



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE PREDICCIÓN DE VIDA A
FATIGA DE IMPLANTES DENTALES DE
TITANIO Y DE SUS PRINCIPALES TIPOS DE
CONEXIONES IMPLANTOPROTÉSICAS**

Autor:

Carlos Ivorra Server

Directores:

Dr. Juan Carlos Prados Frutos

Dr. Carlos Navarro Vila

Madrid, 2017

JUAN CARLOS PRADOS FRUTOS, PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGÍA, PSICOLOGÍA, MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PÚBLICA E INMUNOLOGÍA, MICROBIOLOGÍA MÉDICA, ENFERMERÍA Y ESTOMATOLOGÍA, DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD DE LA UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada: **“Estudio de predicción de vida a fatiga de implantes dentales de titanio y de sus principales tipos de conexiones implantoprotésicas”** presentada por D. Carlos Ivorra Server, han sido realizados bajo mi codirección y supervisión, reuniendo las condiciones académicas necesarias para su presentación para optar al Grado de Doctor.

Y para que conste donde proceda, firmo la presente en Alcorcón (Madrid) a 27 de marzo del 2017.



Fdo.: Prof. Dr. Juan Carlos Prados Frutos



**CARLOS NAVARRO VILA, CATEDRÁTICO DE UNIVERSIDAD DEL
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada: **“Estudio de predicción de vida a fatiga de implantes dentales de titanio y de sus principales tipos de conexiones implantoprotésicas”** presentada por D. Carlos Ivorra Server, han sido realizados bajo mi codirección y supervisión, reuniendo las condiciones académicas necesarias para su presentación para optar al Grado de Doctor.

Y para que conste donde proceda, firmo la presente en Madrid a 27 de marzo del 2017.

Fdo.: Prof. Dr. Carlos Navarro Vila

Quiero agradecer a todas las personas que han hecho posible esta Tesis con su esfuerzo, dedicación, cariño y apoyo constante:

A mis directores, el Prof. Juan Carlos Prados Frutos y el Prof. Carlos Navarro Vila, por toda su ayuda, apoyo, tiempo y esfuerzos que me han dedicado durante todo el camino.

A mi querido amigo el Dr. Carlos Hugo Martínez Martínez que siempre me ha ayudado a superar las dificultades y siempre me ha animado a seguir creciendo en lo profesional y en lo personal.

A mi familia que me siempre me presta el tiempo y las fuerzas necesarias para seguir estudiando.

A María Prados Privado, Ingeniero Industrial, especialidad en Mecánica, investigadora en bioingeniería de la Universidad Rey Juan Carlos adscrita al proyecto A285 (URJC-Proclinic), por la ayuda en el diseño de la experimentación y en el planteamiento y desarrollo de las aplicaciones matemáticas de esta Tesis.

Al Prof. Sérgio Alexandre Gehrke, director del laboratorio Biotecnos (Montevideo, República de Uruguay) por su permanente ayuda y colaboración en el procesado y análisis de las distintas probetas analizadas.

A Proclinic SA la ayuda prestada en términos de material e interés demostrado en este trabajo.

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 IMPLANTES DENTALES EN LA CIVILIZACIÓN MAYA (600 A.C.). FUENTE: (ADI 2012)	17
FIGURA 2 DIENTES ESPIGAS, IMPLANTES Y PIEZAS CON GANCHO. FUENTE: (GONZÁLEZ PÉREZ & CALVO DE MORA ÁLVAREZ 2012)	18
FIGURA 3 (A) IMPLANTE CILÍNDRICO (B) IMPLANTE CÓNICO	20
FIGURA 4 PILAR PARA ATORNILLADO O CEMENTADO	21
FIGURA 5 PILAR PARA RETENEDORES DE PRÓTESIS REMOVIBLE	21
FIGURA 6 IMPLANTES MONOBLOQUE	22
FIGURA 7 IMPLANTE MONOBLOQUE PARA PRÓTESIS ANGULADA	22
FIGURA 8 CONEXIÓN HEXAGONAL EXTERNA. FUENTE: WWW.BYWGROU.COM	23
FIGURA 9 CONEXIÓN HEXAGONAL EXTERNA MODIFICADA	24
FIGURA 10 SISTEMA FUNCIONAL DE IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA. FUENTE: (BALANDRA ORTIZ 2013)	24
FIGURA 11 DIVERSOS TIPOS DE CONEXIÓN INTERNA (A) INTRA LOK® (B) GALIMPLANT® (C) ZIMMER® (D) PROCLINIC®	25
FIGURA 12 ESQUEMA DE UN IMPLANTE DE CONO MORSE. FUENTE: (BALANDRA ORTIZ 2013)	27
FIGURA 13 CONEXIONES IMPLANTOPROTÉSICAS. FUENTE: CATÁLOGO COMERCIAL DE NOBEL BIO CARE	28
FIGURA 14 CURVA TENSIÓN-DEFORMACIÓN GENÉRICA	31
FIGURA 15 ESQUEMA DE LA DEFINICIÓN DE COEFICIENTE DE POISSON	32
FIGURA 16 RESPUESTA DEL HUESO EN FUNCIÓN DE LA VELOCIDAD DE APLICACIÓN. FUENTE: (CARL E. MISCH 2014A)	33
FIGURA 17 EJEMPLO DE APLICACIÓN DE GALGAS PARA UN ESTUDIO DE EXTENSIOMETRÍA	40
FIGURA 18 EJEMPLO DEL USO DE LA FOTOELASTICIDAD EN ODONTOLOGÍA. FUENTE: (GEHRKE, FRUGIS, ET AL. 2016)	43
FIGURA 19 SEGUNDO EJEMPLO DEL USO DE LA FOTOELASTICIDAD EN ODONTOLOGÍA	43
FIGURA 20 BUQUE CLASE LIBERTY PARTIDO POR LA MITAD DEBIDO A LA FATIGA	45
FIGURA 21 AVIÓN DEL VUELO 243 TRAS PERDER EL FUSELAJE	46
FIGURA 22 ETAPAS DEL PROCESO DE FATIGA. FUENTE: (SCHIJVE 2009)	46
FIGURA 23 ESQUEMA DE LAS ZONAS DE FALLO POR FATIGA. FUENTE: (GONZÁLEZ VELÁZQUEZ 2003)	47
FIGURA 24 ETAPAS DE FALLO REAL POR FATIGA. FUENTE: (GONZÁLEZ VELÁZQUEZ 2003)	47
FIGURA 25 MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO EN UN TORNILLO FRACTURADO. FUENTE: (RIBEIRO ET AL. 2011)	48
FIGURA 26 MÁQUINA DE ENSAYO Y ESQUEMA DE MONTAJE DEL IMPLANTE	50
FIGURA 27 CURVA S-N O DE WHÖLER. S REPRESENTA LA TENSIÓN Y N REPRESENTA LOS CICLOS	54

FIGURA 28 DIAGRAMA DE LAS LÍNEAS DE GOODMAN, SODERBERG Y GERBER _____	57
FIGURA 29 EJEMPLO GRÁFICO DEL SIGNIFICADO DE LA MATRIZ DE TRANSICIÓN _____	61
FIGURA 30 IMPLANTE HE ANALIZADO EN ESTA TESIS. FUENTE: WEB DE PROCLINIC® _____	68
FIGURA 31 DIMENSIONES DEL IMPLANTE ANALIZADO EN ESTA TESIS. FUENTE: WEB DE PROCLINIC _____	69
FIGURA 32 IMPLANTES HI ANALIZADO EN ESTA TESIS. (A) REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA, (B) CORTE TRANSVERSAL _____	69
FIGURA 33 IMPLANTES CM ANALIZADO EN ESTA TESIS. (A) REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA, (B) CORTE TRANSVERSAL _____	70
FIGURA 34 MÁQUINA DE ENSAYOS UNIVERSAL EMPLEADA EN LOS ENSAYOS DE COMPRESIÓN. FUENTE: HTTP://WWW.OSWALDOFILIZOLA.COM.BR _____	71
FIGURA 35 MÁQUINA PARA APLICACIÓN DE PAR TORSOR. FUENTE: HTTP://OSWALDOFILIZOLA.COM.BR/CME.HTML _____	72
FIGURA 36 MÁQUINA DE ENSAYOS DE FATIGA BIOCYCLE V2. FUENTE: HTTP://BIOPDI.COM.BR/ES/PRODUCTOS/SIMULADOR-MASTICACION/NEUMATICA/BIOCYCLE-V2 _____	73
FIGURA 37 ESQUEMA DEL ENSAYO A COMPRESIÓN BASADO EN LA NORMA ISO 14801. _____	73
FIGURA 38 IMAGEN DE LOS IMPLANTES SUMERGIDOS EN AGUA A $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ Y SU UBICACIÓN EN LA MÁQUINA BIOCYCLE _____	74
FIGURA 39 ZOOM DE LA POSICIÓN DE LOS IMPLANTES _____	74
FIGURA 40 TIPOS DE ESTUDIOS DISPONIBLES EN WORKBENCH Y PASOS A SEGUIR PARA REALIZAR UN ESTUDIO ESTÁTICO ESTRUCTURAL _____	75
FIGURA 41 EJEMPLO DEL MATERIAL EMPLEADO EN LOS ESTUDIOS NUMÉRICOS _____	76
FIGURA 42 GEOMETRÍA DE ESTUDIO IMPORTADA DESDE SOLIDWORKS _____	76
FIGURA 43 EJEMPLO DE CONDICIONES DE CONTORNO _____	77
FIGURA 44 VARIABLES A OBTENER EN ESTE ESTUDIO ESTRUCTURAL _____	77
FIGURA 45 RESUMEN METODOLOGÍA PROBABILISTA _____	78
FIGURA 46 IMÁGENES DE DOS IMPLANTES HE TRAS EL ENSAYO DE COMPRESIÓN _____	88
FIGURA 47 IMÁGENES DE DOS IMPLANTES HI TRAS EL ENSAYO DE COMPRESIÓN _____	89
FIGURA 48 IMÁGENES DE DOS IMPLANTES CM TRAS EL ENSAYO DE COMPRESIÓN _____	90
FIGURA 49 CORTE LONGITUDINAL DE UN IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA TRAS EL ENSAYO DE COMPRESIÓN _____	90
FIGURA 50 CORTE LONGITUDINAL DE UN IMPLANTE CONO MORSE TRAS EL ENSAYO DE COMPRESIÓN _____	91
FIGURA 51 PRINCIPALES COTAS DE LA CORONA Y EL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA _____	92
FIGURA 52 CORTE TRANSVERSAL DEL CILINDRO DE RESINA EPOXY QUE SIMULA EL HUESO CORTICAL _____	92

FIGURA 53 ENSAMBLAJE CONEXIÓN EXTERNA _____	93
FIGURA 54 ENSAMBLAJE DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA _____	93
FIGURA 55 ENSAMBLAJE DEL IMPLANTE DE CONO MORSE _____	94
FIGURA 56 MALLADO DEL CONJUNTO IMPLANTE HE-CORONA-HUESO _	95
FIGURA 57 ESQUEMA DE LAS CONDICIONES DE CONTORNO Y LA CONFIGURACIÓN DE CARGAS EMPLEADAS, SIENDO F LA FUERZA APLICADA Y θ EL ÁNGULO DE INCLINACIÓN _____	96
FIGURA 58 DEFORMACIÓN ELÁSTICA DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA BAJO CARGA DE 999,56N _____	97
FIGURA 59 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS EN EL QUE SE APRECIA LA DEFORMACIÓN SUFRIDA DURANTE EL ENSAYO DE COMPRESIÓN POR EL IMPLANTE Y LA CORONA _____	98
FIGURA 60 TENSIÓN VON MISES DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA BAJO CARGA DE 999,56N _____	98
FIGURA 61 DEFORMACIÓN ELÁSTICA EQUIVALENTE EN LA CORONA DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA _____	99
FIGURA 62 TENSIÓN DE VON MISES EN LA CORONA DEL IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA _____	100
FIGURA 63 DEFORMACIÓN PRINCIPAL ELÁSTICA MÁXIMA EN EL HUESO CORTICAL (CILINDRO DE RESINA EPOXY) _____	101
FIGURA 64 TENSIÓN PRINCIPAL MÁXIMA EN EL HUESO CORTICAL (RESINA EPOXY) _____	101
FIGURA 65 DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN IMPLANTE Y PILAR DE HI CON PUNTO MÁXIMO. _____	102
FIGURA 66 DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN IMPLANTE DE CONEXIÓN INTERNA SOMETIDO A CARGAS ESTÁTICAS DE 1041N _____	103
FIGURA 67 DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL PILAR SOMETIDO A CARGAS ESTÁTICAS DE 1041N. _____	103
FIGURA 68 DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL TORNILLO DE FIJACIÓN SOMETIDO A CARGAS ESTÁTICAS DE 1041N. _____	104
FIGURA 69 TENSIÓN PRINCIPAL MÁXIMA _____	105
FIGURA 70 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS EN EL QUE SE APRECIA LA DEFORMACIÓN SUFRIDA DURANTE EL ENSAYO DE COMPRESIÓN POR EL IMPLANTE CONO MORSE, LA CORONA Y EL TORNILLO DE FIJACIÓN _____	105
FIGURA 71 TENSIONES EN IMPLANTE DE CONO MORSE SOMETIDO A UNA CARGA DE 1644N _____	106
FIGURA 72 TENSIONES EN EL PILAR SOMETIDO A UNA CARGA DE 1644N _____	106
FIGURA 73 IMÁGENES DE LOS IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA UNA VEZ ENSAYADOS A FATIGA _____	108
FIGURA 74 CURVA S-N DEL TITANIO _____	110
FIGURA 75 DEFORMACIÓN ELÁSTICA EN IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA DE DIÁMETRO 3.5 Y LONGITUD 10MM BAJO CARGAS ALTERNATIVAS _____	111
FIGURA 76 TENSIÓN ALTERNATIVA EN IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA DE DIÁMETRO 3.5 Y LONGITUD 10MM _____	111

FIGURA 77 VIDA ESPERADA EN EL IMPLANTE DE CONEXIÓN EXTERNA	112
FIGURA 78 FUNCIÓN DE DENSIDAD ASOCIADA AL ESTUDIO DE FATIGA DESCRITO EN ESTA SECCIÓN _____	114
FIGURA 79 PIE DE LA FUNCIÓN DE DENSIDAD _____	115

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA CONEXIÓN HEXAGONAL EXTERNA. FUENTE: (SHAFIE 2014)	24
TABLA 2 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA CONEXIÓN INTERNA (SHAFIE & WHITE 2014; BOGGAN ET AL. 1999; GRACIS ET AL. 2012)	26
TABLA 3 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TITANIO. FUENTE: (BALANDRA ORTIZ 2013)	29
TABLA 4 PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LOS IMPLANTES ENSAYADOS	68
TABLA 5 RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN EN LOS IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO	87
TABLA 6 RESULTADOS DEL ENSAYO DE COMPRESIÓN DE LOS IMPLANTES HI Y CM	89
TABLA 7 PROPIEDADES ELÁSTICAS DE LOS MATERIALES, SIENDO E EL MÓDULO DE ELASTICIDAD MEDIDO EN GPA Y μ , EL COEFICIENTE DE POISSON	94
TABLA 8 DATOS DE LA MALLA DE LOS IMPLANTES HI Y CM	96
TABLA 9 RESULTADOS DEL ENSAYO MECÁNICO DE FATIGA	107
TABLA 10 DATOS TENSIÓN VS CICLOS PARA CONSTRUIR LA CURVA S-N	109
TABLA 11 VALORES MEDIOS Y DESVIACIÓN TÍPICA DE LAS VARIABLES CONSIDERADAS COMO ALEATORIAS	113
TABLA 12 VALORES DEL TITANIO REQUERIDOS PARA EL ANÁLISIS PROBABILISTA	113
TABLA 13 RESULTADOS DE VIDA A FATIGA MEDIANTE EL MÉTODO PROBABILISTA DESCRITO EN LA SECCIÓN 4.5	113
TABLA 14 RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN EL ESTUDIO DE COMPRESIÓN IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA DE PROCLINIC	116
TABLA 15 RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN EL ESTUDIO DE FATIGA	116
TABLA 16 RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE EL ESTUDIO DE FATIGA PROBABILISTA	117
TABLA 17 RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN EL ESTUDIO DE COMPRESIÓN IMPLANTES DE CONEXIÓN INTERNA DE IMPLACIL DE BORTOLI	117

TABLA 18 RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN EL ESTUDIO DE
COMPRESIÓN IMPLANTES DE CONO MORSE DE IMPLACIL DE BORTOLI

ÍNDICE

Índice

1. INTRODUCCIÓN	17
1.1. EL IMPLANTE DENTAL A LO LARGO DE LA HISTORIA.....	17
1.2. PRINCIPALES TIPOS DE IMPLANTES DENTALES Y DE COMPONENTES PROTÉSICOS.....	20
1.3. CONEXIONES IMPLANTOPROTÉSICAS.....	23
1.3.1. CONEXIÓN EXTERNA (TIPO BRANEMARK HEXAGONAL O MODIFICADAS).....	23
1.3.2. CONEXIÓN INTERNA	25
1.3.3. CONEXIONES DE CONO MORSE.....	26
1.4. EL TITANIO Y SUS ALEACIONES.....	28
1.5. BIOMECÁNICA DE LOS IMPLANTES DENTALES.....	30
1.5.1. CARACTERÍSTICAS DE LAS CARGAS SOBRE LOS IMPLANTES.....	30
1.5.2. PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO	31
1.5.3. TÉCNICAS DE ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA DEL IMPLANTE	34
1.6. CONCEPTO GENERAL DE FATIGA	44
1.7. FATIGA DE LOS IMPLANTES Y CONEXIONES.....	48
1.8. FRACASOS DE IMPLANTES	52
1.9. APLICACIONES DE LA INGENIERIA MECANICA AL ESTUDIO DE FATIGA.....	54
1.9.1. ENSAYOS IN VITRO	54
1.9.2. ENSAYOS IN SILICO	55
1.9.3. FORMULACION MATEMÁTICA.....	56
1.10. NUEVAS PROPUESTAS EN PREDICCIÓN DE VIDA A FATIGA Y SU VALIDEZ	58
1.10.1. ELEMENTOS FINITOS PROBABILISTAS	58
1.10.2. CADENAS DE MARKOV	59
1.10.3. DESARROLLOS EN SERIE DE TAYLOR	61
1.10.4. FUNCIONES DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD.....	62
2. HIPÓTESIS	64
3. OBJETIVOS	66
4. MATERIAL Y MÉTODOS	68
4.1. CARACTERÍSTICAS DE LOS IMPLANTES UTILIZADOS.....	68
4.2. METODOLOGÍA DE LOS ENSAYOS IN VITRO.....	71
4.2.1. ENSAYOS DE COMPRESIÓN	71
4.2.2. ENSAYOS DE FATIGA	71
4.3. ESTUDIOS “CONVENCIONALES” IN SILICO.....	75
4.4. DESARROLLO MATEMÁTICO DE LAS NUEVAS PROPUESTAS	78

5.	RESULTADOS.....	87
5.1.	ENSAYO DE COMPRESIÓN.....	87
5.1.1.	ENSAYO DE COMPRESIÓN MECÁNICO	87
5.1.2.	ENSAYO NUMÉRICO MEDIANTE MODELO DE ELEMENTOS FINITOS	91
5.2.	ENSAYO DE FATIGA.....	107
5.2.1.	ENSAYO MECÁNICO DE FATIGA	107
5.2.2.	ENSAYO NUMÉRICO MEDIANTE MODELO DE ELEMENTOS FINITOS ...	108
5.2.3.	FATIGA PROBABILISTA.....	112
5.3.	Comparación de los resultados.....	115
6.	DISCUSIÓN	120
7.	CONCLUSIONES	126
	BILBIOGRAFÍA.....	128

1

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. EL IMPLANTE DENTAL A LO LARGO DE LA HISTORIA

Se denomina implante dental al elemento aloplástico que se aloja en el tejido óseo o debajo del periostio con la finalidad de reemplazar los dientes ausentes (Schou *et al.* 2000).

La Academia Americana de Implantología (AAID, por sus siglas en inglés) define el implante dental como un elemento cilíndrico, fabricado generalmente de titanio, que sirve como sustituto para la raíz del diente y proporciona una fijación fuerte y robusta para rehabilitación dental (ADI 2012).

Sin embargo, el reemplazo de los dientes perdidos no es un concepto nuevo, puesto que existen evidencias del uso de dientes artificiales, en civilizaciones antiguas como la civilización china, que empleaban bambú para reemplazar dientes, los egipcios que utilizaron madera tallada y, entre otros, los incas y los mayas, generalmente mediante el empleo de conchas marinas, llegando incluso a introducir estos elementos en el hueso ,mediante martillo, a fin de dotar de fijación a la estructura a reemplazar (**Figura 1**).



Figura 1 Implantes dentales en la civilización maya (600 A.C.). Fuente: (ADI 2012)

Es en 1809, cuando Jourdan y Maggiolo utilizaron oro para diseñar una raíz y su correspondiente diente, si bien únicamente lo realizaba en caso de incisivos, caninos y molares muy pequeños.



Figura 2 Dientes espigas, implantes y piezas con gancho. Fuente: (González Pérez & Calvo de Mora Álvarez 2012)

El empleo de las denominadas raíces artificiales comenzó a tener verdadero predicamento en la comunidad científica internacional. De hecho, el odontólogo norteamericano Cutler (1877) publicó «The transplantation and Replantation of teeth» y afirmaba: *“Una pieza de hierro o de marfil modelados convenientemente, si se introducen en un alveolo vacío podrán fijarse de la misma manera que un diente viejo ¿Por qué no?”* (González Pérez & Calvo de Mora Álvarez 2012).

Otro dentista norteamericano llamado J M Edmunds, en 1886, fue el primero que realizó lo que hoy denominaríamos un implante inmediato a extracción de un premolar en una mujer de 20 años de edad a la que introdujo en el alveolo postextraccional una cápsula metálica a la que cuatro semanas después unió el diente (González Pérez & Calvo de Mora Álvarez 2012).

En 1887, por parte de Harris, se comenzó a utilizar la porcelana como sustituto de la corona del diente perdido, la cual se fijaba en un vástago intraóseo de platino con diversos recubrimientos, vástago que en ocasiones podía ser retirado por el propio paciente para facilitar la higiene.

A partir de aquel momento, otros sistemas de raíces artificiales, precursores de los implantes actuales, fueron diseñados por diversos dentistas a lo largo del mundo, destacando las aportaciones de Berry (1888) que utilizó el plomo como material implantable, Frantzen y Franck (1889) que emplearon celuloide, Znamensky en 1891,

que usó caucho, porcelana y metal, Bonwill (1895) que empleó oro e iridio como material implantable, Payne (1897) que introdujo el implante de plata,

En 1938, Strock sustituyó quirúrgicamente un diente incisivo mediante un implante de cromo-cobalto-molibdeno, obteniendo excelente éxito para la época ya que el mismo y su diente duraron casi quince años en boca (Gomez *et al.* 1988).

La implantología moderna comienza durante la Segunda Guerra Mundial el Dr. Norman Goldberg cuando pensó en realizar restauraciones dentales empleando los mismos metales que ya estaban siendo utilizados en prótesis empleadas en otra parte del cuerpo (Gaviria *et al.* 2014), aunque no fue hasta 1948 cuando, en colaboración con el Dr. Aaron Gershkoff, diseñaron el primer implante subperióstico.

Si bien, no fue hasta 1957 cuando el sueco Brånemark comenzó a estudiar la circulación sanguínea en la reparación de fracturas óseas y descubrió que el titanio puro es aceptado por el cuerpo humano como propio, integrándose a los tejidos óseos sin que se produzca reacción adversa alguna (Brånemark *et al.* 1969). A este fenómeno lo denominó *osteointegración*. Este término fue empleado para describir la conexión firme, directa y duradera entre el hueso vivo con capacidad de remodelación y la superficie de los implantes sometidos a cargas (Brånemark *et al.* 1977).

Sin embargo, la comunidad científica no confiaba en sus avances debido, en parte, a algunos inconvenientes en la metodología, hasta que en 1970, Schroeder demostró claramente mediante imágenes de gran calidad para la época la existencia de contacto directo entre el implante y el hueso (Schroeder *et al.* 1981).

El objetivo de la odontología moderna es devolver al paciente las funciones normales, como el confort, la estética, el habla y la salud, así como el reemplazo del diente perdido (C. E Misch 2014). El aumento del uso de tratamientos relacionados con implantes dentales, circunstancia que actualmente es considerada como tratamiento de rutina en la mayor parte de clínicas dentales, se debe principalmente a varios factores: (i) el aumento de la esperanza de vida, (ii) pérdida de dientes relacionada con la edad, (iii) consecuencias de la fractura de la prótesis fija, (iv) consecuencias anatómicas del

edentulismo (v) predicción a largo plazo del comportamiento de las prótesis removibles, entre otros.

1.2. PRINCIPALES TIPOS DE IMPLANTES DENTALES Y DE COMPONENTES PROTÉSICOS

En la actualidad, el odontoestomatólogo clínico tiene a su disposición más de cien tipos de diseño de implantes, los cuales presentan diversas combinaciones en lo relativo a su longitud, morfología, anchura del cuerpo, anchura de la plataforma, conexión, superficie, entre otros (Binon 2000).

Desde el punto de vista de su morfología, dejando aparte los denominados implantes de lámina, tipo Linkow, y los subperiósticos, los implantes dentales disponen de dos morfologías habituales: implantes cilíndricos, también denominados de paredes paralelas, e implantes cónicos, radiculares o anatómicos, los más empleados actualmente, independientemente del tipo de conexión de cada uno de ellos, mostrando a continuación ambos (tomado del catálogo de Proclinic® SA):



Figura 3 (a) implante cilíndrico (b) implante cónico

Lo más habitual en clínica es el uso de implantes combinados con pilares o componentes protésicos, que, en definitiva, sostendrán la prótesis fija o removible, ya sean aquellos atornillados o cementados, ya sean fabricados por métodos convencionales o por tecnología CAD/CAM.

Entre los pilares al uso destacamos los más habituales:

- Pilares para atornillado o cementado, rectos o angulados (no se representan sus correspondientes tornillos de fijación) (Proclinic® SA):



Figura 4 Pilar para atornillado o cementado

- Pilares para retenedores de prótesis removible, tipo bola o similar:



Figura 5 Pilar para retenedores de prótesis removible

Otro tipo de implantes, menos utilizados en general, pero con presencia clínica sobre todo en ciertos países como Suiza y Alemania, son los denominados “monobloque” o “de un solo cuerpo”, cuya imagen reproducimos en lo relativo a la casa comercial TBR (catálogo TBR):



Figura 6 Implantes monobloque

Algunos modelos de implante monobloque permiten que la porción del mismo que se relacionará con la prótesis esté angulado en origen o pueda angularse manualmente en el acto quirúrgico:



Figura 7 Implante monobloque para prótesis angulada

Independientemente del tipo de implante elegido a la hora de elaborar la prótesis sobre el mismo resulta indispensable conocer los tipos de conexiones entre ambas estructuras, lo cual, por su trascendencia, realizaremos en un apartado específico.

1.3. CONEXIONES IMPLANTOPROTÉSICAS

El implante original de Bränemark contaba con un hexágono externo de 0.7mm , muy utilizado incluso en la actualidad, que facilitaba la inserción del implante (Shafie & White 2014). Pero que adolece de limitaciones que más abajo se exponen (Weinberg 1993; Jemt et al. 1991; Finger et al. 2003).

Los principales tipos de conexiones entre implantes y prótesis son las siguientes:

1.3.1. CONEXIÓN EXTERNA (TIPO BRANEMARK HEXAGONAL O MODIFICADAS)

Conexión externa significa que el pilar se conecta con el implante externamente al mismo y a través de un tornillo.

La **Figura 8** muestra una conexión hexagonal externa tipo Branemark, también denominada conexión universal o compatible:

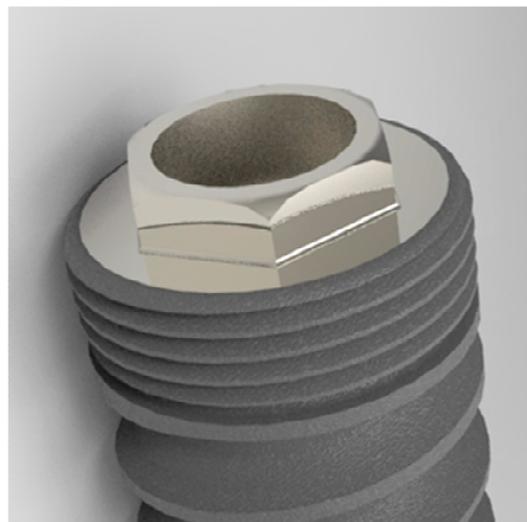


Figura 8 Conexión hexagonal externa. Fuente: www.bywgroup.com

Y otra imagen de conexión hexagonal externa modificada de la marca comercial Klockner:



Figura 9 Conexión hexagonal externa modificada

El sistema funcional de un implante de conexión externa es el siguiente:



Figura 10 Sistema funcional de implante de conexión externa. Fuente: (Balandra Ortiz 2013)

Las principales características de la conexión externa se muestran en la **Tabla 1**:

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> - Compatibilidad con una gran cantidad de implantes - Precio económico - Datos de seguimiento a largo plazo disponibles - La literatura proporciona soluciones a sus principales problemas debido a su gran uso. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aflojamiento de los tornillos - Posibilidad de deformación de la conexión y del tornillo - Posibilidad de fractura del tornillo - Desajuste en la rotación - Peores resultados estéticos - Sellado microbiano inadecuado

Tabla 1 Ventajas y desventajas de la conexión hexagonal externa. Fuente: (Shafie 2014)

A pesar de la alta tasa de éxito de los tratamientos con conexión hexagonal externa, la dificultad más común de este tipo de conexión es la pérdida del tornillo cuando

se emplean para reemplazar un único diente (Shafie 2014) puesto que el tornillo es la parte más débil entre el implante, la conexión del pilar y el hueso. Además, el desajuste rotacional y un “incorrecto asentamiento” contribuyen a la pérdida del tornillo debido a la aparición de micro-movimientos durante la carga del implante.

1.3.2. CONEXIÓN INTERNA

La aparición de las conexiones internas se debió al interés por tratar de reducir los inconvenientes estéticos y de filtración microbiana de la conexión externa, a la par que mejorar el comportamiento del implante y del hueso periimplatario frente a las fuerzas masticatorias (Finger *et al.* 2003).

Actualmente existen diversos tipos de conexión interna: hexagonales, triangulares, octogonales, cilíndricas, cono, mixto cono hexagonal..., mostrando algunos ejemplos de las mismas, respectivamente de las casas comerciales Intra Lok®, Galimplant®, Zimmer® y Proclinic®:

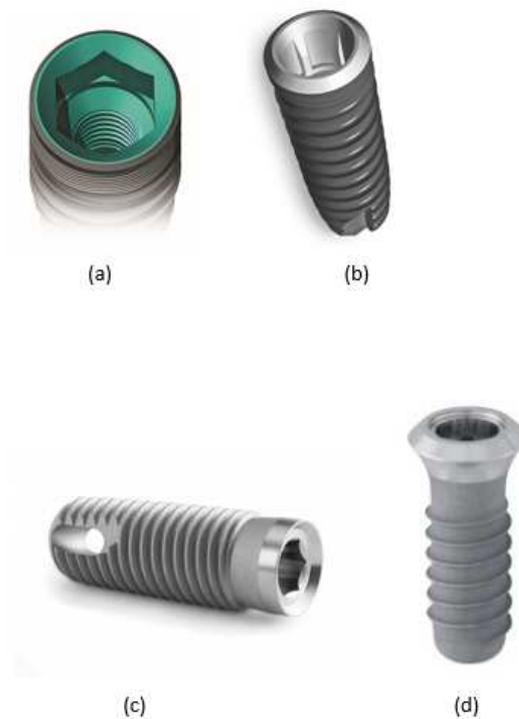


Figura 11 Diversos tipos de conexión interna (a) Intra Lok® (b) Galimplant® (c) Zimmer® (d) Proclinic®

Las principales ventajas y desventajas de este tipo de conexión se muestran en la **Tabla 2.**

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> - Menor o nulo aflojamiento del tornillo - Menor riesgo de fractura del tornillo - Mejora estética - Mejora en el sellado microbiano - Más opciones de conexión de la plataforma - Mejora de la estabilidad de la conexión implante- prótesis 	<ul style="list-style-type: none"> - El hueso es el punto más débil, en lugar de el tornillo de la prótesis - Datos de seguimiento a largo plazo inferiores a la externa - Mayor coste económico que la conexión externa

Tabla 2 Ventajas y desventajas de la conexión interna (Shafie & White 2014; Boggan et al. 1999; Gracis et al. 2012)

A diferencia de la conexión hexagonal externa, el punto más débil en implantes con conexión interna resulta ser el hueso puesto que la distribución de las cargas se dirige hacia el hueso lo que contribuye a una menor pérdida del tornillo. La reducción del movimiento rotacional entre el implante y el pilar también contribuye a reducir dicha pérdida, llegando algunas conexiones internas a eliminar por completo el movimiento rotacional empleando para ello un diseño de fricción.

La mejora del sellado microbiano es debido a la reducción del “gap” existente entre el implante y el pilar, lo que impide el acceso incluso a las microbacterias más pequeñas.

1.3.3. CONEXIONES DE CONO MORSE

Se trata de un tipo de conexión interna cuya principal ventaja radica en que el implante y el pilar encajan perfectamente en cualquier lugar de los 360° y que se fundamenta en el hecho de que cualquier superficie metálica cónica acoplada a otra bajo

un ángulo menor de 8° crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente (Meng *et al.* 2007).

Se trata, por tanto, de implantes de conexión interna con geometría cónica como se representa a continuación:



Figura 12 Esquema de un implante de cono morse. Fuente: (Balandra Ortiz 2013)

Fue Stephen A. Morse quien desarrolló, en 1864, esta conexión con la que se consigue una gran fricción gracias a las paredes paralelas del implante y el pilar (Macedo *et al.* 2016), introduciéndose en implantología en la década de los 90 por la casa comercial suiza ITI.

No obstante, en los primeros momentos existían importantes problemas protésicos ya que se trataba solamente de un cono y no existía posibilidad de reposicionamiento de la prótesis, lo cual obligó a desarrollar diseños como, por ejemplo, el del sistema Synocta, que incorporaba un octógono en la base del cono, garantizándose de esta manera la reposición del pilar y la permanencia de las garantías mecánicas del cono.

Con este sistema cónico todas las partes que integran el conjunto implanto-prótesis se comportan como un todo único, se distribuyen adecuadamente las fuerzas, se garantiza la estabilidad de la prótesis y se protegen las zonas de mayor sufrimiento mecánico tal y como la región crestal del implante (Mert *et al.* 2000).

A continuación, se muestra una comparativa de las distintas conexiones implantoprotésicas:

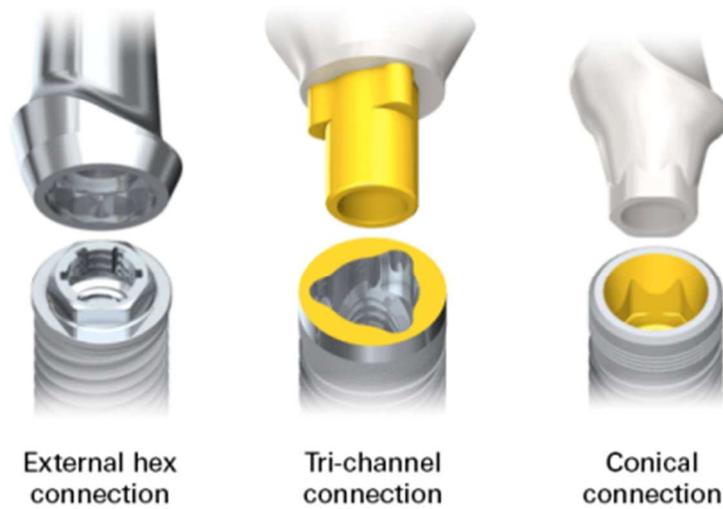


Figura 13 Conexiones implantoprotésicas. Fuente: Catálogo comercial de Nobel Biocare®

En resumen, las conexiones implantoprotésicas han ido evolucionando de manera progresiva desde una conexión de hexágono externo de 0.7mm de altura a las conexiones internas más avanzadas que conocemos hoy en día. Cada tipo de conexión interna proporciona una ventaja diferente, motivo por el cual los fabricantes hayan puesto en el mercado diferentes variantes de esta conexión, cuyo futuro parece prometedor (Shafie & White 2014).

1.4. EL TITANIO Y SUS ALEACIONES

El titanio, por sus características mecánicas de rigidez y resistencia, por su baja densidad, resistencia a la corrosión y buen comportamiento en temperaturas extremas, se ha utilizado en múltiples aplicaciones industriales y muy especialmente en la industria aeronáutica y naval (Wang & Fenton 1996).

Su uso en odontología se ha incrementado dado que, además de lo anteriormente indicado, su biocompatibilidad es excelente (Council *et al.* 2003; Elias *et al.* 2008).

Dentro de la odontología, su uso mayoritario se centra en implantología, donde se ha utilizado tanto el titanio comercialmente puro (TCP), como la aleación Ti-6Al-4V, ya que presentaba mejores condiciones mecánicas que el TCP, si bien se han descrito intolerancias o reacciones indeseables secundarias a la liberación al medio orgánico de algunos de sus componentes, en especial el aluminio y el vanadio, lo cual ha llevado a preconizar el uso de aleaciones que contuvieran otros materiales como el molibdeno o el zirconio (Elias *et al.* 2008).

Existen diversos grados de pureza en el TCP, en función de su contenido en hierro, oxígeno o carbono, numeradas del 1 al 4, reservándose el denominado titanio grado 5 para la aleación Ti-6Al-4V (Council *et al.* 2003; Elias *et al.* 2008).

Siguiendo a Elias *et al.* (2008), el titanio se comporta como un excelente material porque, entre otros aspectos, es biocompatible, presenta muy baja conductividad, alta resistencia a la corrosión, gran estabilidad termodinámica en medios con pH en torno a 5, como es el caso del hueso y excelentes propiedades mecánicas, mostrándose estas últimas en la siguiente tabla:

Propiedad	Grado ASTM				
	1	2	3	4	5
Esfuerzo de fluencia [MPa]	170	275	380	550	795
Resistencia a la tracción mín [MPa]	240	345	450	550	860
Elongación (%)	24	20	18	15	10
Módulo de elasticidad [GPa]	103-107	103-107	103-107	103-107	114-120

Tabla 3 Propiedades mecánicas del titanio. Fuente: (Balandra Ortiz 2013)

De los cuatro grados de TCP, el de grado 1 es el de mayor pureza y menor resistencia, mientras que el de grado 4 es el más resistente de todos ellos.

El Titanio Grado 5 (o aleación 6Al4V) es una aleación Alfa-Beta de Titanio con 6% de Aluminio y 4% de Vanadio, considerada de endurecimiento leve. Su contenido de aluminio comparativamente alto le proporciona excelente resistencia mecánica y favorables propiedades a temperaturas elevadas. Sus propiedades mecánicas pueden modificarse mediante la alteración del contenido intersticial: la reducción de los niveles intersticiales da por resultado la composición ELI (extra low interstitial) conocida como

Grado 23 o 6Al4V-ELI es ideal para la construcción de implantes quirúrgicos y odontológicos sometidos a altas exigencias mecánicas (Herráiz Lalana 2012).

1.5. BIOMECÁNICA DE LOS IMPLANTES DENTALES

1.5.1. CARACTERÍSTICAS DE LAS CARGAS SOBRE LOS IMPLANTES

La función principal de los implantes dentales es transferir las cargas a los tejidos circundantes, por lo que el diseño debe ser aquel que optimice la transferencia o distribución de estas fuerzas. La mayor parte de las cargas a las que está sometido un implante provienen de la masticación. Estas cargas suelen ser perpendiculares al plano oclusal en la región posterior, son de corta duración, ocurren durante breves periodos de tiempo a lo largo del día y suelen ser de magnitud comprendida entre 22 y 195N para un diente natural, aunque en función del tipo de comida que se esté masticando aumentará en mayor o menor medida (Misch 2007).

Las fuerzas debidas a parafunciones aparecen de manera sostenida o repetida sobre los dientes o implantes produciendo daños en el sistema estomagotónico provocando, de manera general, la pérdida de hueso y de rigidez en la fijación (Graf 1969; Ramfjord & Ash 1971). El paradigma de las parafunciones es el bruxismo, el cual puede generar presiones superiores a 7MPa. Se trata del hábito oral más común y, aunque no es una contraindicación para el tratamiento de implantes, sí requiere una planificación cuidadosa.

La dirección de la fuerza, la ratio entre el implante y la corona y la densidad del hueso son factores a tener en cuenta a la hora de conseguir tensiones que no excedan ciertos valores y conlleven o puedan ocasionar, problemas. La dirección de la carga resulta ser de importancia puesto que, en función de ésta, aparecerán momentos torsores y flectores, así como esfuerzos cortantes que debiliten alguna zona del implante pudiendo causar el fracaso del mismo y ocasionar sobreesfuerzos sobre el hueso que se encuentra alrededor del implante (Misch 2007). La ratio entre el implante y la corona afecta a la distribución de tensiones, especialmente cuando aparecen fuerzas laterales generando un momento que aumenta a medida que aumenta la ratio (Gehrke 2015). En cuanto a la densidad de hueso, ésta está directamente relacionada con la superficie de contacto entre

el hueso y el implante, aumentando las tensiones a medida que la superficie de contacto decrece.

1.5.2. PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO

Las propiedades estructurales más importantes para caracterizar a los tejidos biológicos son las relaciones existentes entre la fuerza y la deformación y entre la tensión y la deformación. Estas relaciones se emplean para predecir el comportamiento del tejido *in vivo* (Pal 2014; Milčić *et al.* 2003).

Las principales propiedades del hueso empleadas habitualmente son:

- Módulo de Young o módulo de elasticidad (E): representa la capacidad de un material a ser deformado. Se obtiene mediante ensayos de tracción y está representado en la parte lineal de la curva tensión (σ)-deformación (ϵ) y en la que, además, la ley de Hooke es aplicable.

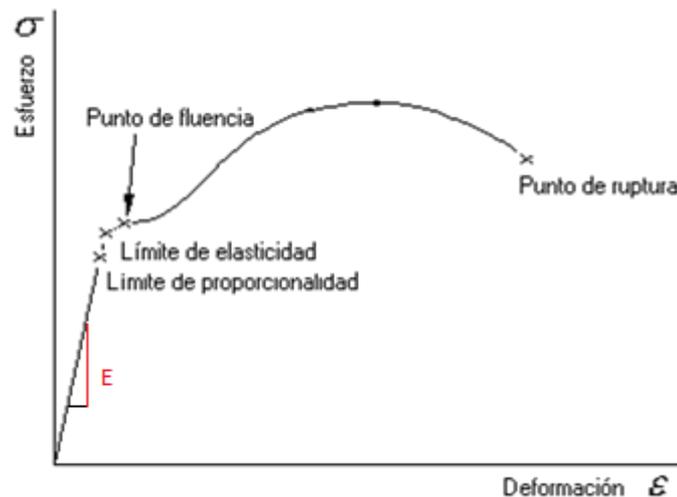


Figura 14 Curva tensión-deformación genérica

- Coefficiente de Poisson (ν): es otra constante elástica que representa una medida de estrechamiento del material cuando éste se somete a un estiramiento longitudinal. En la **Figura 15**, el estado inicial, antes de someter al cuerpo a un

esfuerzo de tracción, está representado mediante línea continua, mientras que el estado final, se encuentra representado con línea discontinua.

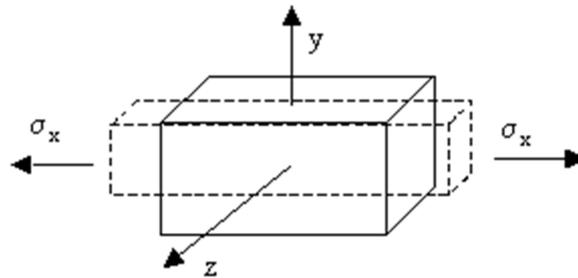


Figura 15 Esquema de la definición de coeficiente de Poisson

- Módulo de cizalladura (G): representa el cambio que experimenta un material elástico cuando se aplican esfuerzos cortantes y está directamente relacionado con el módulo de Young y el coeficiente de Poisson mediante la siguiente expresión:

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

Por otro lado, existen tres tipos de materiales -isótropos, ortótropos y anisótropos- en función del comportamiento de las propiedades detalladas anteriormente en cada una de las direcciones del espacio (x,y,z) . El material ideal es el isotrópico, en el cual, las propiedades mecánicas y térmicas no dependen del eje de coordenadas, sino que son constantes en todas las direcciones del espacio. Un material es anisotrópico cuando sus propiedades mecánicas o térmicas son únicas e independientes en tres direcciones perpendiculares entre sí.

Los tejidos biológicos son materiales anisotrópicos aunque existe una gran variedad de literatura científica que los define y emplea como isotrópicos, existiendo acuerdo en este sentido en la comunidad científica internacional (Bhering *et al.* 2016).

La transferencia de las tensiones del implante al hueso y la minimización del movimiento relativo entre ellos, también conocido como micromovimiento, son aspectos fundamentales en el éxito o fracaso de los implantes (Richard Skalak 1983).

La respuesta biológica del hueso ante implantes cargados se basa en la remodelación del hueso y en el movimiento relativo entre el hueso y el implante.

Diferentes teorías de remodelación del hueso han sido empleadas para optimizar los efectos que las deformaciones alrededor del hueso del implante causan en la oseointegración (Carl E. Misch 2014b). La respuesta biomecánica del hueso depende, principalmente, de la dirección, velocidad, duración y magnitud de la carga, así como de las propiedades del hueso.

La dirección de la carga influye en la respuesta del hueso debido a que éste es un material anisótropo. El uso de elementos finitos ha demostrado que esta anisotropía del hueso provoca un aumento en los valores de tensiones y deformaciones alrededor del hueso del implante (Carl E. Misch 2014a).

El hueso es considerado como un material viscoelástico puesto que su comportamiento mecánico depende de la velocidad de aplicación de la carga sobre él, tal y como puede apreciarse en la **Figura 16**.

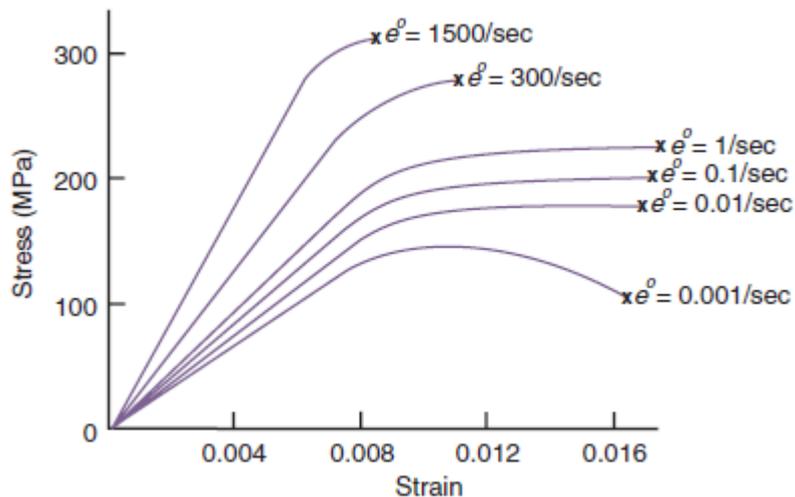


Figura 16 Respuesta del hueso en función de la velocidad de aplicación. Fuente: (Carl E. Misch 2014a)

Debido a la viscoelasticidad, el comportamiento del hueso cortical es claramente no lineal a medida que aumenta el número de ciclos, independientemente de que esté sometido a tracción o a compresión (Carl E. Misch 2014b). La aparición de grietas depende de manera significativa del tiempo de aplicación de la carga y la frecuencia (Topoliński *et al.* 2011; Zhang & Fan 2014).

1.5.3. TÉCNICAS DE ESTUDIO DE LA BIOMECÁNICA DEL IMPLANTE

La aplicación de los conocimientos de la ingeniería a la odontología ha permitido conocer aspectos fundamentales relacionados con la biomecánica de los implantes oseointegrados (Assunção *et al.* 2009). Las técnicas más importantes empleadas para la evaluación del comportamiento biomecánico de los implantes oseointegrados son la fotoelasticidad, la extensimetría y el método de los elementos finitos.

1.5.3.1. ELEMENTOS FINITOS

A) Fundamentos básicos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es un método numérico empleado para la aproximación de soluciones de ecuaciones parciales diferenciales muy utilizado en un gran abanico de problemas de ingeniería. Este método obtiene soluciones numéricas aproximadas sobre un dominio dividiéndolo en un número elevado de subdominios, denominados elementos finitos.

Un análisis mediante el MEF requiere, de manera general, de los siguientes pasos:

1. Desarrollo del modelo del problema físico que se requiere representar empleando, para ello habitualmente, programas CAD (computer-aided design).
2. Generación de la malla, entendiéndose por tal, la división del dominio de estudio en una cantidad elevada de pequeños subdominios denominados elementos finitos.
3. Asignación de las propiedades del material a cada elemento.
4. Aplicación de las cargas conocidas: momentos o fuerzas nodales.
5. Especificación de las condiciones de contorno, es decir, especificación de cómo está sujeta la estructura.
6. Resolución del sistema de ecuaciones algebraico para determinar los desplazamientos nodales.
7. Cálculo de las deformaciones y tensiones de cada elemento a partir de los desplazamientos.
8. Interpretación de los resultados.

El análisis por elementos finitos se desarrolló a principios de 1960 debido a la necesidad de resolver problemas estructurales complejos en el campo de la ingeniería civil y aeronáutica, pero, actualmente, este método se emplea en otros campos como en transferencia de calor, fluidos, electromagnetismo y biomedicina, entre otros (Holmgren *et al.* 1998). Este método es un procedimiento numérico empleado en el análisis de estructuras, las cuales, por lo general serían complicadas de analizar por los métodos clásicos. Se trata de una técnica para obtener la solución de problemas mecánicos complejos mediante la división del dominio en pequeños subdominios en las que las variables de campo pueden ser interpoladas con el uso de funciones de forma. La solución aproximada global al problema original es determinada mediante principios variacionales.

Se entiende como campo vectorial a la representación de la distribución espacial de una magnitud vectorial. En el caso de los elementos finitos, las variables de campo son los desplazamientos, las tensiones y deformaciones puesto que el objetivo de este método es conocer cuál es la distribución de estas variables en todo el componente de estudio.

Los elementos finitos permiten calcular el desplazamiento en cualquier punto interior del mismo interpolando su valor a partir de los hallados en los nodos. Para ello es necesario definir la matriz de funciones de interpolación o funciones de forma, las cuales relacionan los desplazamientos cartesianos de un punto cualquiera del interior del elemento en función de los desplazamientos de sus nodos (Oñate *et al.* 1991).

La formulación variacional o, también denominada formulación débil, es una manera alternativa de definir el problema de ecuaciones diferenciales, escribiéndose mediante integrales. Estas ecuaciones definidas de manera integral son tratables mediante álgebra lineal.

B) Formulación en mecánica

Supongamos un sólido elástico tridimensional, como puede ser, por ejemplo, el hueso o el implante dental. Es necesario determinar el campo de desplazamientos del

sólido para una geometría dada, unas cargas aplicadas, unas condiciones de desplazamientos impuestas conocidas y unas ciertas propiedades del material.

Se define un vector como una magnitud física definida en un sistema de referencia el cual se caracteriza por tener un módulo o longitud y una dirección.

Los desplazamientos a lo largo de los ejes cartesianos x, y, z se definen mediante el vector desplazamientos $\{\mathbf{u}\}$:

$$\{\mathbf{u}\} = \{u, v, w\} \quad (2)$$

Siendo u el desplazamiento en el eje x , v el desplazamiento en el eje y y w , en el eje z (Zienkiewicz & Taylor 2000).

Se define la deformación como el cambio de longitud por unidad de longitud, que, en el caso de sólidos deformables, pueden tener lugar en distintas direcciones ($\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$) y pueden provocar distorsiones en la forma del cuerpo ($\gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$). Los seis componentes de la deformación se incluyen en el vector deformación $\{\varepsilon\}$:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}\} \quad (3)$$

En el caso de pequeñas deformaciones (siendo éstas las que se van a considerar en el presente trabajo), la relación entre tensiones y desplazamientos es:

$$\{\varepsilon\} = [D]\{\mathbf{u}\} \quad (4)$$

Siendo $[D]$ el operador diferencial:

$$[D] = \begin{bmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial z \\ \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \\ 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \\ \partial/\partial z & 0 & \partial/\partial x \end{bmatrix} \quad (5)$$

Al igual que con el vector deformación, los seis componentes de la tensión también pueden escribirse en forma de vector, en este caso, denominado vector de tensiones $\{\sigma\}$:

$$\{\sigma\} = \{\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}\} \quad (6)$$

El vector de deformaciones y el vector de tensiones están relacionados entre ellos a través de la ley de Hooke:

$$\{\sigma\} = [E]\{\varepsilon\} \quad (7)$$

Siendo $[E]$ la matriz de elasticidad, la cual se define como una matriz cuadrada de dimensión 6x6:

$$[E] = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (8)$$

Donde λ y μ son las constantes elásticas de Lamé, las cuales se definen en función del módulo de elasticidad (E) y del coeficiente de Poisson (ν):

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

El objetivo final del método de los elementos finitos es caracterizar el vector desplazamientos, el cual, para un sólido tridimensional, se define como:

$$\{q\} = \{u_1 \ v_1 \ w_1 \ u_2 \ v_2 \ w_2 \ \dots \} \quad (9)$$

Desde el punto de vista de los elementos finitos, el vector desplazamientos puede determinarse a partir del vector de desplazamientos nodales y de las funciones de forma N_i mediante la relación:

$$\{\mathbf{u}\} = [N] \{q\} \quad (10)$$

$$\text{Siendo } [N] = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & N_2 & \dots \\ 0 & N_1 & 0 & 0 & \dots \\ 0 & 0 & N_1 & 0 & \dots \end{bmatrix}$$

Por tanto, las deformaciones también pueden escribirse en función de los desplazamientos nodales como $\{\varepsilon\} = [B] \{q\}$, siendo $[B] = [D][N]$.

La ecuación fundamental del MEF es:

$$\boxed{\{f\} = [k]\{q\}} \quad (11)$$

Donde $[k]$ es la denominada matriz de rigidez y se expresa como:

$$\{k\} = \int_V [B]^T [E] [B] dV \quad (12)$$

C) MEF en implantología

Actualmente, debido a la compleja geometría de los implantes, de sus componentes y del hueso, el MEF es una herramienta imprescindible en investigación en el ámbito de la odontología en general y de la implantología de manera específica. La primera vez que se empleó en implantología fue en 1976 en un estudio de Weinstein *et al.* en el que se evaluaba la distribución de tensiones en implantes porosos (Weinstein *et al.* 1976).

La principal ventaja del MEF reside en su versatilidad puesto que puede ser aplicado a distintos problemas físicos y la estructura analizada puede tener diversas geometrías, cargas y condiciones de contorno. Sin embargo, como principales inconvenientes, podemos destacar que el análisis de los resultados depende, en gran medida, de la experiencia del observador, así como que se trata de un método muy sensible a la definición del modelo, por lo que, la obtención de resultados adecuados dependerá directamente de estas dos variables.

Tal y como detalla Trivedi en su estudio titulado “*Finite element analysis: A boon to dentistry*”, el análisis por elementos finitos se ha convertido en una herramienta muy potente en la investigación biológica puesto que es un método no invasivo excelente para estudiar la biomecánica y la influencia de las cargas mecánicas en los sistemas biológicos sino también para predecir su comportamiento (Trivedi 2014).

El MEF, en implantología, ha sido ampliamente empleado para la obtención de la distribución de tensiones en diferentes sistemas de implantes, así como en el hueso periimplantario, llegando a conclusiones como que las tensiones transmitidas al hueso son dependientes del número, del diámetro, la longitud, las características de la rosca del implante, así como del tipo de material y de la calidad y cantidad del hueso alrededor del implante (Vairo & Sannino 2013; Baggi *et al.* 2008).

En definitiva, la precisión en los resultados obtenidos mediante la aplicación del método de los elementos finitos va a depender de la exactitud geométrica del implante, de las características del material asumidas, de las condiciones de carga y de contorno empleadas, entre otros (Trivedi 2014). A pesar de estos inconvenientes, el MEF se ha convertido en herramienta habitual en el estudio de las propiedades biomecánicas de los implantes, así como en la predicción del éxito o el fracaso de dichos implantes ante diferentes condiciones clínicas. Este método ha permitido, también, realizar mejoras en el diseño de los implantes gracias al conocimiento adquirido de la distribución de tensiones a lo largo del implante y en el hueso periimplantario (M. Prados-Privado *et al.* 2015; Prados-Privado 2017; Prados-Privado *et al.* 2017).

Sin embargo, este método no está acotado únicamente al estudio de los implantes, sino que también ha sido y está siendo empleado, en simular modelos de prótesis implantosoportadas (De Sousa & Mattos 2014; Val *et al.* 2017; Gehrke *et al.* 2017), la estabilidad mecánica y el comportamiento a largo plazo de la rehabilitación (Liu *et al.* 2014) o para conocer la biomecánica del ligamento periodontal bajo cargas traumáticas y masticatorias (da Silva *et al.* 2013; Qian *et al.* 2009). Otra aplicación de gran interés del MEF, y más relacionada con el objeto de la presente Tesis Doctoral, es la simulación de cargas que producen o pueden llegar a producir fracturas (Santos *et al.* 2015).

1.5.3.2. EXTENSIOMETRÍA

A diferencia del método de los elementos finitos, que es un método numérico, la extensiometría es una técnica experimental empleada para medir las deformaciones de un objeto. El uso de esta herramienta lleva asociados el empleo de galgas extensiométricas y equipos de lectura especializado. Esta técnica se basa en el efecto piezorresistivo, que

es una propiedad que tienen ciertos materiales de cambiar el valor nominal de su resistencia cuando son sometidos a esfuerzos mecánicos.

Una galga extensiométrica es un sensor que mide la deformación basándose en el efecto piezorresistivo. La **Figura 17** muestra un ejemplo de aplicación de galgas para realizar el estudio de extensimetría en el campo de la odontología.



Figura 17 Ejemplo de aplicación de galgas para un estudio de extensimetría

La relación (13) es la conocida como *ley de proporcionalidad entre deformaciones unitarias y variaciones relativas de resistencia* y siendo K el factor que relaciona ambas cantidades, o también denominado factor de galga.

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2\nu) \frac{dL}{L} = K \cdot \varepsilon \quad (13)$$

Siendo R resistencia eléctrica de un conductor, ν el coeficiente de Poisson, L la longitud del conductor, K el factor de galga y ε , la deformación.

La extensimetría ha sido ampliamente empleada para evaluar las cargas biomecánicas en implantes y conseguir mejorar la predicción clínica de su comportamiento. La aplicación de este método en implantes dentales se basa en emplear las galgas y los equipos que llevan asociados, y obtener medidas de deformaciones *in vitro* e *in vivo* bajo cargas estáticas y dinámicas (Assunção *et al.* 2009). Se trata, por tanto, de un método no destructivo.

Las principales ventajas del uso de la extensimetría es que proporciona resultados precisos en el punto de aplicación de la galga, se puede emplear con una gran variedad de condiciones y es una técnica no destructiva. Por el contrario, los inconvenientes principales de esta técnica son el empleo de equipos especializados para la lectura de los datos, además de que sólo miden tensiones en una dirección, por lo que si queremos medir en varias direcciones sería necesario emplear una combinación de galgas, sin olvidarse de que los resultados se obtienen punto a punto, sin un contexto general, lo que hace difícil determinar los posibles errores.

El uso de la extensimetría como técnica de medida de aspectos biomecánicos en odontología está ampliamente respaldada en la literatura científica. Ciertos estudios detallan el uso de esta técnica para evaluar aspectos biomecánicos de diferentes sistemas de fijaciones para comparar las deformaciones en el hueso (Tokuhisa *et al.* 2003; Porter *et al.* 2002; Maeda *et al.* 2008) con diferentes tipos de implantes (Cehreli *et al.* 2007) para aclarar la diferencia existente en la distribución de tensiones en ensayos *in vitro* con implantes de conexión interna y externa (Maeda *et al.* 2006), entre otros. También se han realizado estudios *in vivo* para cuantificar las tensiones que aparecen alrededor del hueso del implante en diferentes prótesis fijas (Cehreli *et al.* 2005) o para comparar la movilidad en las conexiones de implantes (Ormianer *et al.* 2005), por mencionar algunos.

1.5.3.3. FOTOELASTICIDAD

La fotoelasticidad es un método experimental empleado para determinar la distribución de tensiones en un material. Esta técnica resulta de gran utilidad para conocer la distribución de tensiones en el objeto de estudio, muy especialmente cuando existen abruptas discontinuidades en la geometría de aquel (tornillo de fijación de prótesis...),

por lo que resulta de gran ayuda en la determinación de los puntos de concentración de tensiones (Assunção *et al.* 2009; Frocht 1962).

Esta técnica está basada en la propiedad de la doble refracción que poseen ciertos materiales (Theocaris & Gdoutos 1979), gracias a la cual, cuando un rayo de luz pasa a través de estos materiales experimenta dos índices de refracción. Este ensayo puede realizarse mediante dos métodos distintos: el de transmisión y el de reflexión. El primer método consiste en fabricar la pieza de estudio con un material birrefringente mientras que el segundo consiste en adherir un plástico especial sensible al esfuerzo en la parte de la pieza que se desee estudiar. Una vez se aplican las cargas, la pieza de estudio o el componente debe iluminarse con una luz polarizada desde un polariscopio, a través del cual, las tensiones se muestran en colores, pudiendo, así, quedar determinada la distribución de tensiones en el componente de estudio bajo cualquier configuración de carga aplicada.

Puesto que el titanio no es un material fotoelástico deben envolverse en un material que sí lo sea para poder realizar el estudio de fotoelasticidad en implantes.

Esta técnica resulta ser una herramienta muy útil para determinar las tensiones críticas en el material y es empleado de manera habitual para determinar factores de concentración de tensiones en geometrías irregulares (Zandman 1959).

El análisis de tensiones mediante la fotoelasticidad ha sido empleado en la industria durante muchos años pero no fue hasta 1935 cuando Zak introdujo este método en el campo de la odontología para evaluar diferentes movimientos ortodónticos (Zak 1935). Fue a partir de ese momento cuando se comenzó a emplear de manera habitual esta técnica en diferentes campos de la investigación en odontología.

Uno de las principales limitaciones de este método es la incapacidad de modelar las características no homogéneas y anisotrópicas del hueso (Yu *et al.* 2001), lo cual no ha impedido un extenso uso en implantología para estudiar la interacción de la respuesta de los tejidos y las características físicas de las prótesis y los implantes (Sadowsky & Caputo 2000).

La fotoelasticidad proporciona una buena información cualitativa sobre la distribución general y los puntos de concentración de tensiones, pero la información cuantitativa es escasa, tal y como puede apreciarse en la **Figura 18** y **Figura 19**.

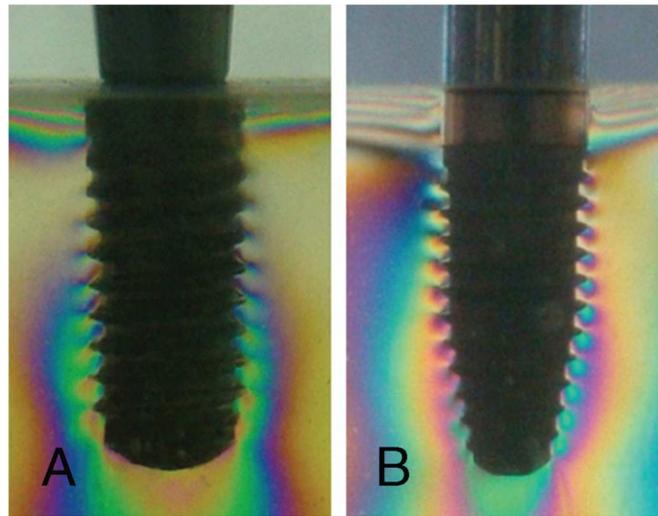


Figura 18 Ejemplo del uso de la fotoelasticidad en odontología. Fuente: (Gehrke, Frugis, et al. 2016)

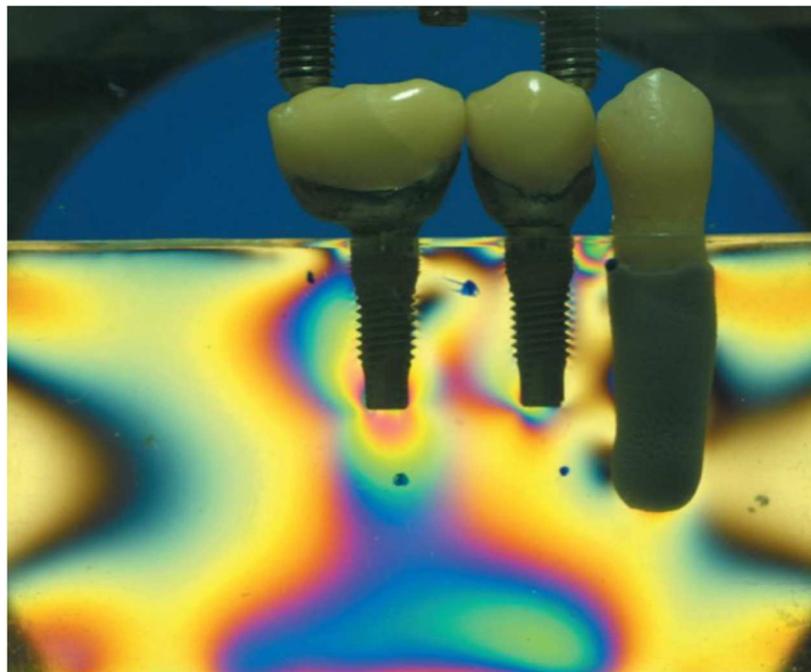


Figura 19 Segundo ejemplo del uso de la fotoelasticidad en odontología

Actualmente, existen muchos estudios que emplean este método para evaluar las distribución de las cargas en un implante con diferentes prótesis (Celik & Uludag 2007; Sadowsky & Caputo 2000), para comparar la distribución de tensiones en diferentes tipos

de implantes (Ueda *et al.* 2004; Itoh *et al.* 2004) o examinar la diferencia existente en la distribución de las cargas dependiendo del diseño del cuello del implante y su comportamiento en el hueso (Akça *et al.* 2008), entre otros.

1.6. CONCEPTO GENERAL DE FATIGA

Se conoce como fatiga de los materiales al fenómeno por el cual el comportamiento de los materiales varía cuando están sometidos a cargas cíclicas a cuando las cargas actuantes son estáticas. Es decir, es un proceso de acumulación de daño, agrietamiento y fractura de un cuerpo sometido a cargas fluctuantes variables o cíclicas (González Velázquez 2004).

No fue hasta 1839 cuando se empleó por primera vez el término “fatiga” para describir el fracaso de los materiales ante cargas cíclicas, haciendo referencia al proceso de daño y fracaso de los materiales bajo las mismas, las cuales se definen como aquellas que se aplican de manera alternativa (Suresh 1994).

Es posible encontrar una definición de fatiga en la norma ISO/R 373:1964 titulada “*Principios generales para ensayos de fatiga de los metales*”, la cual fue publicada en 1964 por la Organización Internacional de Normalización. Esta norma define el término fatiga como “el cambio de propiedades que pueden aparecer en un material metálico debido a la aplicación repetida de tensiones o deformaciones, aunque usualmente este término se aplica especialmente a aquellos cambios que conducen a grietas o fracturas” (ISO 1964).

La fatiga de los materiales sorprendió, en su momento, a la comunidad científica puesto que había catástrofes que las teorías conocidas hasta el momento no eran capaces de predecir. Este fenómeno fue observado por primera vez en el siglo XIX cuando los ejes del ferrocarril fracasaban tras muy poco tiempo de servicio, observándose que el tipo de fractura se correspondía con un material frágil a pesar de que estaban contruidos con acero (Norton 2011), tal y como sucedió en el accidente ferroviario ocurrido en Meudon (Francia) en 1842 provocó el descarrilamiento de la locomotora que unía el trayecto Versalles-París cuando uno de sus ejes se rompió.

En 1843, Rankine publicó un estudio sobre las causas de la fractura de los ejes de ferrocarril, en el que se detallaba que el material dúctil había cristalizado y se había convertido en frágil debido a la fluctuación de los esfuerzos. En 1870, el ingeniero alemán August Wöhler publicó los resultados obtenidos tras doce años de investigación en el que detallaba que el material no se había fragilizado como se creía, sino que su fractura era debida a las cargas alternantes a las que estaban sometidas los ejes del ferrocarril (Norton 2011). Posteriormente, fueron Peterson en 1950 (Peterson 1950) y Timoshenko en 1954 (Timoshenko 1954) quienes publicaron dos artículos importantes relacionados con este fenómeno.

No solo las cargas alternantes condicionan el fenómeno de la fatiga. Durante la Segunda Guerra Mundial muchos de los buques americanos clase Liberty que navegaban por el Atlántico Norte se partieron por la mitad debido a las bajas temperaturas del agua, tal y como muestra la **Figura 20**.



Figura 20 Buque clase Liberty partido por la mitad debido a la fatiga

El suceso más conocido en el campo de la aeronáutica es de los accidentes de los aviones tipo Havilland Comet en la década de 1950, que fue el primer avión a reacción para uso civil. Los accidentes tuvieron lugar en el aire y posteriormente se determinó que durante el vuelo aparecieron grietas debidas a la fatiga del fuselaje en la zona de las esquinas de las ventanillas. Las tensiones en esa zona habían sido analizadas durante la fase de diseño, encontrándose por debajo del límite elástico, pero no se había tenido en

cuenta la fatiga del material, que además se acentuaba debido a la concentración de tensiones en dichos puntos.

En abril de 1988, el vuelo 243 de la aerolínea Aloha Airlines, que cubría la ruta entre Hilo y Honolulu sufrió un accidente poco después de alcanzar la altura de crucero cuando gran parte del fuselaje se desprendió provocando la despresurización de la cabina (**Figura 21**).



Figura 21 Avión del vuelo 243 tras perder el fuselaje

Tal y como explica Schijve (Schijve 2009), el proceso de fatiga puede dividirse en dos etapas: la de inicio de grieta o nucleación y la de crecimiento de grieta (**Figura 22**). Dentro de la etapa de iniciación, tienen lugar otros fenómenos entre los que se incluyen el deslizamiento entre superficies, la nucleación de la grieta y el posterior crecimiento de esta microgrieta. Aunque la mayoría de estas microgrietas detienen su crecimiento cuando se encuentran algún obstáculo, algunas de ellas continúan creciendo a una velocidad constante hasta acabar la etapa de crecimiento, momento en el cual la grieta aumenta su velocidad de propagación que conlleva al fallo final (Suresh 1994).

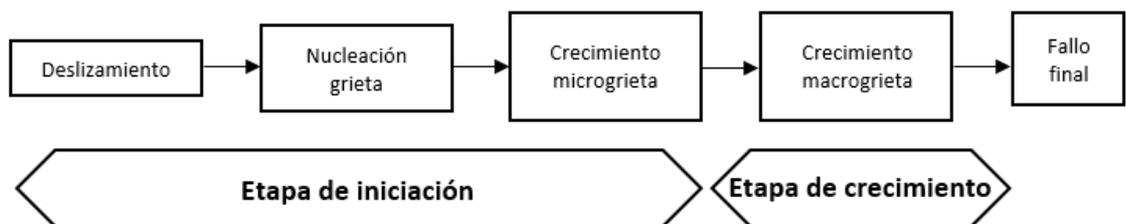


Figura 22 Etapas del proceso de fatiga. Fuente: (Schijve 2009)

Estas etapas del proceso de fatiga pueden diferenciarse una vez se ha producido el fallo, tal y como en el esquema de la **Figura 23** o en el ejemplo real de fractura por fatiga de un eje representado en la **Figura 24**.

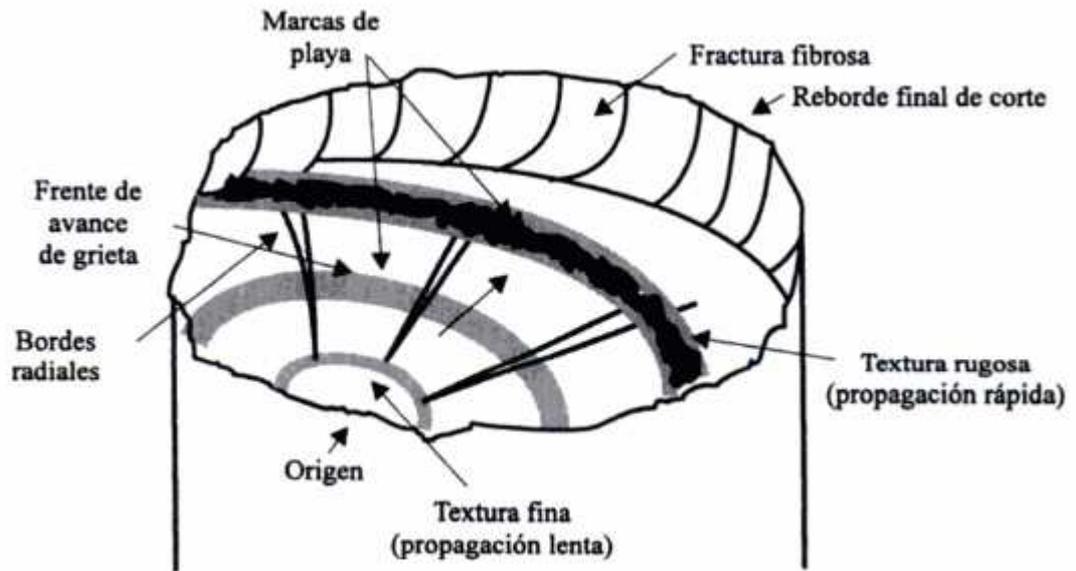


Figura 23 Esquema de las zonas de fallo por fatiga. Fuente: (González Velázquez 2003)

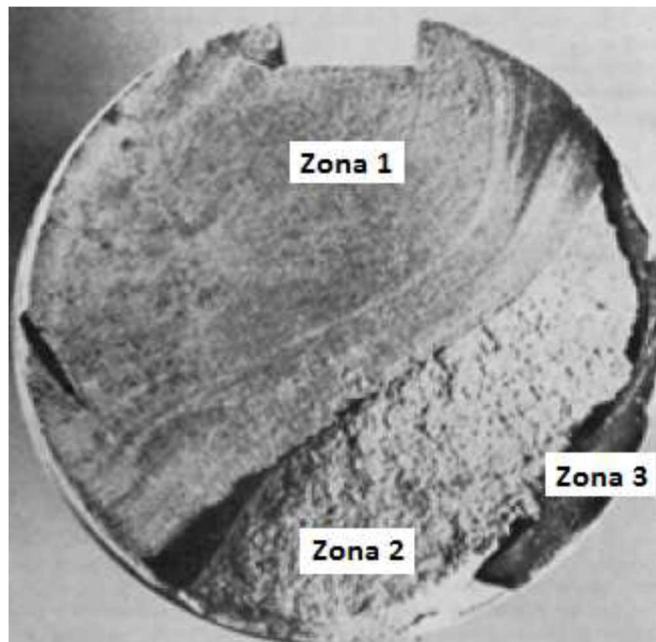


Figura 24 Etapas de fallo real por fatiga. Fuente: (González Velázquez 2003)

La zona 1 corresponde a la etapa de inicio y propagación lenta de la grieta a partir de concentradores de tensión. La zona 2 es la zona de propagación estable cuya principal característica es la aparición de marcas paralelas en forma de onda ligeramente curvas y

cuyo centro puede converger hacia el punto de inicio de la grieta. La segunda característica de esta zona es la aparición de escalones paralelos a la dirección de aparición de la grieta y que se forman cuando la grieta se propaga a niveles ligeramente diferentes. Por último, en la zona 3, la sección neta de la pieza queda tan reducida que es incapaz de resistir la carga produciéndose la rotura final. La superficie comienza a hacerse más rugosa y comienza a inclinarse hasta un ángulo cercano a los 45° (González Velázquez 2003).

La **Figura 25** muestra un ejemplo de SEM en un implante dental tras la fractura por fatiga tras aplicar 10^6 ciclos (Ribeiro *et al.* 2011).

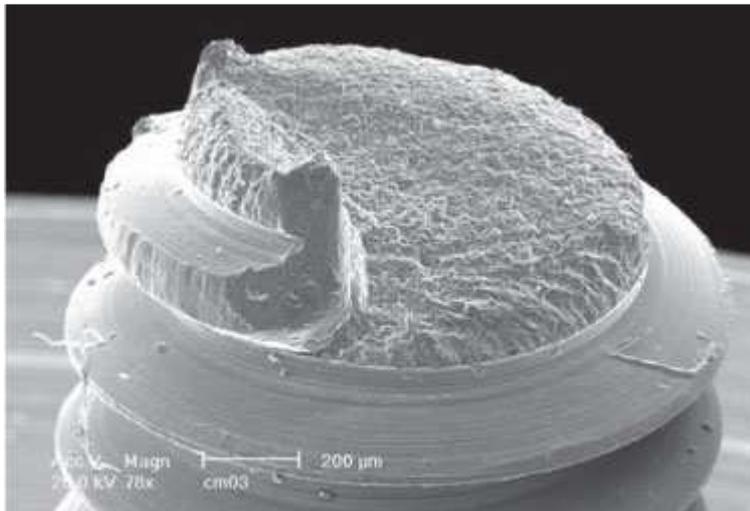


Figura 25 Microscopía electrónica de barrido en un tornillo fracturado. Fuente: (Ribeiro *et al.* 2011)

En el campo de la ingeniería, se define la vida a fatiga de un componente como el número total de ciclos de carga aplicados hasta el fallo (Suresh 1994). Este concepto es fundamental a la hora de definir la duración esperada del componente de estudio, en este caso, del implante dental.

1.7. FATIGA DE LOS IMPLANTES Y CONEXIONES

Desde el punto de vista estructural, la fractura puede dividirse en dos categorías: (1) la fractura inmediata, que aparece como resultado de puntos de concentración de tensiones y (2) fractura por mecanismos dependientes de tiempo, como la corrosión o la fatiga (Keren Shemtov-Yona & Rittel 2016). Las causas más importantes de la fractura

inmediata son una mala elección del material, la aparición de puntos de concentración de tensiones por un inadecuado mecanizado o un proceso de fabricación incorrecto y, por último, el uso excesivo.

Tal y como se ha definido en el apartado anterior, la fatiga aparece cuando intervienen cargas cíclicas que modifican el comportamiento esperado del material haciendo que su vida útil se vea reducida. Los implantes dentales están sometidos a un sinnúmero de ciclos de cargas a lo largo del periodo en el que se encuentran colocados en la boca debido, principalmente, a las cargas que se producen durante la masticación (Ayllón *et al.* 2014).

Esta situación de cargas cíclicas provoca que el fenómeno de la fatiga en implantes dentales sea un área de interés para las casas comerciales fabricantes puesto que, aunque la tasa de éxito sea muy elevada, algunos implantes pueden llegar a fracasar por rotura y/o fatiga. Para evaluar la idoneidad de los diferentes diseños de implantes y componentes se realizan test de fatiga definidos por la norma ISO 14801 (ISO14801 2007). Esta norma, titulada “Ensayo de fatiga para implantes dentales endoóseos”, especifica cómo se deben ensayar los implantes endoóseos de manera individual.

La **Figura 26** muestra una máquina de ensayo universal en la que es posible analizar los implantes dentales según la norma ISO 14801 y el esquema del montaje del implante en dicha máquina para su posterior ensayo.

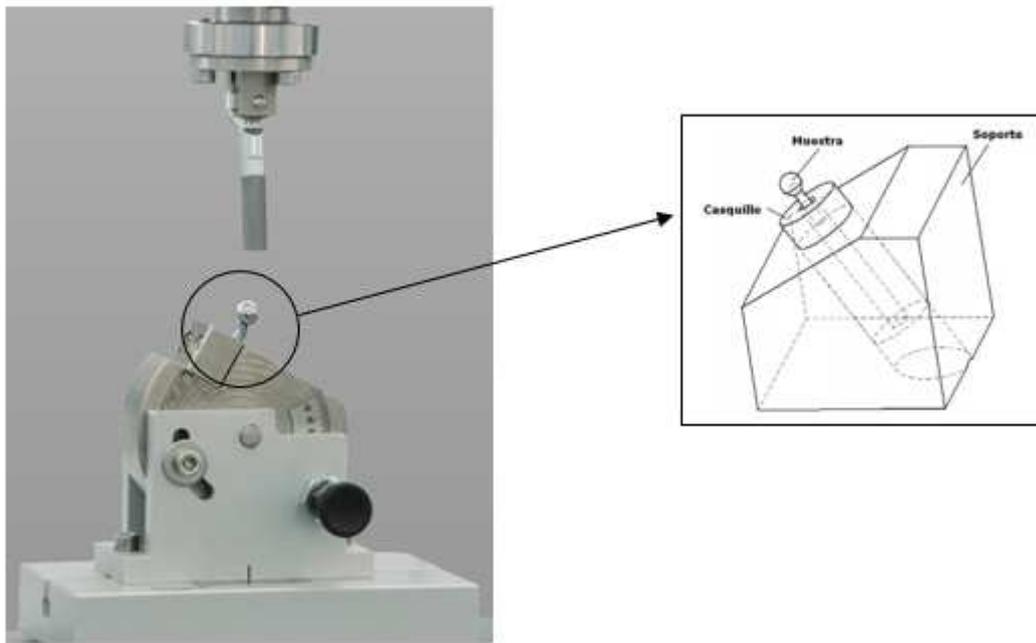


Figura 26 Máquina de ensayo y esquema de montaje del implante

De acuerdo con la norma, se deben realizar una serie de ensayos con diferentes niveles de carga, incrementando su valor, aplicando cinco millones de ciclos y repitiendo el ensayo tres veces con cada uno de dichos valores de carga. La cantidad de tiempo y dinero que requieren este tipo de ensayos es uno de los motivos para aplicar modelos de predicción de vida a fatiga que ayuden a mejorar los diseños sin necesidad de tantos ensayos (Ayllón *et al.* 2014).

De acuerdo con la norma ISO 14801, los test de fatiga deben realizarse aplicando a los especímenes de estudio cargas cíclicas a distintos niveles hasta un nivel inferior del límite de resistencia, por debajo del cual no se espera que ocurra la fractura por fatiga, presentando los resultados un diagrama carga-ciclos (K. Shemtov-Yona & Rittel 2016). Además, los ciclos de carga que se aplican sobre los implantes y sus conexiones implantoprotésicas representan las “peores condiciones de trabajo”, bien creando excesivos momentos flectores o bien imitando la pérdida de hueso. Los resultados obtenidos mediante este ensayo, debido a que se realiza bajo el peor escenario posible, no pueden emplearse para predecir el comportamiento *in vivo* o la vida del implante o la prótesis. En la actualidad se emplean diferentes procedimientos de estudio de fatiga que tratan de estimar la vida de una estructura, en este caso, del sistema implantológico. El procedimiento más común es el denominado “total-fatigue life approach”, propuesto por

Suresh en 1994 (Suresh 1994). Este ensayo se lleva a cabo para evaluar el número de ciclos que soporta el componente hasta su fractura. Las estructuras de estudio son sometidas a una amplitud constante de tensión o deformación cíclicas y los resultados se recogen en la curva denominada S-N (tensión vs. ciclos) o curva de Wöhler que, además, proporcionan gran información en las etapas de inicio y propagación de grietas (Suresh 1994).

La interpretación de los resultados requiere una especial atención debido a su naturaleza estadística. No es extraño observar componentes idénticos que, bajo una misma amplitud de carga, tienen comportamientos extremadamente diferentes en cuanto a ciclos se refiere. Por este motivo, y con el objetivo de obtener resultados con un buen nivel de confianza, se hace necesario repetir los test mecánicos con un gran número de componentes (Milella 2013). En este sentido, la norma ISO 14801 recomienda prestar especial atención a la naturaleza estadística del fenómeno de la fatiga. Un término importante de la curva S-N es el denominado “límite de fatiga”, o, lo que es lo mismo, valor por debajo del cual el componente de estudio puede someterse a ciclos de carga de manera indefinida sin fallo (Suresh 1994). Este concepto ha sido objeto de estudio durante años y se ha aplicado a la mayoría de los materiales.

Uno de los principales inconvenientes del fenómeno de la fatiga en implantes dentales es que, a diferencia de otros procesos en los que es posible monitorizar el crecimiento de grieta y conocer cómo se encuentra el componente, en el caso de los implantes es imposible realizar una inspección visual una vez se encuentra en boca ni inspecciones con rayos X, lo que hace que las pequeñas grietas sean indetectables empleando técnicas de inspección convencionales. Esto conlleva a que no existan técnicas no destructivas que ayuden a la detección temprana de los posibles fallos en los implantes (Keren Shemtov-Yona & Rittel 2016).

El hecho de que los ciclos a lo largo de toda la vida del implante no son constantes y que, además, pueden cambiar la frecuencia y la intensidad de aplicación, es de gran transcendencia en implantología puesto que esta norma no simula condiciones reales de masticación ni patologías oclusales, motivo por el que, tal y como se ha comentado anteriormente, los resultados no son extrapolables al comportamiento *in vivo* (Arola 2017; Schmalz & Galler 2017).

1.8. FRACASOS DE IMPLANTES

Aunque la tasa de éxito de estos tratamientos es superior, en términos estadísticos, al 90% a los diez años, en ocasiones aparecen fallos de etiología mecánica y/o biológica (Gehrke 2015; Gehrke *et al.* 2014; Ugurel *et al.* 2015; Albrektsson & Wennerberg 2005; Albrektsson *et al.* 1986). La práctica clínica indica que las principales causas de rotura del implante y/o tornillos de fijación protésicos, son la osteointegración incompleta y alteraciones biomecánicas, sin olvidar la posibilidad de una mala planificación o el uso de diseños no recomendados (Siddiqui *et al.* 2006; Balshi 1996), para su colocación en una zona determinada de la mandíbula o del maxilar (Piattelli, Scarano & Paolantonio 1998; Siddiqui *et al.* 2006). La combinación de todos o de algunos de estos factores incrementa notablemente el fallo del implante (Isidor 1999; Tagger Green *et al.* 2002; Misch *et al.* 2005; Misch *et al.* 2006).

Algunos de estos factores pueden desembocar en sobrecarga del implante (Rangert *et al.* 1997), muy especialmente la existencia de hábitos parafuncionales o el exceso de fuerzas oclusales, constituyendo el bruxismo el paradigma de ello, todo lo cual se contemplan como causas potenciales de fractura de implantes (Lobbezoo *et al.* 2006; Koyano *et al.* 2008).

Por último, el ajuste pasivo entre el implante y sus componentes de apoyo son factores que determinan, aún más, el éxito o el fracaso, así como la duración, del implante y de su rehabilitación protésica (Gehrke *et al.* 2014).

Existen estudios en los que se ha demostrado que la pérdida de hueso alrededor del cuello del implante, aunque en algunos casos puede ser aceptable, se debe principalmente a la aparición de fuerzas oclusales directamente sobre el hueso, lo que implica, su remodelación de forma natural (Klineberg *et al.* 2012). Sin embargo, cuando la pérdida de hueso marginal alcanza valores grandes, existen riesgos mecánicos y biológicos que estén causando esta pérdida y que culmine en una gradual o total pérdida de osteointegración y su correspondiente fracaso (Duyck & Vandamme 2014; Koller *et al.* 2016). Es decir, un tejido periimplantario sano, resulta ser un requisito imprescindible para el éxito del tratamiento implantológico (AlZarea 2016).

Para tratar de resolver estos problemas, los fabricantes han desarrollado una amplia variedad de diseños y de conexiones implantoprotésicas (Ugurel *et al.* 2015). El conocimiento de cómo las cargas funcionales se transmiten a la interfase hueso-implante resulta de gran ayuda a la hora de determinar la mejor prótesis para colocar en cada paciente (Tiozzi *et al.* 2013). La transmisión de estas cargas, así como de las tensiones a las que las prótesis están sometidas depende, principalmente, de las propiedades físicas y geométricas de cada uno de los componentes (Tiozzi *et al.* 2013; R Skalak 1983). El comportamiento biomecánico del conjunto implante-prótesis se lleva a cabo mediante el uso de distintas técnicas, como la fotoelasticidad (Bernardes *et al.* 2009; Karl *et al.* 2009), las galgas de deformación (Karl *et al.* 2007; Karl *et al.* 2005) y el análisis mediante elementos finitos (Lin *et al.* 2008; Ding, Zhu, Liao, *et al.* 2009), por mencionar algunos.

A fin de mejorar la osteointegración, las casas comerciales han desarrollado sistemas de implantes con un diseño más versátil (K. Shemtov-Yona & Rittel 2016), lo que implica que pequeños cambios en la forma, la longitud, anchura y las condiciones de la superficie de estos implantes puedan influir en las ratios de éxito. Es de todos conocidos que los fabricantes de implantes dentales hoy en día comercializan una gran variedad de diseños que han evolucionado principalmente para adaptarse a los conceptos quirúrgicos actuales y el diseño de prótesis (Lee *et al.* 2009).

A pesar de todo, los implantes dentales no dejan de ser un aparato médico, más concretamente una estructura mecánica, la cual debe poseer un diseño optimizado con el objetivo de que tenga la mayor vida útil posible (K. Shemtov-Yona & Rittel 2016). Hoy en día, los implantes comerciales deben cumplir con los criterios de calidad definidos por la norma ISO 14801, la cual fue desarrollada en el año 2003 por un comité de expertos de la Organización para la Estandarización Internacional (ISO14801 2007). Esta norma especifica cómo realizar el ensayo de fatiga para un único implante endoóseo y, es el que se emplea, por norma general, para la obtención de certificados de los distintos diseños de implantes.

1.9. APLICACIONES DE LA INGENIERIA MECANICA AL ESTUDIO DE FATIGA

1.9.1. ENSAYOS IN VITRO

El ingeniero alemán, August Whöler, encabezó entre 1852 y 1870 la primera investigación sistemática de fatiga, obteniendo la curva S-N (o curva de Whöler, en su honor) en la cual se relacionan los ciclos de carga de amplitud constante con el nivel de tensión medio (**Figura 27**), siendo estos test los más empleados para evaluar la vida a fatiga de los componentes o de un material dado (Lee *et al.* 2005).

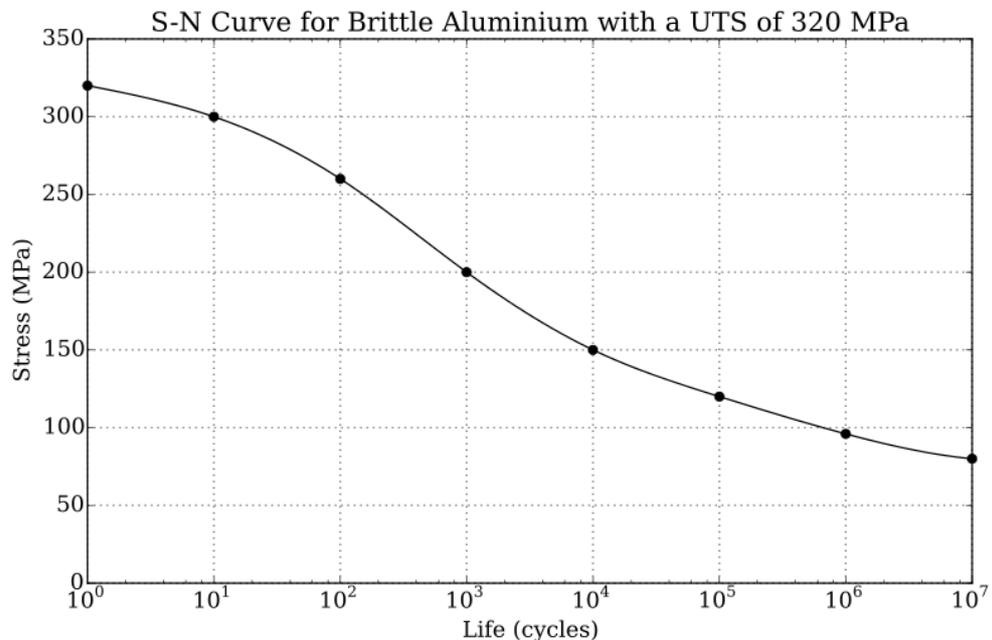


Figura 27 Curva S-N o de Whöler. S representa la tensión y N representa los ciclos

La estadística en los estudios de fatiga resulta ser de gran importancia puesto que este fenómeno es muy dependiente de las propiedades del material, de las condiciones de la superficie, de la homogeneidad o no de la microestructura, así como de las condiciones en las que se realice el mismo test, entre otros factores. Este es el motivo por el cual, para la obtención de la curva S-N se requiere realizar los test mecánicos a varios especímenes. El tamaño de la muestra recomendado para la obtención de estas curvas S-N son entre 6 y 12 para los test preliminares y entre 12 y 14 para los test de diseño (Lee *et al.* 2005).

Los ensayos de fatiga *in vitro* en odontología se llevan a cabo principalmente para predecir, aplicando la norma ISO 14801 (ISO14801 2007), el número de ciclos que un implante dado es capaz de soportar hasta la rotura, así como la fuerza de compresión estática máxima que soportan antes de romper. A pesar de que estos test de fractura estática no simulan la masticación, son muy empleados para conocer la resistencia a fractura de los pilares (Coray *et al.* 2016).

Un ensayo *in vitro* debería ser capaz de simular con la mayor precisión posible las situaciones clínicas que aparecerán cuando el implante esté colocado en el paciente para que sus resultados fueran trasladables a la vida real (Alqahtani & Flinton 2014). Para ello, la mejor opción sería someter los implantes a cargas cíclicas, aunque, la literatura no presenta un procedimiento ni unos parámetros estandarizados para llevarla a cabo (Coray *et al.* 2016).

Estos datos tan heterogéneos dificultan y limitan la comparación de los resultados obtenidos en los test de fatiga en implantes dentales.

1.9.2. ENSAYOS *IN SILICO*

Se denomina estudio *in silico* a aquellos que se realizan con ayuda de ordenadores.

El método de los elementos finitos es una herramienta empleada en una gran variedad de artículos de implantología. Esta herramienta permite predecir los mecanismos de fractura de los implantes sin necesidad de someterlos a los costosos ensayos *in vitro*. Sin embargo, la mayoría de la literatura emplea este método como verificación y comparación de los resultados obtenidos en los test mecánicos.

El mecanismo de fractura de los implantes situados en boca del paciente, y sometidos a cargas funcional, proporciona información muy útil acerca de cómo afecta el diseño de la prótesis o del material en cada situación; sin embargo, el método de los elementos finitos es capaz de predecir el comportamiento *in vivo* mediante la simulación de las tensiones bajo las sollicitaciones de carga que provocaron la fractura, así como la simulación y predicción de la formulación matemática convencional para el estudio de fatiga (Szajek & Wierszycki 2016).

Chen *et al.* predijeron el comportamiento a fatiga de dos implantes dentales mediante el uso de ANSYS® Workbench y sin necesidad de ensayos mecánicos ni de fracturar implantes (Liangjian *et al.* 2010). De manera similar, Geringer *et al.* emplearon métodos numéricos para simular los ensayos de fatiga descritos en la ISO 14801 en implantes de zirconia y ser capaces de estudiar el comportamiento a largo plazo de dichos implantes sin necesidad de ensayos mecánicos ni de componentes reales (Geringer *et al.* 2014).

La ventaja de los modelos computacionales radica en que son capaces de predecir el comportamiento a fatiga de implantes con diferentes geometrías sin necesidad de realizar ningún ensayo mecánico adicional. Por lo tanto, los ensayos *in silico* permiten obtener predicciones fiables a una gran variedad de condiciones sin necesidad del coste económico y de tiempo que requieren los test físicos (Preis *et al.* 2017).

1.9.3. FORMULACIÓN MATEMÁTICA

Desde el punto de vista de las tensiones cíclicas, el proceso de daño a fatiga en un componente está muy influenciado por la amplitud de las tensiones aplicadas, por el rango de dichas tensiones, así como por la tensión media (Lee *et al.* 2005).

Gerber en 1874, Goodman en 1899 y Soderberg en 1930 propusieron modelos empíricos para cuantificar el efecto de las tensiones medias en la fatiga de altos ciclos, siendo estos modelos graficados en diagramas de vida constante tal y como se aprecia en el ejemplo de la **Figura 28**.

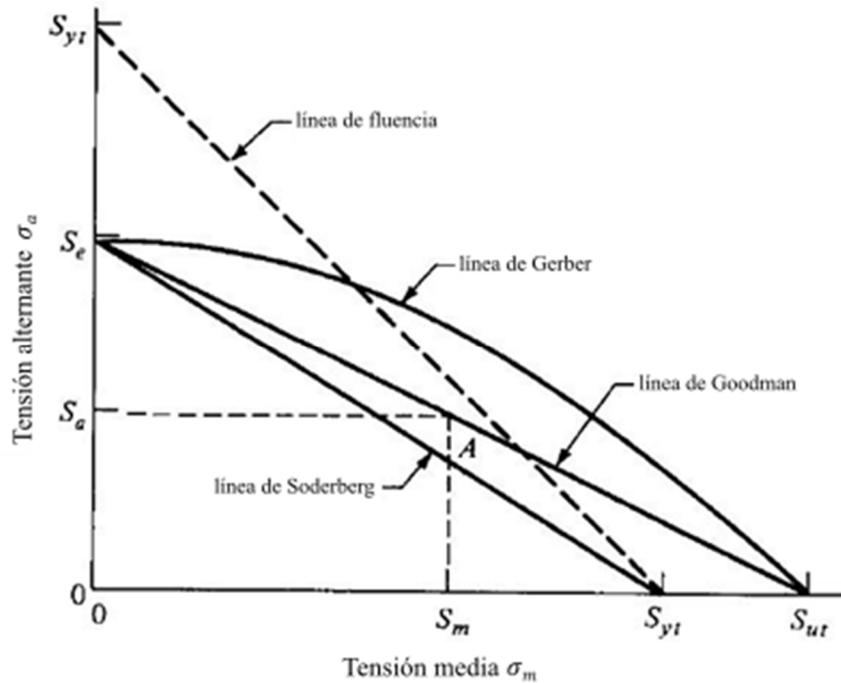


Figura 28 Diagrama de las líneas de Goodman, Soderberg y Gerber

Estos modelos se determinan de forma experimental a partir de las curvas S-N explicadas anteriormente.

Gerber propuso una representación parabólica a la curva de fatiga de Whöler. Goodman, por su parte, introdujo una línea teórica que representa los datos disponibles a partir del ensayo de fatiga. Matemáticamente, estos tres modelos pueden expresarse como:

$$\text{Goodman:} \quad \sigma_a = \sigma_e \left[1 - \left(\frac{\sigma_m}{\sigma_u} \right) \right] \quad (14)$$

$$\text{Gerber:} \quad \sigma_a = \sigma_e \left[1 - \left(\frac{\sigma_m}{\sigma_u} \right)^2 \right] \quad (15)$$

$$\text{Soderberg:} \quad \sigma_a = \sigma_e \left[1 - \left(\frac{\sigma_m}{\sigma_y} \right) \right] \quad (16)$$

Siendo σ_u la tensión de rotura y σ_y el límite de fluencia. La relación de Goodman relaciona una disminución en la vida a fatiga con un aumento de la tensión media para un nivel de carga dado. Por último, Gerber propuso un modelo parabólico más conservador que cualquiera de los modelos lineales (M. Prados-Privado *et al.* 2015).

1.10. NUEVAS PROPUESTAS EN PREDICCIÓN DE VIDA A FATIGA Y SU VALIDEZ

A la vista de la bibliografía empleada en las secciones anteriores, queda patente que el fenómeno de fatiga y fractura en los implantes dentales y sus aditamentos tiene una gran aleatoriedad. Las nuevas propuestas en predicción de la fatiga se basan en las siguientes cuestiones:

1. ¿Es indispensable realizar los costosos ensayos mecánicos detallados en la norma ISO 14801?
2. Los modelos propuestos por Soderberg, Goodman y Gerber no consideran la aleatoriedad existente tanto en las fuerzas masticatorias, y cargas externas como en el material.
3. La aleatoriedad de este fenómeno conlleva el empleo de su estudio desde un punto de vista probabilista.

Esta nueva metodología se centra en la etapa de inicio de grieta puesto que, desde el punto de vista de la durabilidad, es el escenario más importante. La mejor herramienta para estimar la influencia en la respuesta de las propiedades estocásticas de la carga, las propiedades del material y la geometría resulta ser el método de los elementos finitos probabilistas (Riahi *et al.* 2010). En esta nueva metodología, el problema de nucleación de grieta es considerado como un problema de daño acumulado, discreto en espacio y tiempo y tratado con modelos probabilistas desarrollados por Bogdanoff y Kozin (M Prados-Privado *et al.* 2016; Bogdanoff & Kozin 1985). Estos modelos de daño acumulado fueron obtenidos a base de ensayos experimentales y están basados en cadenas de Markov.

1.10.1. ELEMENTOS FINITOS PROBABILISTAS

No todos los métodos tradicionales deterministas son válidos para realizar ciertos estudios que, debido a las aleatoriedades en las condiciones de carga, el comportamiento de material y las geometrías, deben incluir y describir, de manera fiable, el comportamiento de esa estructura (Llu *et al.* 1995). Existen herramientas computacionales más avanzadas que, junto con la estadística y la fiabilidad estructural,

resultan ser una buena combinación para caracterizar las incertidumbres y la fiabilidad en estructuras complejas.

El Método de los Elementos Finitos Probabilistas (PFEM, por sus siglas en inglés) es un método numérico que permite resolver problemas mediante la elástica estocástica. Los PFEMs han sido aplicados a diversos problemas, muy especialmente a la determinación de las incertidumbres en términos de medias, varianzas y correlación entre coeficientes y a la determinación de la probabilidad de fallo asociada a ello.

El método de la perturbación ha sido ampliamente utilizado por su versatilidad y “simplicidad” siendo Cambou el primero en aplicar, en 1975, el método de la perturbación de primer orden para problemas estáticos lineales con cargas y sistemas aleatorios (Cambou 1975). Posteriormente, Baecher e Ingra emplearon estas técnicas para predicciones (Baecher & Ingra 1981). El método de la perturbación junto con el método de los elementos finitos fue también empleado por Handa y Anderson en 1981 para problemas de vigas estáticos (Handa & Anderson 1981), por Ishii y Suzuki para el análisis de estabilidad de taludes en 1987 (Ismi & Suzuki 1987), entre otros.

El PFEM basado en la perturbación de segundo orden fue introducido por Hisada y Nakagiri para problemas estáticos y de autovalores (Hisada & Nakagiri 1981; Hisada & Nakagiri 1985).

1.10.2. CADENAS DE MARKOV

Reciben el nombre del matemático ruso Andréi Markov (1856-1922). Se conocen como cadena de Markov a un tipo de proceso estocástico discreto en el que la probabilidad de que ocurra un evento depende únicamente del evento inmediatamente anterior.

Se denomina proceso estocástico, a una sucesión de observaciones $X_1, X_2, \dots, X_n, \dots$ que:

- No puede predecirse exactamente el valor de estas observaciones
- Pueden especificar las probabilidades para los distintos valores posibles en cualquier instante de tiempo.

Se considera una cadena de Markov a un proceso estocástico en el que si el estado actual X_n y los estados previos X_1, X_2, \dots, X_{n-1} son conocidos, entonces, la probabilidad de estado futuro X_{n+1} :

1. No depende de los estados anteriores X_1, X_2, \dots, X_{n-1}
2. Únicamente depende del estado actual.

Si consideramos un proceso de Markov con n estados posibles $1, 2, 3, \dots, n$ y denotamos como p_{ij} a la probabilidad de que el sistema pase al estado j después de cualquier ensayo en donde su estado antes era i , se conoce como matriz de transición del sistema a $P = (p_{ij})$ de dimensión $n \times n$. Los valores p_{ij} se denominan probabilidades de transición que satisfacen las condiciones:

1. $p_{ij} \geq 0$: cada elemento de la matriz tiene que ser no negativo
2. $\sum_{j=1}^n p_{ij} = 1$: la suma de los elementos de cada fila es igual a la unidad

Todos estos valores se agrupan formando una matriz de transición P de tamaño $n \times n$, donde

$$P = \begin{pmatrix} p_{11} & p_{12} & \dots & p_{1n} \\ p_{21} & p_{22} & \dots & p_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ p_{n1} & p_{n2} & \dots & p_{nn} \end{pmatrix}$$

La matriz de transición P puede expresarse de manera gráfica. Por sencillez de la explicación se emplea el ejemplo numérico que se muestra a continuación (Ossa 2013):

$$P = \begin{pmatrix} 0.648 & 0.158 & 0.194 \\ 0.49 & 0.235 & 0.275 \\ 0.72 & 0.175 & 0.105 \end{pmatrix}$$

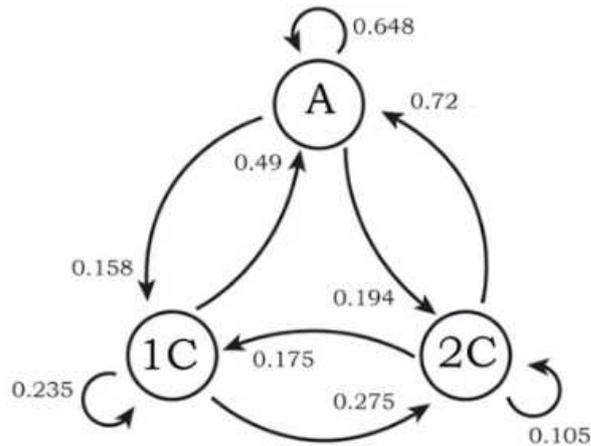


Figura 29 Ejemplo gráfico del significado de la matriz de transición

Se denomina estado de absorción al estado en el que, una vez que se entra, no se puede salir de él. A este estado le corresponde una probabilidad $p_{ii} = 1$. Es decir, el estado absorbente, debe cumplir que:

1. $p_{ii} = 1$
2. $p_{ij} = 0 \quad (i \neq j, j = 1, \dots, n)$

1.10.3. DESARROLLOS EN SERIE DE TAYLOR

Una serie de Taylor es una aproximación de funciones mediante una suma de potencias del tipo $(x - a)^n$ obtenida a partir de las derivadas de la función en un determinado punto, sobre el cual converge la serie. Es decir, una función $f(x)$ real o compleja, diferenciable en el entorno del número a puede aproximarse según la ecuación (17):

$$\begin{aligned}
 f(x) &= f(a) + \frac{f'(a)}{1!}(x - a) + \frac{f''(a)}{2!}(x - a)^2 + \dots \\
 &= \sum_{n=0}^{\infty} \frac{f^{(n)}(a)}{n!}(x - a)^n
 \end{aligned}
 \tag{17}$$

Siendo $n!$ el factorial de n y $f^{(n)}$ la derivada n -ésima de la función f

1.10.4. FUNCIONES DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD

La función de densidad de probabilidad describe cómo varían los resultados de un experimento aleatorio, o lo que es lo mismo, proporciona todas las probabilidades de todos los posibles resultados de un experimento aleatorio.

Las funciones de densidad de probabilidad se clasifican en discretas o continuas.

1.9.4.1 Funciones de densidad de probabilidad discretas

En este caso, únicamente se permite tomar un número limitado de valores. Consideremos X una variable aleatoria discreta que puede tomar valores $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$, se define la distribución de probabilidad de X al conjunto al cual, a cada valor de la variable se le asocia una probabilidad, p_i , de tal manera que la suma de todas estas probabilidades sea igual a la unidad.

Por tanto, los valores p_i de probabilidad asociada deben cumplir las siguientes condiciones:

1. $0 \leq p_i \leq 1$
2. $p_1 + p_2 + p_3 + \dots + p_n = \sum_{i=1}^n p_i = 1$

1.9.4.2 Funciones de densidad de probabilidad continua

Una variable aleatoria continua es una variable aleatoria que puede tomar infinitos valores por lo que no es posible deducir la probabilidad de un valor puntual. En este caso, las probabilidades de las variables aleatorias continuas se definen como el área por debajo de la curva de distribución.

Sea X una variable aleatoria continua, se llama función de densidad $f(x)$ a una función no negativa definida sobre la recta real tal que verifique lo siguiente:

$$\forall A \quad P(X \in A) = \int f(x)dx \quad (18)$$

2

HIPÓTESIS

2. HIPÓTESIS

Las hipótesis nulas analizadas en este trabajo son las siguientes:

- Los diferentes ensayos de mecánica no permiten predecir el comportamiento aleatorio de un implante dental sometido a carga.
- Los ensayos mecánicos *in vitro* no facilitan la predicción del comportamiento biomecánico del conjunto de una rehabilitación implantosoportada.
- El Método de los Elementos Finitos no es una herramienta válida para corroborar los resultados de los ensayos mecánicos en lo relativo a compresión y fatiga.

3

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

Los objetivos generales de este trabajo de investigación son:

- Analizar la máxima carga soportada por el conjunto implante – pilar protésico en implantes de conexión externa, interna hexagonal y cono morse.
- Evaluar el comportamiento a fatiga del conjunto implante – pilar protésico en implantes de conexión externa, interna hexagonal y cono morse, bajo sollicitaciones cíclicas determinadas.

Los objetivos específicos son los siguientes:

- Validar los resultados mecánicos mediante el Método de los Elementos Finitos.
- Analizar la probabilidad de fallo de los implantes de conexión externa, como modelo básico de estudio, para un número de ciclos determinado.

4 MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. CARACTERÍSTICAS DE LOS IMPLANTES UTILIZADOS

Los implantes analizados a lo largo de la presente Tesis Doctoral corresponden a implantes disponibles en el mercado, como son los comercializados por Proclinic® S.A. (Madrid, España), fabricados por Avenir SL en Rimini (Italia) y los comercializados por Implacil De Bortoli® (São Paulo, Brasil). La **Tabla 4** muestra las principales características de los mismos, así como la denominación empleada.

Implante	Diámetro	Longitud
Proclinic®: HE (IP852 ¹)	3.5	10
Implacil De Bortoli®: HI	3.5	13
Implacil De Bortoli®: CM	3.5	13

Tabla 4 Principales características de los implantes ensayados

La **Figura 30** muestra el implante Proclinic® analizado a lo largo de todo este trabajo de investigación y cuyas cotas están representadas en la **Figura 31**.



Figura 30 Implante HE analizado en esta Tesis. Fuente: web de Proclinic®

¹ Denominación tomada del catálogo web de Proclinic® (<https://www.proclinic.es/clinica/implantes/implantes-proclinic.html>). Consultado el 7 de enero del 2017.

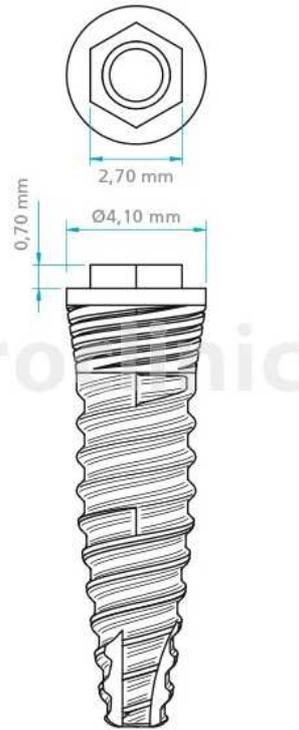


Figura 31 Dimensiones del implante analizado en esta Tesis. Fuente: web de Proclinic®

Los implantes de conexión interna de Implacil De Bortoli® y sus cotas están representados en la **Figura 32** mientras que los de cono morse, y sus cotas, se muestran en la **Figura 33**.

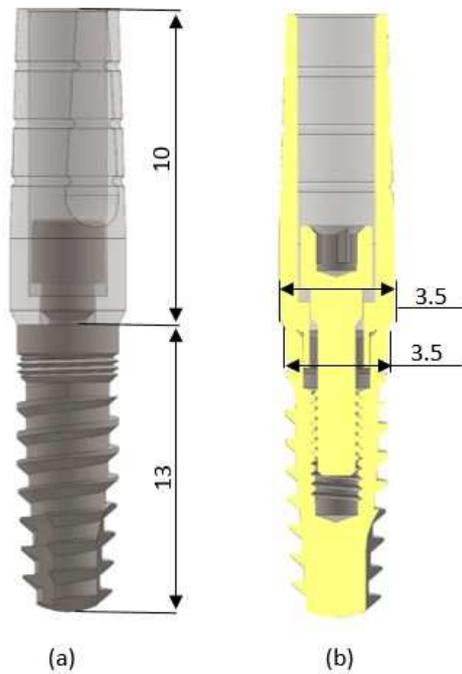


Figura 32 Implantes HI analizado en esta Tesis. (a) Representación esquemática, (b) Corte transversal

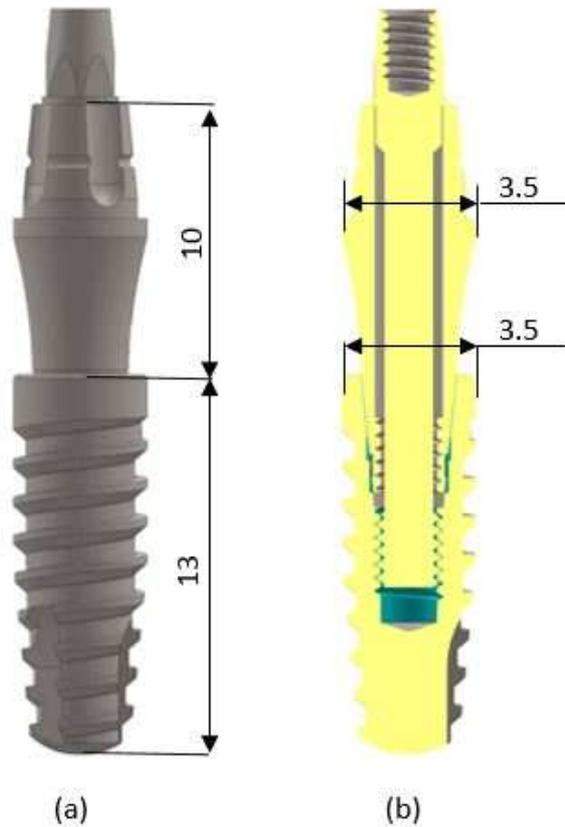


Figura 33 Implantes CM analizado en esta Tesis. (a) Representación esquemática, (b) Corte transversal

Los diez implantes de Proclinic empleados para la realización de los ensayos mecánicos fueron divididos de manera aleatoria en dos grupos: cinco de ellos se emplearon para llevar a cabo los ensayos de compresión y obtención de la carga máxima de fractura y los otros cinco, para la realización del ensayo dinámico.

Los implantes de la casa comercial Implacil De Bortoli® se emplearon para la obtención y comparación del comportamiento de ambas conexiones ante un ensayo de compresión.

Se emplearon 5 implantes de cada tipo para realizar cada uno de los estudios descritos a continuación, ajustándose este valor a otros ensayos y cumpliendo los requisitos estadísticos.

4.2. METODOLOGÍA DE LOS ENSAYOS IN VITRO

4.2.1. ENSAYOS DE COMPRESIÓN

De acuerdo con el diseño del estudio, en todos los implantes se aplicaron cargas de compresión hasta su fractura empleando para ello la máquina universal modelo AME-5kN (Técnica Industrial Oswaldo Filizola Ltda, Guarulhos, Brasil) de la **Figura 34**. Los ensayos fueron realizados en los laboratorios de biomecánica de Biotecnos, aplicando la carga a una velocidad de 1mm/min.

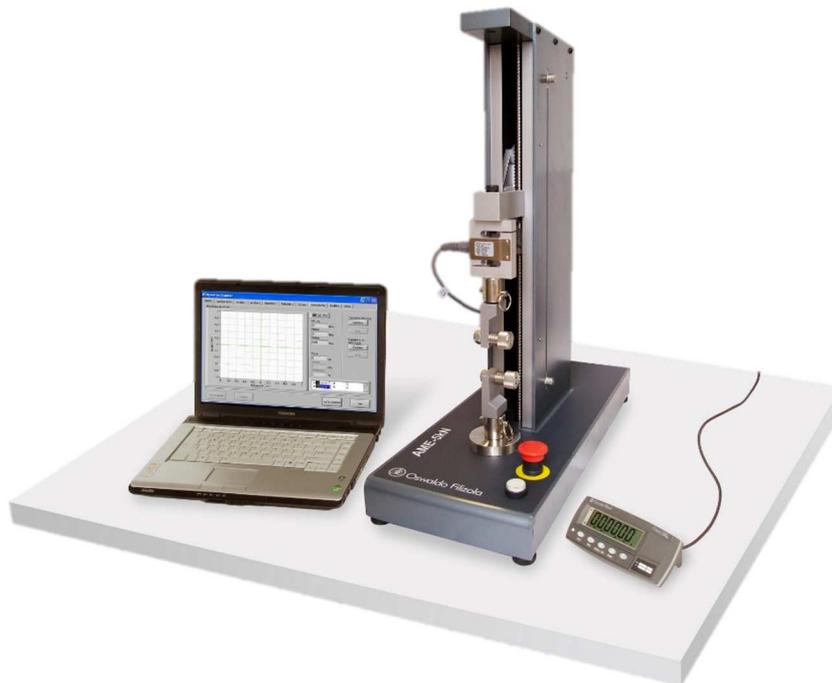


Figura 34 Máquina de ensayos universal empleada en los ensayos de compresión. Fuente: <http://www.oswaldofilizola.com.br>

4.2.2. ENSAYOS DE FATIGA

Para la realización del ensayo de fatiga, los pilares se conectaron a los implantes aplicando un par torsor de 30Ncm en la máquina CME-30 (Técnica Industrial Oswaldo Filizola, São Paulo, Brasil) de la **Figura 35**.



Figura 35 Máquina para aplicación de par torsor. Fuente: <http://oswaldofilizola.com.br/cme.html>

Para limitar el efecto de aflojamiento de los tornillos, lo que podría reducir la carga máxima soportada, se volvió a aplicar los mismos valores de par a todos los componentes 10 minutos después del par inicial (Breeding *et al.* 1993).

Todos los implantes y sus correspondientes pilares fueron incluidos en resina epoxy del modelo GIV (Polipox, São Paulo, Brasil), cuyo módulo de elasticidad es de 3.2GPa, empleando para ello tubos cilíndricos acrílicos de 20mm de diámetro dejando una longitud de 3mm sin rellenar con epoxy con el objetivo de simular una pérdida ósea, conforme a la norma ISO 14801.

Posteriormente, se cementó a cada pilar una corona metálica semiesférica empleando para ello fosfato de zinc tal y como recomienda la norma ISO 14801:2007 (ISO14801 2007). Tras la resina de polimerización, las muestras se sumergieron en agua a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ y se colocaron en la máquina de ensayos de fatiga Biocycle V2 (BioPDI, São Carlos, Brasil) mostrada en la **Figura 36**.



Figura 36 Máquina de ensayos de fatiga Biocycle V2. Fuente: <http://biopdi.com.br/es/productos/simulador-masticacion/neumatica/biocyte-v2>

La máquina de ensayos Biocycle realiza pruebas de fatiga mecánica en condiciones muy próximas a la de la boca humana.

Los ensayos se realizaron siguiendo las normas descritas en la ISO 14801/2007 (ISO14801 2007) y esquematizadas en la **Figura 37**.

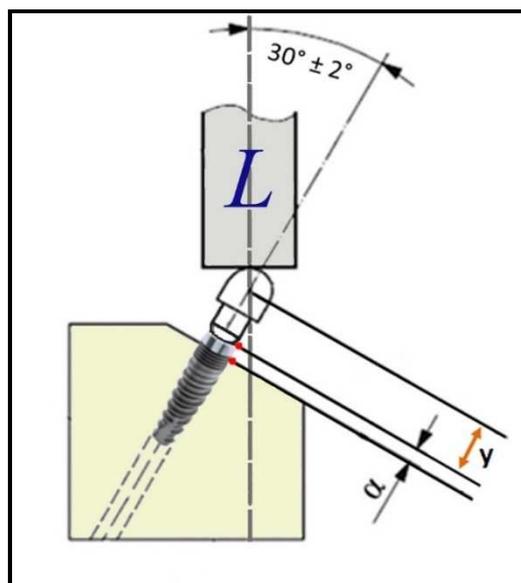


Figura 37 Esquema del ensayo a compresión basado en la norma ISO 14801.

Dicha norma recomienda realizar los ensayos con el diámetro más pequeño disponible en cada implante. Los ensayos se llevaron a cabo con una inclinación de implante de $30 \pm 2^\circ$ con respecto a la aplicación de la carga y dejando una longitud de 3mm en el implante para simular la pérdida de hueso. Antes de comenzar los test mecánicos, los implantes se embebieron en resina epoxy cuyo módulo de elasticidad es similar al de hueso cortical.

Se aplicaron 360.000 ciclos con una carga axial de $150 \pm 10\text{N}$ con una frecuencia de 4Hz (**Figura 38** y **Figura 39**), tal y como se describe en diferentes estudios (Gehrke & De Carvalho Serra 2015; Gehrke, Poncio da Silva, *et al.* 2016).



Figura 38 Imagen de los implantes sumergidos en agua a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ y su ubicación en la máquina Biocycle

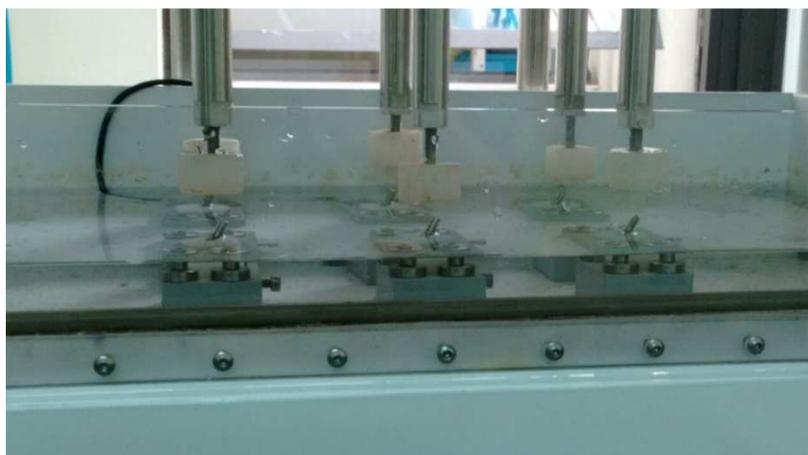


Figura 39 Zoom de la posición de los implantes

4.3. ESTUDIOS “CONVENCIONALES” IN SILICO

En esta sección se describe el procedimiento a seguir para la realización de un estudio de elementos finitos mediante el software comercial ANSYS® Workbench (Canonsburg, PA, Estados Unidos).

Los pasos a seguir son los siguientes:

1. Descripción del tipo de estudio que se desea realizar: en este caso, se trata de un estudio estructural. La **Figura 40** muestra algunos de los ensayos que se pueden realizar mediante este software y los pasos que se deben seguir para completar un estudio estructural como el que se debe llevar a cabo en este caso.

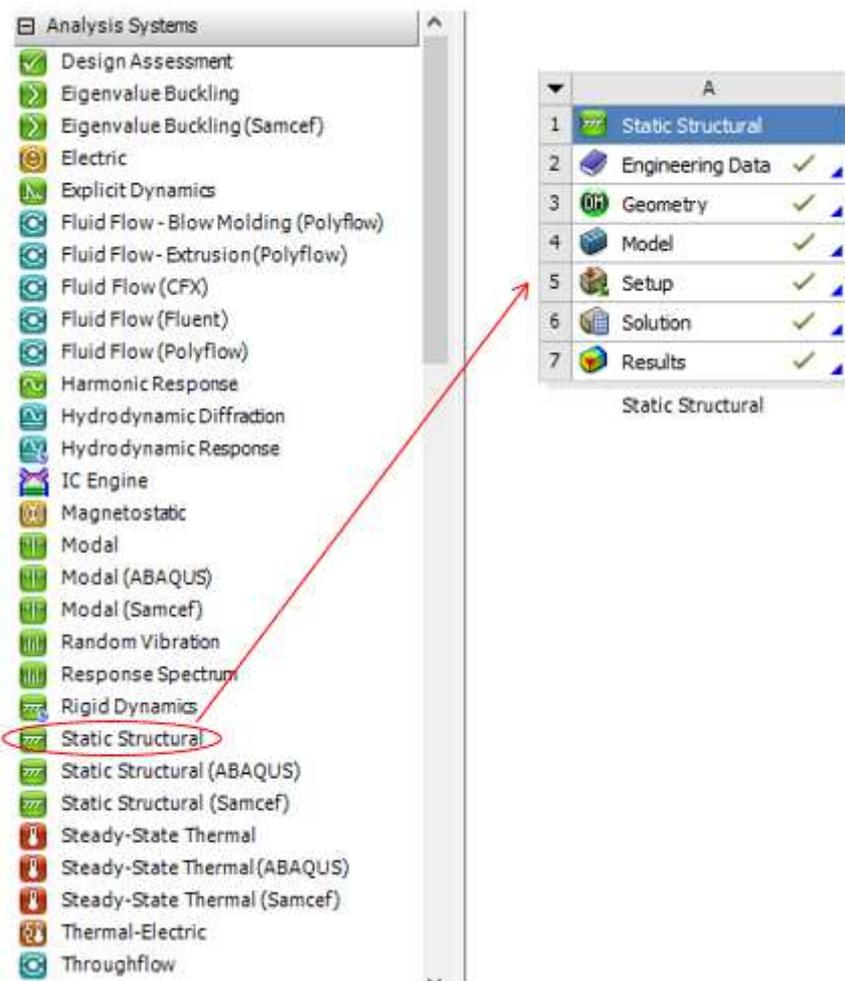


Figura 40 Tipos de estudios disponibles en Workbench y pasos a seguir para realizar un estudio estático estructural

2. Propiedades del material (Engineering data): esta sección incluye una librería de materiales de uso común en ingeniería, aunque también incluye la posibilidad de

introducir datos específicos por el usuario. En este caso, la mayoría de las propiedades empleadas en los estudios han sido proporcionadas por el fabricante e incluido de manera manual en el software, tal y como se muestra en la **Figura 41**.

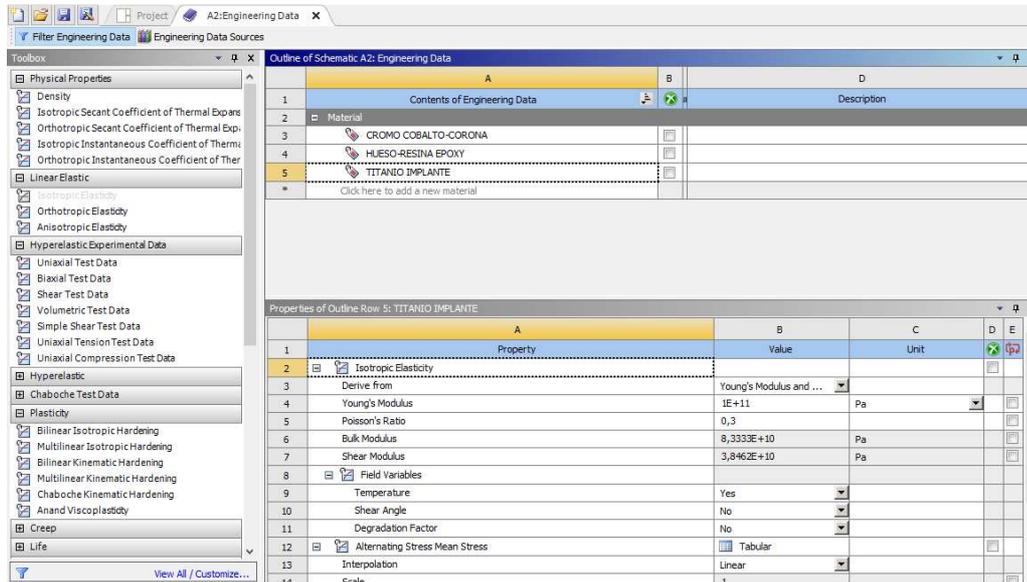


Figura 41 Ejemplo del material empleado en los estudios numéricos

3. Geometría: en este punto se debe incluir la geometría a analizar. La geometría del implante analizado fue proporcionada directamente por el fabricante, mientras que la geometría del hueso y la corona empleada en el ensayo mecánico fue construida en otro software de diseño denominado SolidWorks®, en cual también se ensambló las tres geometrías. Una vez se tiene la geometría, la cual también puede ser realizada en ANSYS®, se importa al programa (**Figura 42**).

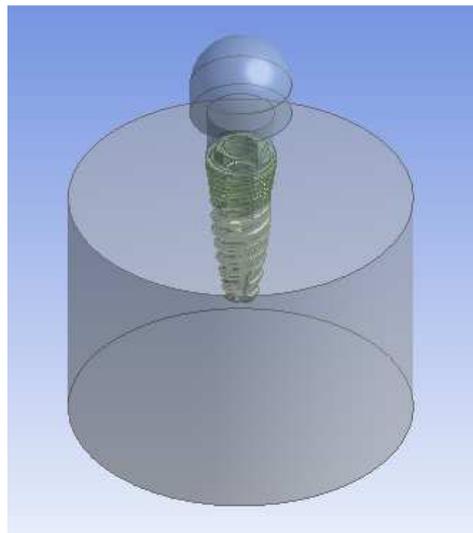


Figura 42 Geometría de estudio importada desde SolidWorks®

4. Modelado: en este punto se debe mallar la geometría, introducir y especificar las condiciones de contorno (**Figura 43**).

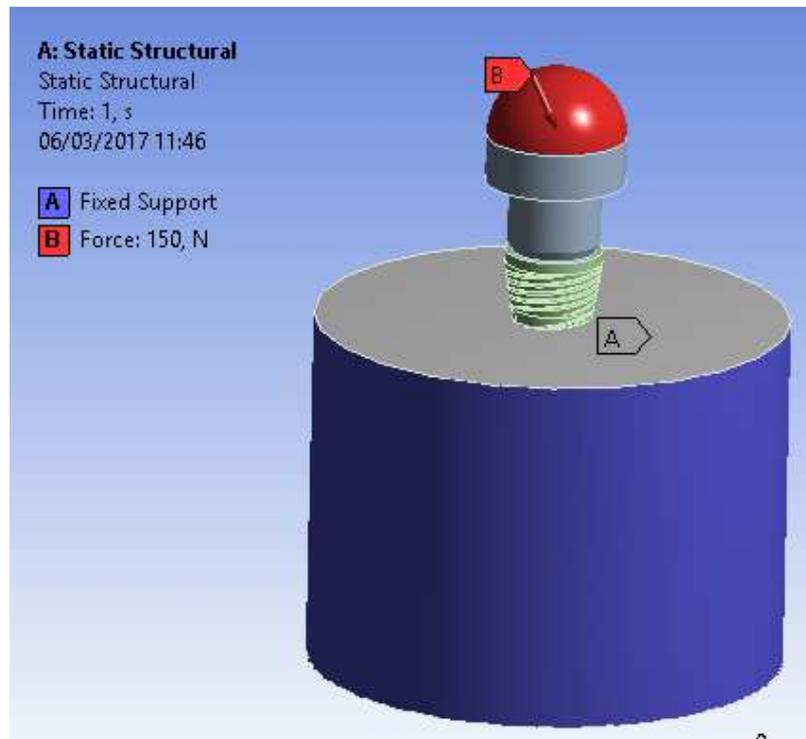


Figura 43 Ejemplo de condiciones de contorno

También se debe especificar qué resultados se quieren obtener, tal y como muestra la **Figura 44**.

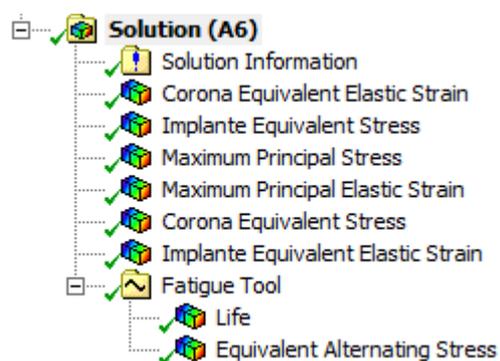


Figura 44 Variables a obtener en este estudio estructural

5. Ejecutar la solución y obtener resultados.

4.4. DESARROLLO MATEMÁTICO DE LAS NUEVAS PROPUESTAS

En esta sección se describe la formulación matemática que hay detrás de la nueva propuesta de carácter probabilista para el estudio de la fatiga de implantes dentales.

Tal y como detalla Prados-Privado en su artículo (María Prados-Privado *et al.* 2016), la metodología puede resumirse de manera gráfica mostrada en la **Figura 45**.

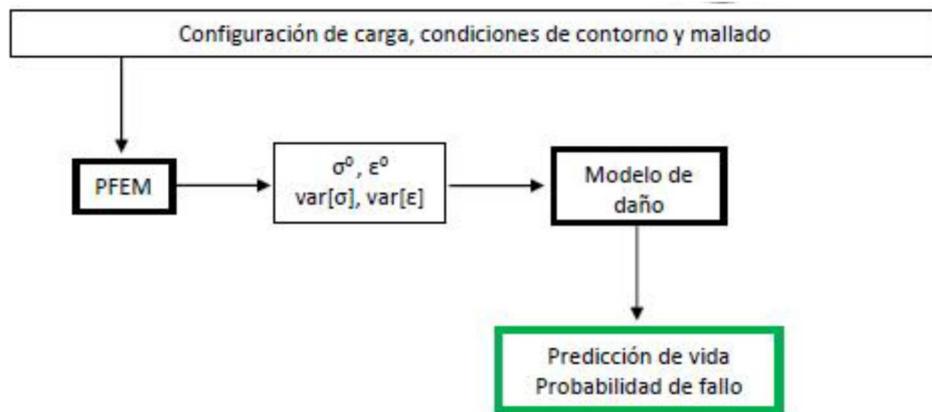


Figura 45 Resumen metodología probabilista

Una vez conocida la situación que se pretende simular y predecir, se debe aplicar el método de la perturbación, que tiene como objetivo final medir las sensibilidades de las variables respuesta del sistema con respecto a las variables aleatorias que se estén considerando. Para ello, se parte de la ecuación de equilibrio para situaciones estáticas, ecuación (19).

$$\mathbf{f} = \mathbf{K}\mathbf{u} \quad (19)$$

Suponiendo que la matriz de rigidez, \mathbf{K} , depende de las variables aleatorias β_i , siendo $i=1,2,\dots,N$, se debe desarrollar \mathbf{K} alrededor de la media de cada una de estas variables aleatorias mediante desarrollos en serie de Taylor de orden uno:

$$\mathbf{K} = \mathbf{K}^0 + \sum_{i=1}^N \mathbf{K}_i^l (\beta_i - \beta_i^0) + \dots \quad (20)$$

donde el valor medio se expresa con el superíndice 0 y siendo K_i^I la primera derivada parcial de K con respecto a β_i . La primera derivada, K_i^I se obtiene tal y como se muestra en la siguiente expresión:

$$\mathbf{K}_i^I = \left. \frac{\partial \mathbf{K}}{\partial \beta_i} \right|_{\beta_i = \beta_i^0} \quad (21)$$

Se van a considerar como variables aleatorias, las propiedades del material y las fuerzas externas, por tanto, se debe realizar el mismo procedimiento seguido con la matriz de rigidez al vector de fuerzas exteriores.

Inicialmente debe derivarse ambos miembros de la ecuación (19) respecto a las variables que se consideran aleatorias, obteniéndose así la expresión (22).

$$\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \beta_i} = \frac{\partial \mathbf{K}}{\partial \beta_i} \mathbf{u} + \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \beta_i} \mathbf{K} \quad (22)$$

La resolución de la ecuación (22) tiene como objetivo obtener las sensibilidades del vector desplazamiento para el sistema en cuestión. Para ello se debe plantear el problema en función de las sensibilidades de los desplazamientos respecto a cada variable aleatoria, $\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \beta_i}$, y se considerará el término $\frac{\partial \mathbf{K}}{\partial \beta_i} \mathbf{u}$ como una nueva fuerza siendo posible combinarla con el vector de sensibilidad de fuerzas $\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \beta_i}$.

Por otro lado, es posible escribir el vector de desplazamientos elementales como

$$\mathbf{u}_e = \mathbf{u}_e^0 + \sum_{i=1}^N \mathbf{u}_{ei}^I (\beta_i - \beta_i^0) + \dots \quad (23)$$

La expresión (24), tensor de pequeñas deformaciones, se obtiene mediante la siguiente expresión:

$$\boldsymbol{\varepsilon}_e = \boldsymbol{\varepsilon}_e^0 + \sum_{i=1}^N \boldsymbol{\varepsilon}_{ei}^I (\beta_i - \beta_i^0) + \dots \quad (24)$$

Siendo $\boldsymbol{\varepsilon}_e^0 = \mathbf{B}_e \mathbf{u}_e^0$ y $\boldsymbol{\varepsilon}_{ei}^I = \mathbf{B}_e \mathbf{u}_{ei}^I$.

De la misma manera se procede con las tensiones, llegando, finalmente a la expresión (25).

$$\boldsymbol{\sigma}_e = \boldsymbol{\sigma}_e^0 + \sum_{i=1}^N \boldsymbol{\sigma}_{ei}^I (\beta_i - \beta_i^0) + \dots \quad (25)$$

En este momento, es posible obtener los estadísticos de los vectores desplazamiento, tensión y deformación, aplicándose, para ello, los operadores de esperanza y covarianza a dichos vectores. Las ecuaciones (26) a (31) muestran las expresiones que se obtienen al aplicar estos operadores.

$$E[\mathbf{u}_e] = \mathbf{u}_e^0 \quad (26)$$

$$var[\mathbf{u}_e, \mathbf{u}_e] = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N diag[\mathbf{u}_{ei}^I (\mathbf{u}_{ej}^I)^T (E[\beta_i \beta_j] - \beta_i^0 \beta_j^0)] \quad (27)$$

De la misma manera se obtienen los estadísticos de la deformación y las tensiones:

$$E[\boldsymbol{\varepsilon}_e] = \boldsymbol{\varepsilon}_e^0 \quad (28)$$

$$var[\boldsymbol{\varepsilon}_e, \boldsymbol{\varepsilon}_e] = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N diag[\boldsymbol{\varepsilon}_{ei}^I (\boldsymbol{\varepsilon}_{ej}^I)^T (E[\beta_i \beta_j] - \beta_i^0 \beta_j^0)] \quad (29)$$

$$E[\boldsymbol{\sigma}_e] = \boldsymbol{\sigma}_e^0 \quad (30)$$

$$var[\boldsymbol{\sigma}_e, \boldsymbol{\sigma}_e] = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N diag[\boldsymbol{\sigma}_{ei}^I (\boldsymbol{\sigma}_{ej}^I)^T (E[\beta_i \beta_j] - \beta_i^0 \beta_j^0)] \quad (31)$$

A partir de este momento se debe implementar el modelo de daño acumulado de Bogdanoff y Kozin, denominado modelo B de salto unidad por su adecuación al proceso de fatiga en la etapa de inicio de grieta. Este modelo se basa en las siguientes hipótesis (Bogdanoff & Kozin 1985):

1. Existen *ciclos de daño* repetitivos y de severidad constante (CD a partir de este momento). Estos CD se identifican, en fatiga, como ciclos de carga.
2. Los niveles de daño son discretos (1, 2, 3, ..., j, ..., b), siendo b, el último de los niveles y el que produce el fallo.

3. La acumulación de daño de cada ciclo depende únicamente del propio CD y del nivel de daño en el que se encontrara el componente al iniciar dicho CD.
4. El nivel de cada CD puede incrementarse únicamente desde el nivel ocupado en el inicio de dicho ciclo hasta el nivel inmediatamente superior.

Estas cuatro hipótesis definen un proceso de daño que puede considerarse como de Markov, cuyas características han sido descritas en apartados anteriores.

Se considera un proceso de Markov puesto que se define como discreto (hipótesis 1 y 2) y es independiente entre resultados no correlativos, siendo ésta una de las principales propiedades de los procesos de Markov (hipótesis 3). Además, se trata de un proceso de Markov estacionario puesto que la probabilidad de saltar de un nivel a otro permanece constante a lo largo del proceso de degradación del material.

El fallo del componente se alcanza en el nivel b , el cual se denomina estado de absorción, y siendo el resto de estados, estados transitorios.

La formulación matemática de las hipótesis anteriores, se detalla a continuación:

- La distribución inicial de los niveles de daño para $t=0$ está definido por el vector \mathbf{p}_0 :

$$\mathbf{p}_0 = \{\pi_1, \pi_2, \dots, \pi_{b-1}, 0\} \quad (32)$$

$$\sum_{j=1}^{b-1} \pi_j = 1 \quad (33)$$

- La matriz de probabilidad de transición (PTM, por sus siglas en inglés) define la probabilidad existente de que un componente salte del nivel de daño en el que se encuentra al nivel inmediatamente superior o, en su defecto, permanezca en el mismo nivel en el que se encuentra. Esta matriz de probabilidad de transición se define como se muestra en la siguiente ecuación:

$$P = \begin{pmatrix} p_1 & q_1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & p_2 & q_2 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & p_3 & q_3 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & p_{b-1} & q_{b-1} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (34)$$

Donde p_j indica la probabilidad de que el componente permanezca en el nivel de daño j durante el CD y q_j expresa la probabilidad de saltar el siguiente nivel. Puesto que se trata de un proceso estacionario, p_j y q_j toman siempre el mismo valor y, por tanto, se debe cumplir la siguiente expresión:

$$p + q = 1 \quad (35)$$

- A partir de la expresión (36) (Bea *et al.* 1999) se consigue un vector para cada tiempo x considerado. Es posible construir una matriz con cada uno de estos vectores \mathbf{p}_x de tal manera que cada una de las columnas de esta matriz sea la función de distribución de probabilidades de cada uno de los niveles de daño. De esta manera, se obtiene una función de distribución del tiempo que se requiere para alcanzar el fallo, o, para llegar al nivel b . Este tiempo se denomina número de ciclos de carga hasta el fallo, N_f .

$$\mathbf{p}_x = p_{x-1}\mathbf{P} = p_0\mathbf{P}^x, \text{ con } x = 0, 1, 2, \dots \quad (36)$$

- Tal y como se explica en (Bogdanoff & Kozin 1985), en este momento se está en condiciones de obtener los principales estadísticos de la variable aleatoria, N_f , en función de los parámetros del modelo de daño empleado. La media de la variable N_f se muestra en la ecuación (37), y la varianza en la expresión (38):

$$E[N_f] = \sum_{j=1}^{b-1} (1 + r_j) \quad (37)$$

$$var[N_f] = \sum_{j=1}^{b-1} r_j(1 + r_j) \quad (38)$$

En donde $r_j = p_j/q_j$ y $p_j = r_j/(1 + r_j)$.

Posteriormente, se debe emplear la regla de Neuber, que relaciona los niveles de tensión y deformación elásticos obtenidos mediante un análisis elástico y lineal con la tensión y deformación real a partir del comportamiento elastoplástico del material (Neuber 1961b; Neuber 1961a).

El uso de la formulación de Neuber es necesaria debido al empleo del método de la perturbación para obtener los estadísticos de las deformaciones, tensiones y desplazamientos, puesto que exige la linealización de las relaciones establecidas entre dichas variables. La regla de Neuber se emplea para, a partir de las esperanzas y varianzas de las deformaciones y tensiones elásticas obtenidos del análisis probabilista, conseguir los estimadores de las deformaciones y tensiones elastoplásticas en la zona de nucleación.

La relación entre la deformación elástica y las componentes plásticas de las tensiones y deformaciones se muestran en las ecuaciones (39) y (40) (Nuñez 2003):

$$\frac{\sigma_{ep}}{E} + \left(\frac{\sigma_{ep}}{k}\right)^{\frac{1}{n'}} - \frac{c}{\sigma_{ep}} = 0; c = \varepsilon_{el}^2 \cdot E \quad (39)$$

$$\sigma_{el} = E \cdot \varepsilon_{el} = \frac{c}{\varepsilon_{el}} \quad (40)$$

Donde ε_{el} y σ_{el} son las componentes elásticas de la deformación y la tensión, respectivamente, k y n' son valores que dependen del material. Las ecuaciones (39) y (40) deben resolverse mediante el algoritmo iterativo de Newton-Raphson.

Llegados a este punto es necesario emplear la expresión que relaciona los ciclos de vida a fatiga con las amplitudes de la deformación a la que se encuentra un componente, ecuación (41), fue propuesta por Coffin (componente elástica de la deformación) y Basquin y Mason (componente elastoplástica):

$$\frac{\Delta\varepsilon_{ep}}{2} = \frac{\sigma_f'}{E} (2N_f)^b + \varepsilon_f' (2N_f)^c \quad (41)$$

Siendo:

$\Delta\varepsilon_{ep}$: rango de deformaciones elastoplásticas en etapa de nucleación

σ'_f : coeficiente de resistencia a fatiga

b : exponente de resistencia a fatiga

ε'_f : coeficiente de ductilidad a fatiga

c : exponente de ductilidad a fatiga

E : módulo de Young

N_f : ciclos de vida a fatiga

A la vista de la ecuación (41), se aprecia que no es posible conseguir una relación explícita entre el número de ciclos y el rango de deformaciones elastoplásticas por lo que, de nuevo, será necesario emplear los desarrollos en serie de Taylor de primer orden en torno a las variables aleatorias consideradas y de las que depende la deformación elastoplástica (ecuación (42)).

$$\frac{\Delta\varepsilon_{ep}}{2} = \frac{\Delta\varepsilon_{ep}}{2} \Big|_0 + \sum_i \frac{\partial \frac{\Delta\varepsilon_{ep}}{2}}{\partial \beta_i} (\beta_i - \beta_i|_0) \quad (42)$$

Siendo $\beta_i|_0$, el valor medio de la variable aleatoria considerada.

Puesto que el objetivo sigue siendo obtener la media y la varianza de la variable N_f , se deben aplicar ahora las propiedades de estos operadores. Una vez aplicadas estas propiedades se obtienen la ecuación (43) para la esperanza de la vida y la expresión (44) para la varianza. Se recomienda que para un mayor detalle de la obtención de los estadísticos de la vida se acuda a (M Prados-Privado *et al.* 2016).

$$E[N_f] = \sum_{i=1}^n a_i X_i = N_{f_0} \quad (43)$$

$$\begin{aligned} var[N_f] = & \left(\frac{1}{l}\right)^2 var\left[\frac{\Delta\varepsilon_{ep}}{2}\right] + \left(\frac{m}{l}\right)^2 var[\sigma_{f'}] + \left(\frac{n}{l}\right)^2 var[\varepsilon_{f'}] + \left(\frac{s}{l}\right)^2 var[b] \\ & + \left(\frac{v}{l}\right)^2 var[c] \end{aligned} \quad (44)$$

Al igual que ocurría con la regla de Neuber, la media de la variable N_f debe obtenerse empleando el método de Newton-Raphson. Por tanto, en este momento habría que resolver:

$$N_{f_{n+1}} = N_{f_n} - \frac{f(N_f)}{f'(N_f)} \Big|_{N_{f_n}} \quad (45)$$

Donde:

$$f(N_f) = -\frac{\Delta \varepsilon_{ep}}{2} + \frac{\sigma_f'}{E} (2N_f)^b + \varepsilon_f' (2N_f)^c \quad (46)$$

$$f'(N_f) = \frac{b \sigma_f'}{E} N_f (2N_f)^{b-1} + c \varepsilon_f' N_f (2N_f)^{c-1} \quad (47)$$

Hasta que $N_{f_{n+1}} - N_{f_n} < \textit{tolerancia}$

Por tanto, a partir de los resultados de tensiones y deformaciones que arrojen las simulaciones mediante elementos finitos probabilistas se está en condiciones de calcular los principales estadísticos de la vida a fatiga en la etapa de inicio de grieta, lo cuales serán necesarios para construir el modelo B de daño acumulado.

5

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. ENSAYO DE COMPRESIÓN

5.1.1. ENSAYO DE COMPRESIÓN MECÁNICO

1. Implantes Proclinic® de conexión externa

La **Tabla 5** muestra la fuerza máxima soportada por cada uno de los implantes de conexión externa sometidos al ensayo de compresión, así como la media y desviación de dicha carga máxima.

Resultados Ensayo de Compresión para HE			
N° muestra	Descripción de la muestra	Lote	Fuerza Máx. soportada
1	Implante Proclinic	5041	1018 N
2	Implante Proclinic	5041	1008,8 N
3	Implante Proclinic	5041	992,6 N
4	Implante Proclinic	5041	951,4 N
5	Implante Proclinic	5041	1027 N
			Media: 999,56 N
			Desviación: 29,77 N

Tabla 5 Resultados del ensayo de compresión en los implantes de hexágono externo

La **Figura 46** muestra dos implantes de conexión externa fracturados tras el ensayo de compresión. En ambas se observa que la fractura se produce en la primera rosca del implante, tal y como confirma el estudio por elementos finitos descrito posteriormente.



Figura 46 Imágenes de dos implantes HE tras el ensayo de compresión

2. Implantes Implacil De Bortoli® de conexión interna y cono morse

Todos los implantes de Implacil De Bortoli®, una vez fracturados fueron limpiados de manera ultrasónica con un 96% de isopropanol y observados con una magnificación de baja potencia. Posteriormente, los implantes fueron embebidos completamente en resina y cortados a través del eje longitudinal empleando para ello la sierra de corte de precisión Isomet 1000 (Buehler, Germany). Una vez cortados, se limpió la superficie con lija abrasiva (Polipox, Sao Paulo, Brasil) hasta obtener una superficie lisa apropiada.

La **Tabla 6** muestra los resultados, media y desviación típica, de la carga máxima soportada durante el ensayo de tracción en los implantes de conexión interna y cono morse.

Resultados Ensayo de Compresión para implantes HI y CM	
Tipo de implante	Median de la fuerza máxima ± Desviación estándar (N)
Conexión HI	1041±100
Conexión CM	1644±180

Tabla 6 Resultados del ensayo de compresión de los implantes HI y CM

La **Figura 47** muestra dos implantes de conexión interna tras el ensayo de compresión. En ambas se observa que la fractura se produce en el cuello del implante, tal y como confirma el estudio por elementos finitos descrito posteriormente.



Figura 47 Imágenes de dos implantes HI tras el ensayo de compresión

Los implantes de cono morse sometidos a compresión provocan antes de romper, grandes deformaciones en los implantes (**Figura 48**) sin llegar a fracturar los pilares como ocurría en el caso de la conexión interna.

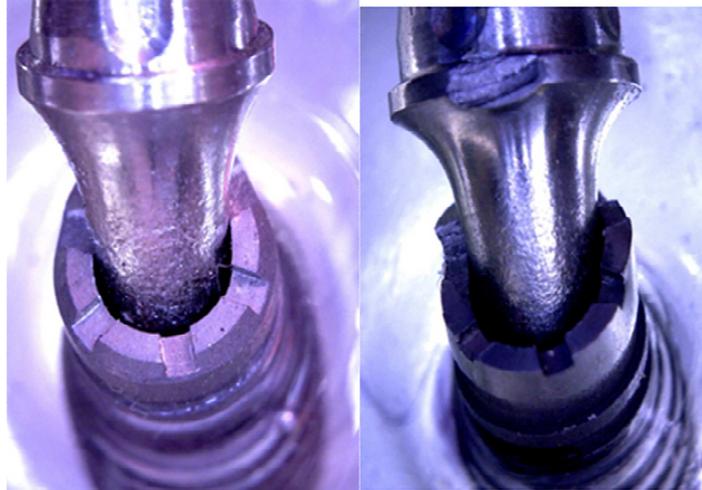


Figura 48 Imágenes de dos implantes CM tras el ensayo de compresión

Una vez cortados longitudinalmente, los implantes se fotografiaron. En la **Figura 49** se observa que la fractura se ha producido en el pilar en la zona del cuello del implante, sin embargo, en la **Figura 50** se observa cómo se produce una gran deformación tanto en el implante como en el pilar, pero sin llegar a producirse la fractura completa.

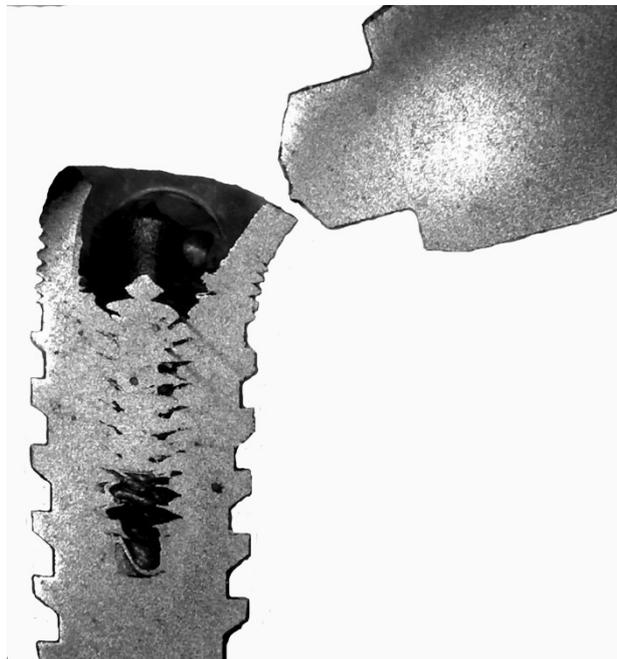


Figura 49 Corte longitudinal de un implante de conexión interna tras el ensayo de compresión



Figura 50 Corte longitudinal de un implante cono morse tras el ensayo de compresión

5.1.2. ENSAYO NUMÉRICO MEDIANTE MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

5.1.2.1. Geometría

La geometría de los implantes analizados en esta sección fue proporcionada por el propio fabricante, siendo necesario únicamente la obtención de la geometría de la corona y de la resina epoxy.

Para la obtención del modelo tridimensional de la corona y del cilindro de resina epoxy se emplearon los datos proporcionados por el Prof. Dr. Sérgio A. Gehrke, puesto que fue en su laboratorio en donde se realizaron los ensayos mecánicos descritos en la sección anterior.

1. Implantes Proclínico de conexión externa

Estos dos modelos se realizaron en el software comercial de diseño SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos). La **Figura 51** muestra las principales cotas y la geometría de la corona y el implante de conexión externa analizados en este apartado.



Figura 51 Principales cotas de la corona y el implante de conexión externa

La **Figura 52** muestra un corte transversal del cilindro dibujado en SolidWorks® cuya función es simular el hueso en el ensayo mecánico.

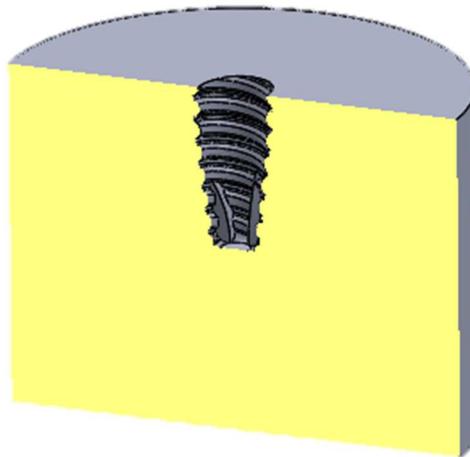


Figura 52 Corte transversal del cilindro de resina epoxy que simula el hueso cortical

Finalmente, el ensamblaje completo de los componentes analizados en el estudio se representa en la **Figura 53**.

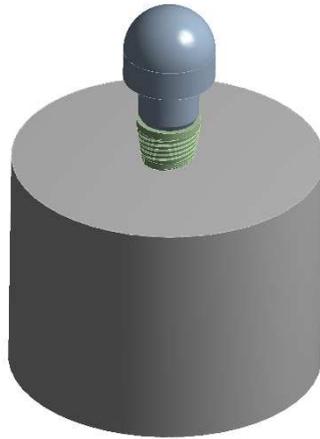


Figura 53 Ensamblaje conexión externa

2. Implantes Implacil De Bortoli® de conexión interna y cono morse

Los ensamblajes de los dos modelos de implantes de Implacil De Bortoli® se realizaron en el software comercial de diseño SolidWorks® 2016 (Dassault Systèmes, SolidWorks Corp., Concord, MA, Estados Unidos) y se muestran en las **Figura 54** y **Figura 55**.

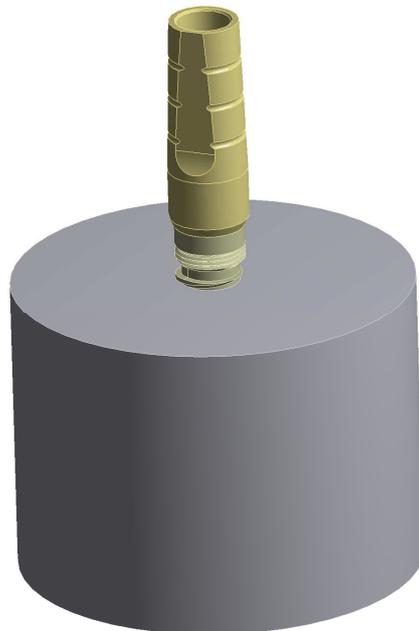


Figura 54 Ensamblaje del implante de conexión interna

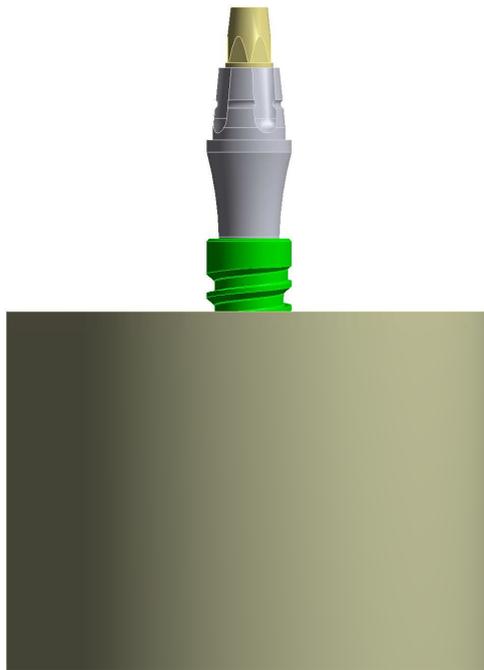


Figura 55 Ensamblaje del implante de cono morse

5.1.2.2. Propiedades del material

Se han considerado todos los materiales como lineales, elásticos, isótropos y homogéneos (Pérez et al. 2012). Las propiedades elásticas de la aleación de cromo cobalto de la corona fueron tomadas del estudio de Bacchi (Bacchi et al. 2013). El cilindro de resina epoxy fue modelado como si se tratara de hueso cortical debido a las similitudes en las propiedades elásticas entre estos materiales (Gehrke et al. 2014), y las propiedades del titanio del implante fueron proporcionadas por el fabricante del mismo.

Estas propiedades elásticas (módulo de Young y coeficiente de Poisson) están resumidas en la **Tabla 7**.

	E [GPa]	μ [-]
Titanio	100	0.3
Cromo Cobalto	218	0.33
Hueso cortical	3.2	0.3

Tabla 7 Propiedades elásticas de los materiales, siendo E el módulo de elasticidad medido en GPa y μ , el coeficiente de Poisson

Un detalle importante a tener en cuenta a la hora de evaluar el comportamiento de cualquier material es conocer sus límites, siendo la tensión de rotura, una propiedad importante. En el caso del hueso cortical, la tensión de rotura descrita en el hueso cortical es de 170MPa para compresión y 100MPa para tensión (Martin *et al.* 1998).

Peixoto *et al.* empleó en su estudio (Peixoto *et al.* 2016) un límite de fluencia (σ_f) para el titanio de 626MPa y una tensión de fractura de 737MPa.

5.1.2.3. Mallado

Una vez obtenido el ensamblaje de todos los componentes, éste se transfirió al software de elementos finitos ANSYS® Workbench (Canonsburg, PA, Estados Unidos), con el que se realizó el análisis estático estructural que se describe a continuación.

Tras la importación de la geometría, se llevó a cabo el mallado del conjunto, el cual está representado en la **Figura 56**, la cual está compuesta por 91.682 nodos y 54.747 elementos.

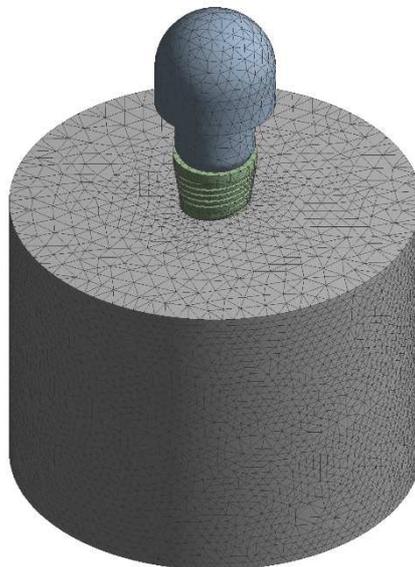


Figura 56 Mallado del conjunto implante HE-corona-hueso

Los datos de mallado empleados en el estudio de elementos finitos en los implantes de conexión interna y cono morse se muestran en la **Tabla 8**.

	Implante HI	Implante CM
Nodos	279.565	544.982
Elementos	190.770	380.422

Tabla 8 Datos de la malla de los implantes HI y CM

5.1.2.4. Condiciones de contorno y cargas

El modelo en tres dimensiones fue restringido como se detalla en la **Figura 57**:

1. Todos los grados de libertad (desplazamiento en las tres direcciones del espacio) del cilindro de resina están restringidos.
2. Para simular una osteointegración ideal, el implante fue adherido rígidamente al hueso.
3. Se aplicó la carga media de fractura obtenida en cada ensayo inclinada 30° sobre la corona.

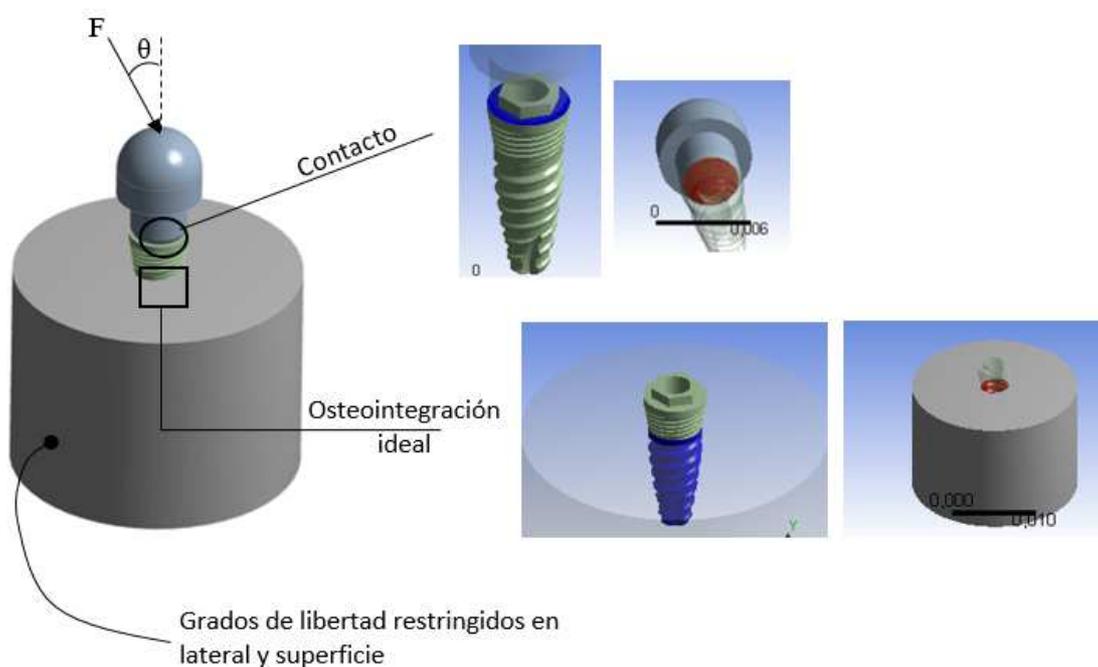


Figura 57 Esquema de las condiciones de contorno y la configuración de cargas empleadas, siendo F la fuerza aplicada y θ el ángulo de inclinación

5.1.2.5. Tensión y deformación equivalente en implante de conexión externa

Se define como deformación al cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a las cargas aplicadas sobre el mismo o como consecuencia de la dilatación térmica. Se

conoce como deformación elástica a la deformación reversible y no permanente, es decir, es una situación en la que el cuerpo recupera su forma original una vez se retire la fuerza que está provocando esa deformación. Se trata, por tanto, de una magnitud adimensional.

La escala de colores proporcionada en el apartado de resultados del software de elementos finitos ANSYS® Workbench varía de azul a rojo y cada uno de estos colores está asociado a un valor en concreto que se puede obtener a partir de la leyenda situada a la izquierda de las figuras. Los colores más fríos (azules) representan los valores mínimos de la variable resultado en cuestión mientras que los colores rojos implican que los valores máximos se encontrarán en esa zona.

La **Figura 58** muestra la deformación elástica sufrida por el implante cuando es sometido a una carga de compresión de 999.56N inclinada 30°, correspondiente al valor medio de la carga de fractura obtenida en los ensayos mecánicos. Se observa como las máximas deformaciones se obtienen a la altura de la inserción del hueso (3mm), lo cual llevará a que las tensiones en esa zona sean superiores al resto del implante, con el consecuente riesgo.

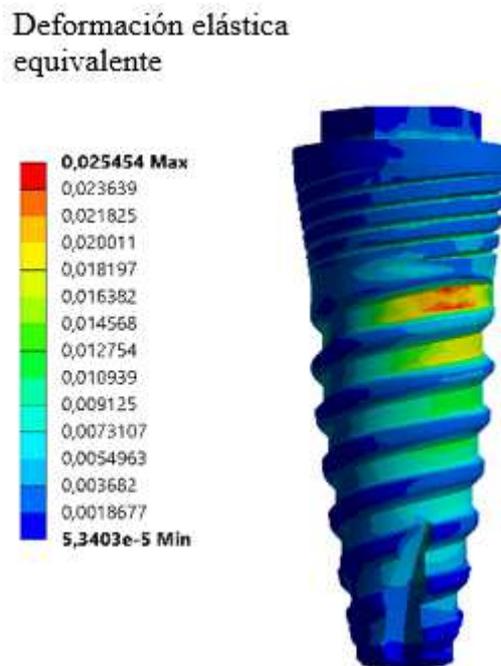


Figura 58 Deformación elástica del implante de conexión externa bajo carga de 999,56N

La deformación sufrida por el implante y la corona durante el ensayo de compresión se muestra en el modelo de elementos finitos representado en la **Figura 59**.

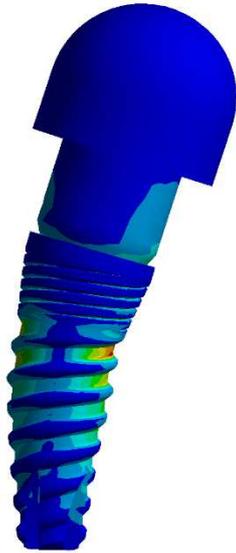


Figura 59 Modelo de elementos finitos en el que se aprecia la deformación sufrida durante el ensayo de compresión por el implante y la corona

La tensión de von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión (Arthur & Richard 2002) que se emplea como indicador del buen diseño de un material dúctil, como es el titanio. Se mide, por tanto, en unidades de presión (Pa) del Sistema Internacional.

Tensión de von Mises
(Pa)

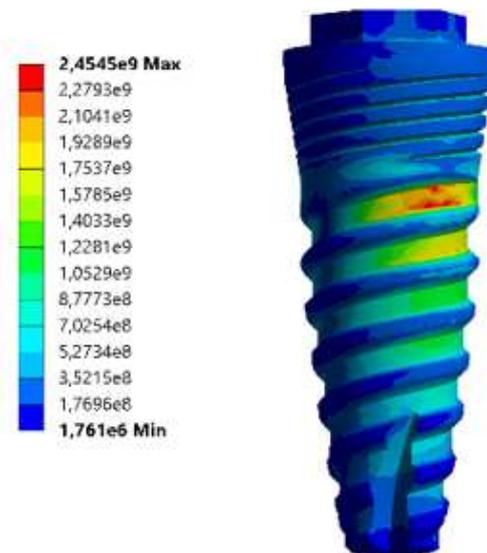


Figura 60 Tensión von Mises del implante de conexión externa bajo carga de 999,56N

La **Figura 60** muestra la distribución de tensiones a la que se encuentra sometido el implante bajo una carga estática de 999.56N. Las máximas tensiones (zona con colores rojos y amarillos) corresponden a las máximas deformaciones y, por tanto, será el punto donde se produzca, en su caso, la fractura.

La tensión máxima soportada por el implante bajo estas condiciones es de 2454.5MPa, que resulta ser un valor claramente superior a la tensión de rotura esperada en el titanio (737MPa). Además, estos resultados numéricos concuerdan los obtenidos en los ensayos de compresión y que se describen en la **Tabla 5**.

5.1.2.6. Tensión y deformación equivalente en corona del implante de conexión externa

El objetivo de obtener la tensión y la deformación existente en la corona durante el estudio es comprobar y verificar que la fractura durante el ensayo de compresión aparece en el implante y no en la corona.



Figura 61 Deformación elástica equivalente en la corona del implante de conexión interna

Tensión de von Mises (Pa)

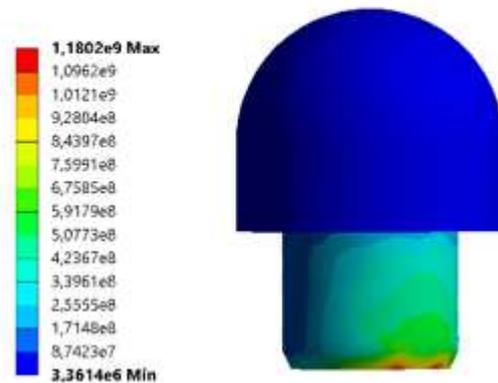


Figura 62 Tensión de von Mises en la corona del implante de conexión interna

A la vista de los resultados, se puede afirmar que los valores de tensión a los que está sometida la corona son inferiores al límite de fractura y, por tanto, que no se va a producir la fractura en este componente.

5.1.2.7. Tensión y deformación principal en hueso con implante de conexión externa

Una vez analizados los esfuerzos el implante y la corona bajo las condiciones de carga media de fractura, se procede al estudio del comportamiento biomecánico del hueso cortical.

La principal diferencia entre el titanio del implante y el hueso es que este último es un material frágil, entendiéndose como tal que requiere muy poca deformación antes de romperse.

En el caso de materiales frágiles no es posible obtener las tensiones de von Mises, que son válidas para un material dúctil, sino que se han de calcular la tensión principal máxima. Otra diferencia entre la tensión de von Mises y la tensión principal máxima es que esta última puede tomar valores negativos en función de si trabaja a tracción o a compresión. Este es el motivo por el cual aparecen valores negativos en las leyendas de la **Figura 63** y **Figura 64**.

Tal y como se ha descrito anteriormente, la tensión de rotura del hueso cortical es de 170MPa para compresión y 100MPa para tracción. A la vista de la **Figura 64**, la zona de compresión soportaría 243MPa, valor claramente superior al límite soportado por el material. Es decir, en la zona de máxima tensión del hueso aparecerán grietas y roturas.

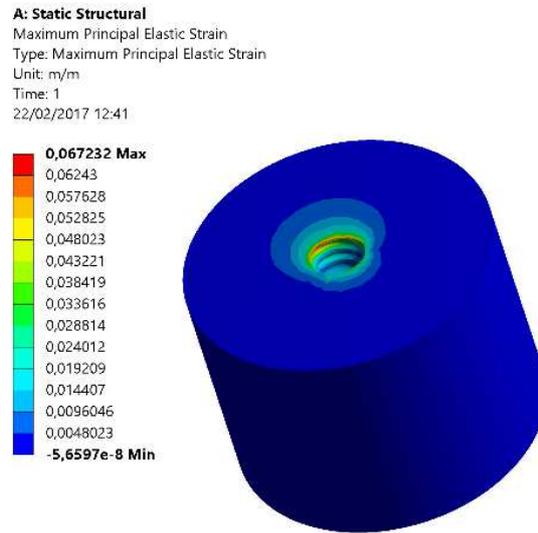


Figura 63 Deformación principal elástica máxima en el hueso cortical (cilindro de resina epoxy)

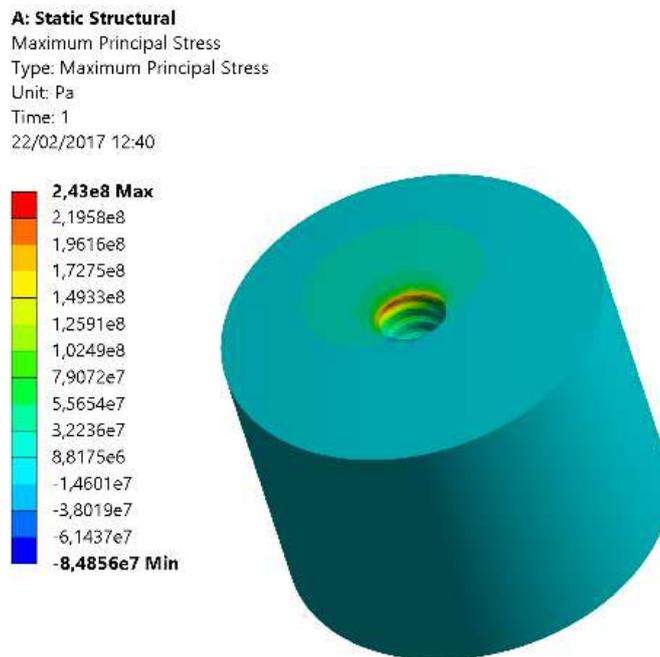


Figura 64 Tensión principal máxima en el hueso cortical (resina epoxy)

5.1.2.8. Tensión de von Mises en implante de conexión interna

La **Figura 65** muestra la distribución de tensiones a la que se encuentra sometido el conjunto implante-pilar-tornillo de fijación cuando está sometido a una carga de 1041N, correspondiente a la carga media de fractura. La etiqueta de la figura muestra el área en el que se encuentran las máximas tensiones y, por tanto, la más débil a fractura. Dicha zona coincide con la ubicación de la fractura obtenida tras el ensayo *in vitro* a compresión.

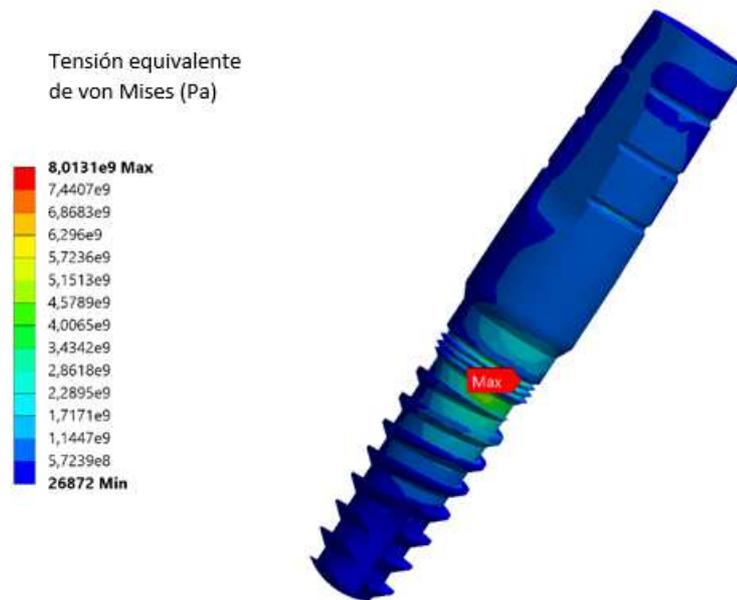


Figura 65 Distribución de tensiones en implante y pilar de HI con punto máximo.

La **Figura 66** muestra la distribución de tensiones a la que se encuentra sometido el implante bajo una carga estática de 1041N. Las máximas tensiones aparecen en la conexión, tal y como se especificó que ocurría tras realizar el test mecánico. Se observa que los valores de tensión máximos se obtienen en el cuello del implante, en el área de la rosca con el tornillo de fijación.

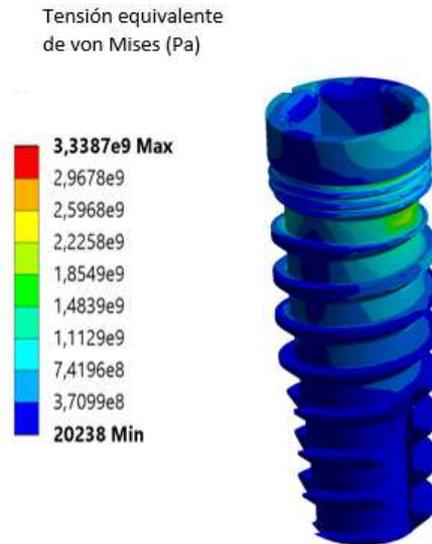


Figura 66 Distribución de tensiones en implante de conexión interna sometido a cargas estáticas de 1041N

5.1.2.9. Tensión equivalente en tornillo y pilar implante de conexión interna

Las tensiones a las que se encuentran sometidos el pilar y el tornillo de fijación fueron también calculados y mostrados en las **Figura 67** y **Figura 68**, respectivamente. Se observa que la máxima tensión se obtiene en el tornillo de fijación, elemento más débil que falló durante el ensayo.

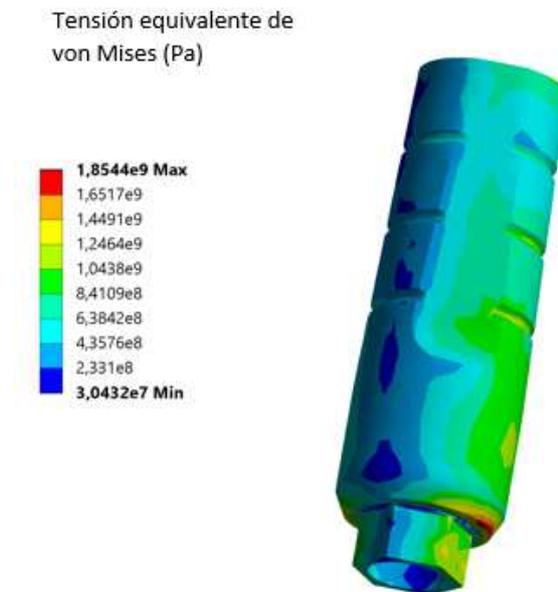


Figura 67 Distribución de tensiones en el pilar sometido a cargas estáticas de 1041N.

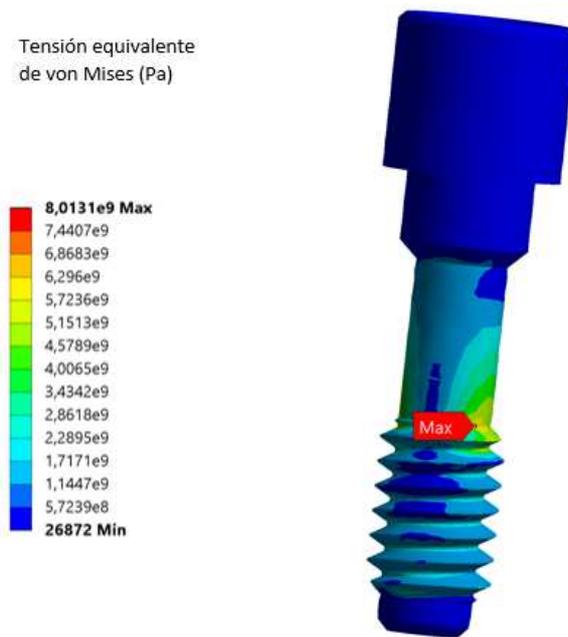


Figura 68 Distribución de tensiones en el tornillo de fijación sometido a cargas estáticas de 1041N.

La tensión máxima soportada por el pilar de fijación bajo estas condiciones es de 8013,1MPa, que resulta ser un valor claramente superior a la tensión de rotura esperada en el titanio (737MPa). Además, estos resultados numéricos concuerdan los obtenidos en los ensayos de compresión y que se describen en la **Tabla 5**.

5.1.2.10. Tensión principal en el hueso implante de conexión interna

La tensión de rotura del hueso cortical es de 170MPa para compresión y 100MPa para tracción. A la vista de la **Figura 69**, la zona de compresión soportaría 912MPa, motivo por el cual, la resina sufre la deformación que aparece en la **Figura 47**.

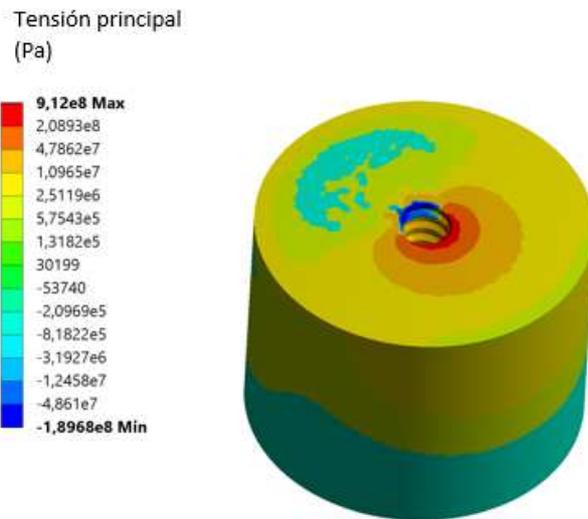


Figura 69 Tensión principal máxima

La zona de colores cálidos representa las tensiones de compresión cuyos valores son positivos mientras que los colores fríos, con valores negativos, son las partes que trabajan a tracción.

5.1.2.11. Tensión equivalente en implante como morse

La deformación sufrida por el implante como morse, la corona y el tornillo de fijación durante el ensayo de compresión se muestra en el modelo de elementos finitos representado en la **Figura 70**.



Figura 70 Modelo de elementos finitos en el que se aprecia la deformación sufrida durante el ensayo de compresión por el implante como morse, la corona y el tornillo de fijación

Las tensiones soportadas por el implante de cono morse bajo cargas de 1644N se encuentran entre los 35,8MPa y los 914MPa, tal y como se detalla en la **Figura 71**. Estas tensiones son inferiores a las sufridas por el pilar, lo que concuerda con los resultados mecánicos.

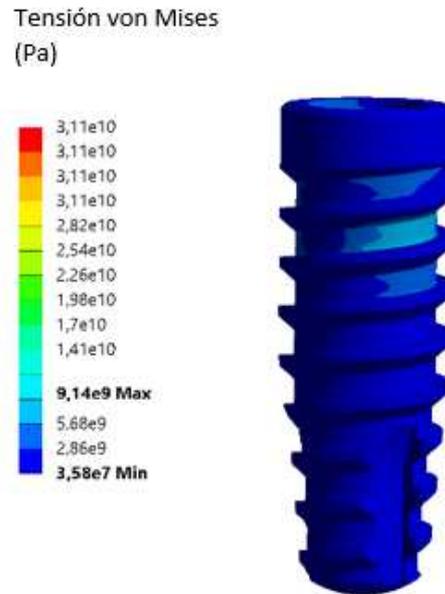


Figura 71 Tensiones en implante de cono morse sometido a una carga de 1644N

5.1.2.12. Tensión equivalente en el pilar implante cono morse

Las tensiones del pilar son superiores a las que soporta el implante de cono morse bajo las mismas condiciones de carga, concentrándose en la parte inferior del pilar (**Figura 72**).

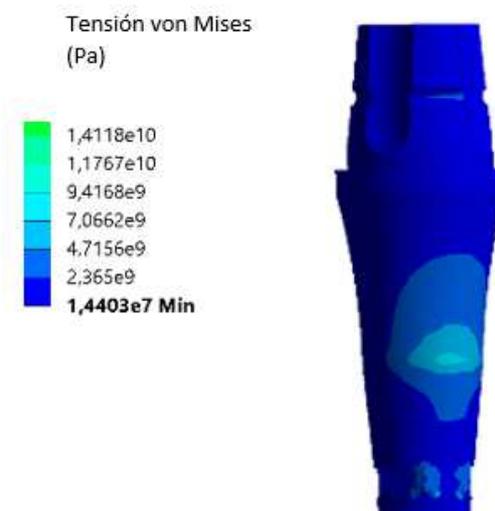


Figura 72 Tensiones en el pilar sometido a una carga de 1644N

5.2. ENSAYO DE FATIGA

5.2.1. ENSAYO MECÁNICO DE FATIGA

El ensayo de fatiga se realizó a cinco implantes Proclinic® de conexión externa distintos ensayados todos bajo las mismas condiciones de carga, ciclos y frecuencia. La **Tabla 9** detalla que, tras la aplicación de los 360.000 ciclos con una carga media de 50N, no se observaron en ninguno de ellos deformación alguna ni grietas.

Muestra	Análisis
1	Sin deformación ni grietas
2	Sin deformación ni grietas
3	Sin deformación ni grietas
4	Sin deformación ni grietas
5	Sin deformación ni grietas

Tabla 9 Resultados del ensayo mecánico de fatiga

La **Figura 73** muestra los cinco implantes una vez fueron sometidos al ensayo de fatiga y en la cual puede observarse que no se ha producido ninguna deformación ni han aparecido grietas.



Figura 73 Imágenes de los implantes de conexión externa una vez ensayados a fatiga

5.2.2. ENSAYO NUMÉRICO MEDIANTE MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

5.2.2.1. Propiedades del material

Para la realización de un ensayo de fatiga son necesarios algunos datos más de los empleados para el análisis estático del punto anterior, en el que únicamente fueron utilizados el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson.

En este caso se requieren los límites de fluencia y de rotura y la curva de Whöler o curva S-N. La curva se ha construido empleando los datos por defecto que proporciona el software de elementos finitos ANSYS®, la cual se obtiene a partir de la relación entre tensión y ciclos mostrados en la **Tabla 10**.

Ciclos	Tensión alternativa (Pa)
10	3999000000
20	2827000000
50	1896000000
100	1413000000
200	1069000000
2000	441000000
10000	262000000
20000	214000000
100000	138000000
200000	114000000
1000000	86200000

Tabla 10 Datos tensión vs ciclos para construir la curva S-N

La curva S-N de un material define valores de tensiones alternas vs el n° de ciclos requeridos para causar el fallo a un determinado valor de tensión. En este caso, puesto que lo que se pretende analizar es el implante, sólo es necesaria la curva de Whöler del titanio (**Figura 74**).

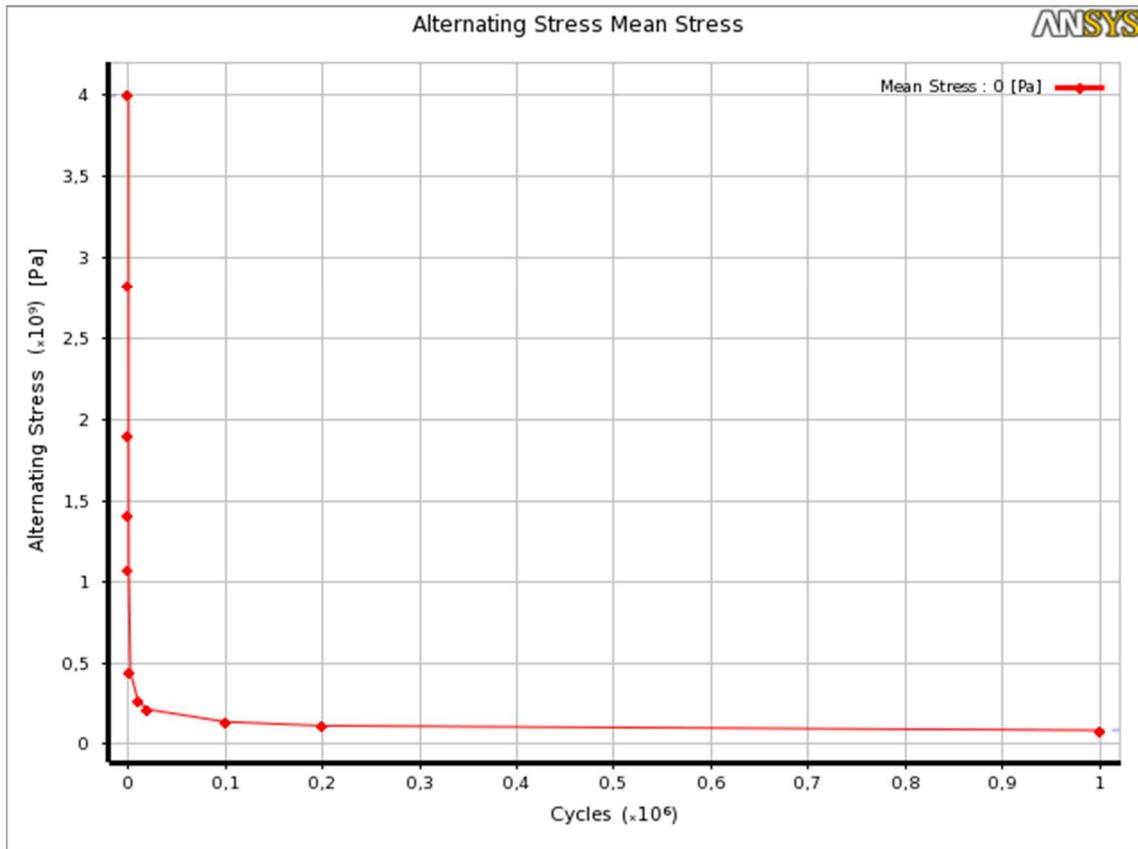


Figura 74 Curva S-N del titanio

5.2.2.2. Condiciones de contorno y cargas

El modelo en tres dimensiones fue restringido como se detalla en la **Figura 57**:

1. Todos los grados de libertad (desplazamiento en las tres direcciones del espacio) del cilindro de resina están restringidos.
2. Para simular una osteointegración ideal, el implante fue adherido rígidamente al hueso.
3. Se aplicó una carga de 150N inclinada 30° sobre la corona.

5.2.2.3. Tensión y deformación equivalente en implante

La **Figura 75** muestra la deformación elástica sufrida por el implante cuando es sometido a una carga alternativa de 150N inclinada 30° , tal y como se empleó en el ensayo *in vitro* de fatiga. Se observa como las máximas deformaciones se obtienen a la altura de la inserción del hueso (3mm), lo cual llevará a que las tensiones en esa zona sean superiores al resto del implante, con el consecuente riesgo.

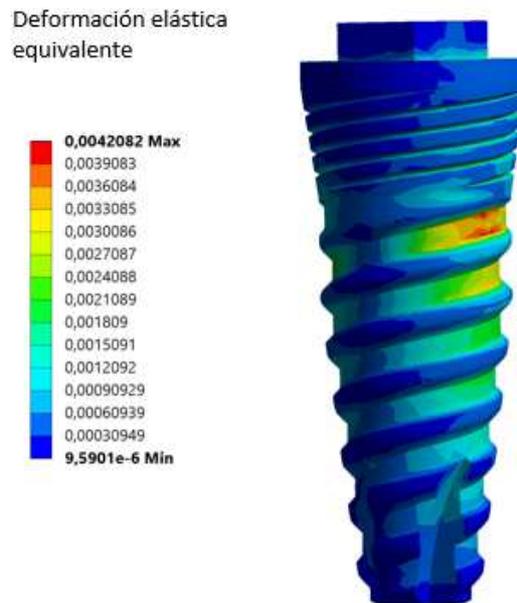


Figura 75 Deformación elástica en implante de conexión externa de diámetro 3.5 y longitud 10mm bajo cargas alternativas

A la vista de la **Figura 76**, la máxima tensión se va a producir en el área de inserción del hueso llegando a valores de 405MPa. Este valor de tensión es inferior a los límites elásticos, por los que no se espera que aparezca ni se produzca fractura alguna. Además, está en concordancia con los resultados de los ensayos mecánicos expresados en la **Tabla 9**, la cual se confirma que, en ninguno de los implantes analizados, se encuentran grietas ni deformaciones.

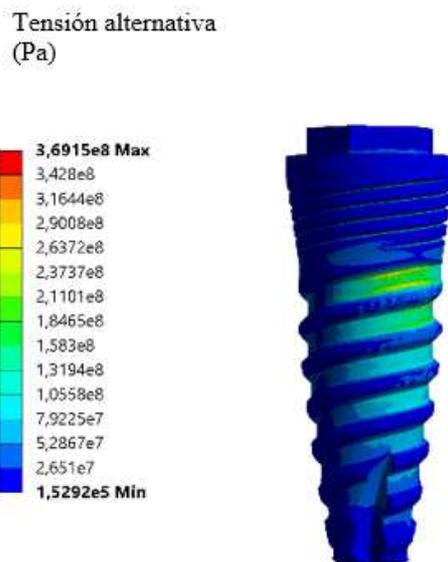


Figura 76 Tensión alternativa en implante de conexión externa de diámetro 3.5 y longitud 10mm

5.2.2.4. Vida a fatiga en el implante

El último paso para verificar todos los resultados, tanto teóricos como experimentales es obtener la vida esperada bajo las sollicitaciones de fatiga descritas a lo largo de esta sección. La **Figura 77** representa la vida en ciclos esperada para el implante de conexión externa cuando se aplica una carga alternante de 150N con una inclinación de 30°, siendo la vida mínima esperada de 530122 ciclos. Estos resultados están en concordancia con los obtenidos en los ensayos mecánicos aplicando la norma ISO 14801 y detallados en la **Tabla 9**.

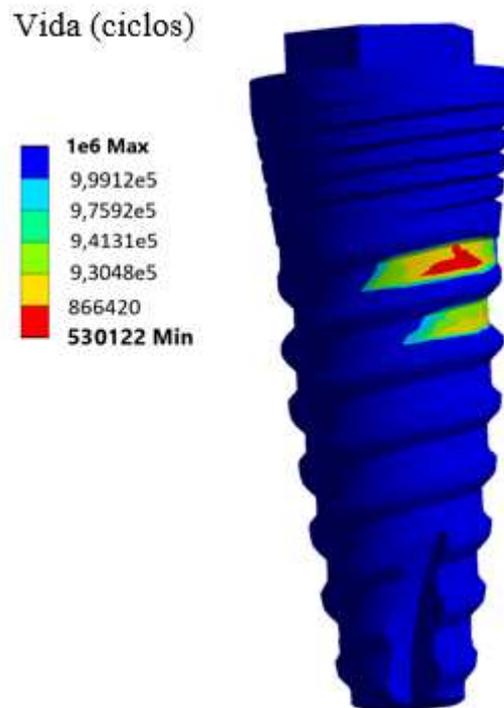


Figura 77 Vida esperada en el implante de conexión externa

5.2.3. FATIGA PROBABILISTA

Una vez caracterizado el comportamiento a fatiga del implante Proclinic® de 3.5mm de diámetro y 10mm de longitud mediante los ensayos mecánicos y los diferentes estudios de elementos finitos, se va a proceder a completar la caracterización y el comportamiento biomecánico del conjunto mediante el uso del método de fatiga probabilista descrito por Prados-Privado y coautores en (M. Prados-Privado *et al.* 2016).

Se va a considerar como variables aleatorias las cargas y el módulo de elasticidad del titanio, puesto que los problemas de fatiga aparecerán en el implante. La media de la carga será de 150N con una desviación del $\pm 5\%$, tal y como especifica la norma ISO14801 seguida para la realización del ensayo. La desviación típica del módulo de elasticidad ha sido tomada de la literatura y ambas se detallan en la **Tabla 11**.

	Media	Desviación típica
Fuerza [N]	150	10
Módulo de elasticidad [GPa]	100	10

Tabla 11 Valores medios y desviación típica de las variables consideradas como aleatorias

El resto de propiedades que requeridas para la realización de este estudio probabilista se resumen en la siguiente tabla:

Parámetro	Valor
$\Delta \varepsilon_{ep}$	0.0058
σ'_f	$1.4 \cdot 10^8$
ε'_f	0.0186
b	-0.12
c	-0.026

Tabla 12 Valores del titanio requeridos para el análisis probabilista

Una vez resuelto el modelo matemático descrito en la sección 4.5 de la presente Tesis Doctoral, los principales estadísticos de media y varianza obtenidos mediante este modelo probabilista se resumen en la siguiente tabla:

Media de la vida a fatiga	552.626 ciclos
Varianza de la vida a fatiga	25.26 ciclos ²

Tabla 13 Resultados de vida a fatiga mediante el método probabilista descrito en la sección 4.5

En este momento, se está en condiciones de conocer la matriz de probabilidad de transición, PTM, la cual, en este caso, quedaría como se detalla en la ecuación (48).

$$P = \begin{pmatrix} 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 & 0 \\ & & & & & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 & 0 \\ & & & & & & & & & & 0.97 & 0.03 & 0 \\ & & & & & & & & & & & 0.97 & 0.03 \\ & & & & & & & & & & & & 1 \end{pmatrix} \quad (48)$$

La matriz anterior es una matriz cuadrada simétrica de dimensión 13x13 en el que está representado la probabilidad de quedarse en el mismo nivel en el siguiente ciclo de carga (0.97) y la probabilidad de saltar al ciclo siguiente (0.03). El valor correspondiente a la fila y columna 13 es el denominado nivel de absorción, cuyo significado físico es la rotura del implante una vez alcanzado ese nivel.

A continuación, se procede a graficar la función de densidad, la cual relaciona los ciclos con la probabilidad de fallo. La **Figura 78** relaciona la probabilidad de fallo asociada a cada ciclo de vida, aunque, es en la **Figura 79** en la que más información relevante se obtiene puesto que en ella puede observarse el momento a partir del cual la probabilidad deja de ser nula y, por tanto, el momento a partir del cual el fallo puede comenzar a aparecer.

Probabilidad de fallo

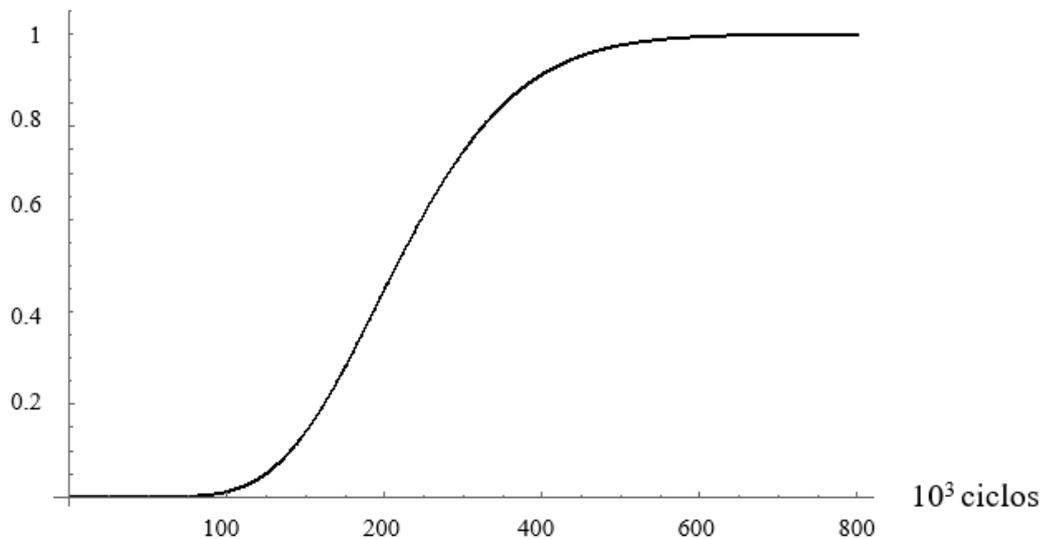


Figura 78 Función de densidad asociada al estudio de fatiga descrito en esta sección

Probabilidad de fallo

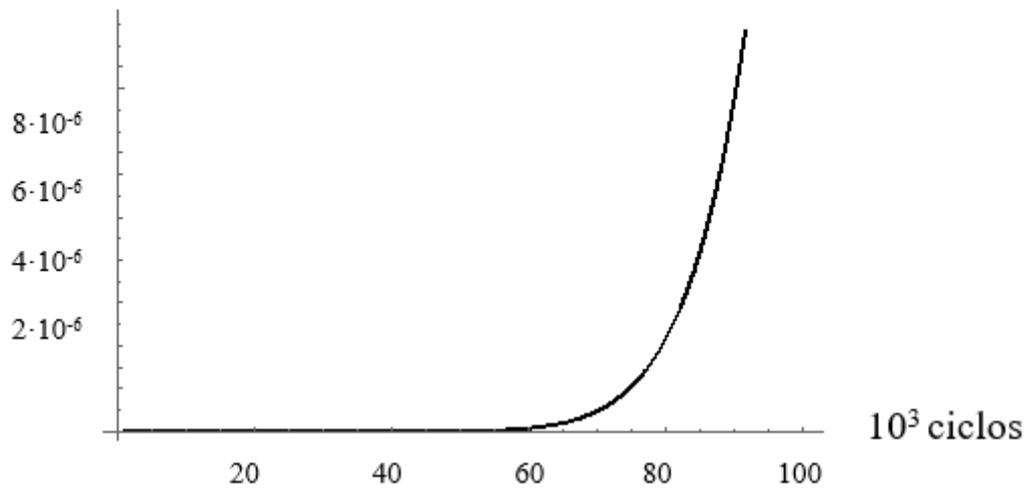


Figura 79 Pie de la función de densidad

5.3. Comparación de los resultados

La **Tabla 14** resume los resultados obtenidos del ensayo a compresión en los implantes Proclinic® de conexión externa analizados. La zona de fractura coincide, tanto en el ensayo mecánico como en el estudio por elementos finitos en la zona de inserción del hueso.

El ensayo mecánico se empleó para la obtención de las cargas estáticas máximas soportadas por los implantes. Tras someter a cinco implantes al ensayo de compresión, se comprobó que la carga máxima soportada fue de 999.56N con una desviación típica de 29.77N.

En la reproducción del ensayo de compresión mediante elementos finitos se comprobó que, efectivamente, las tensiones alcanzadas por el implante cuando se somete a la carga de 999.56N supera con creces la tensión de rotura del material.

	Fractura/Zona de concentración de tensiones	Carga máxima a fractura		Tensiones
		Media	Desviación	
Ensayo a compresión	Fractura en primera rosca	999,56	29,77	-
Estudio numérico a compresión	Las tensiones máximas aparecen en la zona de inserción del hueso	-		2454.5MPa > 737MPa

Tabla 14 Resumen de resultados obtenidos en el estudio de compresión implantes de conexión externa de Proclinic®

El resumen de los resultados obtenidos en el estudio de fatiga se detalla en la **Tabla 15**. En el ensayo mecánico se aplicó una carga de 150N con una frecuencia de 4Hz durante 360.000 ciclos sin observarse grietas ni deformaciones. El estudio numérico de fatiga proporcionó una vida mínima de 530.122 ciclos aplicando las mismas condiciones que en el test mecánico.

	Fractura/Zona de tensiones	Comportamiento a fatiga	
		Carga aplicada	Ciclos
Ensayo a fatiga	No se observan grietas ni deformaciones	150N	360.000
Estudio numérico	Los valores de tensión no son superiores a los límites del material	150N	Se espera una vida mínima de 530.122

Tabla 15 Resumen de resultados obtenidos en el estudio de fatiga

El estudio probabilista realizado en la presente Tesis Doctoral tomó como variables aleatorias las cargas aplicadas y el módulo de elasticidad. Con ellas, se obtuvo el valor esperado de vida a fatiga y su varianza, para, posteriormente, obtener las funciones de densidad que relacionan la vida con la probabilidad de fallo.

Con este modelo de fatiga probabilista se obtuvo una media superior a la obtenida en el estudio numérico, pero siempre en concordancia con los datos proporcionados por el resto de ensayos.

	Vida	
	Media	Varianza
Estudio probabilista	552.626	25.26

Tabla 16 Resumen de resultados obtenidos mediante el estudio de fatiga probabilista

Por tanto, todos los resultados obtenidos mediante los diferentes estudios están en concordancia entre ellos, quedando, de esta manera, los implantes de Proclinic® de diámetro 3.5 y longitud 10 de hexágono externo, completamente caracterizados mecánicamente.

La **Tabla 17** resume los resultados obtenidos del ensayo a compresión en los implantes de conexión interna de Implacil De Bortoli® analizados. La zona de fractura coincide, tanto en el ensayo mecánico como en el estudio por elementos finitos.

El ensayo mecánico se empleó para la obtención de las cargas estáticas máximas soportadas por los implantes. Tras someter los implantes al ensayo de compresión, se comprobó que la carga máxima soportada fue de 1041N con una desviación típica de 100N.

En la reproducción del ensayo de compresión mediante elementos finitos se comprobó que, efectivamente, las tensiones alcanzadas por el implante cuando se somete a la carga de 1041N coinciden con las zonas por las que fracasa el conjunto implante HI-pilar-tornillo.

	Fractura/Zona de concentración de tensiones	Carga máxima a fractura		Tensiones
		Media	Desviación	
Ensayo a compresión	Fractura en tornillo de fijación	1041	100	-
Estudio numérico a compresión	Las tensiones máximas aparecen en la zona de la primera rosca del tornillo	-		8013MPa > 737MPa

Tabla 17 Resumen de resultados obtenidos en el estudio de compresión implantes de conexión interna de Implacil De Bortoli®

La **Tabla 18** resume los resultados obtenidos del ensayo a compresión en los implantes como morse de Implacil De Bortoli® analizados. La zona de máxima deformación y tensiones coincide, tanto en el ensayo mecánico como en el estudio por elementos finitos.

El ensayo mecánico se empleó para la obtención de las cargas estáticas máximas soportadas por los implantes. Tras someter los implantes al ensayo de compresión, se comprobó que la carga máxima soportada fue de 1644N con una desviación típica de 180N.

En la reproducción del ensayo de compresión mediante elementos finitos se comprobó que, efectivamente, las tensiones alcanzadas por el implante cuando se somete a la carga de 1644N coinciden con las zonas de máxima deformación.

	Fractura/Zona de concentración de tensiones	Carga máxima a fractura		Tensiones
		Media	Desviación	
Ensayo a compresión	Deformación en tornillo, pilar e implante	1644	180	-
Estudio numérico a compresión	Las deformaciones y tensiones máximas aparecen en la misma zona que en el ensayo mecánico	-		> 737MPa

Tabla 18 Resumen de resultados obtenidos en el estudio de compresión implantes de cono morse de Implacil De Bortoli®

Los implantes como morse presentan un mejor comportamiento a fractura puesto que son los que más carga soportan sin fracturar, seguidos por los de conexión interna y, por último, los de conexión externa.

6

DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

En los últimos años ha aumentado el uso de implantes dentales, lo que ha conllevado un aumento en los fracasos de estos tratamientos debido a fracturas (*Gupta et al.* 2015) no sólo debido a factores biológicos sino también a complicaciones mecánicas en el cuerpo del implante, el pilar o sus conexiones.

A pesar de la elevada tasa de éxito de estos tratamientos, un buen conocimiento del comportamiento biomecánico de los implantes resulta de especial interés a la hora de diseñar y evitar los fracasos mecánicos. Estos fracasos mecánicos se deben, principalmente, a la fatiga ocasionada por sobrecargas o a la pérdida de hueso alrededor del implante (*Piattelli, Scarano, Piattelli, et al.* 1998; *Tolman & Laney* 1992).

Los fracasos mecánicos pueden ser ocasionados por la fatiga del material, la cual puede deberse también a las alteraciones fisiológicas del paciente, como, por ejemplo, los hábitos parafuncionales, siendo el bruxismo el paradigma de ello (*Rangert et al.* 1995; *Goodacre et al.* 1999; *Kronström et al.* 2001; *Flanagan* 2003).

La mayoría de los estudios de fatiga aplicados a implantes dentales disponibles en la literatura evalúan, principalmente dos preguntas:

1. Bajo unas condiciones fijadas de carga, ciclos y frecuencia, ¿se produce la fractura del implante objeto de estudio? (*Cibirka et al.* 2001; *Scarano et al.* 2010; *Stimmelmayer et al.* 2012; *Pintinha et al.* 2013; *Marchetti et al.* 2014; *Rosentritt et al.* 2014; *Spies et al.* 2016; *Guilherme et al.* 2016; *Preis et al.* 2016).

2. Bajo unas condiciones de carga y frecuencia fijada, ¿cuántos ciclos es capaz de soportar el implante objeto de estudio antes de la fractura? (*Khraisat et al.* 2002; *Foong et al.* 2013; *Stimmelmayer et al.* 2017; *Saker et al.* 2016).

Otros estudios habituales en la literatura son los ensayos mecánicos de compresión que tienen como objetivo someter al implante de estudio a cargas compresivas a velocidad de 1mm/min hasta que su fractura para conocer la carga máxima de rotura (*Marchetti et al.* 2016; *Alsahhaf et al.* 2017; *Patankar et al.* 2016).

Cada vez es más común complementar cualquiera de estos ensayos mecánicos con estudios numéricos de elementos finitos para corroborar los resultados o proporcionar estudios más completos (Pekta & Tonuk 2014; Wang *et al.* 2016; K. Shemtov-Yona & Rittel 2016; Toyoshima & Wakabayashi 2015). El comportamiento del hueso suele ser también analizado mediante elementos finitos, bien, para proponer nuevas aproximaciones de modelado, bien para conocer el comportamiento durante los ensayos mecánicos (Vanegas-Acosta *et al.* 2011).

Para el desarrollo de la presente Tesis Doctoral se han realizado ensayos mecánicos de compresión y de fatiga a implantes de conexión hexagonal externa de Proclinc, los cuales han sido reproducidos también mediante el método de los elementos finitos. El ensayo de compresión se realizó a cinco implantes de diámetro 3.5mm y longitud 10mm, obteniendo una carga de fractura máxima media de 999.56N. También fueron sometidos a ensayos de compresión implantes de conexión interna y cono morse de Implacil De Bortoli®. Ambos tipos de implantes disponían de un diámetro de 3.5mm y 13mm de longitud. Tras el ensayo de compresión se obtuvo una carga de fractura máxima media para la conexión interna de 1041N y de 1644N para los implantes de cono morse. La fractura en los implantes de conexión interna se produjo en el tornillo de fijación, mientras que en el caso del cono morse, no se produjo una fractura completa, sino que se obtuvieron grandes deformaciones en los tres componentes.

Esta carga máxima media es superior a la media descrita en la revisión de Hasan *et al.* en la cual se describe que, para un diámetro de 3.5mm, la carga máxima se encuentra entre los 600 y los 800N (Hasan *et al.* 2014). Sin embargo, Sghaireen y Board destallan que, para un diámetro de 4mm, la carga máxima obtenida es de 1012N (Sghaireen 2015). Esta diferencia de valores es debido a que el implante tendrá un comportamiento diferente dependiendo de su diámetro, longitud, tipo de conexión o material, entre otros.

El ensayo de fatiga se realizó siguiendo las normas establecidas en la ISO 14801, aplicando 360.000 ciclos con una carga de 150 ± 10 N a una frecuencia de 4Hz, como en otros estudios (Gehrke, Poncio da Silva, *et al.* 2016), únicamente a los implantes de Proclinc de conexión externa. Al igual que en los ensayos de compresión, la heterogeneidad en las condiciones de realización de los test de fatiga dificulta la comparación entre resultados. Las cargas empleadas en los ensayos de fatiga sobre

implantes dentales suelen estar comprendidas entre los 10N y los 1995N, con frecuencias que varían entre los 2 y los 15Hz. Además, el ángulo de inclinación también varía en función del estudio, siendo habitual aplicar la carga con 30 grados de inclinación (Huang *et al.* 2005; Dittmer *et al.* 2012; Truninger *et al.* 2012) aunque en (Alqahtani & Flinton 2014), se aplicó con una inclinación de 45°.

Cibirka *et al.* analizan en su estudio (Cibirka *et al.* 2001) implantes de titanio de 3.75mm de conexión externa, a los cuales les somete a 5 millones de ciclos con cargas ubicadas en el rango de entre los 20 y los 200N, sin producirse fractura alguna.

Un ejemplo de la aleatoriedad existente en los ensayos de fatiga aplicados a odontología puede encontrarse en la revisión sistemática de Coray *et al.* en la que se detalla que, de los siete artículos que cumplieron los criterios de inclusión, las cargas aplicadas variaron desde los 10 hasta los 1995N con ángulos de aplicación de 30° y 45°, con una frecuencia de 2 a 15Hz en ambientes con temperaturas comprendidas entre los 5 y los 55°. Además, y siguiendo con la misma revisión sistemática, el número de ciclos aplicados varió entre los 25.000 y los 5.000.000 (Coray *et al.* 2016).

El número de ciclos aplicados en los distintos estudios de fatiga en implantes dentales resulta ser muy variado. Existen estudios en los que se han aplicado 5 millones de ciclos sin observar fractura alguna (Cibirka *et al.* 2001; Pintinha *et al.* 2013). El número de ciclos suele variar entre los 25.000 y los 5.000.000. Sin embargo, Khraisat *et al.* detallan que, para implantes de conexión externa de 3.5mm de diámetro, la fractura apareció alrededor del millón setecientos mil ciclos (Khraisat *et al.* 2002), mientras que Foong *et al.* observaron fractura en su ensayo a los 81.935 ciclos (Foong *et al.* 2013).

Además de la heterogeneidad en las condiciones de carga, los materiales empleados y las temperatura ambiente a la que se llevan a cabo los ensayos contribuyen también a dificultar su comparación (Coray *et al.* 2016).

Los estudios mediante modelos de elementos finitos son muy empleados en el área de la odontología. Estos estudios tratan temas de importancia en la práctica clínica como la longitud, el diámetro, la forma, la interfase hueso-implante, la distribución de

tensiones, la fractura en el implante, las propiedades del material o el diseño, entre otros (Hannam 2011).

La mayor fuente de heterogeneidad en los estudios tridimensional mediante el método de los elementos finitos se encuentra en los valores empleados en las propiedades del material, así como en la forma de considerarlos. Estudios como el de Oswal *et al.* (Oswal *et al.* 2016), el de Yan *et al.* (Yan *et al.* 2015) o el de Tsouknidas *et al.* (Tsouknidas *et al.* 2015) modelan el hueso como material isotrópico, lineal y homogéneo, mientras que otros artículos como el de Mosavar *et al.* (Mosavar *et al.* 2015) o el de Ding *et al.* (Ding, Zhu, Zhang, *et al.* 2009) consideran el hueso como un material anisótropo.

O'Mahony *et al.* demostró la importancia de modelar el hueso cortical y trabecular como anisótropo en las tensiones y deformaciones de la interfase entre el hueso y el implante (O'Mahony *et al.* 2001). Posteriormente, fue confirmado por Bonnet y co-autores en (Bonnet *et al.* 2009).

Las condiciones en las que se han realizado los ensayos mecánicos descritos en esta Tesis Doctoral están validadas en la literatura, habiéndose obtenidos los resultados esperados.

En los análisis computacionales tridimensionales se han considerado todos los materiales como elásticos, isotrópicos y homogéneos, amparándose en la multitud de artículos publicados con estas condiciones. Las cargas, al igual que en los test mecánicos, están dentro de los rangos especificados en la norma ISO 14801 y amparados, también, por la literatura.

El ensayo mecánico a fatiga tiene como objetivo conocer si los implantes de conexión externa analizados fracturan o no cuando son sometidos a 360.000 ciclos con una carga media de 150N con una frecuencia de 4Hz. En ninguno de los cinco implantes ensayados se observó grietas ni fracturas, estando esta conclusión confirmada también por el estudio numérico, en el que se obtuvo una vida mínima, bajo las mismas condiciones de 530.122 ciclos.

El ensayo mecánico de compresión tiene como objetivo cuantificar la carga estática máxima soportada por los implantes. Este ensayo se realizó a cinco implantes de conexión externa, cinco de conexión interna y cinco de cono morse aplicando carga a una velocidad de 1mm/min hasta el fallo del implante. En el caso de los implantes de conexión externa, la fractura se produjo por la primera rosca del implante. En la conexión interna, la fractura se produjo en el tornillo de fijación, mientras que en los implantes de cono morse aparecieron grandes deformaciones en el tornillo, pilar e implante.

Todo lo descrito anteriormente en relación a la heterogeneidad en los estudios de implantes dentales justifica el estudio numérico de fatiga probabilista. Se consideraron como aleatorias las cargas y las propiedades del material, puesto que, una vez que se ha decidido qué implante analizar, son los factores de más peso en el fenómeno de la fatiga de materiales. Además del aporte probabilista, este modelo obtiene la función de densidad en la que se relaciona la probabilidad de fracaso del implante en cada ciclo de carga. Esta función resulta de gran interés puesto que:

- El proceso de certificación de los implantes dentales requiere ensayos mecánicos iterativos, los cuales requieren del uso de muchos implantes (ya fabricados), tiempo y dinero. Con este modelo probabilista se evita tener que realizar tantos ensayos, siendo suficiente únicamente uno cuando el fabricante haya conseguido un diseño que cumpla con la probabilidad de fallo deseada.
- Es posible predecir el comportamiento mecánico que va a tener el implante antes de colocarlo, pudiendo el odontólogo ser capaz de elegir el que más se adecúe a su paciente en cada caso particular.

7

CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

Las conclusiones alcanzadas en este estudio son:

1. Los resultados obtenidos en el ensayo de compresión a fractura indican que la carga máxima media soportada es de 999,56 N para los implantes analizados de diámetro 3.5 mm, lo cual se encuentra dentro de los rangos aceptados en la literatura.
2. Cuando los implantes dentales y sus conexiones son sometidos a cargas cíclicas fisiológicas, con cargas medias de 150 N durante 360.000 ciclos, no aparecen ni grietas ni fracturas en los mismos.
3. Debido a la naturaleza aleatoria de la fatiga en implantes dentales sometidos a requerimientos funcionales, los ensayos mecánicos deben obligatoriamente complementarse con métodos de fatiga aleatoria.
4. Los modelos analizados mediante el Método de los Elementos Finitos confirman las conclusiones anteriores y, por tanto, constituye una herramienta matemática válida para el estudio del comportamiento mecánico de los materiales.

8

BIBLIOGRAFÍA

BILBIOGRAFÍA

- ADI, 2012. *A Dentist's Guide to Implantology Dentist's to Implantology*, The Association of Dental Implantology.
- Akça, K., Fanuscu, M.I. & Caputo, A.A., 2008. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *Journal of Prosthodontics*, 17(8), pp.616–620.
- Albrektsson, T. et al., 1986. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1(1), pp.11–25.
- Albrektsson, T. & Wennerberg, A., 2005. The impact of oral implants - past and future. *Journal Canadian Dental Association*, 71(5), p.327.
- Alqahtani, F. & Flinton, R., 2014. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), pp.299–305.
- Alsahhaf, A. et al., 2017. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, pp.224–232.
- AlZarea, B.K., 2016. Assessment and Evaluation of Quality of Life of Patients with Dental Implants Using the Oral Health Impact Profile - A Clinical Study. *Journal of clinical and diagnostic research*, 4(4), p.ZC57-ZC60.
- Arola, D., 2017. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *Dental Materials*, 33(4), pp.367–381.
- Arthur, P.B. & Richard, J.S., 2002. *Advanced mechanics of materials 6th*,
- Assunção, W.G. et al., 2009. Biomechanics Studies in Dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), pp.1173–1177.
- Ayllón, J.M. et al., 2014. Fatigue life estimation in dental implants. *Engineering Fracture Mechanics*, 123, pp.34–43.
- Bacchi, A. et al., 2013. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*, 55(3), pp.239–44.

- Baecher, G. & Ingra, T., 1981. Stochastic FEM In Settlement Predictions. *Journal of the Geotechnical Engineering Division*, 107(4), pp.449–463.
- Baggi, L. et al., 2008. 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), pp.422–431.
- Balandra Ortiz, J., 2013. *Diseño de implantes dentales a la medida para el área maxilar*. Universidad Nacional Autónoma de México.
- Balshi, T.J., 1996. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 11(5), pp.660–6.
- Bea, J.A., Doblaré, M. & Gracia, L., 1999. Evaluation of the probability distribution of crack propagation life in metal fatigue by means of probabilistic finite element method and B-models. *Engineering Fracture Mechanics*, 63(6), pp.675–711.
- Bernardes, S.R. et al., 2009. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 24(5), pp.781–9.
- Bhering, C.L.B. et al., 2016. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*, 69, pp.715–725.
- Binon, P., 2000. Implants and components entering the new millennium. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 15, pp.76–94.
- Bogdanoff, J.L. & Kozin, F., 1985. *Probabilistic Models of Cumulative Damage*, New York: Wiley.
- Boggan, R., Strong, J. & Misch, C., 1999. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, pp.436–440.
- 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 and Physics*, 31(7), pp.806–815.

- Brånemark, P.I. et al., 1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3(2), pp.81–100.
- Brånemark, P.I. et al., 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, pp.1–132.
- Breeding, L.C. et al., 1993. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *International Journal of Prosthodontics*, 6(5), pp.435–439.
- Cambou, B., 1975. Application of first-order uncertainty analysis in the finite element method in linear elasticity. In *Proceedings of the 2nd International Conference on Application of Statistics and Probability in Soil and Structural Engineering*. Aachen, Germany: Deutsche Gesellschaft für Grd- und Grundbau eV, Essen, FRC, pp. 67–87.
- Cehreli, M.C. et al., 2007. Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(4), pp.395–402.
- Cehreli, M.C. et al., 2005. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 16(5), pp.540–548.
- Celik, G. & Uludag, B., 2007. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), pp.229–235.
- Cibirka, R.M. et al., 2001. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), pp.268–275.
- Coray, R., Zeltner, M. & Özcan, M., 2016. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 62, pp.333–346.
- Council, A.D.A., Scientific, O.N. & Properties, C., 2003. Titanium applications in dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 134(March), pp.347–349. Available at: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0165>.
- Ding, X., Zhu, X.-H., Zhang, X.-H., et al., 2009. [Three dimension finite element analysis

- of anisotropic mandible with dental implants effect on implant-bone interface]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology*, 44(1), pp.41–5.
- Ding, X., Zhu, X.-H., Liao, S.-H., et al., 2009. Implant-Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 18(5), pp.393–402.
- Dittmer, M.P. et al., 2012. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(1), pp.19–24.
- Duyck, J. & Vandamme, K., 2014. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41(10), pp.783–794.
- Elias, C.N. et al., 2008. Biomedical Applications of Titanium and its Alloys. *Journal of the Minerals, metals, and Materials Society*, (March), pp.46–49.
- Finger, I. et al., 2003. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 15, pp.625–632.
- Flanagan, D., 2003. External and occlusal trauma to dental implants and a case report. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 19(3), pp.160–164.
- Foong, J.K.W. et al., 2013. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(5), pp.304–312.
- Frocht, M.M., 1962. *Photoelasticity*, New York: Wiley.
- Gaviria, L. et al., 2014. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), p.50.
- Gehrke, S.A., 2015. Importance of Crown Height Ratios in Dental Implants on the Fracture Strength of Different Connection Designs: An In Vitro Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(4), pp.790–797.
- Gehrke, S.A., Frugis, V.L., et al., 2016. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. *The Open Dentistry Journal*, 10(1), pp.522–530.

- Gehrke, S.A., Poncio da Silva, P.M., et al., 2016. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), pp.529–535.
- Gehrke, S.A. et al., 2017. Misfit of Three Different Implant Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, In press.
- Gehrke, S.A. & De Carvalho Serra, R., 2015. Load fatigue performance of conical implant-abutment connection: effect of torque level and interface junction. *Minerva stomatologica*, 64(1), pp.1–7.
- Gehrke, S.A., Souza dos Santos Vianna, M. & Dedavid, B.A., 2014. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 18(3), pp.715–720.
- Geringer, A., Diebels, S. & Nothdurft, F.P., 2014. Influence of superstructure geometry on the mechanical behavior of zirconia implant abutments: a finite element analysis. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 59(6), pp.501–506.
- Gomez, M., Avila, R. & Landa, S., 1988. Historical development of dental implantology. *Rev Esp Estomatol*, 36(4), pp.303–310.
- González Pérez, J. & Calvo de Mora Álvarez, B., 2012. La Implantación en la época moderna (Siglos XVIII y XIX). *Revista española odontoestomatológica de implantes*, 19(3), pp.34–45.
- González Velázquez, J., 2004. *Mecánica de Fractura* 2ª edición., Editorial Limusa SA.
- González Velázquez, J., 2003. *Metalurgia mecánica*, Editorial Limusa SA.
- Goodacre, C.J., Kan, J.Y. & Rungcharassaeng, K., 1999. Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5), pp.537–552.
- Gracis, S. et al., 2012. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23(SUPPL.6), pp.202–216.
- Graf, H., 1969. Bruxism. *Dental Clinics of North America*, 13, pp.659–665.
- Guilherme, N.M. et al., 2016. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), pp.206–213.

- Gupta, S., Gupta, H. & Tandan, A., 2015. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 6(1), p.3.
- Handa, K. & Anderson, K., 1981. Application of finite element methods in the statistical analysis of structures. In *Proceedings of the 3rd International Conference on Structural Safety and Reliability*. Amsterdam: Elsevier Science Publishing, pp. 409–417.
- Hannam, A.G., 2011. Current computational modelling trends in craniomandibular biomechanics and their clinical implications. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(3), pp.217–234.
- Hasan, I. et al., 2014. Biomechanics and load resistance of small-diameter and mini dental implants: a review of literature. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 59(1), pp.1–5.
- Herráiz Lalana, E., 2012. *Estudio de aleaciones de titanio pulvimetalúrgicas con adición de Fe y Cr*. Universidad Carlos III.
- Hisada, T. & Nakagiri, S., 1985. Role of the stochastic finite element method in structural safety and reliability. In *Proceedings of the 4th International Conference on Structural Safety and Reliability*. Kobe, Japan, pp. 385–394.
- Hisada, T. & Nakagiri, S., 1981. Stochastic finite element method developed for structural safety and reliability. In *Proceedings of the 3rd International Conference on Structural Safety and Reliability*. Amsterdam: Elsevier Science Publishing, pp. 395–408.
- Holmgren, E.P. et al., 1998. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *The Journal of oral implantology*, 24(2), pp.80–88.
- Huang, H.-M. et al., 2005. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 20(6), pp.854–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16392341>.
- Isidor, F., 1999. Occlusal loading in implant dentistry. In *Proceedings of the 3rd*

- European Workshop on Periodontology: implant dentistry*. London: Quintessence, pp. 358–375.
- Ismi, K. & Suzuki, I., 1987. Stochastic finite element method for slope stability analysis. *Structural Safety*, 4, pp.11–129.
- ISO, 1964. *ISO/R 373: General Principles for Fatigue Testing of Metals*,
- ISO14801, 2007. *Fatigue Test for Endosseous Dental Implants*,
- Itoh, H. et al., 2004. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 24(1), pp.47–55.
- Jemt, T. et al., 1991. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6, pp.29–36.
- Karl, M. et al., 2009. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 17(2), pp.50–7.
- Karl, M. et al., 2007. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(3), pp.137–140.
- Karl, M. et al., 2005. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), pp.324–330.
- Khraisat, A. et al., 2002. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), pp.604–610.
- Klineberg, I.J., Trulsson, M. & Murray, G.M., 2012. Occlusion on implants - is there a problem? *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(7), pp.522–537.
- Koller, C.D., Pereira-Cenci, T. & Boscatto, N., 2016. Parameters Associated with Marginal Bone Loss around Implant after Prosthetic Loading. *Brazilian Dental Journal*, 27(3), pp.292–297.
- Koyano, K. et al., 2008. Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of Oral*

- Rehabilitation*, 35(7), pp.495–508.
- Kronström, M. et al., 2001. Early implant failures in patients treated with Brånemark System titanium dental implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 16(2), pp.201–207.
- Lee, C.K., Karl, M. & Kelly, J.R., 2009. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*, 25(11), pp.1419–1425.
- Lee, Y.-L. et al., 2005. *Fatigue Testing and Analysis* Second., Elsevier.
- Liangjian, C. et al., 2010. Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. *Journal of Central South University (Medical Sciences)*, 35(7), pp.662–672.
- Lin, C.-L. et al., 2008. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23(1), pp.57–64.
- Liu, S. et al., 2014. Influence of occlusal contact and cusp inclination on the biomechanical character of a maxillary premolar: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), pp.1238–1245.
- Llu, W., Belytschko, T. & Lua, Y., 1995. Probabilistic Finite Element Method. In *Probabilistic Structural Mechanics Handbook*©. Chapman & Hall.
- Lobbezoo, F., Van Der Zaag, J. & Naeije, M., 2006. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(4), pp.293–300.
- Macedo, J. et al., 2016. Morse taper dental implants and platform switching: the new paradigm in oral implantology. *European Journal of Dentistry*, 10(1), p.148.
- Maeda, Y., Horisaka, M. & Yagi, K., 2008. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), pp.271–275.
- Maeda, Y., Satoh, T. & Sogo, M., 2006. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication.

- Journal of Oral Rehabilitation*, 33(1), pp.75–78.
- Marchetti, E. et al., 2014. Evaluation of an Endosseous Oral Implant System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dentistry*, 23(6), pp.665–71.
- Marchetti, E. et al., 2016. Mechanical Reliability Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dentistry*, 25(5), p.1.
- Martin, R., Burr, D. & Sharkey, N., 1998. *Skeletal tissue mechanics* 1th ed., New York: Springer-Verlag.
- Meng, J.C. et al., 2007. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *The International journal of prosthodontics*, 20(6), pp.623–625.
- Mert, B., Hunenbart, S. & Belser, U., 2000. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-Degree taper compared to a Butt join Connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15, pp.519–526.
- Milčić, D., Keros, J. & Bosnjak, A., 2003. Analysis of bone tissue mechanical properties. *Collegium antropologicum*, 27 Suppl 2, pp.9–15.
- Milella, P., 2013. *Fatigue and Corrosion in Metals* 1th ed., London: Springer.
- Misch, C., 2007. Dental evaluation: factors of force. In *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby, Inc., pp. 157–173.
- Misch, C.E., 2014a. Bone Response to Mechanical Loads. In *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier-Mosby, pp. 107–125.
- Misch, C.E. et al., 2005. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant dentistry*, 14(4), pp.312–8.
- Misch, C.E. et al., 2006. Consensus Conference Panel Report: Crown-Height Space Guidelines for Implant Dentistry-Part 2. *Implant Dentistry*, 15(2), pp.113–121.
- Misch, C.E., 2014. *Dental Implants Prosthetics* second., St. Louis, Missouri: Elsevier-Mosby.
- Misch, C.E., 2014b. Prosthetic Options in Implant Dentistry. In *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier-Mosby, pp. 193–205.

- Mosavar, A., Ziaei, A. & Kadkhodaei, M., 2015. The effect of implant thread design on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration conditions: a finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 30(6), pp.1317–26.
- Neuber, H., 1961a. Theory of Stress Concentration for Shear-Strained Prismatical Bodies with Arbitrary Nonlinear Stress-Strain Law. *Journal of Applied Mechanics*, 28(4), pp.544–550.
- Neuber, H., 1961b. *Translation Theory of Notch Stresses*, U.S. Office of Technical Services.
- Norton, R., 2011. *Diseño de máquinas. Un enfoque integrado*, Addison-Wesley.
- Núñez, J.L., 2003. *Metal fatigue analysis on nucleation step using damage models and Probabilistic Finite Elements*. Universidad de Zaragoza.
- O'Mahony, A.M., Williams, J.L. & Spencer, P., 2001. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical oral implants research*, 12(6), pp.648–57.
- Oñate, E., Periaux, J. & Samuelsson, A., 1991. *The finite element method in the 1990's. a book dedicated to O.C. Zienkiewicz*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Ormianer, Z. et al., 2005. Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. *Implant dentistry*, 14(1), pp.58–62.
- Ossa, J.C., 2013. Matrices de transición y patrones de variabilidad cognitiva. *Universitas Psychologica*, 12(2), pp.559–570.
- Oswal, M. et al., 2016. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(4), p.359.
- Pal, S., 2014. Mechanical Properties of Biological Materials. In *Design of Artificial Human Joints & Organs*. Boston, MA: Springer US, pp. 23–40.
- Patankar, A. et al., 2016. Fracture Resistance of Implant Abutments Following Abutment Alterations by Milling the Margins: An In Vitro Study. *Journal of Oral Implantology*, 42(6), pp.464–468.

- Peixoto, H.E. et al., 2016. The role of prosthetic abutment material on the stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis. *Materials Science and Engineering: C*, 65, pp.90–96.
- Pekta, O. & Tonuk, E., 2014. Mechanical design, analysis, and laboratory testing of a dental implant with axial flexibility similar to natural tooth with periodontal ligament. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(11), pp.1117–1125.
- Pérez, M. et al., 2012. Stress transfer properties of different commercial dental implants: a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), pp.263–273.
- Peterson, R., 1950. Discussion of a century ago concerning the nature of fatigue, and review of some of the subsequent researches concerning the mechanism of fatigue. *ASTM Bulletin*, 164, pp.50–56.
- Piattelli, A., Scarano, A., Piattelli, M., et al., 1998. Hollow implants retrieved for fracture: a light and scanning electron microscope analysis of 4 cases. *The Journal of periodontology*, 69(2), pp.185–189.
- Piattelli, A., Scarano, A. & Paolantonio, M., 1998. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(2), pp.273–5.
- Pintinha, M. et al., 2013. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), pp.383–388.
- Porter, J. a, Petropoulos, V.C. & Brunski, J.B., 2002. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17(5), pp.651–62.
- Prados-Privado, M., 2017. “Predicción de vida a fatiga de implantes dentales y sus conexiones implantoprotésicas en pacientes bruxistas: aplicación de un nuevo modelo de estudio probabilista. *Revista española odontoloestomatológica de implantes*, In press.
- Prados-Privado, M. et al., 2016. A random fatigue on mechanize titanium abutment

- studied with Markoff chain and stochastic finite element formulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(15), pp.1583–1591.
- Prados-Privado, M. et al., 2015. Dental Implants Fatigue as a Possible Failure of Implantologic Treatment: The Importance of Randomness in Fatigue Behaviour. *BioMed Research International*, 2015, pp.1–7.
- Prados-Privado, M., Bea, J. & Prados-Frutos, J., 2017. Presentation of a mathematical model to predict long-term behaviour of implants and their prosthesis based on probabilistic fatigue. *Journal of Dentistry & Oral Disorders*, Aceptado publicación.
- Preis, V. et al., 2017. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dental Materials*, 33(4), pp.427–433.
- Preis, V. et al., 2016. In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dental Materials*, 32(6), pp.765–774.
- Qian, L. et al., 2009. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials*, 25(10), pp.1285–1292.
- Ramfjord, S. & Ash, M., 1971. *Occlusion* second., Philadelphia: WB Saunders.
- Rangert, B. et al., 1995. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(3), pp.326–34. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7615329>.
- Rangert, B.R., Sullivan, R.M. & Jemt, T.M., 1997. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 12(3), pp.360–70.
- Riahi, H., Bressollette, P. & Chateauneuf, A., 2010. Random fatigue crack growth in mixed mode by stochastic collocation method. *Engineering Fracture Mechanics*, 77(16), pp.3292–3309.
- Ribeiro, C.G. et al., 2011. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), pp.413–420.
- Rosentritt, M. et al., 2014. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of Dentistry*, 42(8), pp.1019–1026.

- Sadowsky, S.J. & Caputo, A.A., 2000. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3), pp.327–334.
- Saker, S., El-Shahat, S. & Ghazy, M., 2016. Fracture Resistance of Straight and Angulated Zirconia Implant Abutments Supporting Anterior Three-Unit Lithium Disilicate Fixed Dental Prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), pp.1240–1246.
- Santos, L.S. de M. et al., 2015. Finite-Element Analysis of 3 Situations of Trauma in the Human Edentulous Mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(4), pp.683–691.
- Scarano, A. et al., 2010. Valutazione della resistenza a fatica ciclica di una connessione impianto-abutment cone morse e avvitata. *Italian Oral Surgery*, 9(4), pp.173–179.
- Schijve, J., 2009. *Fatigue of structures and materials*,
- Schmalz, G. & Galler, K.M., 2017. Biocompatibility of biomaterials – Lessons learned and considerations for the design of novel materials. *Dental Materials*, 33(4), pp.382–393.
- Schou, S. et al., 2000. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical oral implants research*, 11(2), pp.171–178.
- Schroeder, A. et al., 1981. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *Journal of maxillofacial surgery*, 9(1), pp.15–25.
- Sghaireen, M.G., 2015. Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), pp.554–561.
- Shafie, H.R., 2014. *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*, Wiley-Blackwell.
- Shafie, H.R. & White, B.A., 2014. Different Implant–Abutment Connections. In *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. Wiley-Blackwell, pp. 33–46.
- Shemtov-Yona, K. & Rittel, D., 2016. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies.

Dentistry Journal, 4(2), p.16.

Shemtov-Yona, K. & Rittel, D., 2016. Random spectrum loading of dental implants: An alternative approach to functional performance assessment. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 62, pp.1–9.

Siddiqui, A.A., Mark, S. & Mark, G., 2006. Use of Mini Implants for Replacement and Immediate Loading of 2 Single-tooth Restorations: A Clinical Case Report. *Journal of Oral Implantology*, 32(2), pp.82–86.

da Silva, B.R. et al., 2013. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(2), pp.158–164.

Skalak, R., 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), pp.843–848.

Skalak, R., 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(6), pp.843–8.

De Sousa, A.A. & Mattos, B.S.C., 2014. Finite element analysis of stability and functional stress with implant-supported maxillary obturator prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), pp.1578–1584.

Spies, B.C. et al., 2016. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, pp.1–10.

Stimmelmayer, M. et al., 2017. Accuracy and mechanical performance of passivated and conventional fabricated 3-unit fixed dental prosthesis on multi-unit abutments. *Journal of Prosthodontic Research*.

Stimmelmayer, M. et al., 2012. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials*, 28(12), pp.1215–1220.

Suresh, S., 1994. *Fatigue of Materials* 1th ed., Cambridge: Cambridge University Press.

Szajek, K. & Wierszycki, M., 2016. Numerical verification of two-component dental implant in the context of fatigue life for various load cases. *Acta of Bioengineering*

and *Biomechanics*, 18(1), pp.103–113.

Tagger Green, N. et al., 2002. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant dentistry*, 11(2), pp.137–43.

Theocaris, P.S. & Gdoutos, E.E., 1979. *Matrix Theory of Photoelasticity*, New York: Springer.

Timoshenko, S., 1954. Stress concentration in the history of strength of materials. In *SESA*. p. 1–12.

Tiozzi, R. et al., 2013. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dental Materials*, 29(7), pp.788–796.

Tokuhisa, M., Matsushita, Y. & Koyano, K., 2003. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *The International journal of prosthodontics*, 16(2), pp.128–134.

Tolman, D.E. & Laney, W.R., 1992. Tissue-integrated prosthesis complications. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 7(4), pp.477–484.

Topoliński, T. et al., 2011. Study of the behavior of the trabecular bone under cyclic compression with stepwise increasing amplitude. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(8), pp.1755–1763.

Toyoshima, Y. & Wakabayashi, N., 2015. Load Limit of Mini-Implants with Reduced Abutment Height Based on Fatigue Fracture Resistance: Experimental and Finite Element Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), pp.e10–e16.

Trivedi, S., 2014. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), pp.200–203.

Truninger, T.C. et al., 2012. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 23(1), pp.12–18.

Tsouknidas, A. et al., 2015. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the

- Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3), pp.e30–e42.
- Ueda, C. et al., 2004. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Brazilian oral research*, 18(1), pp.45–52.
- Ugurel, C.S. et al., 2015. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clinical Oral Implants Research*, 26(2), pp.137–142.
- Vairo, G. & Sannino, G., 2013. Comparative Evaluation of Osseointegrated Dental Implants Based on Platform-Switching Concept: Influence of Diameter, Length, Thread Shape, and In-Bone Positioning Depth on Stress-Based Performance. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, pp.1–15.
- Val, J.E.M.S. de et al., 2017. Effects of Surface Treatment Modification and Implant Design in Implants Placed Crestal and Subcrestally Applying Delayed Loading Protocol. *Journal of Craniofacial Surgery*, 28(2), pp.552–558.
- Vanegas-Acosta, J.C. et al., 2011. A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 101(3), pp.297–314.
- Wang, K. et al., 2016. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering: C*, 63, pp.164–171.
- Wang, R. & Fenton, A., 1996. Titanium for prosthodontic applications. A review of the literature. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 27(6), pp.401–408.
- Weinberg, L., 1993. The biomechanics of force distribution in implant supported-prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8, pp.19–31.
- Weinstein, A.M. et al., 1976. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*, 55(5), pp.772–777.
- Yan, X. et al., 2015. Maxillary Sinus Augmentation without Grafting Material with Simultaneous Implant Installation: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.

Clinical Implant Dentistry and Related Research, 17(3), pp.515–524.

Yu, P.S., Yoon, Y.J. & Kim, K.W., 2001. photoelastic study of the stress distribution on canine retraction by segmented TMA T-loop spring. *The Korean Journal of Orthodontics*, 31(2), pp.199–207.

Zak, B., 1935. Photoelastic analysis in der orthodontischen meahanik. *Oesterr Z Stomatol*, 35, pp.22–37.

Zandman, F., 1959. Photoelastic coating test. In *McMaster R, ed. Nondestructive Testing Handbook*. New York: Ronald Press, pp. 1–59.

Zhang, M. & Fan, Y., 2014. *Computational Biomechanics of the Musculoskeletal System*, CRC Press.

Zienkiewicz, O.C. & Taylor, R.L., 2000. *The Finite Element Method: the basis and its fundamentals* Fifth., Butterworth Heinemann.