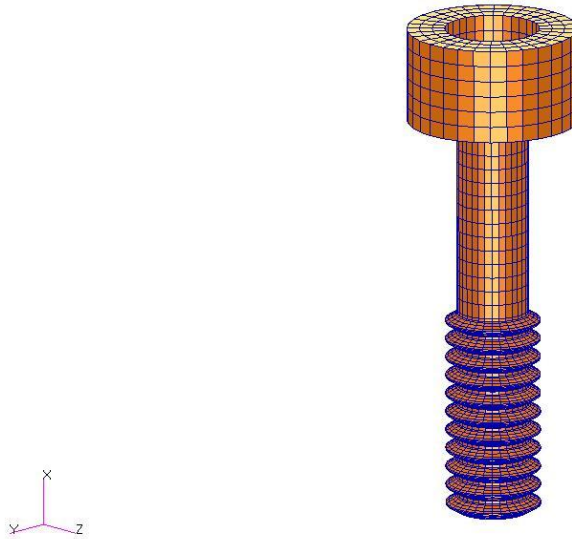
tabla puede observarse que para obtener la misma fuerza de apriete, en cada modelo se ha tenido que aplicar diferente diferencia térmica. Así en los modelos 01 y 02 la diferencia térmica es similar, mientras que en el modelo 03, para obtener la misma fuerza de apriete se ha tenido que introducir una diferencia térmica más alta debido a la parte lisa exterior del implante.

	$\Delta T$ °C	$\sigma_{VM}$ (MPa)	$F_{apriete}$ (N)
Modelo 01	6.813	610	700
Modelo 02	6.870	642	700
Modelo 03	8.163	641	700

**Tabla 4.14.** Resultados en el apriete de los modelos 3D.

## 2. Distribución de tensiones en el tornillo

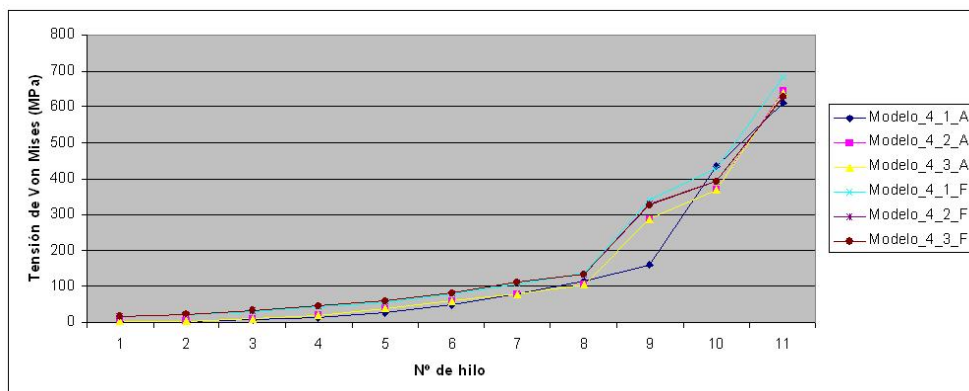
El tornillo posee la misma geometría y mallado en los tres modelos 3D analizados. En la Figura 4.33 se representa dicha geometría y mallado.



**Figura 4.33.** Geometría y mallado de los tornillos en los modelos 3D.

Como se puede apreciar en la figura, el tornillo tiene 11 hilos o roscas, en cada uno de los cuales se ha medido la tensión equivalente de Von Mises. Los resultados para cada modelo y estado de carga (apriete, denotado por “A”, y funcionamiento, denotado por “F”) se muestran en la Figura 4.34. Se observa que los valores de tensiones son bastante similares en los seis casos analizados salvo en el modelo 4\_1 en condiciones de apriete, en el que el hilo número 9 presenta un valor de la tensión equivalente de Von Mises inferior a los demás modelos. En el resto no se registran diferencias significativas ni debido al estado de carga ni por la diferente geometría exterior del implante en cada modelo.

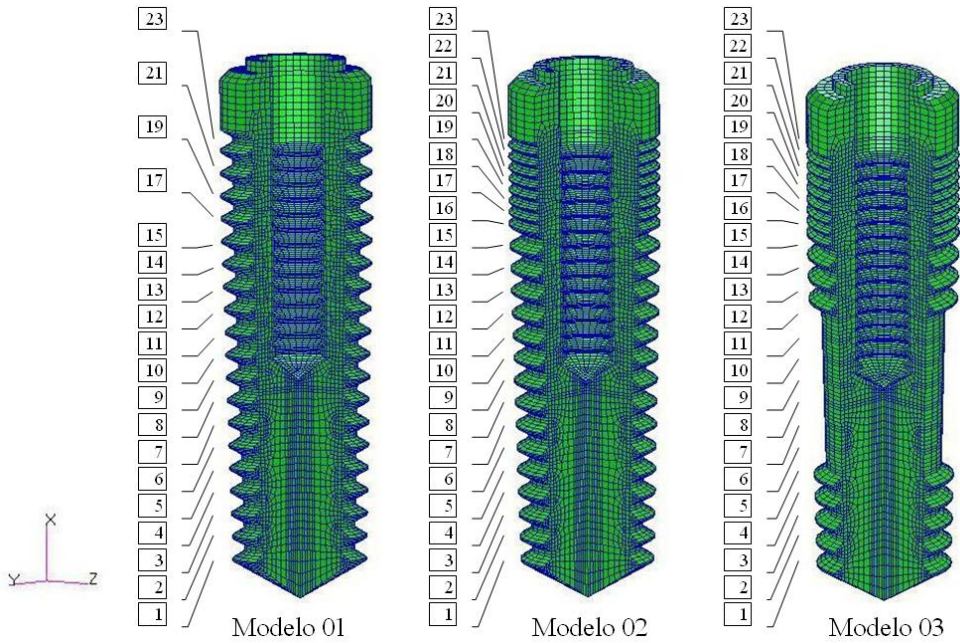




*Figura 4.34. Distribución de la tensión de Von Mises (MPa) en el tornillo, en los modelos 3D.*

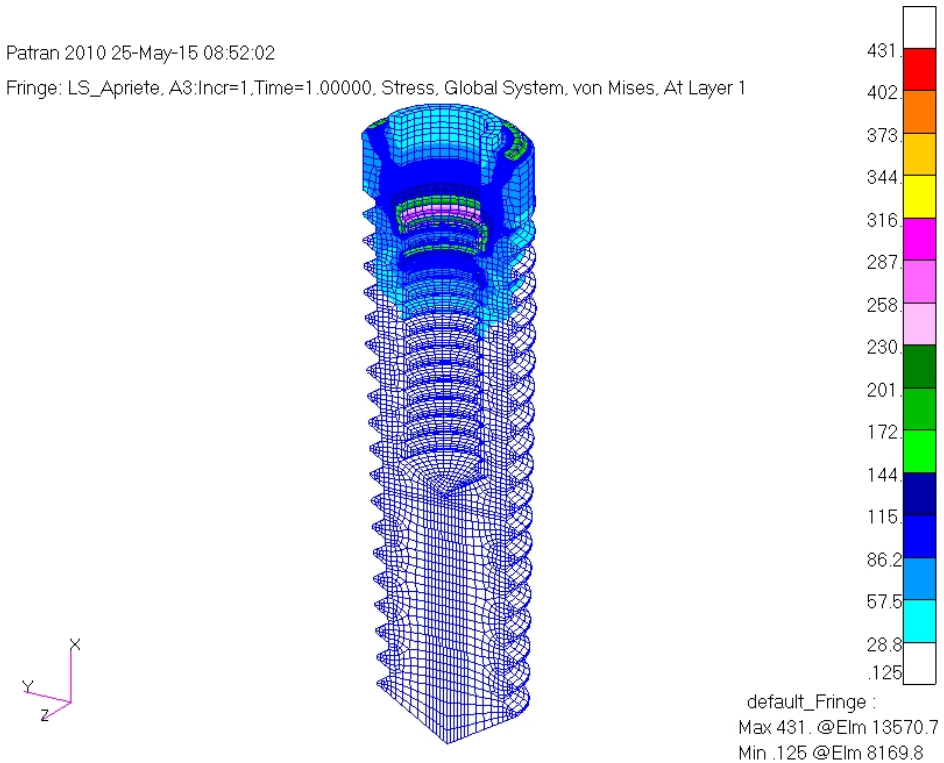
### 3. Distribución de tensiones en el interior y en el exterior del implante

En la Figura 4.35 pueden observarse de izquierda a derecha la geometría y el mallado de los implantes correspondientes a los modelos 01, 02 y 03. La diferencia geométrica entre los tres modelos 3D analizados se encuentra en la zona exterior del implante. En esta figura puede observarse la numeración que se ha asignado a los hilos de la rosca exterior de los implantes en cada modelo. La rosca interior de los tres implantes se compone de 14 hilos o roscas.



**Figura 4.35.** Geometría y mallado de los implantes, en los modelos 3D.

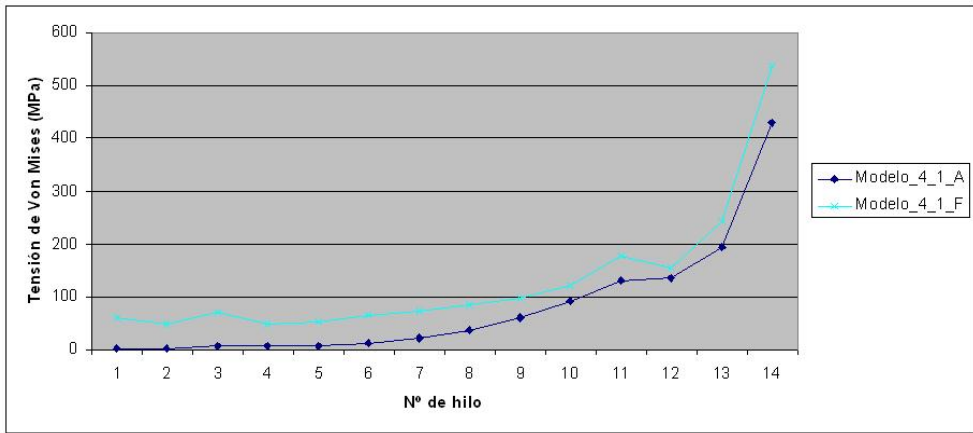
En la Figura 4.36 se pueden apreciar las curvas de nivel de tensiones de Von Mises en MPa correspondientes al caso de apriete en el modelo 01.



**Figura 4.36.** Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 01 del modelo 3D en condiciones de apriete.

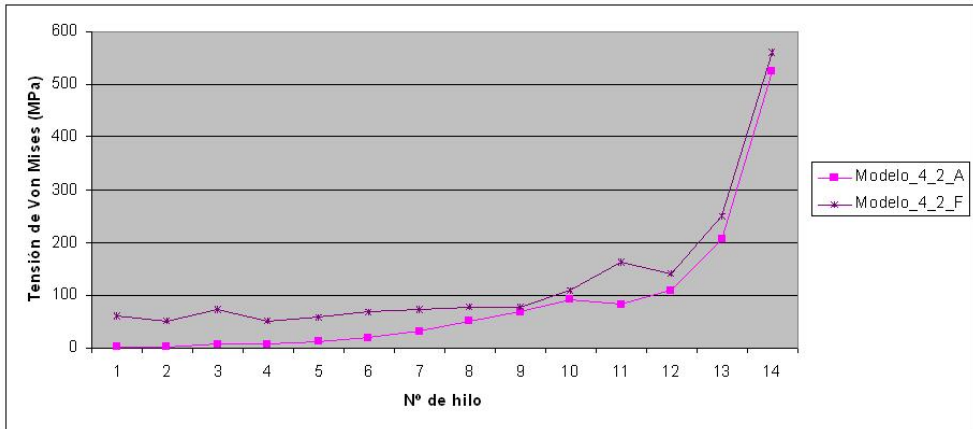
En el análisis tensional, se considerarán, por una parte, las tensiones en el interior del implante y, por otra, las tensiones en el exterior del implante.

En la Figura 4.37 se muestran los valores máximos de tensión equivalente de Von Mises que se producen en cada una de las 14 roscas interiores del implante correspondiente al modelo 01 en el estado de carga de apriete y funcionamiento. Se observa que la variación y los valores son diferentes en los dos casos de carga.

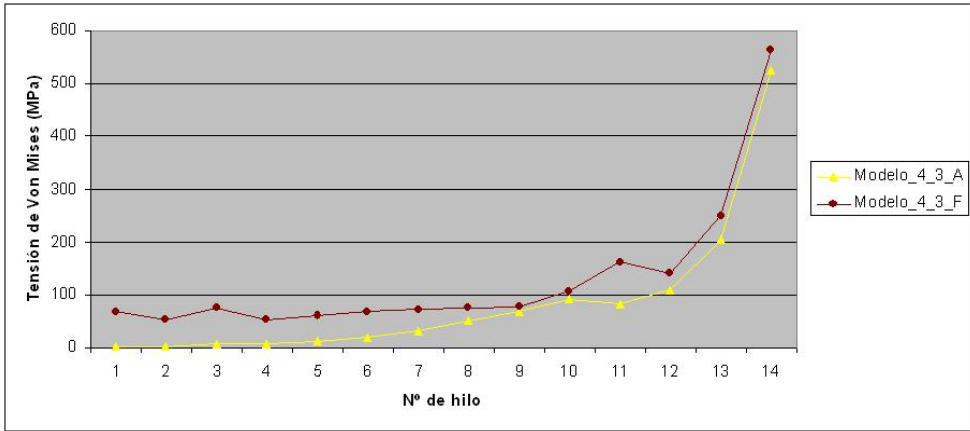


**Figura 4.37.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 01 realizado en 3D.

Análogamente, la Figura 4.38 y Figura 4.39 muestran los mismos resultados en los modelos 02 y 03.

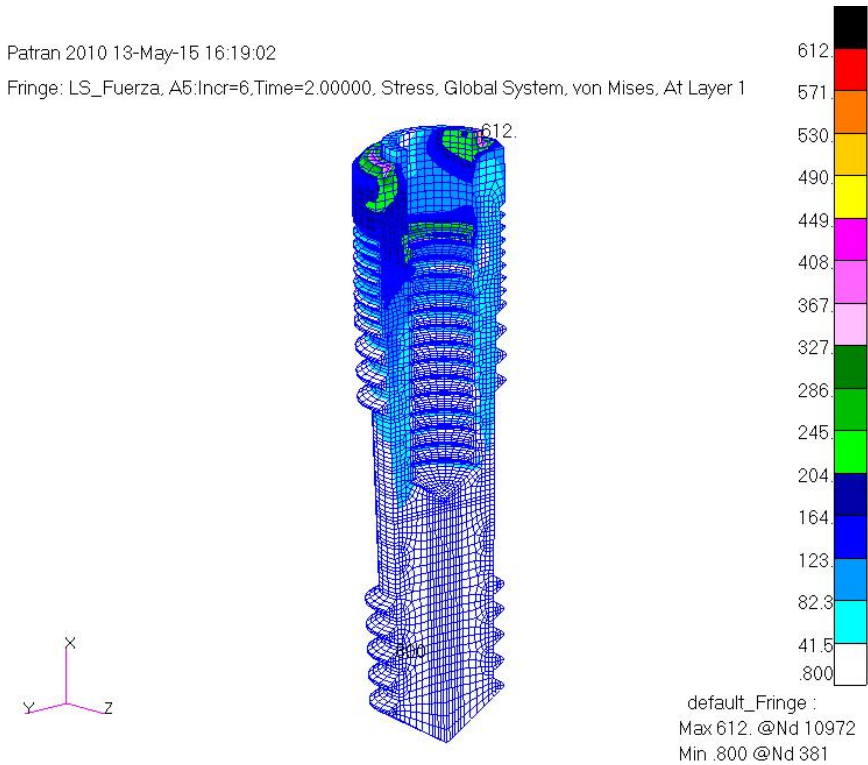


**Figura 4.38.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 02 realizado en 3D.



**Figura 4.39.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el interior del implante en el modelo 03 realizado en 3D.

Finalmente, la Figura 4.40 muestra el mapa de tensiones de Von Mises (MPa) para uno de los tres modelos (el modelo 03) en condiciones de funcionamiento.

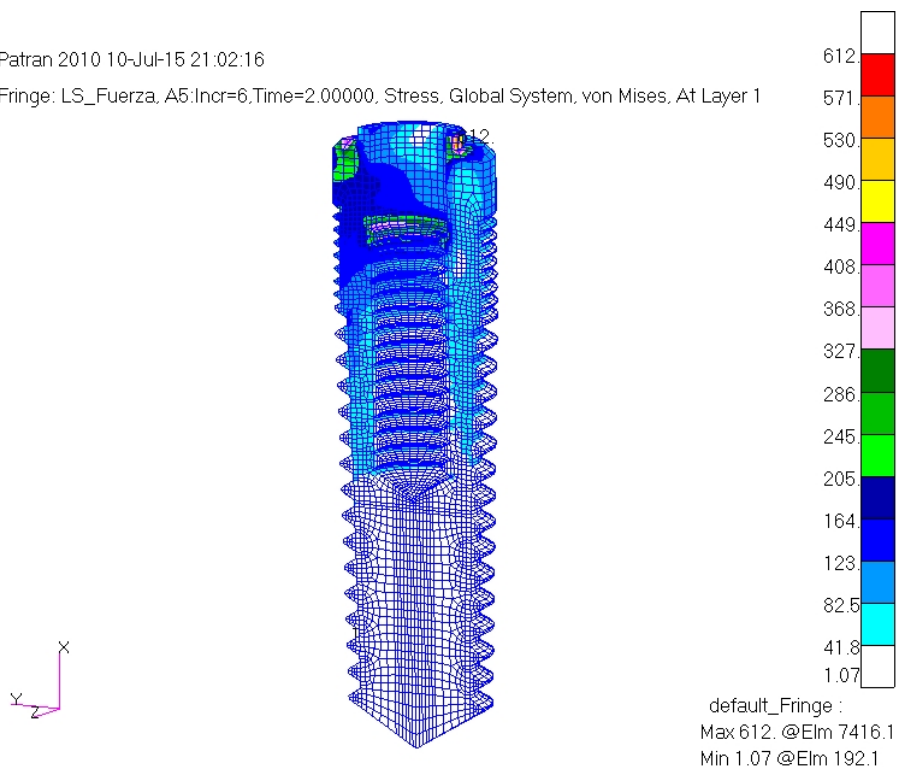


**Figura 4.40.** Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 03 del modelo 3D en condiciones de funcionamiento.

A continuación se recogerán los resultados de las tensiones equivalentes de Von Mises en la zona exterior de los implantes. En la Figura 4.41 se muestran las curvas de nivel de dichas tensiones en el modelo 02 en condiciones de funcionamiento.

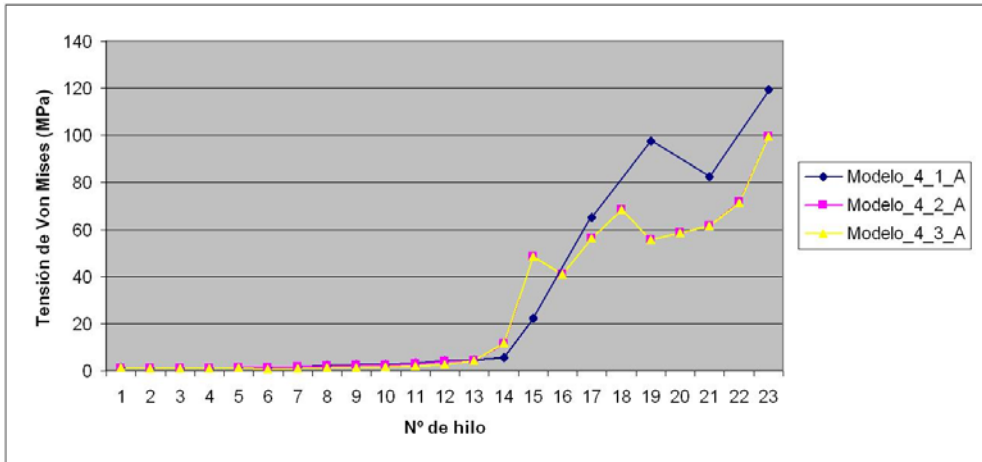
Patran 2010 10-Jul-15 21:02:16

Fringe: LS\_Fuerza, A5:Incr=6,Time=2.00000, Stress, Global System, von Mises, At Layer 1



**Figura 4.41.** Curvas de tensión de Von Mises en el implante del tipo 02 del modelo 3D en condiciones de funcionamiento.

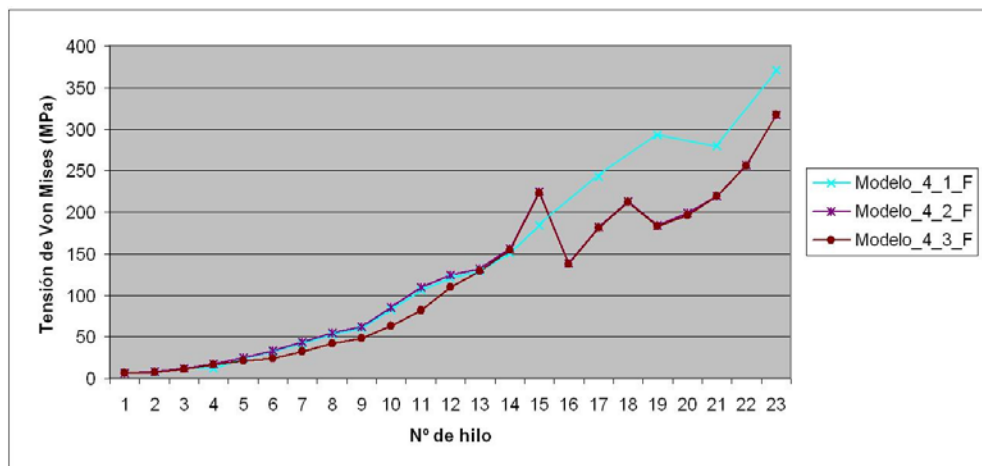
Las tensiones máximas que se producen en el exterior de los implantes varían mucho en función del estado de sollicitación. Por esto, representaremos por separado los resultados correspondientes a las condiciones de apriete y funcionamiento. Para una sollicitación de apriete, las componentes máximas de la tensión de Von Mises que se producen en los 23 huecos de la rosca exterior, o zona lisa para el modelo 03, se representan en la Figura 4.42. Para la sollicitación de funcionamiento, dichos valores se representan en la Figura 4.43.



**Figura 4.42.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en condiciones de apriete en los tres modelos en 3D.

Tanto en la Figura 4.42 como en la Figura 4.43 para el Modelo\_4\_1 desde el hilo 15 sólo hay resultados en los hilos 17, 19, 21 y 23. Esto es debido a que el Modelo 01 tiene rosca normal en la zona cervical del implante, a diferencia de los modelos 02 y 03, que poseen microrrosca y proporcionan el doble de resultados en ese tramo.



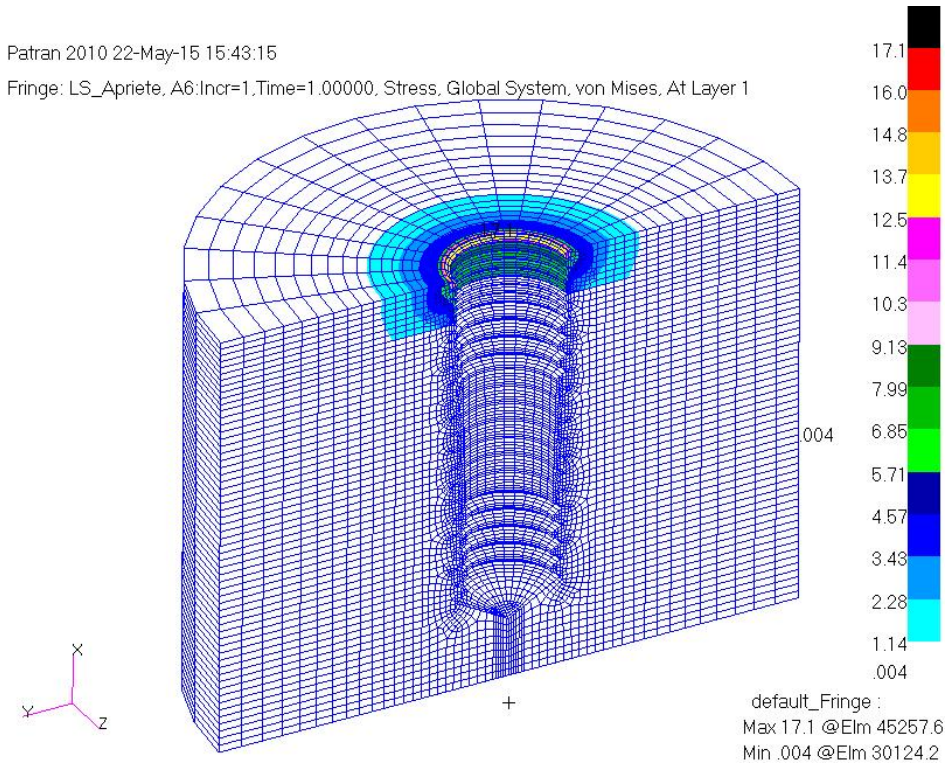


*Figura 4.43. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el exterior del implante en condiciones de funcionamiento en los tres modelos en 3D.*

#### 4. Distribución de tensiones en el hueso

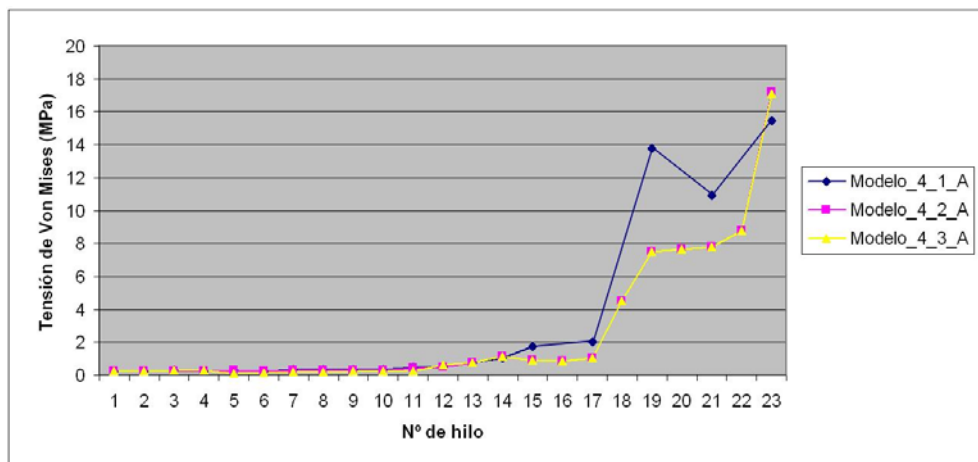
Las tensiones producidas en el hueso varían sustancialmente en función del estado de sollicitación al que se encuentra el modelo. Por esta razón, se representarán por separado los resultados correspondientes a las condiciones de apriete y funcionamiento. Por otra parte, de las dos zonas del hueso (cortical y esponjosa) analizaremos las tensiones en la zona cortical, más próxima al implante, que es donde obtendremos las tensiones más elevadas.

En la Figura 4.44 se ha representado la distribución de tensiones de Von Mises que se obtiene en el hueso en el modelo 03 en condiciones de apriete.



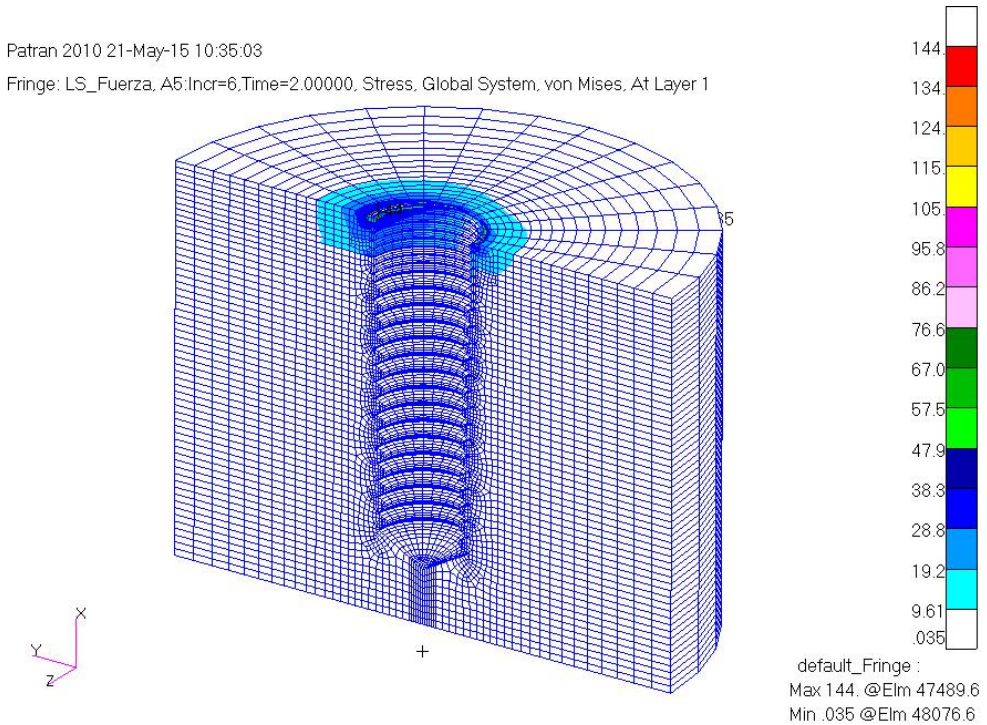
**Figura 4.44.** Curvas de tensión de Von Mises en el hueso del modelo 03, en condiciones de apriete.

En el gráfico de la Figura 4.45 se aprecian los valores de la tensión de Von Mises en condiciones de apriete en el hueso situado en los huecos de la rosca exterior del implante.



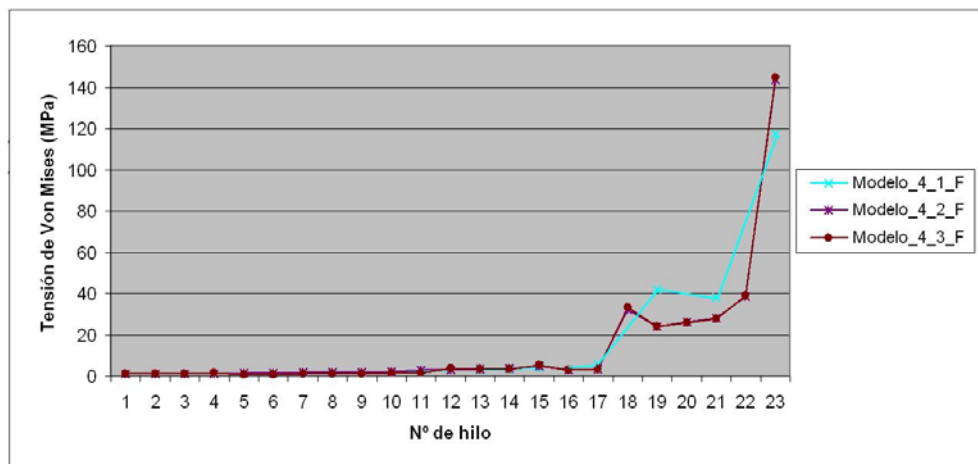
**Figura 4.45.** Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso contiguo a la parte exterior del implante en condiciones de apriete en los modelos 3D.

En la Figura 4.46 se ha representado la distribución de tensiones de Von Mises en el modelo 02 en condiciones de funcionamiento.



**Figura 4.46.** Curvas de tensión de Von Mises en el hueso del modelo 02, en condiciones de funcionamiento.

Finalmente, en el gráfico de la Figura 4.47 se aprecian los valores de la tensión de Von Mises obtenidos en condiciones de funcionamiento en el hueso situado en los huecos de la rosca exterior del implante.



*Figura 4.47. Variación de la tensión de Von Mises (MPa) en el hueso contiguo a la parte exterior del implante en condiciones de funcionamiento en los modelos 3D.*

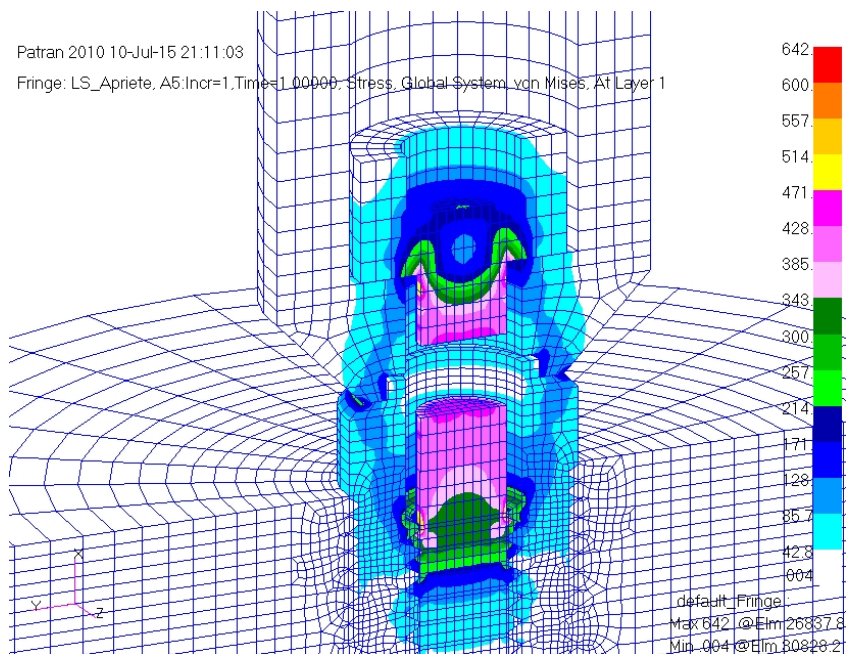
## 5. Resumen de valores máximos de tensiones

A continuación se analizarán las tensiones máximas que se producen en cada componente. En la Tabla 4.15 pueden apreciarse dichos valores para el modelo 01. En el implante, se ha diferenciado la zona exterior (ext) y la zona interior (int). La zona exterior es la que contacta con el poste, mientras que la interior es la rosca interior del implante. En condiciones de apriete, la tensión máxima en el implante se produce en todos los modelos en el interior del implante.

	Apriete	Funcionamiento
	$\sigma_{VM}$ (MPa)	$\sigma_{VM}$ (MPa)
Tornillo	610	684
Poste	244	652
Implante	431	682 ext – 538 int
Hueso Cortical	15,3	117
Hueso Esponjoso	2,59	7,20

**Tabla 4.15.** Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 01.

En la Figura 4.48 se observa el mapa de tensiones equivalentes de Von Mises en condiciones de apriete del modelo 02, en la zona de unión de todos los componentes, que es donde mayores tensiones se producen. Como se puede apreciar en esta figura, en el tornillo no se han representado los elementos donde se ha aplicado el gradiente térmico para simular el apriete, debido a su singularidad.



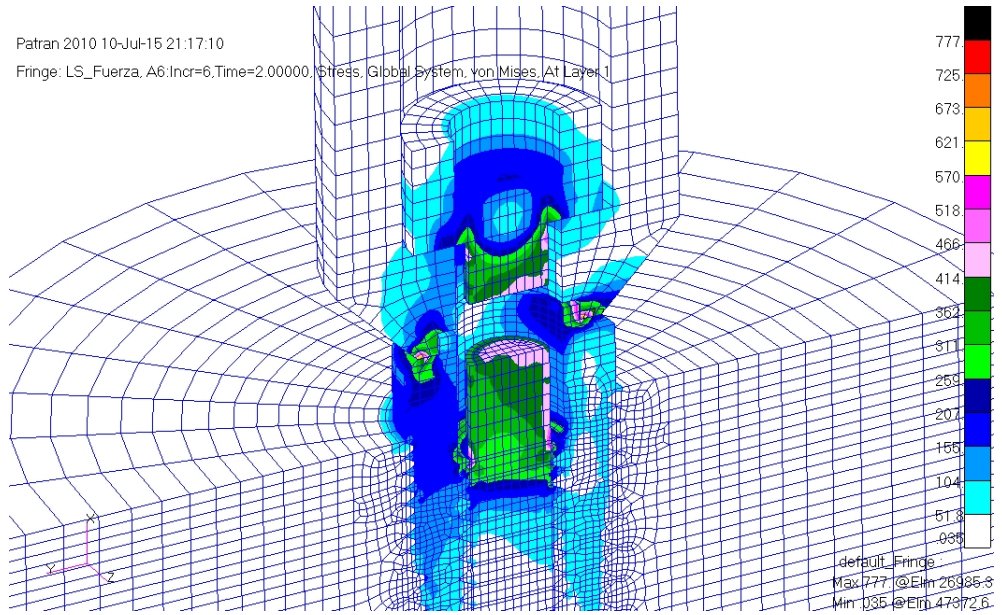
**Figura 4.48.** Mapa de tensiones de Von Mises (MPa) en la zona de unión de los diferentes componentes en condiciones de apriete del caso 02 en los modelos 3D.

La Tabla 4.16 recoge los valores de las tensiones máximas de Von Mises en cada componente, para el modelo 02.

	Apriete	Funcionamiento
	$\sigma_{VM}$ (MPa)	$\sigma_{VM}$ (MPa)
Tornillo	642	629
Poste	255	776
Implante	524	612 ext – 562 int
Hueso Cortical	17,2	144
Hueso Esponjoso	1,06	4,91

**Tabla 4.16.** Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 02.

Para el modelo 03, la Figura 4.49 representa el mapa de tensiones equivalentes de Von Mises en condiciones de funcionamiento, en la zona de unión de todos los componentes.



**Figura 4.49.** Mapa de tensiones de Von Mises (MPa) en la zona de unión de las diferentes componentes en condiciones de funcionamiento del caso 03 en los modelos 3D.

En la Tabla 4.17 se recogen los valores de las tensiones máximas de Von Mises en cada componente, para el modelo 03.



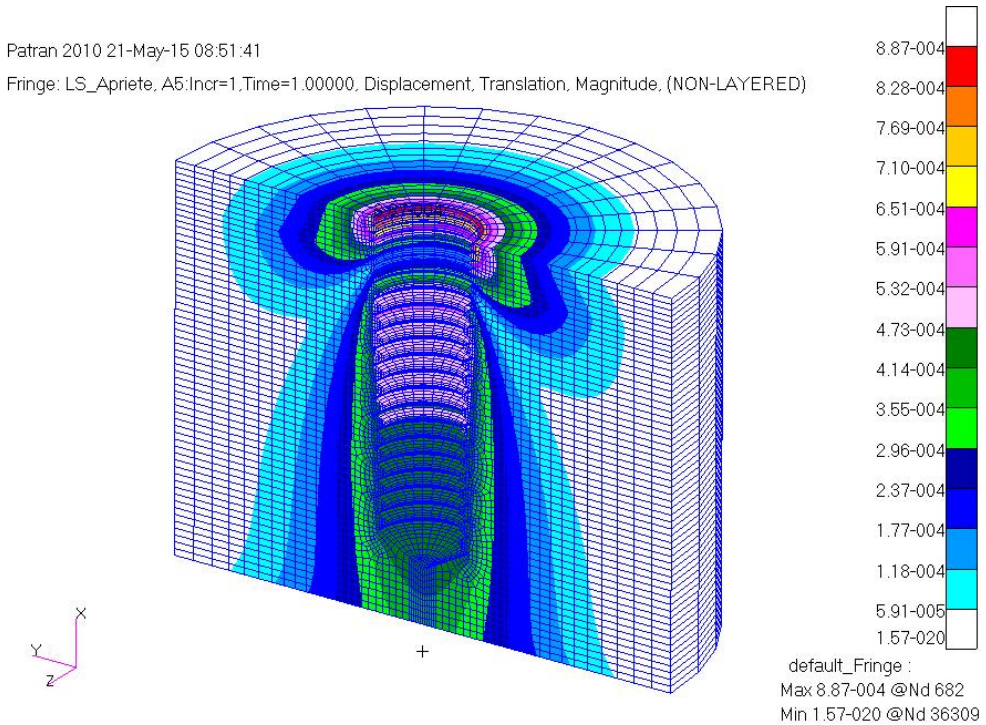
	Apriete	Funcionamiento
	$\sigma_{VM}$ (MPa)	$\sigma_{VM}$ (MPa)
Tornillo	641	628
Poste	255	777
Implante	524	612 ext – 563 int
Hueso Cortical	17,1	145
Hueso Esponjoso	1,08	5,04

**Tabla 4.17.** Tensiones máximas de Von Mises en cada componente del modelo 03.

## 6. Distribución de desplazamientos en el hueso

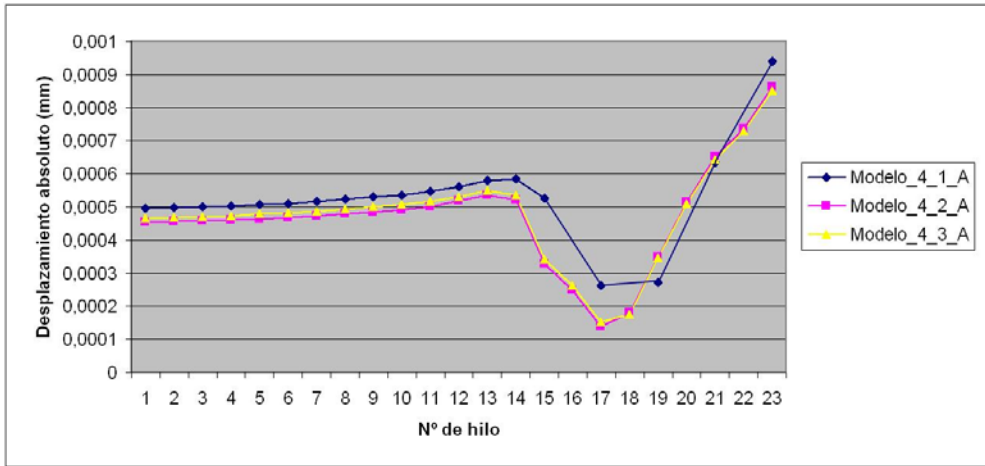
Analizaremos ahora los desplazamientos producidos en el hueso. Se van a representar los desplazamientos absolutos y no sus componentes, ya que lo que se busca es minimizar la magnitud total de desplazamiento en el hueso.

En la Figura 4.50 se observa el desplazamiento absoluto producido en el hueso cortical y esponjoso del modelo 02 en condiciones de apriete.



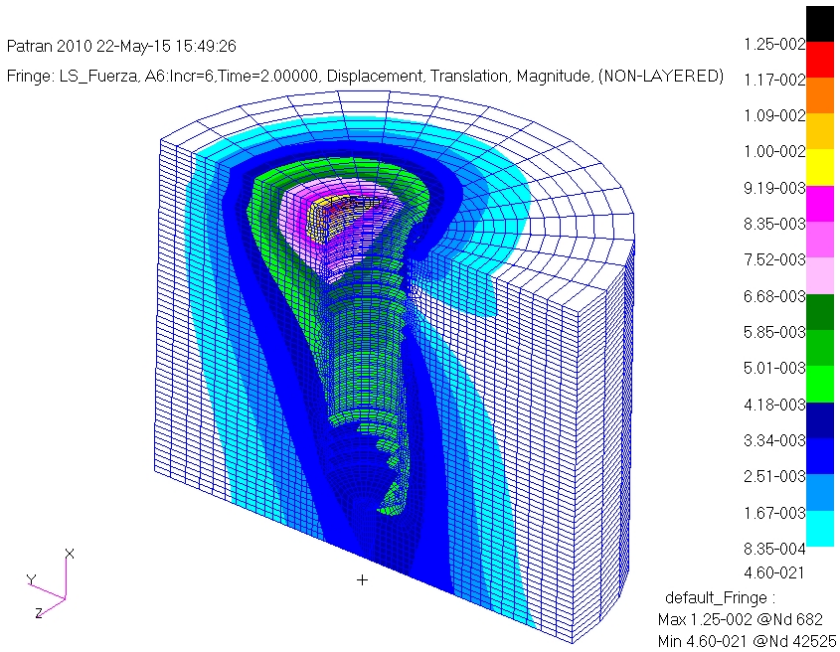
**Figura 4.50.** Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso cortical y esponjoso en condiciones de apriete del caso 02 en los modelos 3D.

Para esas condiciones de apriete, la Figura 4.51 muestra la variación del desplazamiento absoluto en el hueso contiguo al implante en términos del número de hilo de la rosca. Puede observarse que el máximo desplazamiento se produce en la zona superior del hueso (parte derecha del gráfico). Al descender en el hueso, el valor absoluto del desplazamiento se reduce hasta casi hacerse nulo. Luego se produce un aumento en los desplazamientos, seguido de una paulatina disminución hasta el primer hilo de la rosca. Los desplazamientos, tanto de la Figura 4.51 como de la posterior Figura 4.53, están medidos en el centro del valle de la rosca realizada en el hueso.



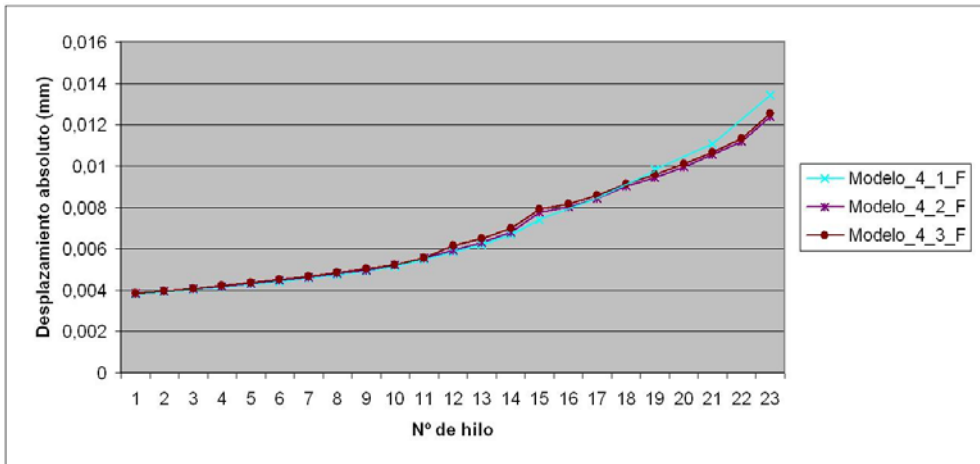
**Figura 4.51.** Variación del desplazamiento absoluto (mm) en el hueso contiguo al implante en condiciones de apriete en los tres modelos 3D.

Como es de esperar, las condiciones de funcionamiento son las que proporcionan mayores desplazamientos en el hueso, como puede observarse en la Figura 4.52, donde se representa el mapa de desplazamientos absolutos (mm) del modelo 03.



**Figura 4.52.** Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso cortical y esponjoso en condiciones de funcionamiento del caso 03 en los modelos 3D.

Finalmente, en el gráfico de la Figura 4.53 pueden observarse los desplazamientos absolutos que se producen en el hueso contiguo al implante en cada modelo en condiciones de funcionamiento.



*Figura 4.53. Variación del desplazamiento absoluto (mm) en el hueso contiguo al implante en condiciones de funcionamiento en los tres modelos 3D.*

## 4.5 DISCUSIÓN

En este apartado se comentarán los resultados presentados en la sección anterior. Comenzando por los modelos 2D, la fuerza de apriete en los modelos de cada grupo “a” y “b” es muy similar. Si comparamos los valores entre modelos similares de diferentes grupos, se observa que en todos los casos la fuerza de apriete del modelo correspondiente al grupo “b” es alrededor de un 14% más alta que la del grupo “a”.

En cuanto a la tensión producida en el tornillo, puede observarse que los modelos correspondientes al grupo “a” presentan valores inferiores de tensión que los del grupo “b”, debido a que en el primer caso la fuerza de apriete es menor. En cada grupo los valores están prácticamente solapados y las zonas de máxima tensión se producen en los cuatro primeros hilos de la rosca.

En la parte interior del implante los valores de la tensión de Von Mises son similares. Los máximos se producen en los primeros hilos. En la parte final de la rosca se produce también un valor máximo relativo, pero de valor muy inferior al de los primeros hilos.

En el exterior del implante, en los ocho hilos que forman la microrrosca, los valores medios de la tensión de Von Mises son inferiores a los obtenidos con rosca uniforme. En la zona provista de rosca interrumpida, la tensión producida en el exterior del implante es sensiblemente inferior a la obtenida con rosca continua.

En cuanto a la tensión producida en el hueso cortical, puede observarse que en el grupo “a” se transmiten mayores valores de tensiones en la zona en contacto con la parte central del implante, mientras que en los modelos del grupo “b” la mayor parte de la tensión se concentra en la zona contigua a la parte cervical del implante. Además, en el hueso cortical las tensiones producidas a la altura del cuello del implante son inferiores en los modelos provistos con microrrosca.

El desplazamiento producido en el hueso cortical en la zona contigua a la parte cervical del implante muestra menores desplazamientos en los modelos del grupo “b”. Además, también para este grupo es menor el desplazamiento a lo largo del hueso contiguo al implante.

Respecto a la modelización del hueso, conviene tener presente que el hueso trabecular en los maxilares tiene variaciones estructurales en cada paciente, lo cual dificulta su precisa modelización (Misch, 2007). Estudios realizados en el hueso formado en torno a los implantes dentales demuestran que el espacio presente entre el tejido óseo mineralizado y la capa de plasma de titanio no es mayor de 10 Å y aparece lleno de un material matriz (Peñarrocha et al., 2006). Por ello, una forma adecuada de realizar el modelo es creando una capa de hueso cortical en el exterior de hueso y rellenando

el interior con hueso esponjoso, tal como se ha realizado en nuestro modelo 3D, en el que se compara la repercusión de la microrroscas y la zona intermedia lisa, frente al roscado exterior uniforme del implante.

En lo que respecta al apriete en los modelos 3D, podemos observar que en el apriete la tensión máxima se produce siempre en el tornillo, más concretamente en el primer hilo del tornillo, tal como se dedujo en algún trabajo previo del autor de esta tesis (Garitaonandia et al., 2011). Los valores de la tensión máxima son un 29%, 18% y 18% más altos en el tornillo que en el implante, para los modelos 01, 02 y 03, respectivamente.

Para el tornillo, tanto en el apriete como en el funcionamiento, son los 3 ó 4 primeros hilos de la rosca los que más tensión sufren, mientras que el resto de hilos trabaja muy por debajo de su tensión de fluencia.

En todos los modelos la tensión máxima en la unión entre el implante y el hueso se produce a la altura del hueso cortical, tal como se deduce en otros trabajos (Papavasiliou et al., 1996).

Las tensiones máximas en el interior del implante son siempre superiores en todos los casos a las tensiones máximas en el exterior.

Como era de esperar, el caso de carga de funcionamiento proporciona mayores tensiones en el interior del implante que el caso de carga en condiciones de apriete.

Respecto a las tensiones producidas en el exterior del implante, vemos que en condiciones de funcionamiento la tensión máxima se produce en la zona de unión entre el implante y el poste. En los tres modelos analizados esta tensión máxima está por debajo del límite elástico del titanio. Más interesante resulta analizar la variación

de tensiones en la rosca exterior del implante en los tres modelos tanto durante el apriete como en el funcionamiento. De modo general, se aprecia claramente que la tensión máxima en los hilos de la rosca exterior del implante es mucho menor en el apriete que en el funcionamiento.

Además, los modelos provistos de microrrosca presentan menores tensiones en la zona cervical del implante tanto en el apriete como en el funcionamiento. Por esta razón, en los nuevos diseños de implantes dentales la zona cervical dispone de microrrosca.

Tal como sucedía con las tensiones máximas en la rosca exterior del implante, las tensiones máximas producidas en el hueso contiguo a la parte exterior del implante son considerablemente más altas en condiciones de funcionamiento que en condiciones de apriete. Además, si analizamos los desplazamientos del hueso contiguo al implante en condiciones de apriete y funcionamiento, podemos comprobar que se producen desplazamientos más amplios en condiciones de funcionamiento que en condiciones de apriete. Por este motivo, la osteointegración del implante presenta mejores condiciones cuando las únicas fuerzas actuantes son las correspondientes a las fuerzas de apriete.

Las tensiones producidas en el hueso alrededor de la zona cervical del implante, entre los hilos 17 y 22, son sensiblemente inferiores en los modelos provistos de microrrosca.

El hueso cortical, al tener un módulo de elasticidad superior al del hueso esponjoso, es más rígido y por lo tanto soporta más carga que el hueso esponjoso, tal como concluyen otros autores (Achour et al., 2011; Sevimay et al., 2005).



## 4.6 CONCLUSIONES

De los modelos 2D, la modelización ósea con hueso cortical adicional de 1,8 mm en la zona cervical del implante (grupo “b”) presenta mejor comportamiento biomecánico que el caso de espesor uniforme de hueso cortical (grupo “a”).

Los modelos provistos de implante dental con microrroscas en la parte cervical proporcionan mejor funcionamiento, ya que reducen la tensión en dicha zona tanto para el implante como para el hueso cortical.

Mediante los resultados obtenidos de los modelos 3D, se corrobora que los implantes provistos de microrroscas en la parte cervical presentan ventajas frente a los que disponen de rosca uniforme.

Los implantes con zona intermedia lisa presentan valores similares a los obtenidos con los implantes con el cuerpo roscado. Por lo tanto, se concluye que la zona intermedia lisa no aporta ventajas al comportamiento biomecánico.



## **CAPÍTULO 6. MICROIMPLANTES DESTINADOS A LA CIRUGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL**

---

### **6.1 INTRODUCCIÓN**

En el presente Capítulo se investigará el comportamiento de microimplantes destinados a la cirugía oral y maxilofacial. Según se puso de manifiesto en el estado del arte, los microimplantes se usan cada vez más en el tratamiento de fracturas y también como anclaje ortodóntico. Su tamaño especial ayuda en la reparación del hueso y en el proceso de osteointegración.

Como se señaló en el Capítulo 3, el comportamiento mecánico de estos minitornillos se encuentra todavía en un proceso de investigación, en particular respecto a su sujeción monocortical o bicortical en el hueso. En estas páginas se considerará un modelo real de microimplante y se analizará su comportamiento mecánico en su inserción ósea.

### **6.2 MODELIZACIÓN**

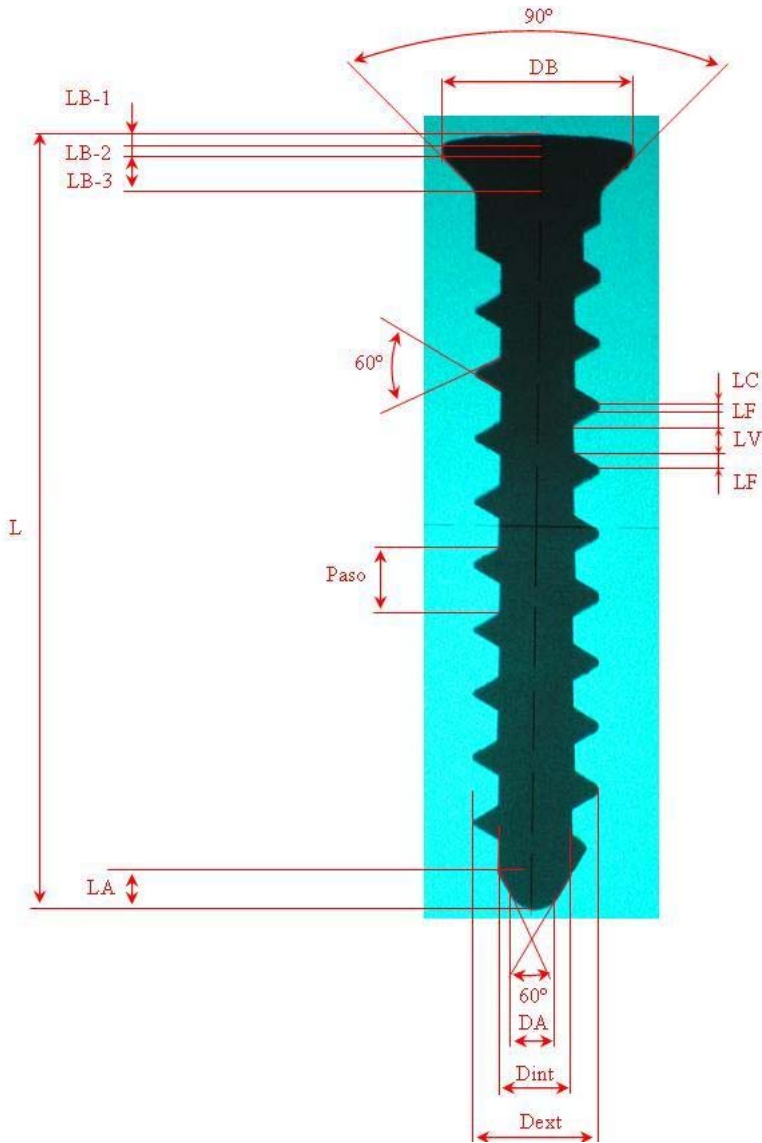
Se han utilizado en la modelización los microimplantes Osteomed ®, usados habitualmente en la práctica clínica para el tratamiento de fracturas (solos o en

conjunto con sistemas tornillo-placa), para sujeción de injertos óseos, sujeción de prótesis o realización de bloqueos intermaxilares temporales. Estas aplicaciones se efectúan actualmente en el Hospital Universitario Donostia de San Sebastian (Gipuzkoa), que nos ha proporcionado los minitornillos.

El primer paso del trabajo ha sido obtener las medidas geométricas de los minitornillos, usando el medidor de perfiles que dispone el Departamento de Ingeniería Mecánica en el Laboratorio de Metrotecnica en la Escuela Politécnica de Donostia (UPV/EHU). En la Figura 6.1 puede observarse el medidor de perfiles, en cuya pantalla se proyecta el microimplante de 11 mm de longitud y 1,5 mm de diámetro exterior.



*Figura 6.1. Medidor de perfiles utilizado para obtener los datos necesarios de los microimplantes.*



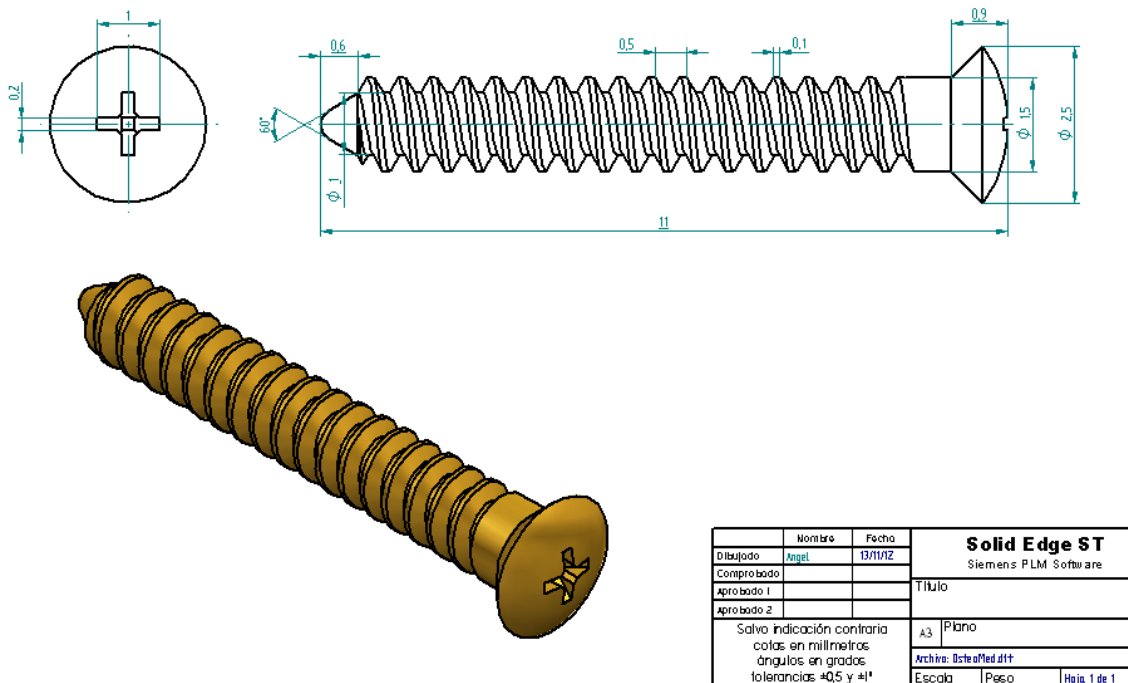
**Figura 6.2.** Parámetros geométricos necesarios para modelizar el microimplante.

Los parámetros geométricos obtenidos del microimplante se han definido en la Figura 6.2 y se recogen en la Tabla 6.1. El número total de hilos de la rosca es de 18.

L	LB-1	LB-2	LB-3	LA	DB	DA	Dext	Dint	LC	Paso
11	0,4	0	0,5	0,6	2,5	0,5	1,5	1	0,1	0,5

**Tabla 6.1.** Valores de los parámetros geométricos (en mm) para el microimplante de 11 mm de longitud y 1,5 mm de diámetro.

Con estos datos, mediante el programa de CAD Solid Edge ST3, se ha modelizado la geometría del microimplante. El resultado se muestra en la Figura 6.3.

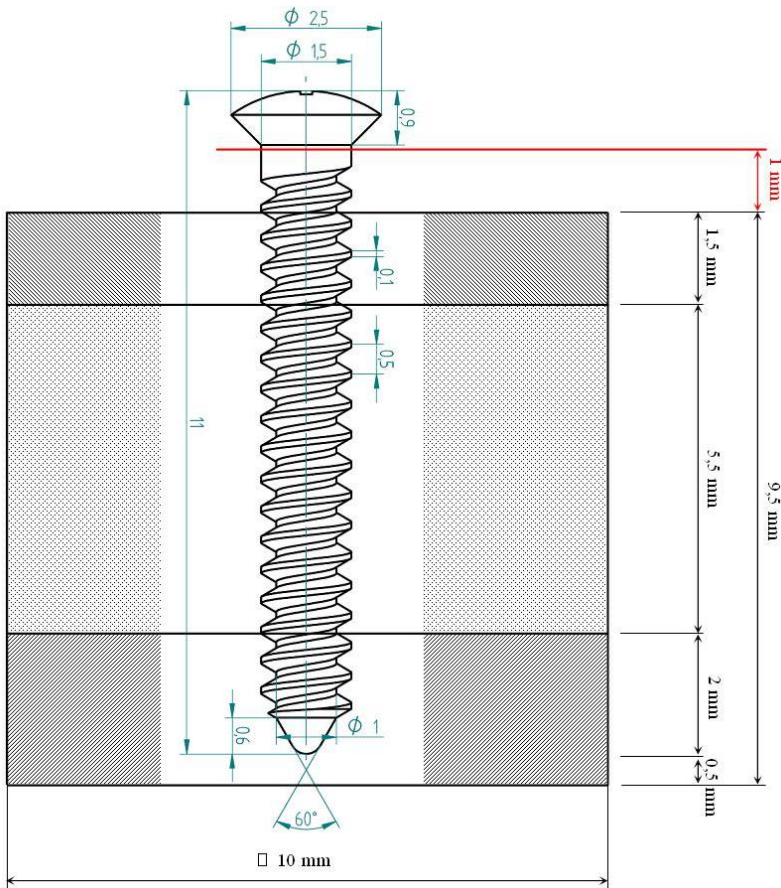


**Figura 6.3.** Geometría del microimplante.

Además del microimplante, se ha considerado la modelización del hueso que lo rodea. En concreto, el hueso se ha diseñado con sección cuadrada de lado 10 mm y disponiendo tres capas de alturas 1,5 mm, 5,5 mm y 2,5 mm, tal como se aprecia en la Figura 6.4. La primera capa del hueso, de 1,5 mm, se modelizará en todos los casos

con hueso cortical, por ser la zona exterior del hueso. La segunda capa del hueso, de 5,5 mm, al ser interior, tendrá las propiedades de hueso esponjoso o trabecular en todos los modelos. Por último, en la tercera capa del hueso, de 2,5 mm, sólo 2 mm rodean al microimplante. A esta tercera capa de hueso se le impondrán diferentes propiedades. Así, si se le aplican propiedades de hueso trabecular, se estará simulando fijación monocortical, mientras que si se le aplican propiedades de hueso cortical, se simulará fijación bicortical, entendiendo que este microimplante se ha insertado en una zona de hueso en la que se dispone de una capa de hueso cortical interna.

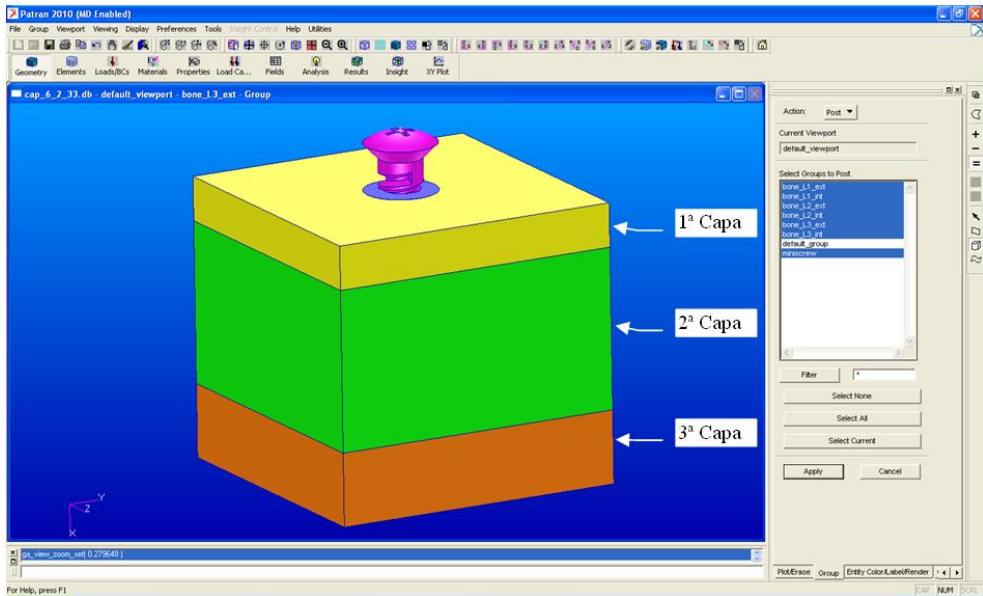
En la Figura 6.4 la línea roja situada 1 mm por encima de la primera capa de hueso muestra la sección de aplicación de la fuerza. Los espesores de las diferentes capas de hueso se han fijado basándose en artículos que han medido el grosor de las capas del hueso en la mandíbula y en el maxilar (Park et al., 2009) así como en otros trabajos similares (Brettin et al., 2008) .



**Figura 6.4.** Diseño del microimplante y el hueso.

Para realizar el mallado de este modelo, cada capa de hueso se ha dividido en dos: una cercana al microimplante en el que el mallado será muy fino para adecuarse bien a la rosca del microimplante y obtener los resultados con suficiente precisión, y otra adyacente a la anterior y que abarca hasta la zona exterior del hueso en el que el mallado será cada vez más grueso para evitar un innecesario tamaño de archivos de cálculo y reducir así el coste computacional. En la Figura 6.5 se aprecia la geometría a mallar en el entorno MSC.Patran 2010. En azul oscuro se representa la zona en la que se va a realizar el mallado fino y que se extiende en las 3 capas del hueso.

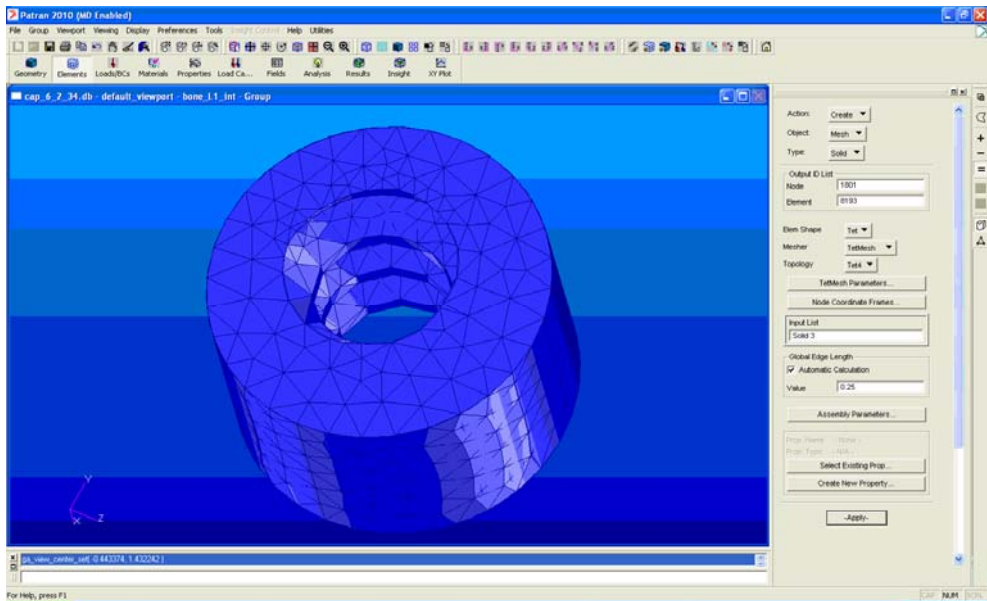




**Figura 6.5.** Geometría a mallar en el entorno MSC.Patran 2010.

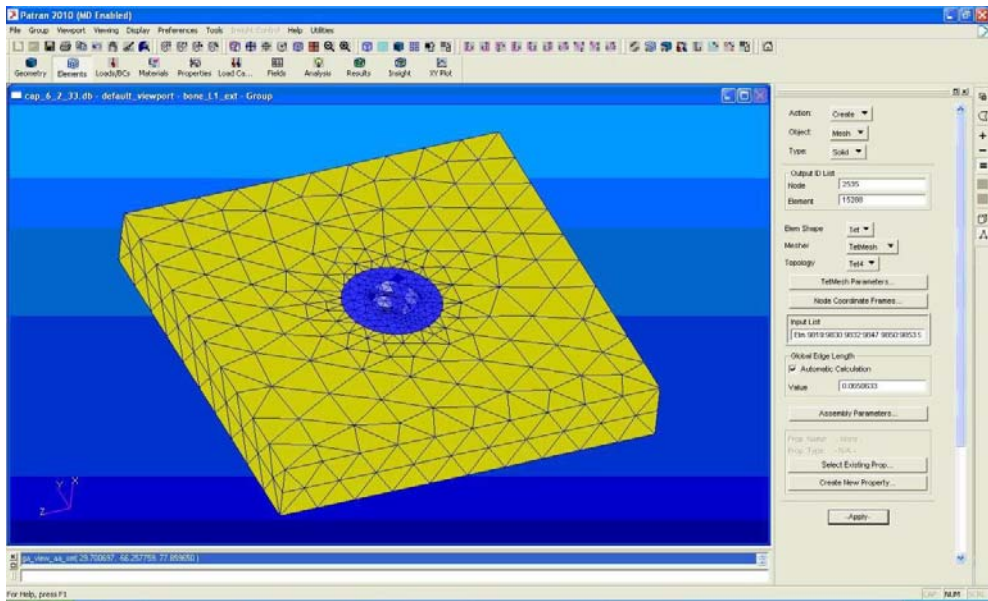
El proceso de mallado se ha planteado de tal forma que el microimplante quede totalmente fijado al hueso en el que se inserta (Motoyoshi et al., 2009b; Motoyoshi et al., 2009c; Okumura et al., 2010). Para ello se ha procedido a realizar el mallado de cada una de las regiones que forman el conjunto, con la condición de que los nodos en las superficies en común coincidan.

La primera geometría a mallar ha sido el hueso de la 1ª Capa que está alrededor del microimplante. Se ha mallado utilizando elementos tetraédricos con 4 nodos por elemento (Tet4) y el resultado se aprecia en la Figura 6.6.



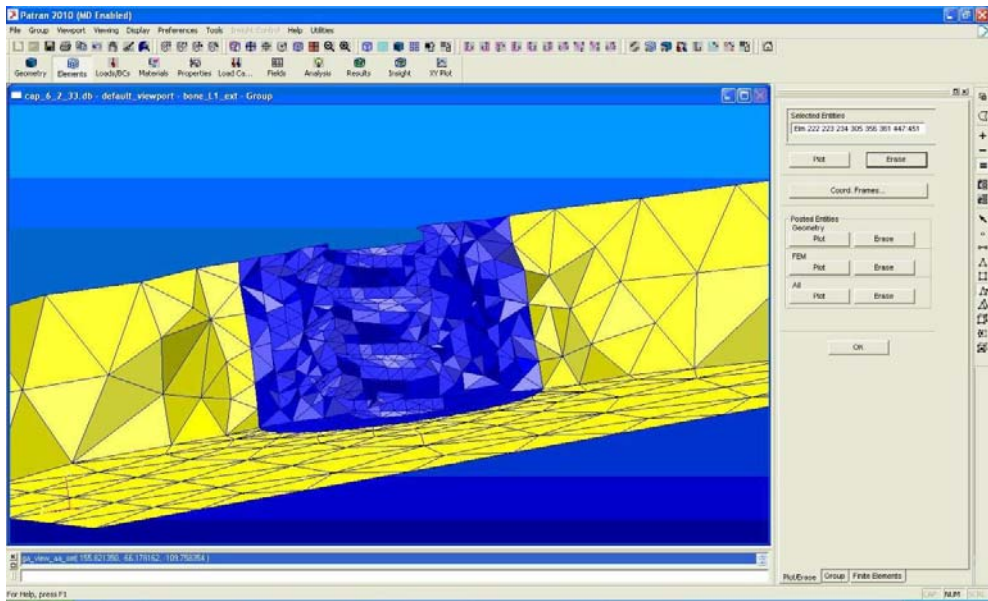
**Figura 6.6.** Mallado del hueso de la 1ª Capa alrededor del implante.

Para mallar la zona exterior de la 1ª Capa, se toman como referencia los nodos de la zona cilíndrica exterior de la parte ya mallada, como condición de mallado para la geometría de la zona exterior. A continuación se define un tamaño de elemento superior al utilizado anteriormente y se malla toda la geometría de color amarillo. En la Figura 6.7 se aprecia el mallado de la 1ª Capa del hueso, donde el tamaño de elemento es mayor en las partes más alejadas de la rosca del microimplante.



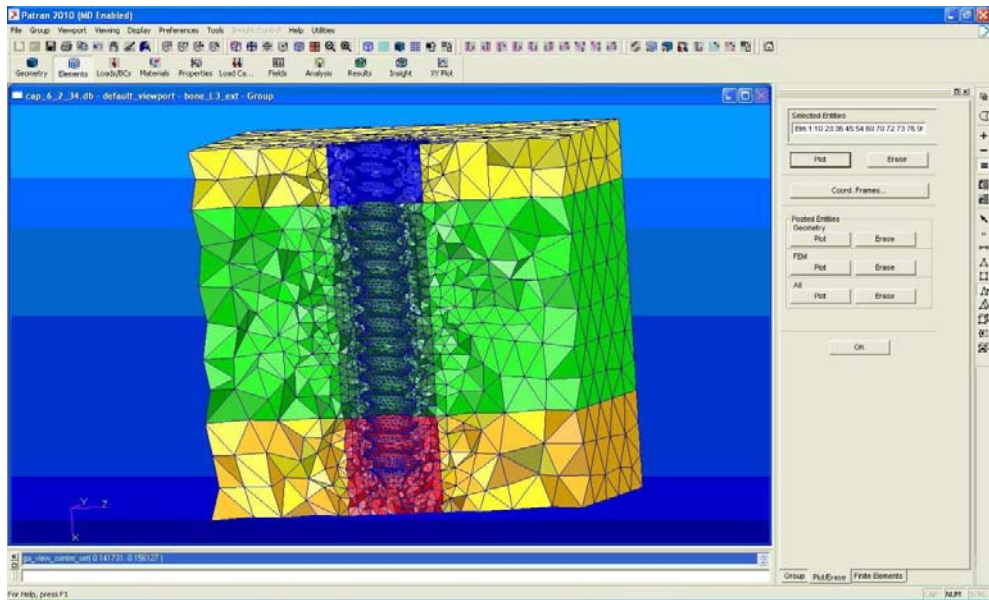
*Figura 6.7. Mallado del hueso de la 1ª Capa.*

En la Figura 6.8 se muestra la zona interior de la 1ª Capa del hueso. En esta figura se aprecia que los nodos de las superficies en común de las dos zonas del hueso coinciden.



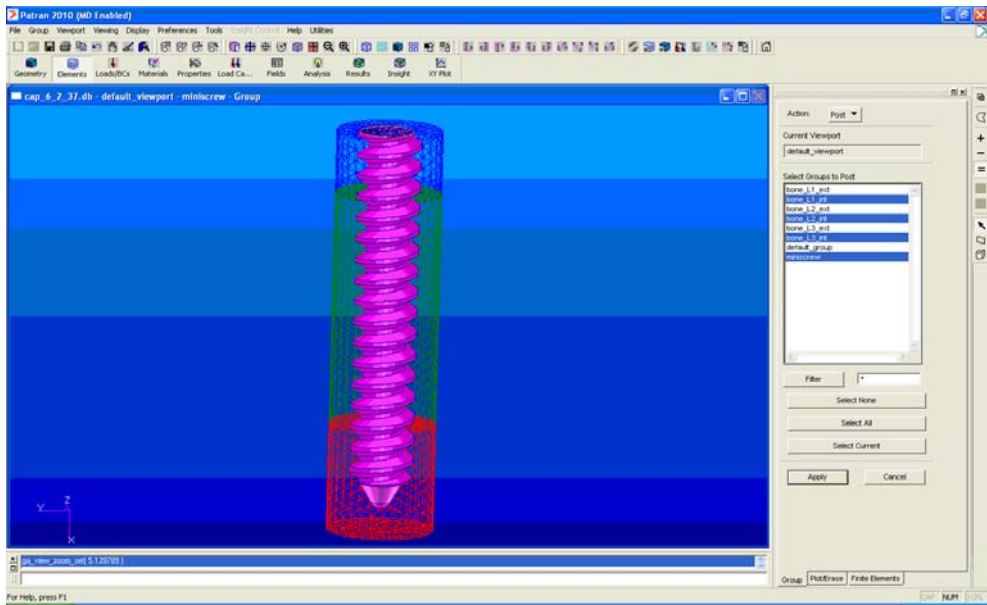
*Figura 6.8. Mallado de la zona interior del hueso de la 1ª Capa.*

Realizando las mismas operaciones en las restantes dos capas del hueso obtenemos el mallado completo del hueso con elementos Tet4, garantizando que los nodos de las aristas en común coinciden. En la Figura 6.9 podemos apreciar el interior de las tres capas del hueso mallado.



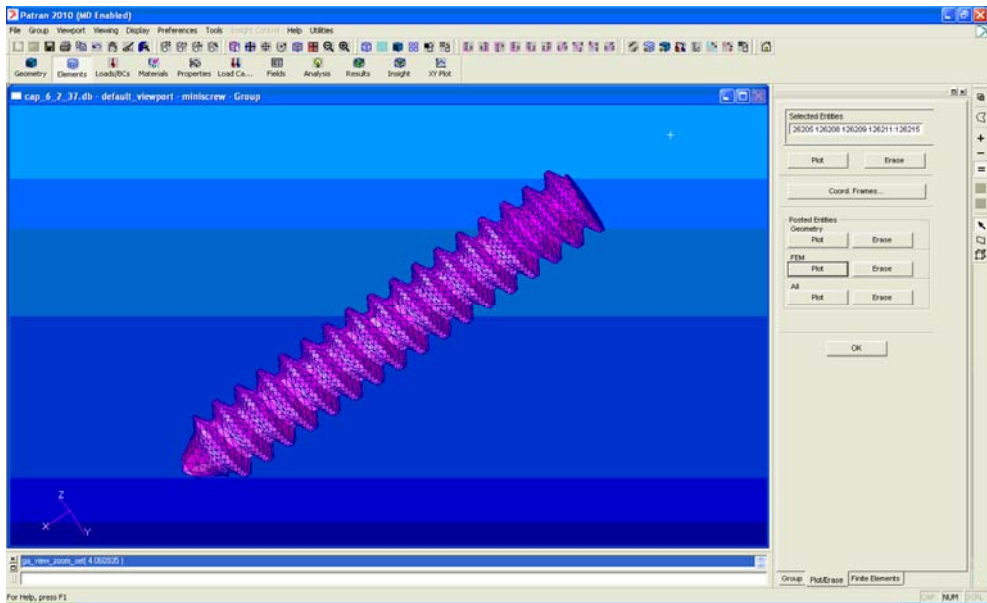
*Figura 6.9. Mallado de la zona interior del hueso.*

A continuación se procede con el mallado del microimplante. Para ello, dividimos su geometría en dos partes: una inmersa en el hueso y otra que emerge del hueso. El mallado de la parte inmersa se realiza partiendo de las caras triangulares de tres nodos (Tria3) de los elementos Tet4 que definen la rosca helicoidal en el hueso. En la Figura 6.10 se muestra la geometría del microimplante que queda inmersa en el hueso, junto con el mallado de la parte interior del hueso en las tres capas.



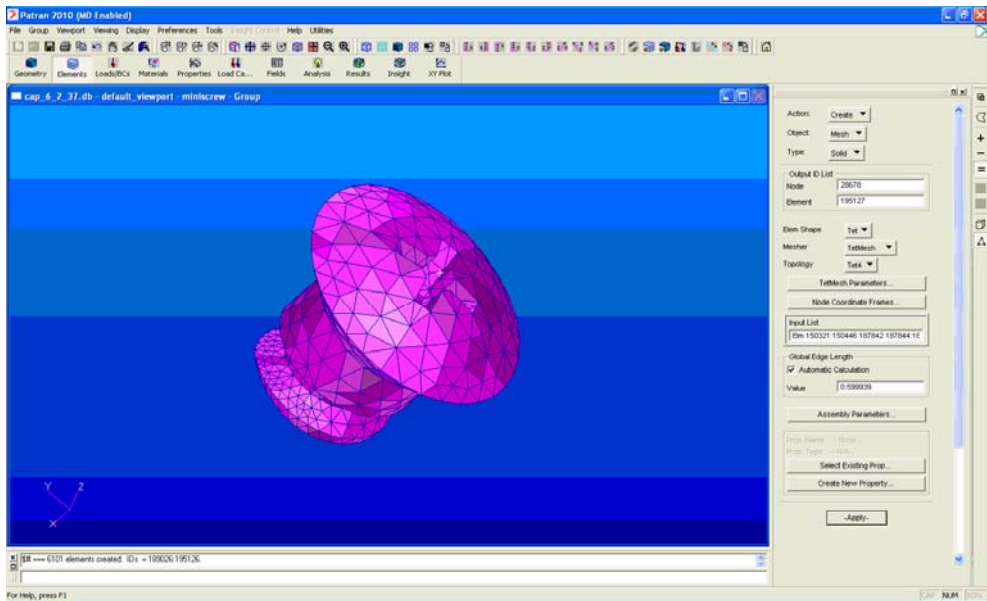
*Figura 6.10. Mallado de la parte del microimplante inmerso en el hueso a partir del mallado de la parte interior del hueso.*

Con los elementos Tria3 obtenidos anteriormente se define la superficie exterior del microimplante. Teniendo en cuenta este mallado, se realiza el mallado de la superficie plana que divide las dos partes del microimplante también con elementos Tria3. Para conseguir el mallado del volumen, se orientan todos los elementos Tria3 hacia el interior y se crea el mallado con elementos Tet4, según muestra la Figura 6.11.



*Figura 6.11. Mallado de la parte del microimplante inmerso en el hueso con elementos Tet4.*

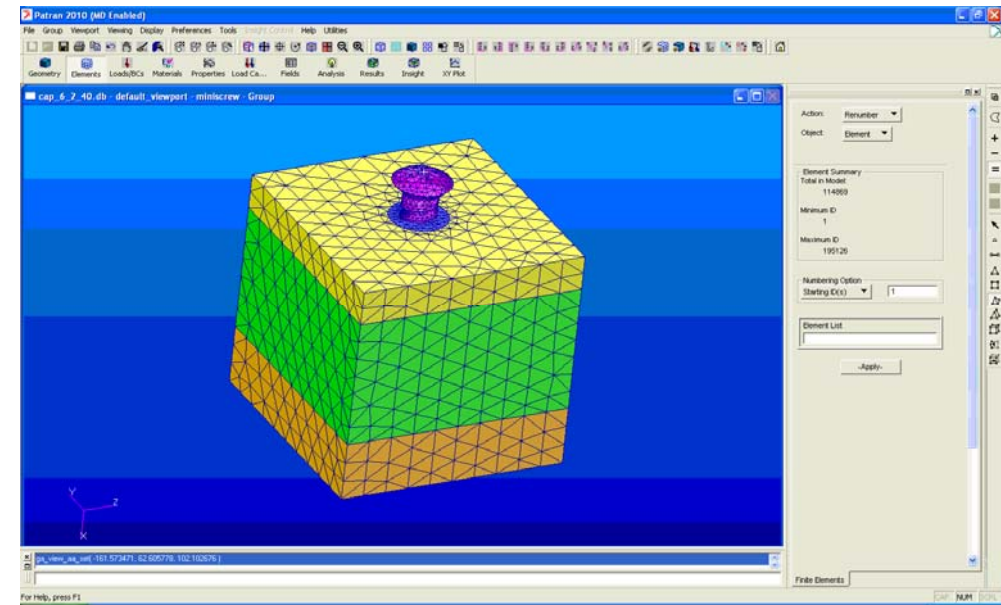
Por último, se realiza el mallado de la parte del microimplante que queda por encima del hueso. Para ello se tiene en cuenta el mallado de la sección plana que comparte con la parte inferior del microimplante. El resultado se muestra en la Figura 6.12.



*Figura 6.12. Mallado de la parte del microimplante que queda en el exterior del hueso con elementos Tet4.*

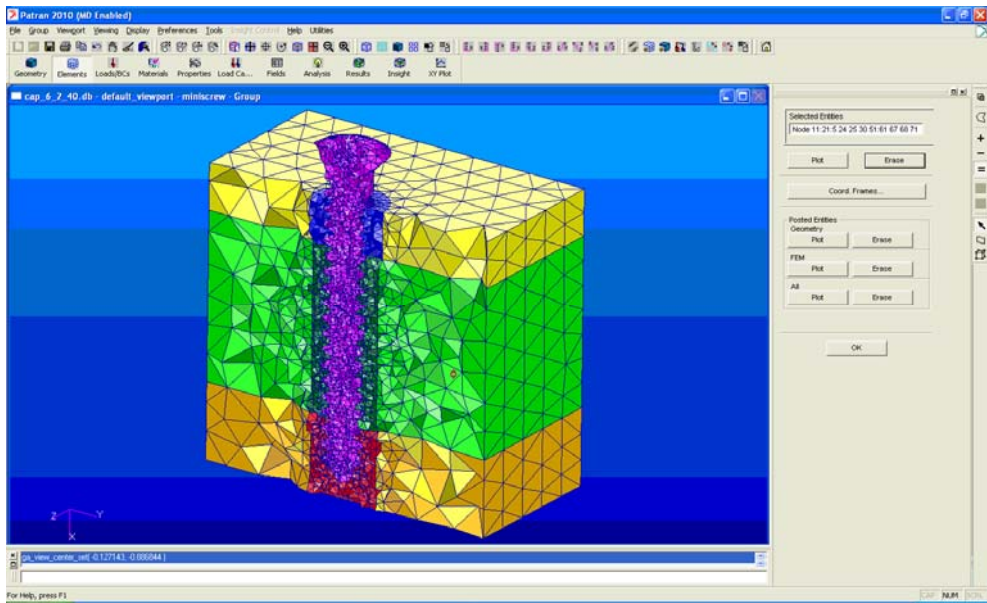
Para mejorar la precisión de los resultados de las simulaciones, se han convertido todos los elementos tetraédricos de 4 nodos (Tet4) en elementos tetraédricos de 10 nodos (Tet10). En la Figura 6.13 se muestra el mallado final, resultando un total de 160.056 nodos y 114.869 elementos.





**Figura 6.13.** Mallado del modelo completo con elementos Tet10.

Para asegurarnos que el mallado se ha realizado correctamente, en la Figura 6.14 se muestra el interior del modelo, en el que se comprueba que todos los nodos de las superficies en común de las 8 diferentes partes coinciden (Okumura et al., 2011).



*Figura 6.14. Mallado interior del modelo completo con elementos Tet10.*

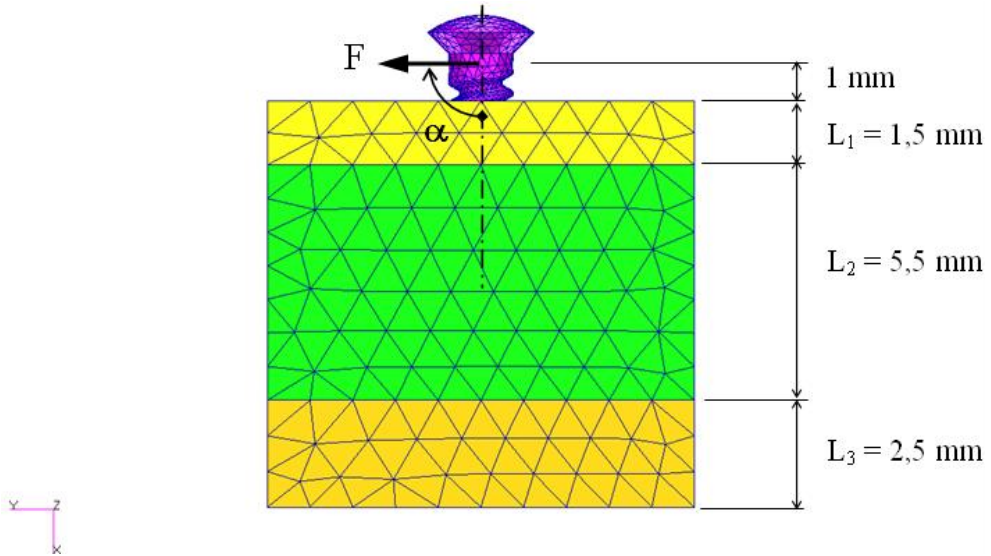
Respecto a los materiales, el microimplante se ha modelizado de dos materiales diferentes: acero inoxidable de grado médico y titanio, considerados los dos como materiales homogéneos, isótropos y de comportamiento elástico lineal. Por otra parte, se han utilizado dos tipos de hueso: el cortical y el trabecular. Como sabemos, el hueso por naturaleza es heterogéneo, anisótropo y con una estructura que le confiere una tensión última y módulo de elasticidad diferente en tracción y compresión (Singh et al., 2012). De todas formas, como primera aproximación y dado que nos interesa analizar la influencia de la fijación monocortical o bicortical, del material del microimplante y de la inclinación de la fuerza, procederemos como en otros trabajos (Jasmine et al., 2012; Okumura et al., 2011; Suzuki et al., 2011), considerando el hueso como un material homogéneo, isótropo y elástico lineal, cuando no supera su límite elástico. En la Tabla 6.2 se recogen los valores del módulo de elasticidad ( $E$ ), coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) y límite elástico ( $\sigma_e$ ) adoptados para cada material (Ammar et al., 2011; Okumura et al., 2011; Singh et al., 2012; Suzuki et al., 2011).

Material	E (MPa)	$\nu$	$\sigma_e$ (MPa)
Hueso trabecular	490	0,3	2
Hueso cortical	14.700	0,3	133
Titania	110.000	0,33	880
Acero inoxidable	230.000	0,3	900

**Tabla 6.2.** *Propiedades de los materiales.*

Las cargas se han aplicado al microimplante en los nodos situados a 1 milímetro por encima de la 1ª Capa del hueso (Figura 6.15). Esta carga ha sido en todos los casos de 2N, tal como es frecuente en otros trabajos (Ammar et al., 2011; Jasmine et al., 2012; Jiang et al., 2009; Motoyoshi et al., 2009a; Suzuki et al., 2011). Se ha aplicado con diversas inclinaciones respecto del eje del microimplante: 60°, 90° (la usada en la Figura 6.15) y 120°, siguiendo lo propuesto en otros trabajos (Liu et al., 2012).

Como condición de contorno, a los nodos situados en las caras laterales del hueso se les han restringido los desplazamientos en las tres direcciones.



**Figura 6.15.** Modo de aplicación de la fuerza.

En resumen, analizaremos 2 diferentes materiales para el microimplante (titanio y acero), 2 diferentes tipos de uniones con el hueso (monocortical y bicortical) y 3 ángulos de aplicación de la fuerza (60°, 90° y 120°). Resultan en total 12 casos diferentes.

Los trabajos de pre y post procesado se han llevado a cabo con el software MSC.Patran 2010 para MD Nastran, mientras que los cálculos se han ejecutado con el software MSC.MD Nastran 2008.

### 6.3 OBTENCIÓN DE RESULTADOS

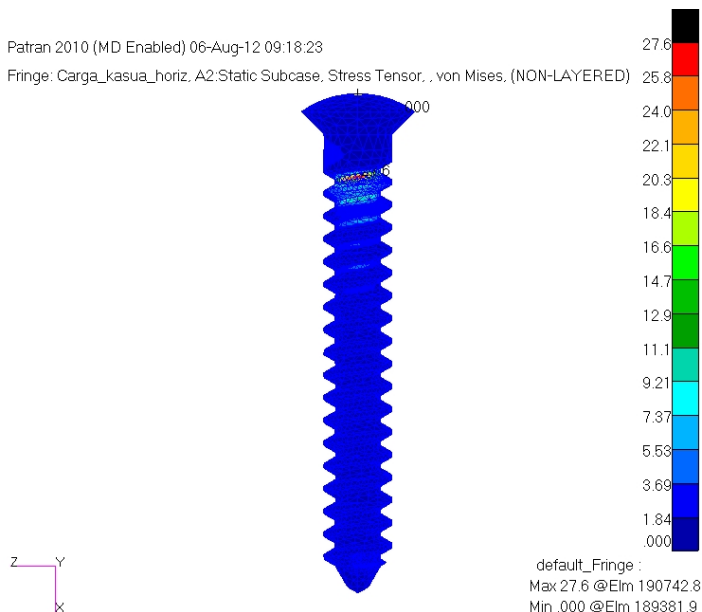
En esta sección se presentan los resultados, correspondientes a tensiones y desplazamientos, obtenidos en cada una de las doce simulaciones realizadas. Se mostrarán primero las tensiones y desplazamientos producidos en el modelo provisto

con microimplante de titanio; a continuación, los resultados obtenidos con el modelo provisto con microimplante de acero, y por último una comparativa de los resultados para los dos materiales.

### 6.3.1 Modelo con microimplante de titanio

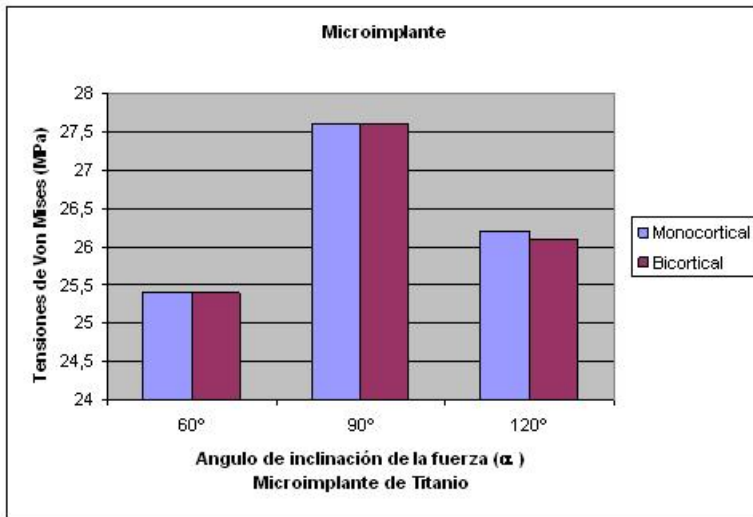
#### 1. Tensiones

Para las tensiones, se ha tomado como referencia la tensión equivalente de Von Mises. En la Figura 6.16 se muestra el mapa de tensiones producido en el microimplante de titanio, con modelización de hueso monocortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 90°.



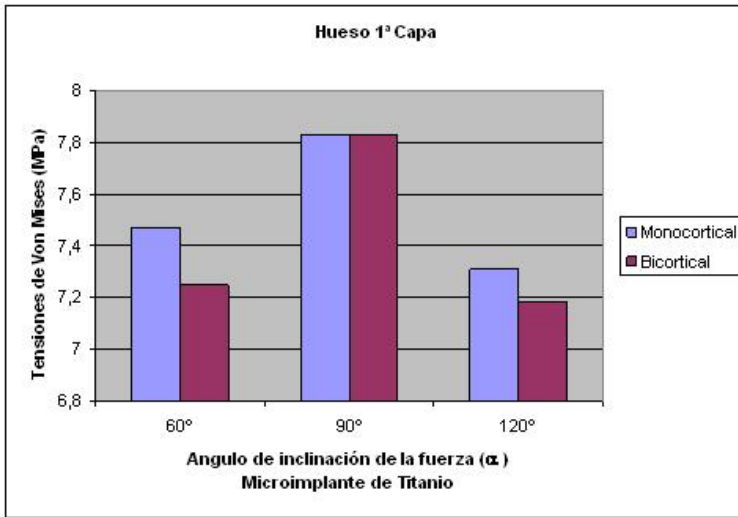
**Figura 6.16.** Mapa de tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el modelo provisto con microimplante de titanio, modelización de hueso monocortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 90°.

En la Figura 6.17 se representan los valores máximos de tensión de Von Mises producidos en el microimplante de titanio en los modelos con hueso monocortical o bicortical, y con diferente inclinación de la fuerza.



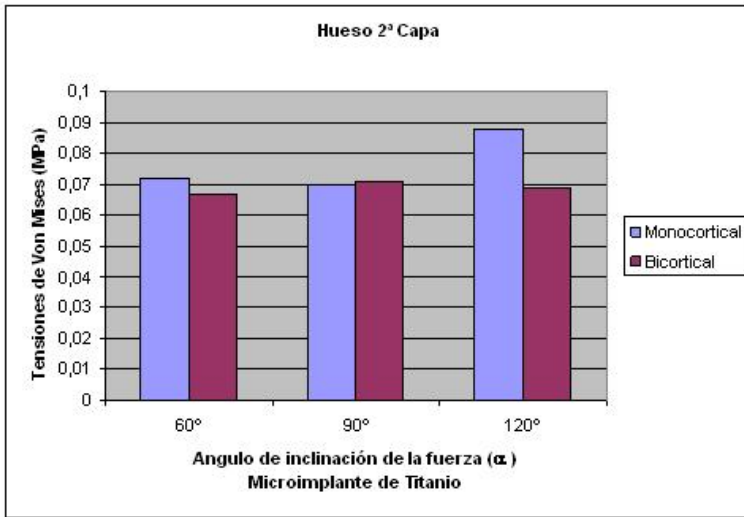
**Figura 6.17.** Valores máximos de la tensión de Von Mises (MPa) en el microimplante de titanio.

En cuanto al hueso, se van a analizar los valores máximos en cada capa. En la Figura 6.18 se muestran los máximos de la tensión equivalente de Von Mises producidos en la 1ª Capa del hueso.



**Figura 6.18.** Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 1ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio.

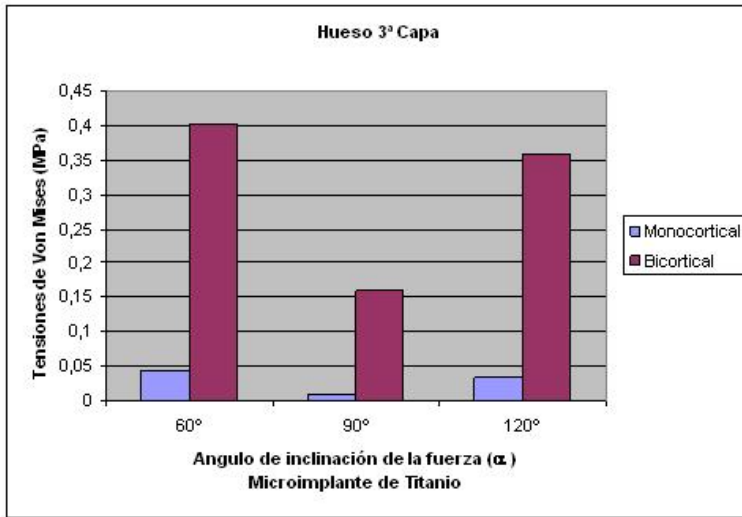
La 2ª Capa del hueso está formado en todos los modelos con hueso trabecular y la tensión equivalente máxima de Von Mises es alrededor de 0,07 MPa en todos los casos (Figura 6.19), sin presentar ninguna tendencia clara ni por la configuración monocortical o bicortical, ni por el ángulo de inclinación de la carga.



**Figura 6.19.** Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 2ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio.

En la Figura 6.20 se muestran los valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises en la 3ª Capa del hueso, siendo esta capa de hueso trabecular en el caso de modelo monocortical, y de hueso cortical en el caso de modelo bicortical.

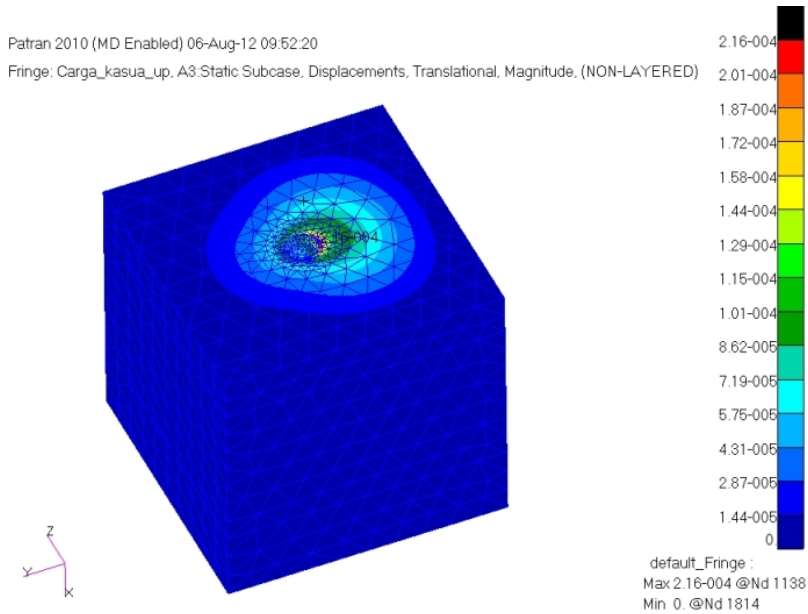




*Figura 6.20. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 3ª Capa de hueso, en el modelo con microimplante de titanio.*

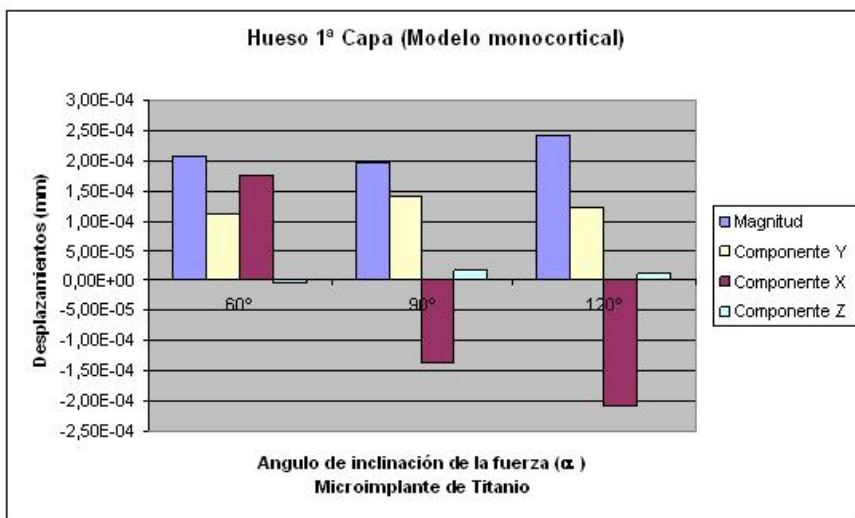
#### 4. Desplazamientos

A continuación se presentarán, para cada caso, los desplazamientos producidos en el hueso. En la Figura 6.21 se muestra el mapa de desplazamientos en el hueso del modelo bicortical, con la fuerza de 2 N formando 120° con el eje del microimplante.

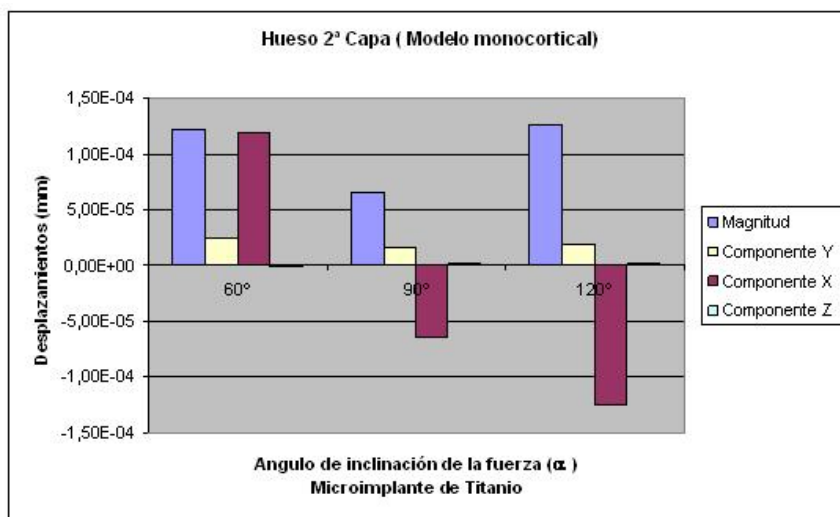


**Figura 6.21.** Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso del modelo bicortical, ángulo de inclinación de la fuerza  $120^\circ$  con microimplante de titanio.

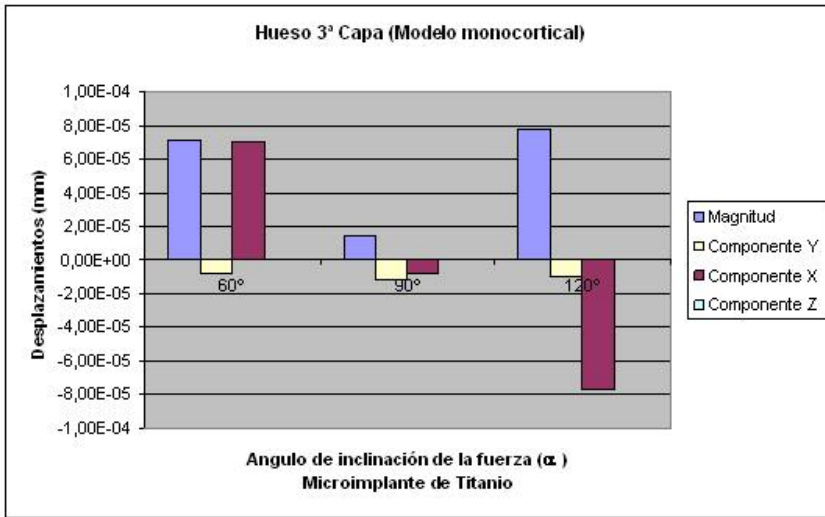
Las siguientes tres figuras (Figuras 6.22, 6.23 y 6.24) muestran la magnitud y las componentes de los desplazamientos en la 1ª, 2ª y 3ª Capa del hueso, respectivamente, del modelo monocortical provisto con microimplante de titanio.



*Figura 6.22. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.*

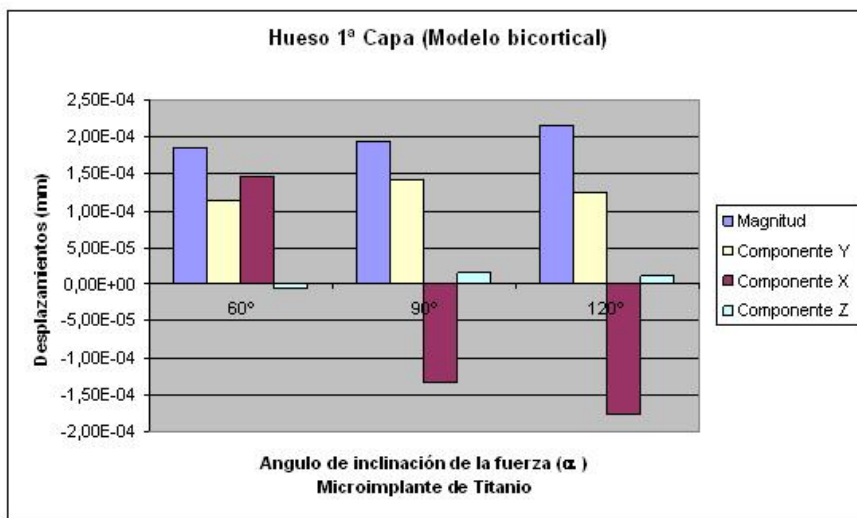


*Figura 6.23. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.*

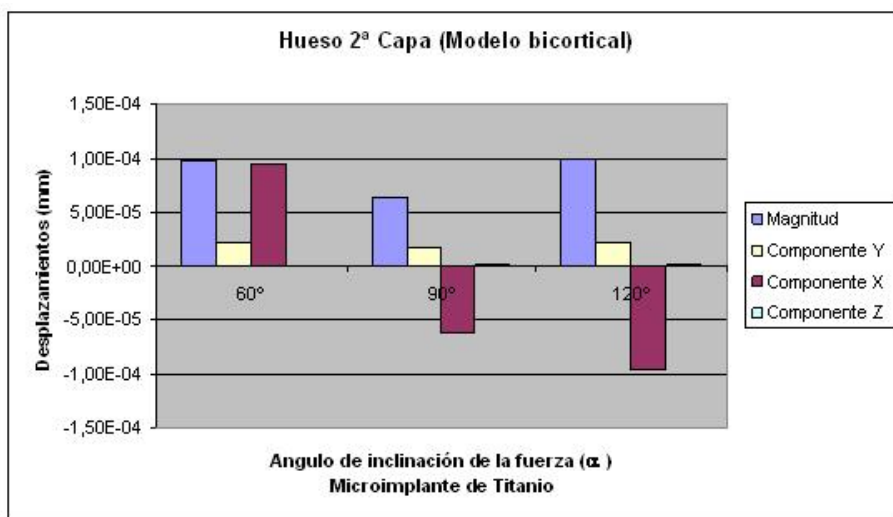


**Figura 6.24.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de titanio.

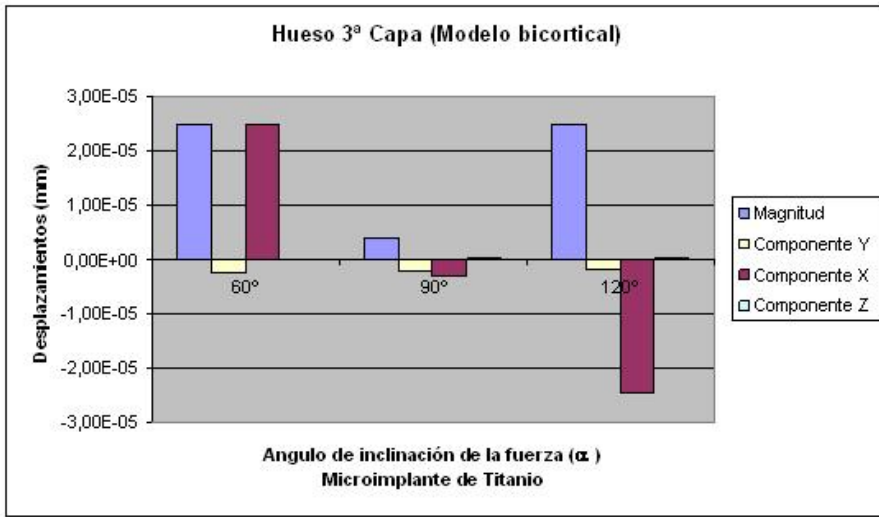
Análogamente, en el modelo bicortical provisto con microimplante de titanio la magnitud y componentes de los desplazamientos en la 1ª, 2ª y 3ª Capa del hueso, respectivamente, están recogidos en las Figuras 6.25, 6.26 y 6.27.



**Figura 6.25.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio.

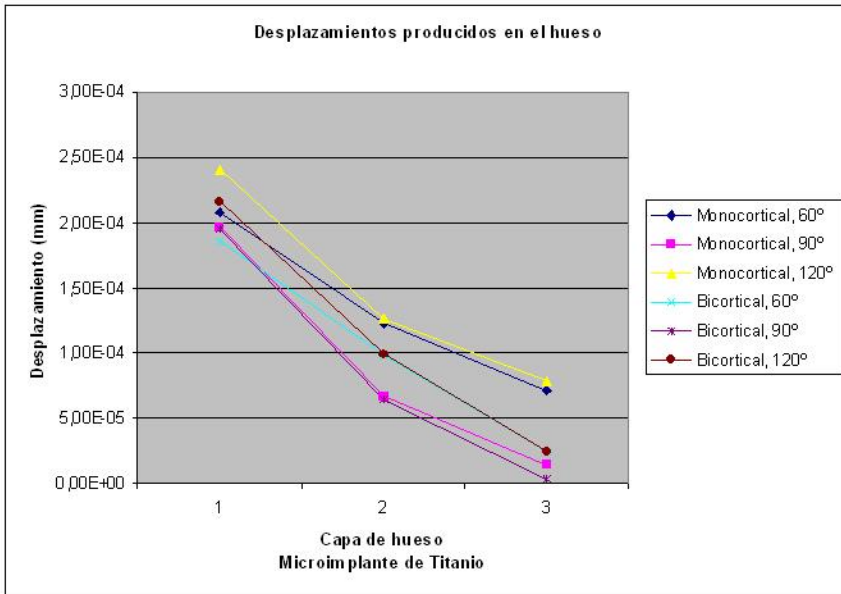


**Figura 6.26.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio.



**Figura 6.27.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de titanio.

En la Figura 6.28 se han representado los valores máximos de los desplazamientos absolutos en cada análisis realizado, para poder comparar la influencia de la fijación monocortical o bicortical del microimplante, así como la repercusión del ángulo de inclinación de la fuerza en el desplazamiento del hueso.

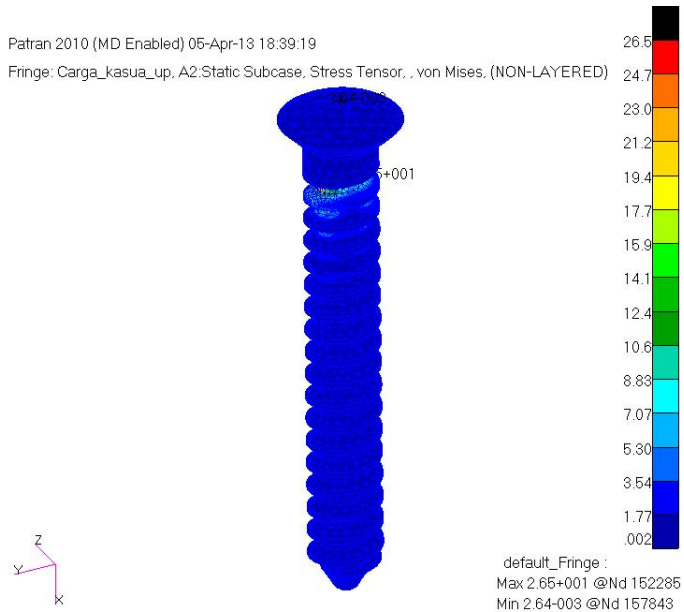


**Figura 6.28.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en las tres capas del hueso de los modelos con microimplante de titanio.

### 6.3.2 Modelo con microimplante de acero

#### 1. Tensiones

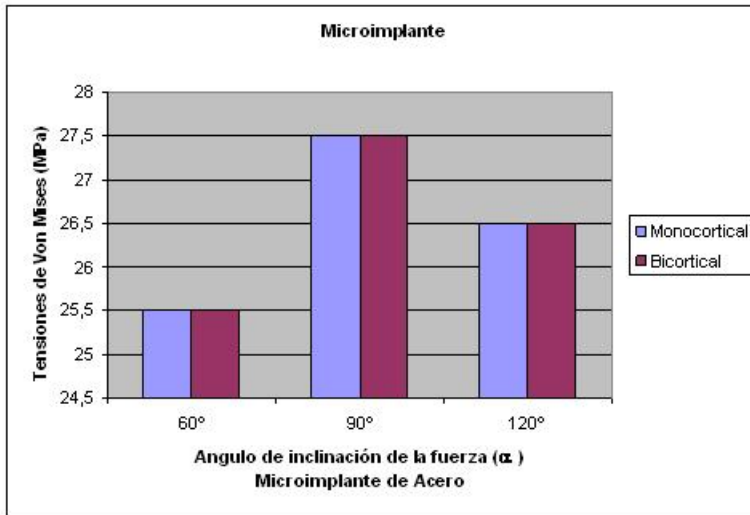
En la presentación de resultados con el microimplante de acero, se seguirá el mismo procedimiento que el usado con el microimplante de titanio. En la Figura 6.29 se muestra el mapa de tensiones equivalentes de Von Mises en el microimplante de acero, con modelización de hueso bicortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 120°.



**Figura 6.29.** Mapa de tensión equivalente de Von Mises (MPa) en el modelo provisto con microimplante de acero, modelización de hueso bicortical y ángulo de aplicación de la fuerza de 120°.

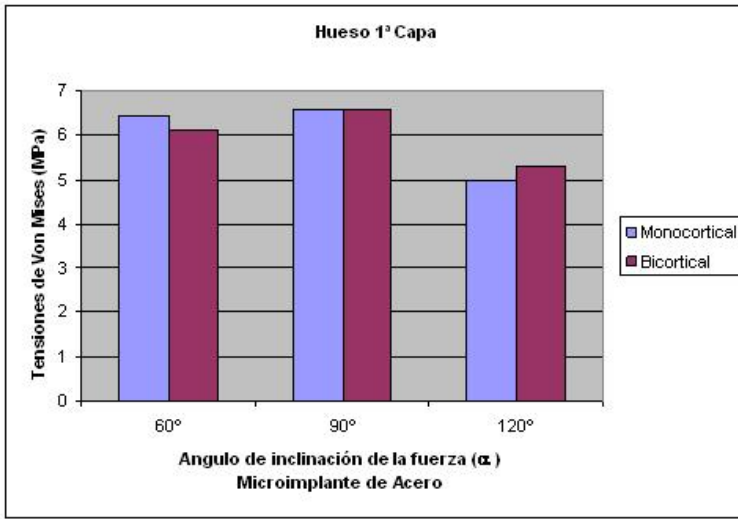
En la Figura 6.30 se incluyen los valores de las tensiones equivalentes máximas de Von Mises en el microimplante de acero en los modelos con hueso monocortical o bicortical, y con diferente inclinación de la fuerza.



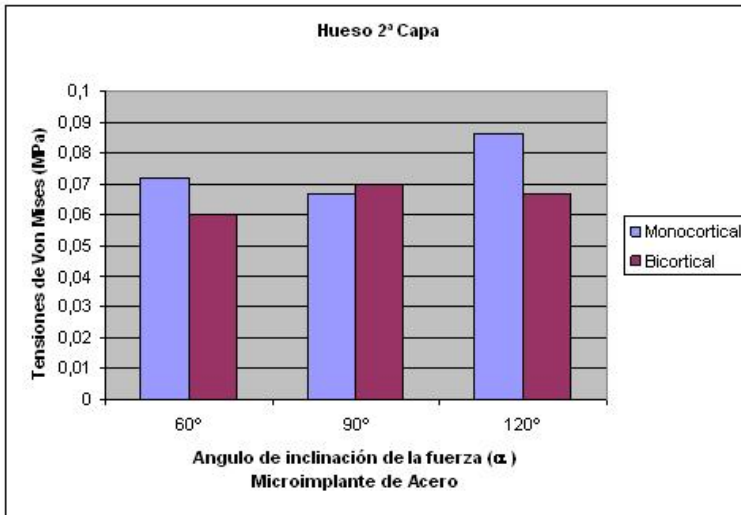


**Figura 6.30.** Valores máximos de la tensión de Von Mises (MPa) en el microimplante de acero.

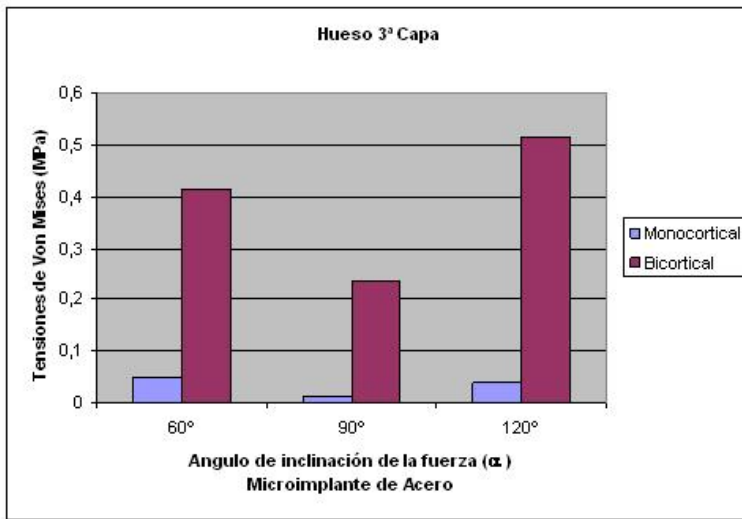
A continuación, en las Figuras 6.31, 6.32 y 6.33 se muestran los valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises producidos en la 1ª, 2ª y 3ª Capa del hueso, respectivamente.



*Figura 6.31. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 1ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero.*



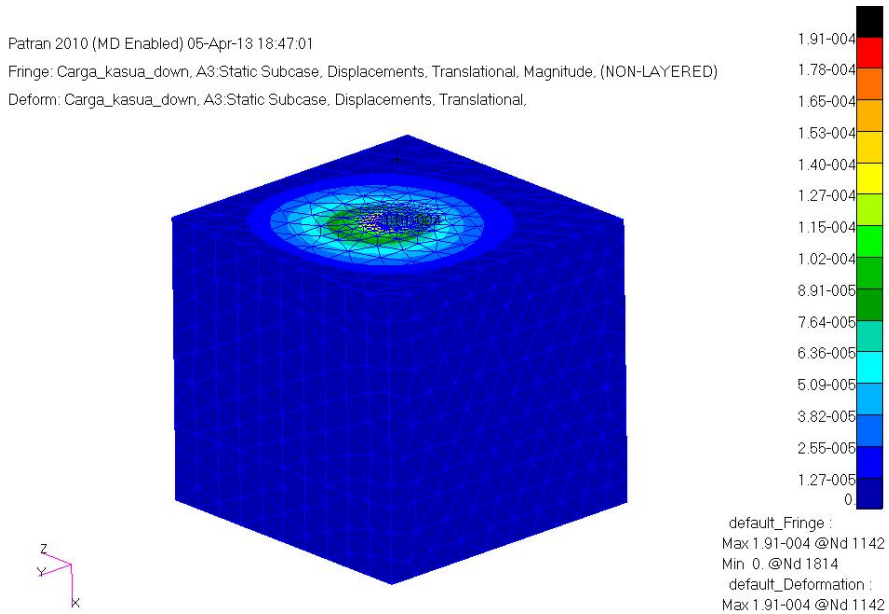
*Figura 6.32. Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 2ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero.*



**Figura 6.33.** Valores máximos de la tensión equivalente de Von Mises (MPa) en la 3ª capa de hueso, en el modelo con microimplante de acero.

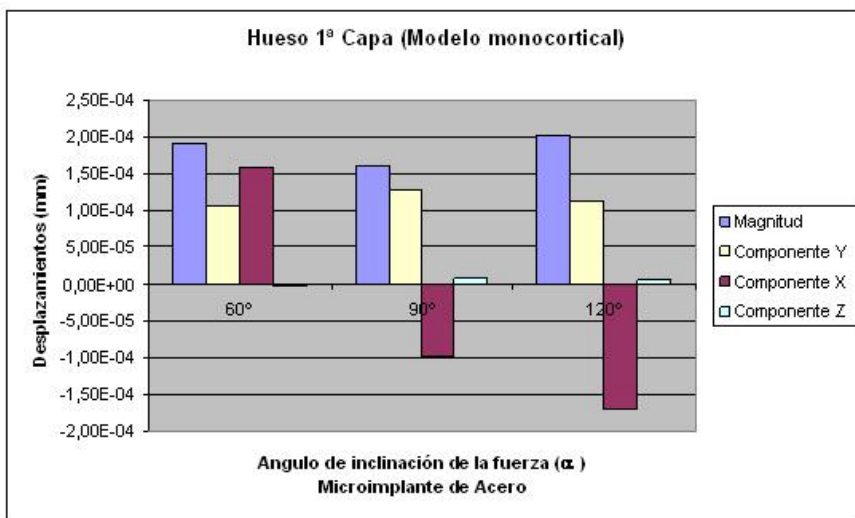
## 5. Desplazamientos

Comenzando por los desplazamientos producidos en el hueso, en la Figura 6.34 se muestra el mapa de desplazamientos en el hueso del modelo monocortical, con la fuerza de 2 N formando 60° con el eje del microimplante.

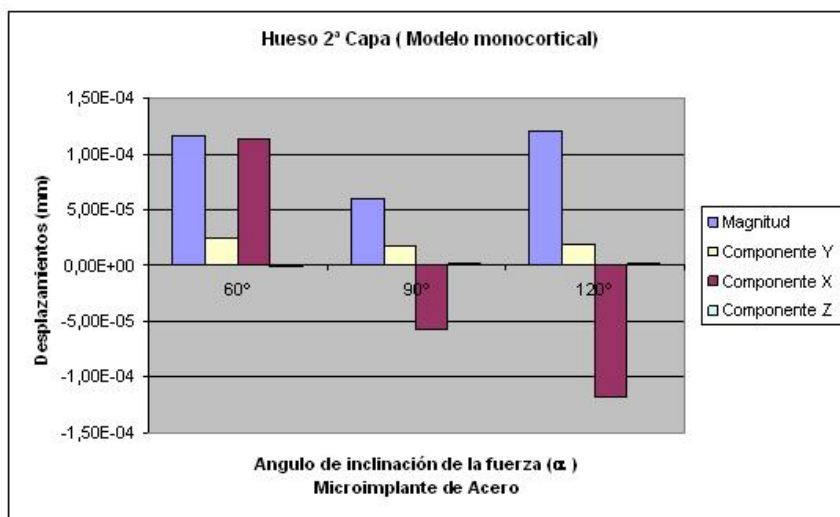


**Figura 6.34.** Mapa de desplazamientos absolutos (mm) en el hueso del modelo monocortical, ángulo de inclinación de la fuerza 60° con microimplante de acero.

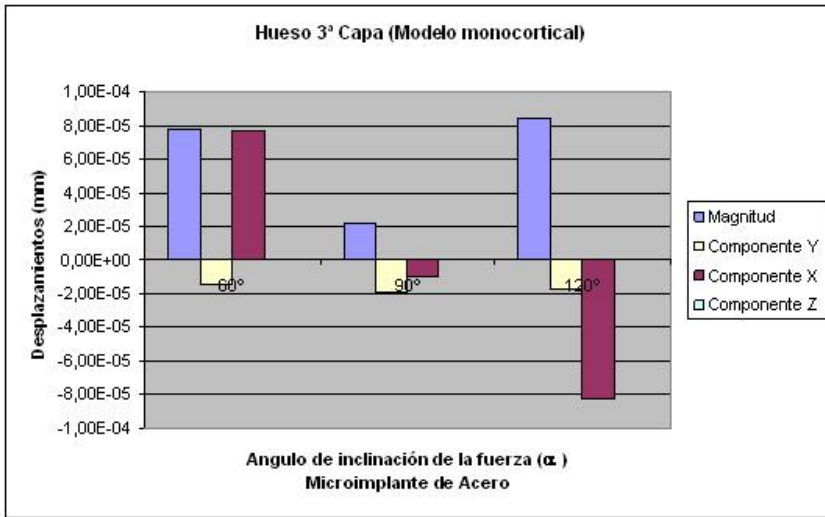
La magnitud y las componentes de los desplazamientos máximos en la 1ª, 2ª y 3ª Capa del hueso se muestran para el modelo monocortical en las Figuras 6.35, 6.36 y 6.37, respectivamente.



*Figura 6.35. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero.*

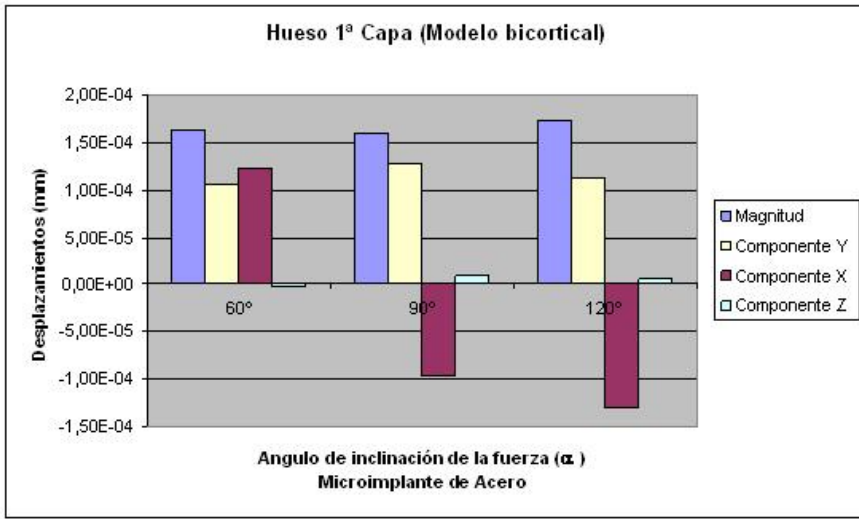


*Figura 6.36. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero.*

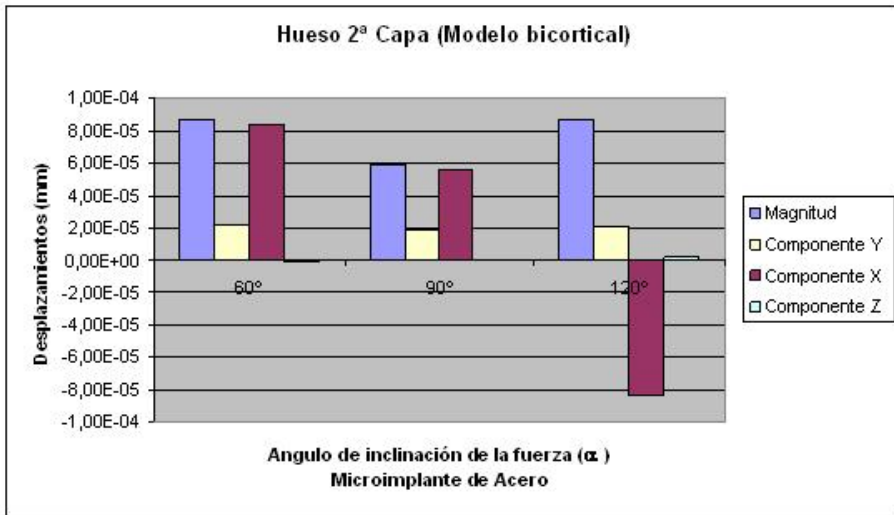


*Figura 6.37. Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo monocortical, con microimplante de acero.*

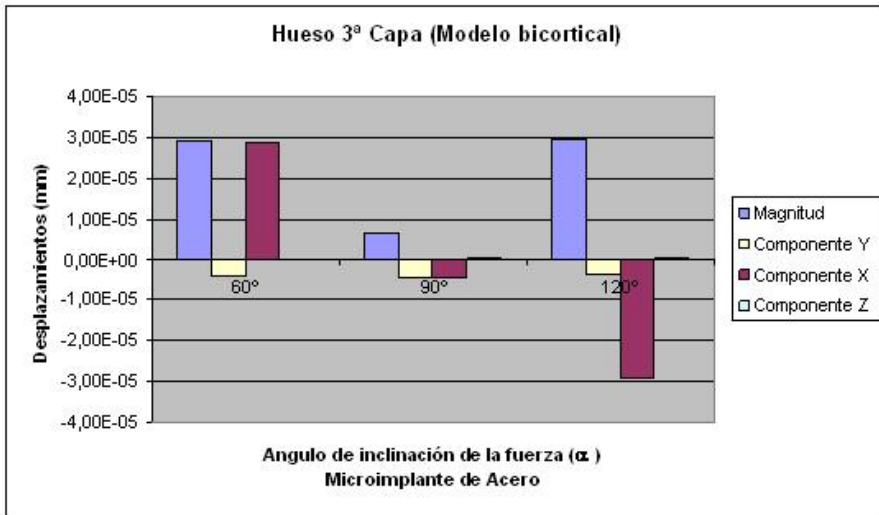
En el modelo bicortical provisto con microimplante de acero, la magnitud y componentes de los desplazamientos máximos en la 1ª, 2ª y 3ª Capa del hueso, respectivamente, están recogidos en las Figuras 6.38, 6.39 y 6.40.



**Figura 6.38.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.



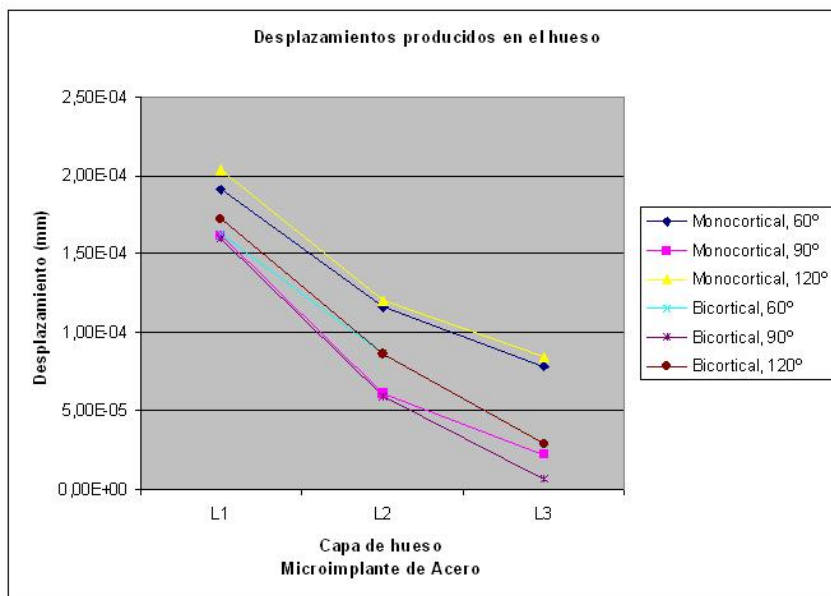
**Figura 6.39.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.



**Figura 6.40.** Valores máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa de hueso del modelo bicortical, con microimplante de acero.

Para poder comparar la influencia de la fijación monocortical o bicortical del microimplante, así como la repercusión del ángulo de inclinación de la fuerza en el desplazamiento del hueso, en la Figura 6.41 se han representado los valores máximos de los desplazamientos absolutos en cada análisis realizado.



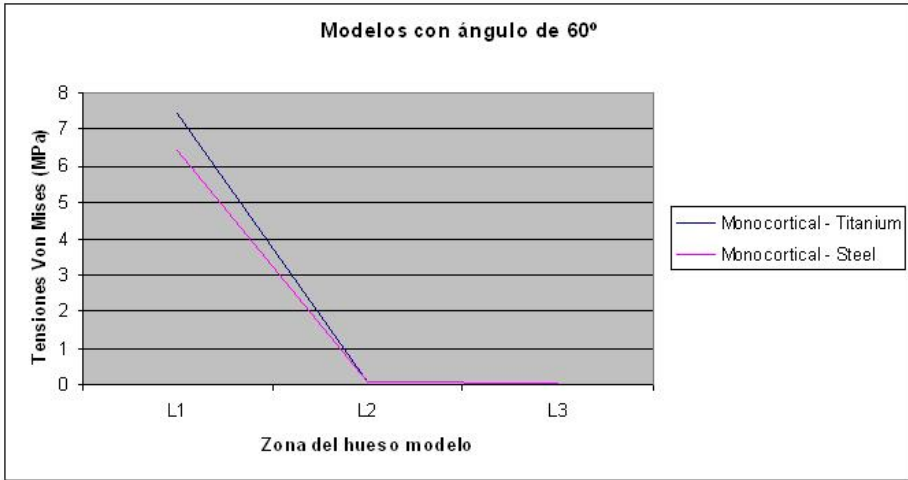


**Figura 6.41.** Valores máximos de desplazamientos (mm) producidos en las tres capas del hueso de los modelos con microimplante de acero.

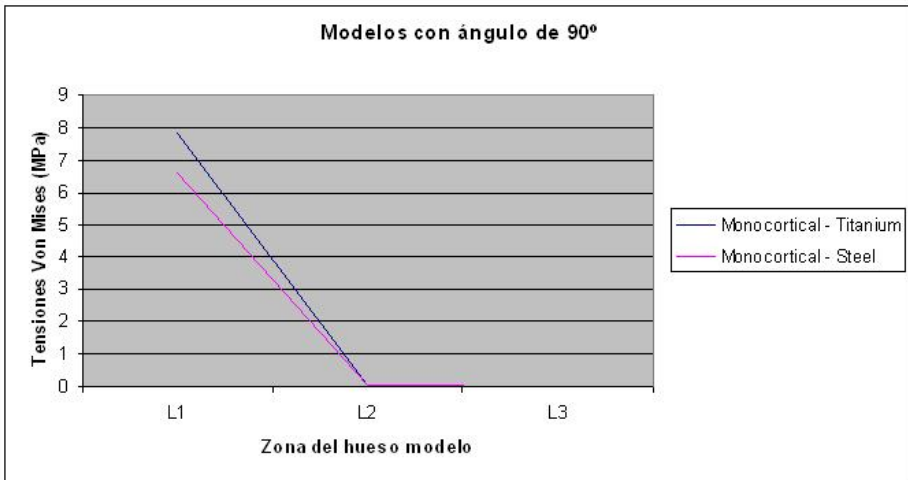
### 6.3.3 Comparación de modelos

Para clarificar la influencia del material del microimplante, en las siguientes páginas se van a mostrar los resultados de la tensión máxima y desplazamiento máximo en el hueso, para la misma configuración de fuerza y modelo óseo, variando únicamente el material del microimplante.

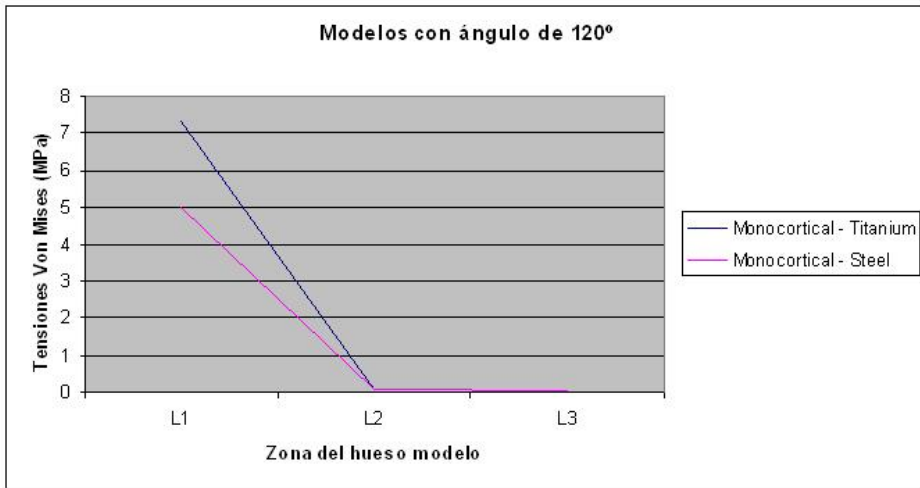
Así en las Figuras 6.42, 6.43 y 6.44 se comparan las máximas tensiones equivalentes en el hueso para el modelo monocortical y ángulos respectivos de carga de 60°, 90° y 120°.



**Figura 6.42.** Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 60^\circ$ .

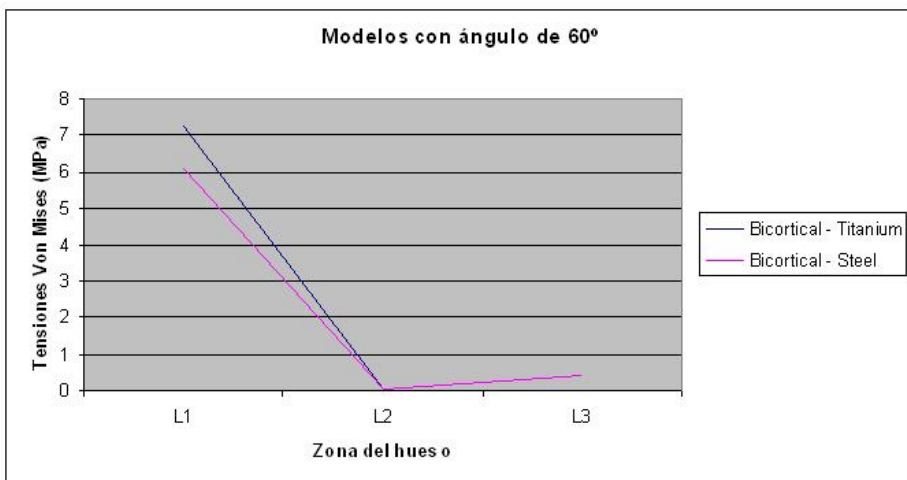


**Figura 6.43.** Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 90^\circ$ .

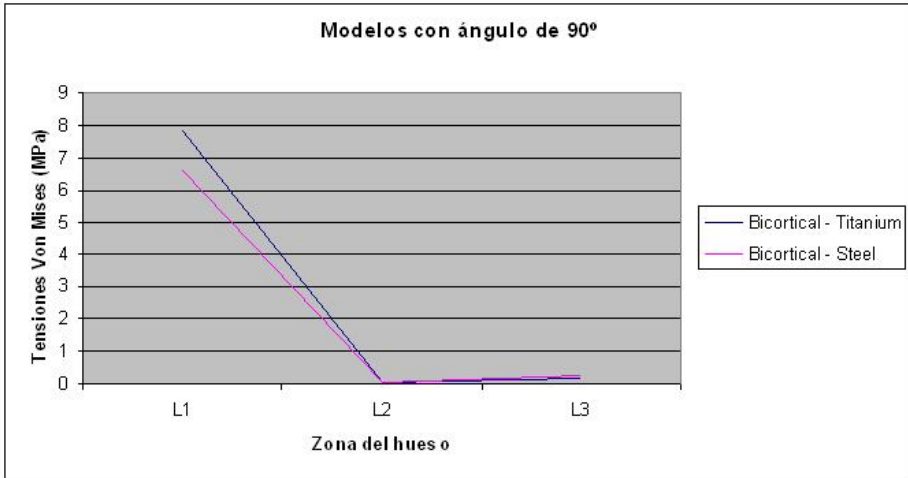


**Figura 6.44.** Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical y  $\alpha = 120^\circ$ .

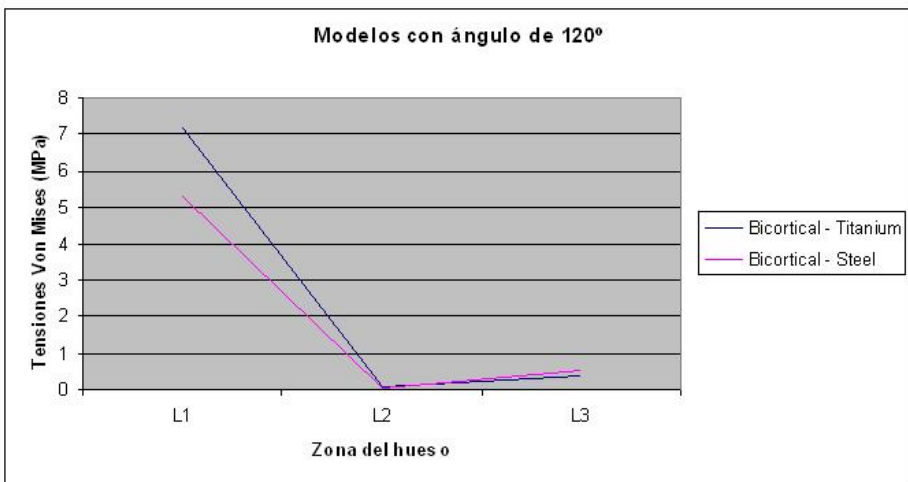
Del mismo modo, en las Figura 6.45, 6.46 y 6.47 se procede con el modelo bicortical.



**Figura 6.45.** Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y  $\alpha = 60^\circ$ .

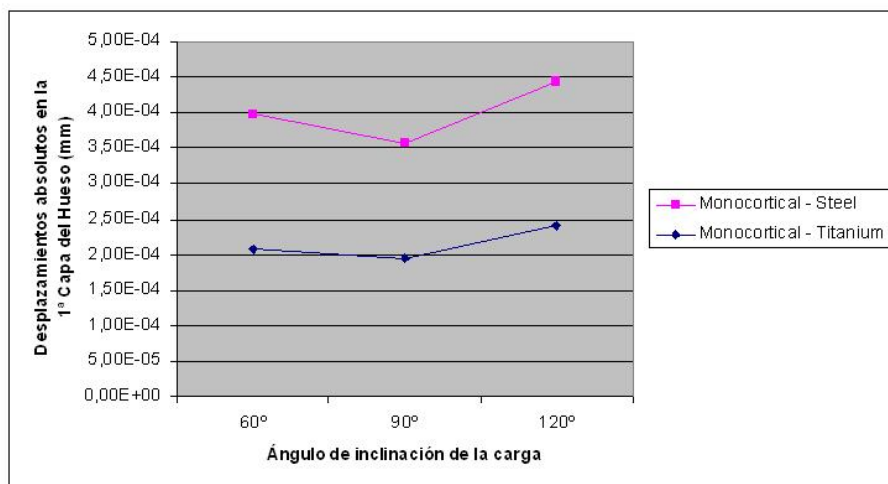


*Figura 6.46. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y  $\alpha = 90^\circ$ .*

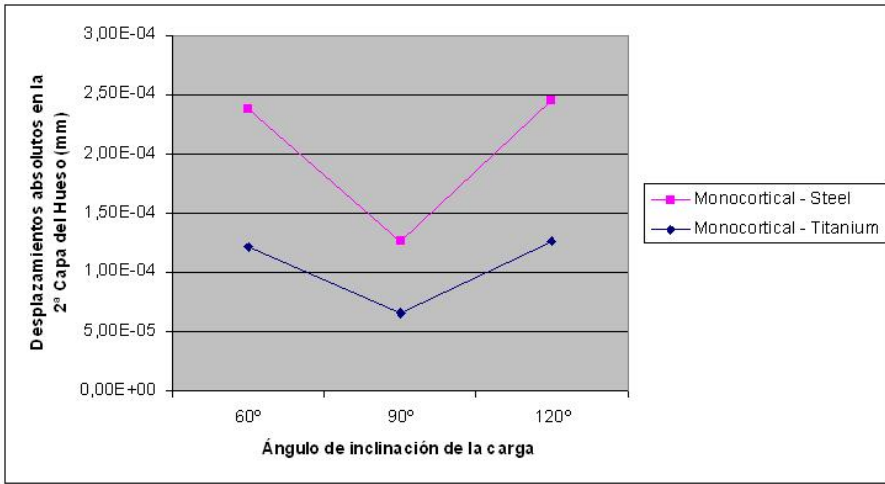


*Figura 6.47. Comparativa de máximas tensiones equivalentes de Von Mises (MPa) en el hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical y  $\alpha = 120^\circ$ .*

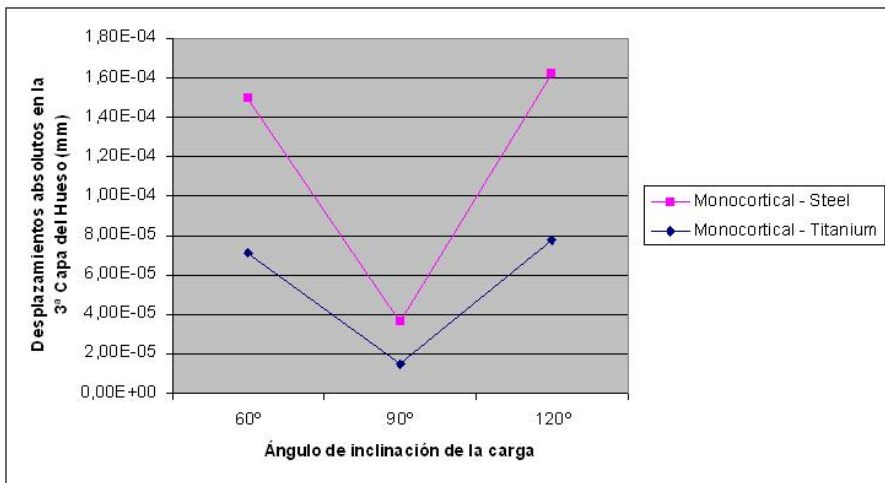
Para los desplazamientos, la comparación de los máximos en cada material se realiza en las Figuras 6.48, 6.49 y 6.50, para el modelo monocortical, y en las Figuras 6.51, 6.52 y 6.53 para el modelo bicortical, en los 3 casos respectivos de inclinación de la carga de 60°, 90° y 120°.



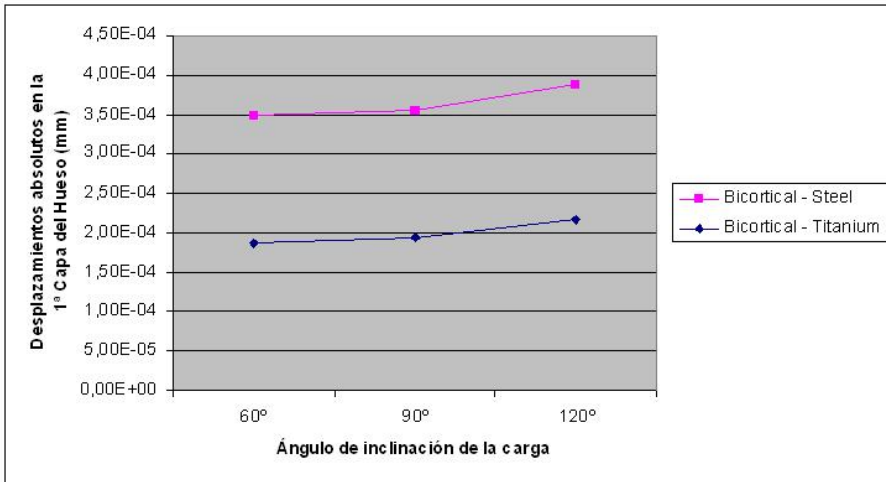
**Figura 6.48.** Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.



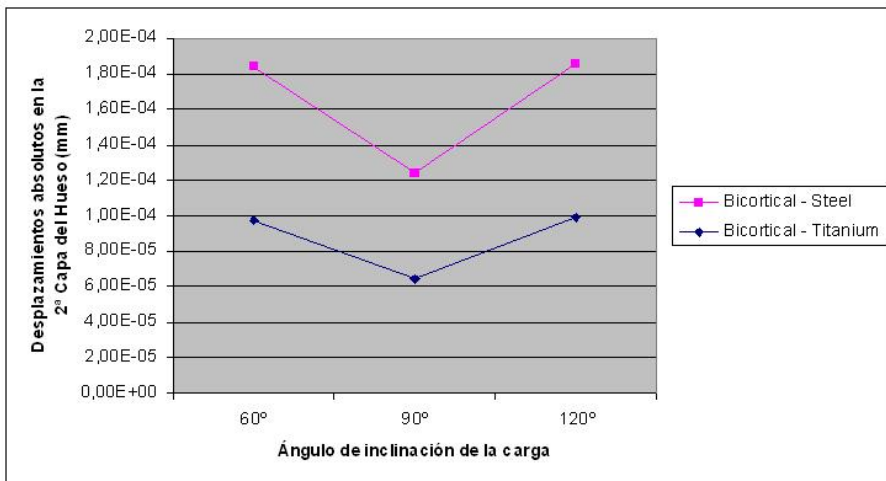
*Figura 6.49. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.*



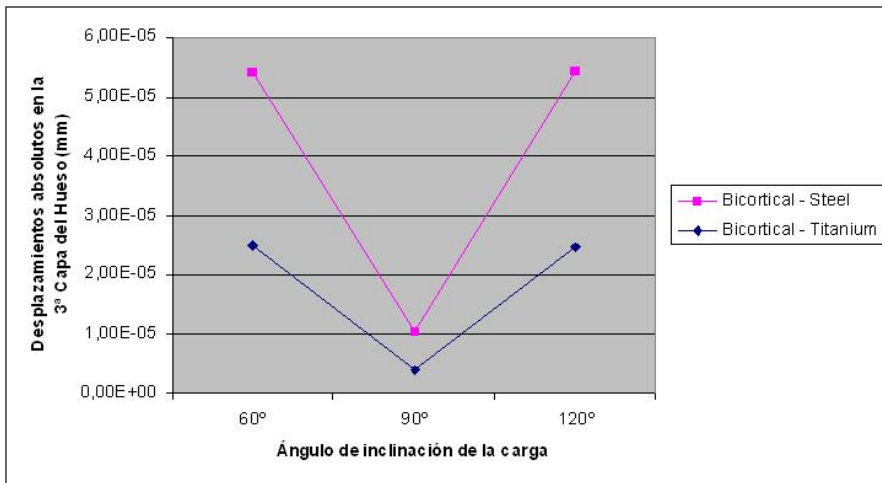
*Figura 6.50. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo monocortical.*



*Figura 6.51. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 1ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.*



*Figura 6.52. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 2ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.*



*Figura 6.53. Comparativa de máximos de desplazamientos (mm) en la 3ª Capa del hueso en función del material del microimplante, modelo bicortical.*

## 6.4 DISCUSIÓN

En esta sección se comentarán los resultados obtenidos para el microimplante analizado. En primer lugar se observa que los valores de tensión máxima en el microimplante se presentan cuando el ángulo de inclinación de la fuerza es de 90°, tanto para las uniones monocortical y bicortical, como para los casos en los que el implante es de titanio o acero. Este resultado coincide con el obtenido en otros trabajos (Liu et al., 2012), en los que se justifica este hecho argumentando que la fuerza de 90° produce únicamente flexión al microimplante, mientras que las fuerzas de 60° y 120° producen flexión y compresión/tracción. Como es sabido, la flexión origina mayor tensión que la compresión o tracción.

Comparando la tensión máxima producida en el microimplante para diferentes materiales, se aprecia que cuando el ángulo de aplicación de la fuerza es 60° ó 120°, los valores máximos de la tensión son sensiblemente superiores para los



microimplantes de acero, mientras que cuando el ángulo de aplicación de la fuerza es de  $90^\circ$ , los valores de tensión máxima son sensiblemente superiores en los microimplantes de titanio.

La tensión en la 1ª Capa de hueso (cortical externa) es máxima cuando el ángulo de aplicación de la fuerza es de  $90^\circ$ . Al igual que con la tensión en el microimplante, se debe a la mayor componente de flexión para esa inclinación, hecho que repercute también en las tensiones del hueso contiguo al microimplante. Esta misma conclusión se ha obtenido por otros autores (Pickard et al., 2010; Sutpideler et al., 2004; Woodall et al., 2011) en el análisis del ángulo de inclinación de la fuerza aplicada a los implantes. Si la unión es bicortical, se producen menores tensiones en la 1ª Capa de hueso cuando el ángulo de aplicación de la fuerza es de  $60^\circ$  y  $120^\circ$ . Como excepción, en el caso en el que el microimplante es de acero y el ángulo de inclinación de la fuerza  $120^\circ$ , se produce mayor tensión en el modelo bicortical que en el monocortical.

Según se ha puesto ya de manifiesto en la sección de resultados, los valores de tensión máxima en la 2ª Capa de hueso (hueso trabecular) son muy similares y no presentan variación respecto a la fijación monocortical o bicortical del implante, ni en función de la inclinación de la fuerza, ni tampoco en función del material del implante.

La tensión máxima producida en la 3ª Capa del hueso (hueso trabecular en los modelos monocorticales y hueso cortical en los modelos bicorticales), tanto en los modelos con microimplante de titanio como en los modelos con microimplante de acero, es muy superior en los modelos con hueso bicortical, debido a su mayor rigidez.

En todos los casos la tensión máxima se produce en la 1ª Capa del hueso (cortical externa). En esta capa del hueso, la tensión que se produce en los modelos provistos

con microimplantes de titanio es siempre superior a la de los modelos en los que el microimplante es de acero.

Los valores de tensión máxima producidos tanto en el microimplante como en el hueso son del mismo orden al obtenido por otros autores en trabajos similares (Chang et al., 2012), lo que sirve de contrastación de las simulaciones realizadas.

En cuanto a los desplazamientos que se producen en el hueso, en la 1ª Capa las componentes principales son la componente Y (en la cual está aplicada la fuerza) y la componente X (que coincide con el eje del microimplante). En la 2ª y 3ª Capa, prácticamente la totalidad del desplazamiento del hueso se produce en la dirección del eje del microimplante, es decir, en la componente X.

Para una determinada inclinación de la fuerza, si comparamos la fijación monocortical con la bicortical, en todos los casos se aprecian en el modelo bicortical menores desplazamientos en el hueso, tal como obtienen otros autores (Brettin et al., 2008). A medida que se aleja la inclinación de la fuerza de los 90°, el menor desplazamiento en el modelo bicortical es más acusado respecto al modelo monocortical. De este modo se ha puesto de manifiesto el mejor anclaje que proporcionan las sujeciones bicorticales (Freudenthaler et al., 2001). En este sentido, el grado de integración del microimplante, asumido proporcional al momento torsor necesario para extraerlo (Motoyoshi et al., 2010), en los anclajes bicorticales es dos veces mayor tras 6 semanas de la inserción del microimplante y tres veces mayor al cabo de 12 semanas de la inserción (Ivanoff et al., 1996). En otra comparación entre fijación monocortical y bicortical (Morarend et al., 2009), se confirma que la fijación bicortical con un microimplante de diámetro 1,5 mm proporciona una fijación igual o superior a la de un microimplante monocortical de 2,5 mm de diámetro.

Analizando ahora los desplazamientos obtenidos en el hueso en función del material del implante, observamos que en todos los casos los modelos que disponen de microimplantes de titanio producen menores desplazamientos que los de acero. Este hecho ya ha sido destacado por algunos autores (Lin et al., 2010b), concluyendo que entre los factores más determinantes en el diseño de los microimplantes el de más repercusión era el material del implante, con un 63%, seguido de la longitud de exposición del implante con un 24% y el diámetro de la rosca del implante con un 7%.

Por último, de los resultados correspondientes a los desplazamientos en el hueso se deriva que en el caso en el que la carga se aplica en dirección perpendicular al implante (es decir, a 90°) se obtienen los menores desplazamientos. La única excepción es en la 1ª Capa del hueso en los modelos bicorticales tanto con microimplante de titanio como de acero.

### **6.5 CONCLUSIONES**

Se ha conseguido simular con éxito el comportamiento mecánico de microimplantes de dos materiales diferentes (titanio y acero), con dos tipos de fijaciones (monocortical y bicortical) y para tres diferentes inclinaciones de la fuerza de aplicación (60°, 90° y 120°).

La fijación bicortical o bicorticalidad del microimplante produce menores valores tensionales y de desplazamiento en la 1ª Capa del hueso (cortical externa), que es la zona del hueso más solicitada.

Respecto a la tensión máxima en el microimplante, los resultados demuestran que la monocorticalidad o bicorticalidad no tienen influencia significativa, ni tampoco es determinante el material del propio implante.

A medida que el ángulo de inclinación de la fuerza se aleja de los 90°, se produce menor tensión en la 1ª Capa del hueso (cortical externa). Además, cuando el ángulo es superior a 90°, se produce mayor desplazamiento en el hueso.

En los modelos provistos con microimplantes de acero, el hueso sufre mayores deformaciones y al mismo tiempo menores tensiones que los modelos que disponen de microimplantes de titanio.

## **CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES GENERALES Y LÍNEAS FUTURAS**

---

### **7.1 CONCLUSIONES GENERALES**

En esta tesis doctoral se han realizado simulaciones numéricas para determinar el comportamiento de diversos tipos de implantes dentales, estructuras sobre implantes y microimplantes. Al término de cada capítulo se han indicado las principales conclusiones que se extraen en cada caso. A continuación, se hace hincapié en las más relevantes, incidiendo en las aportaciones al estado del arte.

- Se ha puesto de relieve que el modelado del hueso con hueso cortical en la zona cervical del implante presenta mejor comportamiento biomecánico que el caso de espesor uniforme de hueso cortical a lo largo del implante, constatándose además que es el método más adecuado para modelizar el hueso cortical y el hueso esponjoso.
- Al comparar modelos provistos con y sin microrroscas en la parte cervical, de los resultados obtenidos se deriva que los modelos provistos de implante con microrroscas en la parte cervical proporcionan mejor funcionamiento frente a los implantes con rosca uniforme, ya que los primeros reducen la tensión en la zona cervical tanto para el implante como para el hueso cortical adyacente.

- Los análisis realizados a tres modelos similares, uno con el exterior del implante con rosca uniforme, el segundo con microrrosca en la parte cervical del implante y el tercero, como el segundo, pero con la zona intermedia exterior del implante lisa, muestran que los implantes con rosca interrumpida han proporcionado valores similares a los implantes con el cuerpo roscado. En consecuencia, se concluye que una zona intermedia lisa no aporta ventajas en el comportamiento biomecánico del conjunto.
- En las simulaciones realizadas a las estructuras sobre implantes, se han aplicado de forma original las restricciones impuestas por los implantes dentales a la estructura, a través del cálculo de rigideces. Esto aporta grandes ventajas para analizar un comportamiento real de la estructura bajo cargas masticatorias.
- En los resultados del análisis de la estructura sobre implantes, se han identificado como estados relevantes aquellos en que se aplica una carga total en toda la estructura, cuando la carga está aplicada sobre la zona de un molar y el caso de carga en el que se aplica una carga concentrada en el voladizo mayor. Tanto las tensiones como los desplazamientos máximos se producen en la zona donde el voladizo es mayor.
- Además, en la estructura sobre implantes, puede observarse que el módulo de la resultante y las componentes de las fuerzas transmitidas a los implantes, varían en función del punto de aplicación de la fuerza y del ángulo de inclinación del orificio para el implante.

- En cuanto a los microimplantes, se deduce que la fijación bicortical o bicorticalidad del microimplante produce menor tensión y menor desplazamiento en la 1ª Capa del hueso (cortical externa), que es la zona del hueso más solicitada. Además, la monocorticalidad o bicorticalidad del microimplante, así como el material del propio implante no tienen influencia significativa en el valor de la tensión máxima.
- En lo que respecta al ángulo de inclinación de la fuerza aplicada al microimplante, se observa que a medida que este ángulo se aleja de los 90°, se produce menor tensión en la 1ª Capa del hueso (cortical externa). Además, cuando el ángulo es superior a 90°, se produce un mayor desplazamiento en el hueso.
- Por último, en los modelos provistos con microimplantes de acero, el hueso sufre mayores deformaciones y al mismo tiempo menores tensiones que los modelos que disponen de microimplantes de titanio, debido a que el acero es más rígido que el titanio.

## 7.2 LÍNEAS FUTURAS

Del desarrollo de los trabajos realizados en esta tesis doctoral pueden considerarse abiertas algunas líneas de investigación que se presentan sucintamente en los siguientes puntos:

- El hueso, al ser anisótropo, podría modelizarse aplicando diferentes propiedades materiales según la dirección. Aunque en la mayoría de los trabajos consultados se justifica que no es necesaria una modelización de este tipo para evaluar el

comportamiento de diferentes diseños de implantes dentales, existen algunos artículos en los que sí se modeliza el hueso como material anisótropo. Cabría por tanto plantearse una modelización anisótropa en el hueso y comprobar su influencia.

- En la colaboración mantenida con la empresa Createch Medical S.L. han quedado fuera del ámbito del trabajo de esta tesis otros tipos de estructuras sobre implantes. Con el procedimiento diseñado aquí para analizar las estructuras sobre implantes del tipo híbridas, se podrían plantear procedimientos análogos para otros diseños de estructuras. Por otra parte, también sería interesante analizar el comportamiento de estas estructuras para diferentes materiales de fabricación, así como su comportamiento en función del número de piezas dentales artificiales que componen el voladizo.
- Es conocido que los implantes dentales, las estructuras sobre implantes o cualquier elemento utilizado para la cirugía oral y maxilofacial, sufren cargas cíclicas, que pueden inducir al deterioro del conjunto. Por este motivo, una nueva línea de investigación futura podría ser el análisis de fatiga de los elementos analizados en esta tesis doctoral o de otros nuevos.
- Por último, la colaboración con el Dr. Pedro Martínez Seijas, cirujano oral y maxilofacial, como con otros profesionales del Hospital Universitario Donostia, deja abiertas nuevas líneas de investigación en torno al análisis de diferentes procedimientos en el tratamiento, reducción y osteosíntesis de fracturas orales y maxilofaciales. La posibilidad de simular osteosíntesis con tornillos (monocorticales o bicorticales) y placas, entre otros elementos, redundará en una práctica clínica más segura y permite una simbiosis fructífera entre la Ingeniería y la Odontología.



### 7.3 CONTRIBUCIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

En esta tesis doctoral se han analizado muy diversos factores que influyen en el comportamiento de los implantes dentales. Se han creado modelos numéricos y comparado resultados con casos similares, para evaluar la influencia de cada parámetro considerado. También se ha conseguido definir un procedimiento numérico, para evaluar el comportamiento mecánico de las estructuras sobre implantes bajo diferentes casos de carga, considerando la rigidez que transmiten los implantes a la estructura. Por último, se ha evaluado el comportamiento de los microtornillos utilizados en la cirugía oral y maxilofacial, en función del material del que están fabricados y de la estructura ósea en la que están fijados.

En el periodo de elaboración de la Tesis, el autor ha tenido la ocasión de presentar varios trabajos en congresos nacionales e internacionales, así como publicar una parte de su investigación en dos revistas internacionales.

- Congresos Nacionales e Internacionales

1.- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2006). Análisis de la distribución de tensiones en implantes dentales sometidos a precarga mediante elementos finitos. *XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Pamplona. 367-370.

2.- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2006). Simulación de implantes dentales en condiciones de funcionamiento con modelos 3D de elementos finitos. *XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Pamplona. 563-566.

3.- Garitaonaindia, U., & Alcaraz, J. L. (2010). Análisis mediante simulación numérica de implantes dentales con microrroscas. *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, Ciudad Real.

4.- Garitaonaindia, U., & Alcaraz, J. L. (2010). Simulación numérica de implantes dentales con diferente modelización ósea, microrroscas y rosca interrumpida. *XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Madrid.

5.- Garitaonaindia, U., Martínez, P., Pérez, A., & Alcaraz, J. L. (2012). Simulación numérica de microimplantes utilizados en cirugía oral y maxilofacial. *XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, San Sebastián.

6.- Garitaonaindia, U., & Alcaraz, J. L. (2012). Finite element analysis applied to a dental implant-supported structure. *II International Conference on Biodental Engineering*, Oporto (Portugal).

• Artículos en Revistas Internacionales

1.- Garitaonaindia, U., Alcaraz, J. L., & San Martín, J. A. (2011). Influencia de la longitud, diámetro y tipo de rosca en implantes dentales: Análisis mediante elementos finitos. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica: Edición Hispanoamericana*, 13(3), 199-205.

2.- Garitaonaindia, U. & Alcaraz, J. L. (2015). Influence of a micro-thread at cervical position and a cylindrical intermediate zone on the mechanical behaviour of dental implants: A three-dimensional finite element analysis. *Proc IMechE, Part H: J Engineering in Medicine*, 229(9), 670-680.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- Achour, T., Merdji, A., Bachir Bouiadjra, B., Serier, B., & Djebbar, N. (2011). Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Materials & Design*, 32(1), 282-290.
- Aguirre, J., & Triantafilo, N. (1994). Análisis biomecánico del principio cantilever sobre implantes oseointegrados en el desdentado total. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, (48)
- Akca, K., & Iplikcioglu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 350-356.
- Albrektsson, T., Branemark, P. I., Hansson, H. A., & Lindstrom, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155-170.
- American Society for Testing and Materials (Filadelfia, Pennsylvania). (2006). *ASTM F67-06 standard specification for unalloyed titanium, for surgical implant applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700)*. Philadelphia, Pennsylvania: ASTM.

## Bibliografía

---

- Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., & Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1), e59-e71.
- Anitua, E., Carda, C., & Andia, I. (2007). A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: A technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(1), 138-145.
- Anitua, E., & Orive, G. (2009). Finite element analysis of the influence of the offset placement of an implant-supported prosthesis on bone stress distribution. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 89B(2), 275-281.
- Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F., & Orive, G. (2010). Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 30(1), 89-95.
- Asociación Española de Normalización y Certificación. (2002a). *UNE 17701 : Rosca métrica ISO para usos generales : Perfil básico*. Madrid: Aenor.
- Asociación Española de Normalización y Certificación. (2002b). *UNE 17702 : Rosca métrica ISO para usos generales : Serie general de diámetros y pasos*. Madrid: Aenor.
- Asociación Española de Normalización y Certificación. (2002c). *UNE 17704 : Rosca métrica ISO para usos generales : Medidas básicas*. Madrid: Aenor.
- Asociación Española de Normalización y Certificación. (2008). *Norma española UNE-EN ISO 14801 : Odontología : Implantes : Ensayo de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos*. Madrid: Aenor.

- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., & Vairo, G. (2008a). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *100*(6), 422-431.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Maceri, F., & Vairo, G. (2008b). Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, *16*(8), 971-987.
- Bagno, A., & Di Bello, C. (2004). Surface treatments and roughness properties of ti-based biomaterials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *15*(9), 935-949.
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., & Balshi, S. F. (1999). Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *14*(3), 398-406.
- Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E., & Van der Perre, G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, *25*(11), 847-858.
- Ben-Ur, Z., Gorfil, C., & Shifman, A. (1996). Designing clasps for the asymmetric distal extension removable partial denture. *The International Journal of Prosthodontics*, *9*(4), 374-378.
- Ben-Ur, Z., Shifman, A., Aviv, I., & Gorfil, C. (1999). Further aspects of design for distal extension removable partial dentures based on the kennedy classification. *Journal of Oral Rehabilitation*, *26*(2), 165-169.
- Bobyn, J. D., Mortimer, E. S., Glassman, A. H., Engh, C. A., Miller, J. E., & Brooks, C. E. (1992). Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical

## Bibliografía

---

- observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (274), 79-96.
- Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A., & Cozzani, M. (2006). Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2907-2918.
- Bonnet, A. S., Postaire, M., & Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, 31(7), 806-815.
- Boyer, R., Welsch, G., Collings, E. W., & ASM International. (1994). *Materials properties handbook : Titanium alloys*. Materials Park: ASM International.
- Branemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindstrom, J., & Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
- Branemark, P. I., Breine, U., Johansson, B., Roylance, P. J., Rockert, H., & Yofflely, J. M. (1964). Regeneration of bone marrow. a clinical and experimental study following removal of bone marrow by curettage. *Acta Anatomica*, 59, 1-46.
- Branemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum*, 16, 1-132.
- Branemark, P. I., Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1987). *Prótesis tejido - integradas: La oseointegración en la odontología clínica* (2ª ed.). Barcelona: Quintessence.

- Breme, J., & Biehl, V. (1998). Metallic biomaterials. In J. Black, & G. W. Hastings (Eds.), *Handbook of biomaterial properties* (pp. 135-143). London: Chapman & Hall.
- Brettin, B. T., Grosland, N. M., Qian, F., Southard, K. A., Stuntz, T. D., Morgan, T. A., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2008). Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *134*(5), 625-635.
- Brunette, D. M. (2001). *Titanium in medicine : Material science, surface science, engineering, biological responses, and medical applications*. Berlin: Springer.
- Brunski, J. B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, *10*(3), 153-201.
- Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., & Branemark, P. I. (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *57*(4), 285-289.
- Castillo, R., Sánchez, A., Serrano, B., & Sánchez, M. (2004). Principios biomecánicos en el diseño de prótesis completas. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, (153), 46-57.
- Castillo, R., Sánchez, A., Serrano, B., & Suarez, M. (2005). Biomecánica en prótesis sobre implantes. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, (158), 123-140.
- Chang, J. Z., Chen, Y., Tung, Y., Chiang, Y., Lai, E. H., Chen, W., & Lin, C. (2012). Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *141*(3), 279-288.

- Chiapasco, M., Gatti, C., Rossi, E., Haefliger, W., & Markwalder, T. H. (1997). Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clinical Oral Implants Research*, 8(1), 48-57.
- Ciftci, Y., & Canay, S. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 406-411.
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J. F., & Naranjo, M. (2012). Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(2), 110-119.
- Crismani, A. G., Bertl, M. H., Čelar, A. G., Bantleon, H., & Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108-113.
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics*, 30(2), 218-225.
- de Carlos, F., Cobo, J., Fernandez Mondragon, M. P., Alvarez Suarez, A., & Calvo Blanco, J. (2010). Orthoimplants: An alternative treatment for SAHS? *Sleep and Breathing*, 14(2), 171-174.
- de Torres, É. M., Barbosa, G. A. S., Bernardes, S. R., de Mattos, Maria da Glória Chiarello, & Ribeiro, R. F. (2011). Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1735-1739.



- Degidi, M., Daprile, G., & Piattelli, A. (2012). Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 501-507.
- Dent, C. D., Olson, J. W., Farish, S. E., Bellome, J., Casino, A. J., Morris, H. F., & Ochi, S. (1997). The influence of preoperative antibiotics on success of endosseous implants up to and including stage II surgery: A study of 2,641 implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(12 Suppl 5), 19-24.
- Dubois, G., Daas, M., Bonnet, A. S., & Lipinski, P. (2007). Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor. *Medical Engineering & Physics*, 29(9), 989-998.
- el Charkawi, H. G., Zekry, K. A., & el Wakad, M. T. (1994). Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(6), 614-622.
- Ericsson, I., Randow, K., Nilner, K., & Petersson, A. (1997). Some clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*, 8(5), 422-426.
- Eriksson, R. A., & Albrektsson, T. (1983). The effect of heat on bone regeneration. *International Journal of Oral Surgery*, 12(1), 282-283.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144-150.
- Esposito, M. (2001). Titanium for dental implants (I). In D. M. Brunette, P. Tengvall, M. Textor & P. Thomsen (Eds.), *Titanium in medicine: Material*

## Bibliografía

---

- science, surface science, engineering, biological responses and medical applications* (pp. 827-873). Berlin: Springer.
- Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences*, *106*(3), 721-764.
- Freudenthaler, J. W., Bantleon, H., & Haas, R. (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: A preliminary report on clinical applications. *Clinical Oral Implants Research*, *12*(4), 358-363.
- Fritz, M. E. (1996). Implant therapy II. *Annals of Periodontology of the American Academy of Periodontology*, *1*(1), 796-815.
- Gao, J., Xu, W., & Geng, J. (2005). Use of shadow-speckle correlation method for 3D tooth model reconstruction. *The International Journal of Prosthodontics*, *18*(5), 436-437.
- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2006a). Análisis de la distribución de tensiones en implantes dentales sometidos a precarga mediante elementos finitos. *XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Pamplona. 367-370.
- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2006b). Simulación de implantes dentales en condiciones de funcionamiento con modelos 3D de elementos finitos. *XXIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Pamplona. 563-566.
- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2010a). Análisis mediante simulación numérica de implantes dentales con microrrosca. *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, Ciudad Real.

- 
- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2010b). Simulación numérica de implantes dentales con diferente modelización ósea, microrrosca y rosca interrumpida. *XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Madrid.
- Garitaonandia, U., & Alcaraz, J. L. (2012). Finite element analysis applied to a dental implant-supported structure. *II International Conference on Biodental Engineering*, Oporto (Portugal).
- Garitaonandia, U., Alcaraz, J. L., & San Martín, J. A. (2011). Influencia de la longitud, diámetro y tipo de rosca en implantes dentales: Análisis mediante elementos finitos. *Revista Internacional De Prótesis Estomatológica: Edición Hispanoamericana*, 13(3), 199-205.
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
- Geramy, A., & Morgano, S. M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 434-440.
- Gershkoff, A., & Goldberg, N. I. (1957). *Implant dentures: Indications and procedures*. Lippincott.
- Gómez, M., Ávila, R., & Landa, S. (1988). Evolución histórica de la implantología dental. *Revista Española De Estomatología*, 36(30), 303-310.
- Gross, M. D., Arbel, G., & Hershkovitz, I. (2001). Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(7), 684-694.

- Guda, T., Ross, T. A., Lang, L. A., & Millwater, H. R. (2008). Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *100*(3), 183-193.
- Hansson, S., & Werke, M. (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *Journal of Biomechanics*, *36*(9), 1247-1258.
- Herrera Briones, F. J., Romero Olid, M. N., & Vallecillo Capilla, M. (2004). Update on immediate implant loading: A review of the literature. *Medicina Oral*, *9*(1), 74-81.
- Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., & Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(1), 20-25.
- Holst, S., Geiselhoeringer, H., Wichmann, M., & Holst, A. I. (2008). The effect of provisional restoration type on micromovement of implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *100*(3), 173-182.
- Huang, H., Hsu, J., Fuh, L., Lin, D., & Chen, M. Y. C. (2010). Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Computers in Biology and Medicine*, *40*(5), 525-532.
- Igarashi, Y., Ogata, A., Kuroiwa, A., & Wang, C. H. (1999). Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: An in vivo study. *Journal of Oral Rehabilitation*, *26*(2), 111-116.

- 
- International Organization for Standardization (Ginebra). (1999). *ISO 5832-2:1999 : Implants for surgery : Metallic materials, part 2: Unalloyed titanium*. Ginebra: ISO.
- İplikcioglu, H., & Akca, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41-46.
- Ivanoff, C., Sennerby, L., & Lekholm, U. (1996). Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants - A study in the rabbit tibia. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 25(3), 229-235.
- Jasmine, M. I. F., Yezdani, A. A., Tajir, F., & Venu, R. M. (2012). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(1), 71-80.
- Jiang, L., Kong, L., Li, T., Gu, Z., Hou, R., & Duan, Y. (2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40(11), 1124-1130.
- Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J., Carr, A., Naert, I., & Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International Dental Journal*, 53(6), 409-443.
- Kayabaşı, O., Yüzbasıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10), 649-658.

- Kern, M., & Wagner, B. (2001). Periodontal findings in patients 10 years after insertion of removable partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 991-997.
- Kim, J., Yoon, J., & Kang, B. (2007). Finite element analysis and modeling of structure with bolted joints. *Applied Mathematical Modelling*, 31(5), 895-911.
- Kimura, A., Nagasao, T., Kaneko, T., Tamaki, T., Miyamoto, J., & Nakajima, T. (2006). Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34(4), 193-200.
- Koca, O. L., Eskitascioglu, G., & Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38-44.
- Lake, F. T. (1993). Biología ósea básica en implantología. *Implantes dentales endoóseos* (pp. 52-61). Barcelona: McKinney.
- Lang, L. A., Kang, B., Wang, R. F., & Lang, B. R. (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 539-546.
- Larsson, C., Esposito, M., Liao, H., & Thomsen, P. (2001). The titanium-bone interface in vivo. In D. M. Brunette, P. Tengevall, M. Textor & P. Thomsen (Eds.), *Titanium in medicine: Material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications* (pp. 587-648). Berlin: Springer.
- Lausmaa, J. (2001). Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium. In D. M. Brunette, P. Tengevall, M. Textor & P. Thomsen (Eds.), *Titanium in medicine: Material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications* (pp. 231-266). Berlin: Springer.

- 
- Leventhal, G. S. (1951). Titanium, a metal for surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 33-A(2), 473-474.
- Li, W., Swain, M. V., Li, Q., & Steven, G. P. (2005). Towards automated 3D finite element modeling of direct fiber reinforced composite dental bridge. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 74(1), 520-528.
- Liao, H., Fartash, B., & Li, J. (1997). Stability of hydroxyapatite-coatings on titanium oral implants (IMZ). 2 retrieved cases. *Clinical Oral Implants Research*, 8(1), 68-72.
- Limbert, G., van Lierde, C., Muraru, O. L., Walboomers, X. F., Frank, M., Hansson, S., Middleton, J., & Jacques, S. (2010). Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions—A micro-CT-based three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1251-1261.
- Lin, C. L., Chang, S. H., Wang, J. C., & Chang, W. J. (2006a). Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *Journal of Dentistry*, 34(9), 682-691.
- Lin, C. L., Wang, J. C., & Kuo, Y. C. (2006b). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 453-463.
- Lin, C., Lin, Y., & Chang, S. (2010a). Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *Journal of Biomechanics*, 43(4), 644-651.

## Bibliografia

---

- Lin, C., Yu, J., Liu, H., Lin, C., & Lin, Y. (2010b). Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the taguchi method. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2174-2181.
- Lin, D., Li, Q., Li, W., Zhou, S., & Swain, M. V. (2009). Design optimization of functionally graded dental implant for bone remodeling. *Composites Part B: Engineering*, 40(7), 668-675.
- Linkow, L. I., & Cherchéve, R. (1970). *Theories and techniques of oral implantology*. Mosby, Inc.
- Liu, T., Chang, C., Wong, T., & Liu, J. (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 468-476.
- Magne, P., Perakis, N., Belser, U. C., & Krejci, I. (2002). Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 516-527.
- Manda, M., Galanis, C., Georgiopoulos, V., Provatidis, C., & Koidis, P. (2010). Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 91-100.
- McKinney, R. V., & Martinez, A. B. (1993). *Implantes dentales endoóseos*. Mosby, Inc.



- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Bosman, F., & Steen, W. H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1994). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *The International Journal of Prosthodontics*, 7(3), 271-279.
- Misch, C. E., Qu, Z. M., & Bidez, M. W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57(6), 700-706.
- Misch, C. E. (2007). *Prótesis dental sobre implantes* (Reimpresión). Madrid: Elsevier.
- Morarend, C., Qian, F., Marshall, S. D., Southard, K. A., Grosland, N. M., Morgan, T. A., McManus, M., & Southard, T. E. (2009). Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 224-229.
- Motoyoshi, M., Inaba, M., Ono, A., Ueno, S., & Shimizu, N. (2009a). The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(1), 13-18.
- Motoyoshi, M., Inaba, M., Ueno, S., & Shimizu, N. (2009b). Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(9), 972-977.

## Bibliografia

---

- Motoyoshi, M., Ueno, S., Okazaki, K., & Shimizu, N. (2009c). Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(4), 363-368.
- Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A., Okazaki, K., Shigeeda, T., & Shimizu, N. (2010). Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 588.e1-588.e5.
- Myshin, H. L., & Wiens, J. P. (2005). Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 440-444.
- Nagasao, T., Kobayashi, M., Tsuchiya, Y., Kaneko, T., & Nakajima, T. (2002). Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 30(3), 170-177.
- Nagasao, T., Kobayashi, M., Tsuchiya, Y., Kaneko, T., & Nakajima, T. (2003). Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models—Part II (effect of horizontal load). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 31(3), 168-175.
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006). Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 22(4), 388-395.
- Niznick, G. (2000). Achieving success in soft bone. *Clinical Oral Health*,
- Okumura, N., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Kurokawa, K., & Nomura, S. (2010). Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter

- 
- on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(3), 133-142.
- Okumura, N., Stegaroiu, R., Nishiyama, H., Kurokawa, K., Kitamura, E., Hayashi, T., & Nomura, S. (2011). Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(1), 24-31.
- Oyar, P., Ulusoy, M., & Eskitascioglu, G. (2006). Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(1), 85-91.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6), 633-640.
- Park, J., & Cho, H. J. (2009). Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 314.e1-314.e12.
- Peñarrocha, M., Guarinos, J., & Sanchís, J. M. (2006). *Implantología oral Ars Medica*.
- Petridis, H., & Hempton, T. J. (2001). Periodontal considerations in removable partial denture treatment: A review of the literature. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(2), 164-172.

## Bibliografía

---

- Pickard, M. B., Dechow, P., Rossouw, P. E., & Buschang, P. H. (2010). Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 91-99.
- Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., & Barquins, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(4), 254-262.
- Pietrabissa, R., Contro, R., Quaglini, V., Soncini, M., Gionso, L., & Simion, M. (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1489-1495.
- Predecki, P., Auslaender, B. A., Stephan, J. E., Mooney, V. L., & Stanitski, C. (1972). Attachment of bone to threaded implants by ingrowth and mechanical interlocking. *Journal of Biomedical Materials Research*, 6(5), 401-412.
- Proos, K. A., Swain, M. V., Ironside, J., & Steven, G. P. (2003). Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 82-90.
- Rahimi, A., Heinemann, F., Jager, A., & Bourauel, C. (2006). *Biomechanische untersuchungen des einflusses von geometrievarianten des tioLogic© implantats (biomechanical tests on the effects of different types of tioLogic© implant geometry)*. University of Bonn.
- Rasmussen, R. A. (1992). *Sistema branemark de reconstrucción oral: Atlas en color*. Espaxs.
- Ring, M. E., & Botelle, F. C. (1988). *Historia ilustrada de la odontologia Doyma*.

- Rosenquist, B., & Grenthe, B. (1996). Immediate placement of implants into extraction sockets: Implant survival. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(2), 205-209.
- Saab, X. E., Griggs, J. A., Powers, J. M., & Engelmeier, R. L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(2), 85-92.
- Sailer, I., Sailer, T., Stawarczyk, B., Jung, R. E., & Hammerle, C. H. (2009). In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5), 850-858.
- Saito, M., Notani, K., Miura, Y., & Kawasaki, T. (2002). Complications and failures in removable partial dentures: A clinical evaluation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7), 627-633.
- Sandu, L., Faur, N., & Bortun, C. (2007). Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(1), 39-44.
- Sanna, A. M., Molly, L., & van Steenberghe, D. (2007). Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 331-339.
- Sanz, J. (1998). *Historia general de la odontología española* Masson, S.A.
- Sato, Y., Shindoi, N., Koretake, K., & Hosokawa, R. (2003). The effect of occlusal rest size and shape on yield strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 503-507.

## Bibliografia

---

- Sato, Y., Tsuga, K., Abe, Y., & Akagawa, Y. (1999). Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(7), 554-558.
- Sato, Y., Tsuga, K., Abe, Y., Asahara, S., & Akagawa, Y. (2000). Dimensional measurement and finite element analysis of I-bar clasps in clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(11), 935-939.
- Sato, Y., Tsuga, K., Abe, Y., Asahara, S., & Akagawa, Y. (2001a). Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(6), 596-600.
- Sato, Y., Tsuga, K., Abe, Y., Asahara, S., & Akagawa, Y. (2001b). Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 413-417.
- Sato, Y., Yuasa, Y., Akagawa, Y., & Ohkawa, S. (1995). An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using finite element analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(4), 392-397.
- Schenk, R. K., & Buser, D. (1998). Osseointegration: A reality. *Periodontology 2000*, 17, 22-35.
- Schmidt, H., Alber, T., Wehner, T., Blakytyn, R., & Wilke, H. (2009). Discretization error when using finite element models: Analysis and evaluation of an underestimated problem. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1926-1934.
- Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., & Sutter, F. (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of Maxillofacial Surgery*, 9(1), 15-25.

- Sertgoz, A., & Guvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 165-169.
- Sevilla, P., Sandino, C., Arciniegas, M., Martínez-Gomis, J., Peraire, M., & Gil, F. J. (2010). Evaluating mechanical properties and degradation of YTZP dental implants. *Materials Science and Engineering: C*, 30(1), 14-19.
- Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan, M. A., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.
- Simsek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., & Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 28(3), 199-213.
- Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., Shetty, S., & Philip, P. (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 327-336.
- Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F. H., Jr, & Wang, H. L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1233-1241.
- Strock, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 25(5), 467-472.

- Sutpideler, M., Eckert, S., Zobitz, M., & An, K. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(6), 819-825.
- Suzuki, A., Masuda, T., Takahashi, I., Deguchi, T., Suzuki, O., & Takano-Yamamoto, T. (2011). Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(6), e273-e280.
- Takahashi, T., Shimamura, I., & Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with all-on-4 concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4), 179-184.
- Takayama, Y., Yamada, T., Araki, O., Seki, T., & Kawasaki, T. (2001). The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: Analysis using the finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 1064-1074.
- Tanaka, M., Naito, T., Yokota, M., & Kohno, M. (2003). Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(1), 60-67.
- Tashkandi, E. A., Lang, B. R., & Edge, M. J. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 158-164.
- Taylor, T. D., Wiens, J., & Carr, A. (2005). Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6), 555-560.



- Toparli, M., & Sasaki, S. (2003). Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(9), 921-926.
- Torbjorner, A., & Fransson, B. (2004). Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 135-141.
- Uthoff, H. K. (1973). Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 55(3), 633-639.
- Uysal, H., Kurtoglu, C., Gurbuz, R., & Tutuncu, N. (2005). Structure and mechanical properties of cresco-ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 235-244.
- Venturelli, A. (1996). A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: Clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(6), 743-749.
- Verdonschot, N., Fennis, W. M., Kuijs, R. H., Stolk, J., Kreulen, C. M., & Creugers, N. H. (2001). Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 310-315.
- Wagner, A., Krach, W., Schicho, K., Undt, G., Ploder, O., & Ewers, R. (2002). A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 94(6), 678-686.

## Bibliografia

---

- Wang, C. H., Lee, H. E., Wang, C. C., & Chang, H. P. (1998). Methods to improve a periodontally involved terminal abutment of a cantilever fixed partial denture--a finite element stress analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 253-257.
- Wang, C. H., Tsai, C. C., Chen, T. Y., & Chang, G. L. (1996). Photoelastic stress analysis of mandibular posterior cantilevered pontic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(10), 662-666.
- Wang, F., Lee, H. P., & Lu, C. (2007). Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 80(1), 146-158.
- Weischer, T., Schettler, D., & Mohr, C. (1997). Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2), 211-214.
- Weiss, C. M. (1987). A comparative analysis of fibro-osteal and osteal integration and other variables that affect long term bone maintenance around dental implants. *The Journal of Oral Implantology*, 13(3), 467-487.
- Woodall, N., Tadepalli, S. C., Qian, F., Grosland, N. M., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), e147-e152.
- Yang, H. S., Chung, H. J., & Park, Y. J. (1996). Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 424-430.
- Yang, J., & Xiang, H. J. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2377-2385.

Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., & Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *91*(3), 234-240.





eman ta zabal zazu



Universidad Euskal Herriko  
del País Vasco Unibertsitatea

Departamento de Ingeniería  
Mecánica / Ingeniaritza  
Mekanikoa Saila