

UNIVERSIDAD DE SEVILLA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE LA PÉRDIDA DE MATERIAL ÓSEO EN PACIENTES**

**CON BRUXISMO E IMPLANTES DENTALES**

LUIS G. OLIVEROS LÓPEZ

SEVILLA, 2021

“Si he logrado ver más lejos, ha sido porque he subido a hombros de gigantes”

*Isaac Newton*

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, quisiera agradecer a mis directoras de la Tesis Doctoral, las doctoras Raquel Castillo de Oyagüe y María Ángeles Serrera Figallo, por su valioso tiempo, por su compromiso, paciencia, dedicación y consejos. Sin esta extraordinaria tutela, el proyecto no se hubiese hecho realidad.

A los doctores José Luis Gutiérrez Pérez y Daniel Torres Lagares, a quienes considero mis maestros, por su confianza y por la oportunidad que me han dado para especializarme en el área de la Cirugía Oral y adentrarme en el apasionante mundo de la investigación científica.

Al equipo de Madrid, en particular a Álvaro Martínez González y a Andrea Pérez Velasco de la empresa ICEMM, SL, por su compromiso y estupenda labor en el experimento realizado.

A mi equipo del Máster de Cirugía Bucal de la Universidad de Sevilla en conjunto con el servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital Virgen del Rocío, por estos 9 años de experiencias adquiridas, donde me he sentido como en casa desde el primer día.

A mi familia, a mis padres y mis hermanos, por su confianza, por el sacrificio hecho y por los valores que me han transmitido.

A Patricia, mi compañera de vida: sin tu paciencia, apoyo y cariño, nada hubiese sido posible.

A mis hijos, por haberme hecho una mejor persona y hacerme entender el compromiso de dar la vida.

A mis amigos, por su apoyo, en particular a Luis R. Castillo Ochoa, Ingeniero Mecánico, por tus más de 22 años de amistad, por tu colaboración y aporte en el área técnica de este trabajo.

A mis profesores de Venezuela, en particular al Dr. Luis A. Calatrava Oramas y a la Dra. Marvis Allais León, por su amistad, sus palabras y por haberme inspirado a siempre pensar más allá de lo que podemos ver.

## **ABREVIATURAS**

ITC: Inclinación de la Trayectoria Condílea.

BIC: Bone Implant Contact.

AFR: Análisis de Frecuencia de Resonancia.

CEI: Coeficiente de estabilidad del implante.

ISQ: Implant Stability Quotient.

MEF: Método de Elementos Finitos.

FEA: Finite Element Analysis.

CBCT: Cone Beam Computerized Tomography.

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>1. RESUMEN EN ESPAÑOL.....</b>	<b>11</b>
<b>2. RESUMEN EN INGLÉS (ABSTRACT).....</b>	<b>13</b>
<b>3. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>15</b>
<b>3.1. BRUXISMO.....</b>	<b>15</b>
3.1.1. Epidemiología del bruxismo.....	19
3.1.2. Etiología .....	20
3.1.3. Clasificación del bruxismo .....	22
3.1.4. Diagnóstico y manifestaciones clínicas del bruxismo .....	25
3.1.5. Manejo y tratamiento del bruxismo.....	31
3.1.5.1. Ajuste oclusal y férulas oclusales.....	31
3.1.5.2. Férulas Michigan .....	34
3.1.5.3. Biofeedback, hipnosis y relajación .....	39
3.1.5.4. Tratamiento farmacológico .....	40
3.1.5.5. Toxina botulínica.....	40
3.1.6. Bruxismo y estrés.....	45
3.1.7. Papel del bruxismo en los desórdenes temporomandibulares.....	48
<b>3.2. LOS IMPLANTES DENTALES.....</b>	<b>49</b>
3.2.1. Características de los implantes dentales .....	51
3.2.2. Osteointegración y estabilidad.....	65
3.2.2.1. Estabilidad primaria .....	66

3.2.2.2. Estabilidad secundaria .....	67
3.2.3. Pérdida de la osteointegración.....	70
3.2.4. Consecuencias del edentulismo en el hueso alveolar.....	70
3.2.5. Tipos de hueso y densidad ósea .....	71
3.2.6. Introducción a la biomecánica de la transmisión de fuerzas .....	75
3.2.7. Biomecánica de la transmisión de fuerzas en los dientes .....	77
3.2.8. Biomecánica de la transmisión de fuerzas en los implantes dentales .....	79
<b>3.3. CONSECUENCIAS DEL BRUXISMO SOBRE LOS IMPLANTES DENTALES... 80</b>	
<b>3.4. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) .....</b>	<b>84</b>
3.4.1. Historia .....	84
3.4.2. Bases y definición.....	86
3.4.3. Terminología.....	88
3.4.4. Ventajas y desventajas.....	90
3.4.5. Pasos a seguir para resolver problemas mediante el uso del MEF .....	92
3.4.6. Parámetros de uso en el MEF.....	97
3.4.7. Software comercial para el uso del MEF .....	98
3.4.7.1. ANSYS® (Ansys Inc., Swanson Analysis Systems, EE. UU.).....	98
3.4.7.2. ABAQUS® (Dassault Systèmes Sinula Corp, EE. UU.) .....	99
<b>4. OBJETIVOS.....</b>	<b>100</b>
<b>5. HIPÓTESIS NULA .....</b>	<b>101</b>
<b>6. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>102</b>
6.1. Configuración del modelo óseo .....	103

---

6.2. Espectros de cargas.....	106
6.3. Implantes dentales seleccionados para el experimento .....	107
6.4. Método de Elementos Finitos (MEF) .....	110
<b>7. RESULTADOS .....</b>	<b>116</b>
<b>8. DISCUSIÓN .....</b>	<b>123</b>
<b>9. CONCLUSIONES .....</b>	<b>137</b>
<b>10. BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>138</b>
<b>11. ANEXOS .....</b>	<b>166</b>



## ÍNDICE ICONOGRÁFICO

<b>Páginas</b>	<b>Figuras y tablas</b>	<b>Descripción</b>
27	Fig. 1	Dispositivo BiteStripe®
29	Figs. 2 y 3	Abfracción/Atrición
30	Fig. 4	Fractura de implantes
37	Fig. 5	Férula Michigan
41	Fig. 6	Vial de bótox
43	Fig. 7	Línea trago comisura labial en el músculo masetero
44	Fig. 8	Aplicación de toxina botulínica en el músculo masetero
47	Fig. 9	Circuito gamma
51	Fig. 10	Prof. Dr. Per-Ingvar Brånemark
52	Fig. 11	Estructura de un implante dental
54	Fig. 12	Tipos de conexión del implante dental
55	Fig. 13	Tipos de plataformas
56	Fig. 14	Tipos de cuello y posición en el hueso
57	Fig. 15	Modelos de implantes dentales
58	Fig. 16	Tipos de roscas según su morfología
58	Tabla 1	Tipos de roscas, casas comerciales y ejemplos de modelos de implantes dentales
64	Tabla 2	Tipos de titanio
69	Figs. 17 y 18	Valores ISQ y estabilidad del implante/ Dispositivo Penguin RFA
73	Fig. 19	Esquema de Lekholm y Zarb

74	Tabla 3	Clasificación de Misch sobre la densidad ósea
90	Fig. 20	Error de discretización
94	Fig. 21	Elementos lineales
95	Figs. 22-24	Elementos de superficie/ Elementos sólidos/ Elementos especiales
103	Fig. 25	Radiografía CBCT
104	Fig. 26	Geometría empleada en el modelo numérico con la superficie de corte de 6,5 mm
105	Tabla 3 (bis)	Clasificación de Misch sobre la densidad ósea
106	Fig. 27	Posición del implante en el hueso (vista coronal)
108	Fig. 28	Modelo de estudio de implante M-12
109	Fig. 29	Modelo de estudio de implante Astra
110	Tabla 4	Valores iniciales empleados en el modelo numérico para implantes M-12 y Astra en el hueso D3
111	Figs. 30 y 31	Condiciones de contorno y estado de cargas para los modelos de los implantes M-12 y Astra
115	Fig. 32	Diagrama de flujo de información entre el MEF y el modelo de reconstitución ósea por cada año del período de estudio considerado (10 años)
117, 116	Fig. 33	Evolución del estado tensional para el implante M-12
118, 119	Fig. 34	Evolución del estado tensional para el implante Astra
120	Fig. 35	Evolución de la máxima tensión a lo largo de 10 años para los dos implantes objeto de estudio
121	Fig. 36	Evolución de la pérdida de superficie de contacto en la interfase de hueso cortical e implante a 10 años
122	Fig. 37	Pérdida de tejido óseo a 5 y 10 años para los modelos de implante M-12 y Astra

## **1. RESUMEN EN ESPAÑOL**

El bruxismo es una actividad motora inconsciente, involuntaria y sostenida que produce un rechinar excesivo de los dientes y/o un apretamiento de la mandíbula que podría afectar a los implantes y a las rehabilitaciones de los pacientes.

La etiología exacta del bruxismo continúa sin determinar, pero se sabe que involucra múltiples factores. La literatura carece de estudios sobre el posible efecto de la morfología del implante sobre la resistencia de la interfaz hueso-implante osteointegrado en presencia de bruxismo.

Nuestro objetivo fue evaluar la respuesta mecánica de la interfaz hueso-implante en pacientes bruxistas cuyas prótesis implantológicas están sometidas a una carga cíclica parafuncional durante un período simulado de 10 años.

Con este objetivo, comenzamos haciendo una revisión en la literatura para investigar el "bruxismo" como condición y patología, y los "trastornos temporomandibulares", así como sus posibles correlaciones con la pérdida de hueso marginal alrededor de los implantes dentales.

Como hipótesis nula, establecimos que tanto el implante M-12 como el Astra presentarían niveles similares de pérdida ósea en la interfaz hueso-implante tras una simulación de bruxismo de 10 años.

Por tanto, se realizó una comparación entre dos tipos de implantes (M-12 y Astra) y se determinó el patrón de reabsorción ósea considerando el estado de estrés y la pérdida de hueso cortical como criterios de evaluación. Se aplicaron técnicas de simulación numérica basadas en el método de análisis de elementos finitos en un análisis dinámico de las fuerzas recibidas, junto con un modelo constitutivo de remodelación ósea que altera las propiedades físicas del hueso.

La pérdida de superficie de hueso cortical simulada en el área del cuello del implante fue un 8,6% mayor en el implante Astra que en el implante M-12. En comparación con el implante M-12, el mayor estrés sostenido en el tiempo observado en el implante Astra, junto con la mayor pérdida de superficie ósea cortical registrada en su cuello, podrían ser factores predictivos de una mayor probabilidad de fracaso de aquellas prótesis colocadas sobre implantes Astra en pacientes bruxistas.

## **2. RESUMEN EN INGLÉS (*ABSTRACT*)**

Bruxism is an unconscious, involuntary and sustained motor activity that results in excessive teeth grinding and/or jaw clenching that could affect patients' implants and rehabilitations.

The accurate aetiology for bruxism remains ascertained, but it is known to involve multiple factors. The literature lacks studies on the possible effect of implant morphology on the resistance of the bone-implant osseointegrated interface when bruxism is present.

Our objective was to assess the mechanical response of the bone-implant interface in bruxist patients whose implant prostheses are subjected to parafunctional cyclic loading over a simulated period of 10 years.

With this objective, we started making a bibliographic revision about 'bruxism' as a condition and pathology, and 'temporomandibular disorders', as well as about their possible correlations with the marginal bone loss around dental implants.

As a null hypothesis, we established that both the M-12 and the Astra implants would present similar levels of bone loss at the implant-bone interface after a 10-year simulation of bruxism.

Therefore, a comparison was carried out between two types of implants (M-12 and Astra Tech), and a pattern of bone loss was determined considering both the stress state and the cortical bone surface loss as the evaluation criteria. Numerical simulation techniques based on the finite element analysis method were applied in a dynamic analysis of the received forces; together with a constitutive model of bone remodelling that alters the physical properties of the bone.

The simulated cortical bone surface loss at the implant neck area was 8.6% greater in the Astra implant than in the M-12 implant. Compared to the M-12 implant, the higher sustained stress observed over time in the Astra implant, together with the greater cortical bone surface loss that occurred at its neck area, may be related to a major probability of failure of those prostheses placed over Astra implants in bruxist patients.

### 3. INTRODUCCIÓN

Para poder comprender la íntima relación y consecuencias del bruxismo en pacientes con implantes dentales, efectuaremos una amplia descripción de esta patología o condición, haciendo énfasis en sus diferentes clasificaciones, etiología y posibles tratamientos. Se hablará de los implantes dentales, de las diferentes densidades de hueso presentes en la cavidad bucal, de las fuerzas masticatorias y sus efectos sobre dientes e implantes.

Posteriormente llevaremos a cabo una descripción de los desórdenes temporomandibulares, su relación con el bruxismo y sus efectos y consecuencias sobre los implantes dentales. Finalmente nos centraremos en describir el trabajo de investigación que hemos desarrollado.

#### 3.1. **BRUXISMO**

El término bruxismo proviene del griego “*brychein odontas*”, que significa “rechinar los dientes” (1,2). A principios del siglo XX, Karolyi (1) describió, por primera vez, el rechinar de los dientes como la causa de la enfermedad periodontal. Posteriormente en el año 1931, Frohman (2,3) publica en literatura científica-odontológica el primer artículo sobre el bruxismo.

El bruxismo se define como un hábito oral inconsciente de presión rítmica y disfuncional de los dientes. Apretar y rechinar los dientes cuando se realizan movimientos atípicos, que no son parte de la función masticatoria normal y que conducen a un trauma oclusal. Como actividad parafuncional oral, no está relacionada con las funciones fisiológicas normales, como el habla, la respiración, la masticación y la deglución (4).

En el glosario de términos de la Academia Americana de Dolor Facial se define al bruxismo como “toda actividad parafuncional diurna o nocturna que incluye el apretamiento, frotamiento y rechinamiento de los dientes. Ésta se desarrolla en ausencia de conciencia subjetiva y puede ser diagnosticada por la presencia de facetas de desgaste, las cuales no han sido generadas durante la función masticatoria” (2,5).

El bruxismo es una actividad repetitiva de los músculos masticatorios, caracterizada por apretar o rechinar los dientes, que puede ocurrir durante el sueño (bruxismo nocturno) o durante la vigilia (bruxismo diurno). La definición de bruxismo fue corregida por Lobbezoo y cols. en 2018 (6), según la cual describen el bruxismo nocturno como una actividad muscular masticatoria producida durante el sueño, que puede ser rítmica y no rítmica. Estos autores (6) también describen el bruxismo diurno como una actividad muscular masticatoria desarrollada durante el día, caracterizada por el contacto repetitivo o sostenido con los dientes y/o por el refuerzo o empuje de la mandíbula. En individuos sanos, el bruxismo debe considerarse como un factor de riesgo con inevitables consecuencias clínicas (4).



En definitiva, el bruxismo es una parafunción oclusal compleja, que difícilmente se puede clasificar en diferentes categorías de parafunción (4).

Algunos autores describen el bruxismo como una actividad motora orofacial durante el sueño, caracterizada por contracciones repetitivas o sostenidas de los músculos elevadores mandibulares, que pueden causar rigor muscular, produciendo cargas que pueden llegar a superar los 150 kg. Por tanto, el bruxismo, durante los períodos activos e intensos de carga, puede desencadenar fracturas y daños en los dientes, problemas periodontales, dolor y/o fatiga muscular y dolores de cabeza (4,7).

Considerado dentro de la clasificación internacional de los trastornos del sueño; el bruxismo nocturno viene acompañado por alguno de los siguientes signos: daño y desgaste clínico en los dientes, sonidos asociados con apretamiento dentario y dolor de los músculos masticatorios. Los episodios de bruxismo, su duración e intensidad son diferentes para cada paciente. El bruxismo se produce en un 6-20% de la población a partir de la erupción de los dientes deciduos (2) . Algunos autores reportan una prevalencia del 6 al 90%, siendo un parámetro muy amplio debido a la diversidad no estandarizada de métodos de evaluación. Esto se ve influido por la falta de consenso sobre la etiología y la ausencia de uniformidad en los diferentes métodos de evaluación, afectándose directamente las áreas de diagnóstico, tratamiento y manejo interdisciplinario de esta patología (8).

En los pacientes que no padecen esta parafunción, las fuerzas masticatorias varían de un individuo a otro, pudiendo ser moduladas por factores como el tipo de dieta y alimentación, el ejercicio físico y el género (9). A este respecto, Brekhus y cols.

(10) concluyeron que la fuerza máxima de mordida de las mujeres oscilaba entre 35,8 y 44,9 kg, mientras que en los hombres este parámetro se situaba entre 53,6 y 64,4 kg. Se ha estimado que, al masticar, se aplica una fuerza media de 26,59 kg sobre los dientes durante 522 milisegundos; lo que se traduce en unos 3,05 kg/s en cada ciclo masticatorio (11). Diariamente se efectúan aproximadamente 1.800 ciclos masticatorios, resultando en una fuerza oclusal total/tiempo de actividad de 5.503,95 kg/s al día (9). Estas fuerzas masticatorias aumentan con la edad hasta llegar a la adolescencia (12). También se generan más fuerzas en los sectores posteriores que en los sectores anteriores (5). Por otra parte, en la deglución de un adulto normal, el contacto dentario dura aproximadamente 522 milisegundos, aplicando una fuerza de 30,12 kg (9). Si se toma en consideración que un adulto deglute unas 146 veces mientras se alimenta, estaríamos hablando de 2.295,8 kg/s al día debidos a la deglución durante la función alimenticia. Si sumamos las magnitudes descritas, el promedio diario de las actividades de masticación y deglución de un adulto alcanzarían unos 7.791,6 kg/s al día (9) .

Estas fuerzas se magnifican en los pacientes bruxistas. Rugh y Solberg (13) describieron que una actividad muscular significativa consiste en un conjunto de contracciones mayores a las detectadas durante la deglución y que se mantienen durante un segundo o más. Cada segundo se considera una unidad de actividad. Durante el sueño se suelen producir unas 20 unidades por hora en pacientes sin patologías. En cambio, en pacientes bruxistas se suelen generar fácilmente 60 unidades por hora, lo cual implica que al ejercerse una fuerza de 36,24 kg/s se

triplicará la actividad funcional diaria, alcanzando los 17.395,2 kg/s cada noche. Estas fuerzas pueden incluso incrementarse dependiendo del paciente, razón por la cual el bruxismo se considera una amenaza para el sistema masticatorio (9).

Durante las actividades de masticación y deglución la mandíbula se mueve principalmente en dirección vertical. Estas cargas compresivas son bien toleradas por los dientes y las estructuras de soporte; a diferencia de las fuerzas de componente horizontal características de los pacientes bruxistas, que son las más nocivas para el aparato estomatognático (9).

En la mandíbula, la mayor actividad funcional se produce en la posición intercuspídea, donde existe una mejor oclusión y las fuerzas se distribuyen a lo largo de todo el arco. En los patrones de desgaste dentario se observa que el bruxismo se produce en posiciones excéntricas, donde los contactos dentarios son escasos, causando, por tanto, mayores daños a los dientes y a las articulaciones temporomandibulares (ATM) (14).

### **3.1.1. Epidemiología del bruxismo**

Es muy difícil establecer valores precisos de prevalencia del bruxismo en la población general. Las características epidemiológicas del bruxismo no son claras debido a diferentes estrategias de diagnóstico y la investigación de poblaciones no representativas (15-17). La prevalencia del bruxismo nocturno varía del 9,3% al

15,9% y la prevalencia del bruxismo diurno varía del 22,1% al 31% en la población adulta (15,18,19). La prevalencia del bruxismo oscila entre un 8% y un 31,4% de la población en función de las fuentes consultadas (19,20). Se cree que la presencia de co-morbilidades de orden psicológico puede influir en la evaluación de la prevalencia del bruxismo (15).

Aunque generalizado entre las poblaciones e investigado repetidamente, el bruxismo sigue siendo una enfermedad enigmática, y muchos de sus aspectos requieren una evaluación científica adicional (21–23).

En adultos con edad inferior a los 65 años de edad, la prevalencia del bruxismo nocturno es de un 10% y disminuye con la edad. La prevalencia del bruxismo diurno es más alta y a diferencia del nocturno, se suele presentar con mayor probabilidad en mujeres (17–19).

### **3.1.2. Etiología**

El bruxismo se considera un trastorno multifactorial (24–26), y su etiología no está bien definida. Varios factores, como son la interferencia dental en la oclusión (27), episodios de excitación del sueño, causas asociadas al sistema nervioso central que involucran neurotransmisores y ganglios basales (25,28), daños cerebrales producto de diversas enfermedades como: síndrome de Down, epilepsia, enfermedad de Huntington, enfermedad de Leigh, septicemia meningocócica, atrofia de sistemas múltiples, síndrome de Rett y desórdenes del estrés postraumático, entre otros, se han

identificado como posibles agentes causales (2).

Algunos estudios sugieren la posible participación de factores genéticos en la patogénesis del bruxismo (29–32). Varios estudios han demostrado una relación con el bruxismo de ciertos rasgos de personalidad (ej.: agresión o supresión emocional) (6,32,33), factores psicosociales (ej.: presión del tiempo percibida o competencia), y estrés psicológico (ej.: estilo de vida estresante) (34,35).

Los rasgos de personalidad de ansiedad y neuroticismo se han reportado especialmente en individuos con bruxismo (6,36,37). Por inferencia, se supone que el bruxismo se induce centralmente, con los efectos somáticos encontrados en el aparato estomatognático (es decir, sensibilidad muscular, limitación de los movimientos de la mandíbula, dolor orofacial, cefalea y desgaste o fractura de dientes) (38). Independientemente de la definición, el bruxismo, al ser un trastorno de síntomas somáticos, está relacionado con eventos o problemas estresantes. No obstante, la literatura no proporciona una conclusión definitiva sobre si el bruxismo está asociado con disposiciones psicológicas o estados transitorios de carácter psicosocial.

Los aspectos psicosociales como el estrés o las características personales y los factores fisiopatológicos (Ej., Enfermedades, traumas, genética, tabaquismo, consumo de cafeína, medicamentos y/o drogas ilícitas), trastornos del sueño (apnea del sueño y ronquidos) y el sistema dopaminérgico, a menudo están presentes en la etiología de bruxismo, razón por la cual dicha etiología se considera multifactorial. También es evidente que no existe un tratamiento generalizado efectivo para eliminar o reducir su aparición (39).

Existen otras condiciones que pueden coexistir con el bruxismo, como por ejemplo los trastornos de la ATM, el dolor orofacial, las cefaleas y los trastornos de la respiración relacionados con el sueño. La relación entre el bruxismo y estas patologías sigue sin estar clara. Algunos autores ven el bruxismo como una causa subyacente de los trastornos de la ATM, mientras que otros consideran tanto al bruxismo como a los trastornos de la ATM como una consecuencia de la activación muscular anormal (17,39).

De acuerdo a la investigación desarrollada por Lavigne y Montplaisir en 1995 (2), el bruxismo ha sido considerado como un receptor de traumas y enfermedades, manifestándose en muchas de ellas.

Como conclusión, podríamos afirmar que el bruxismo se genera a nivel central y no periférico, aún así se necesitan mejores diseños de estudios científicos que nos proporcionen mayor información basada en la evidencia (2).

### **3.1.3. Clasificación del bruxismo**

Algunos autores han clasificado el bruxismo por el grado de intensidad en leve, moderado y severo (40).

Según la actividad neuromuscular durante el bruxismo, existe una división de tres tipos: fásica, tónica y mixta (41,42).

- Fásica: equivale a 3 o más picos de contracciones musculares de 0,25 a 2,0 segundos de duración separados por 2 intervalos entre picos.

- Tónica: equivale a una contracción muscular sostenida y con una duración de 2 o más segundos.
- Mixta: equivale a las combinaciones de la actividad tónica y fásica, separadas por un intervalo de 30 segundos.

El bruxismo también puede clasificarse como céntrico y excéntrico. El bruxismo céntrico consiste en apretar continuamente los dientes durante algún tiempo, lo que daña sus estructuras de soporte, incluyendo los músculos maseteros y la ATM. En el bruxismo excéntrico, hay contracción muscular isotónica y un desgaste importante en las caras oclusales de los dientes, particularmente en el sector anterior, observándose lesiones en cuña y desgastes en las cúspides. Sin embargo, no todos los casos de desgaste de bordes incisales son resultado de una actividad parafuncional. Dicho desgaste puede también estar asociado a otros hábitos como morderse las uñas, o morder objetos, entre otros tipos de hábitos (4,40).

El grupo de Ilovar y cols. (17) clasifican el bruxismo como primario y secundario, siendo esta la clasificación la más difundida. El bruxismo primario se divide en dos formas clínicas, bruxismo diurno y nocturno. El bruxismo nocturno es involuntario y se encuentra dentro de los trastornos del sueño (43). Por el contrario, el bruxismo diurno parece ser un movimiento semi-voluntario de apretamiento mandibular. Hasta la actualidad este tipo de bruxismo no ha sido estudiado en profundidad (18).

El bruxismo secundario se suele observar como efecto derivado de la ingesta de medicamentos en pacientes con trastornos neurológicos, alteraciones psiquiátricas y del desarrollo (2).

Tal y como anticipábamos, se considera que el bruxismo tiene una etiología multifactorial que incluye aspectos poco definidos del sistema nervioso central, factores genéticos y conductuales. Mientras que el bruxismo diurno se entiende, actualmente como una reacción parafuncional al estrés mental o físico, el bruxismo nocturno puede ser una variante patológica de la actividad fisiológica normal involucrada en el mantenimiento de la permeabilidad de las vías aéreas superiores y la lubricación esofágica (43,44). Los pacientes con bruxismo nocturno exhiben patrones de excitación del sueño que no se detectan en los controles habituales de los pacientes con bruxismo diurno. Sin embargo, el estrés y el estado de ánimo también parecen desempeñar un papel en el bruxismo nocturno, y ambas condiciones muestran patrones de activación simpática autonómica alterada y neuroquímica (45,46).

Finalmente, el bruxismo puede clasificarse por las complicaciones derivadas de su destructividad. Las fuerzas que ocurren en pacientes con bruxismo pueden causar un desgaste y posterior fracaso de la prótesis. Si no se toman medidas de prevención, el bruxismo existente puede causar complicaciones muy graves, como la pérdida de implantes dentales. Las complicaciones pueden variar desde el daño excesivo de las restauraciones y la dentición circundante, pasando por la falta de osteointegración, hasta el aflojamiento o la fractura de la restauración del implante. La recomendación



realizada por especialistas en prótesis estomatológica incluye tomar medidas preventivas y completar los protocolos de tratamiento para los pacientes (proclives al bruxismo o al desarrollo de otras parafunciones) usando férulas oclusales. (4)

#### **3.1.4. Diagnóstico y manifestaciones clínicas del bruxismo**

El diagnóstico temprano del paciente bruxómano es muy importante no sólo para el odontólogo, sino también para el propio paciente.

Esta parafunción se descubre cuando el paciente acude por primera vez al dentista. Uno de los signos clínicos más prominentes es el desgaste anormal de los dientes, causado por el apretamiento y rechinar dentario. Sin embargo, éste no es un signo patognomónico de bruxismo porque el desgaste de los dientes puede ocurrir tras comer alimentos ácidos o al cepillarse los dientes de forma inadecuada (erosión y/o abrasión dental) (47).

Otros hallazgos clínicos asociados a este hábito son las cefaleas, los dolores y sonidos de la ATM, la inflamación gingival, la limitación de apertura y las desviaciones mandibulares. Con el paso del tiempo, el bruxismo crónico conduce a una hipertrofia de la musculatura, en particular de los músculos masetero y temporal (47).

Es importante mencionar otros síntomas que no son tan comunes o que los pacientes no suelen asociar al bruxismo pero están descritos en la literatura científica como el dolor ocular, la fotosensibilidad, la disminución de la audición, el dolor en la oreja, la aparición de *tinnitus*, otalgia, vértigo, dolor de garganta, dificultades para

tragar, laringitis, limitaciones para el movimiento del cuello, dolor de espalda, dolores de cabeza irradiados hacia los músculos temporal y frontal que suelen aparecer cada mañana al despertar y que suelen confundirse con una sinusitis o migraña (48,49).

Por lo tanto, el bruxismo es una enfermedad con una presentación clínica variable que dificulta el diagnóstico.

El diagnóstico temprano del bruxismo es necesario para evitar daños a la ATM y otras estructuras orales o faciales, como los dientes y los músculos masticatorios. El bruxismo está presente como un hábito diario e inconsciente. Teniendo esto en cuenta, las lesiones causadas por el bruxismo pueden afectar fácilmente la calidad de vida de los pacientes, principalmente debido a la alta asociación de dolor e incomodidad (18).

Actualmente el método de diagnóstico considerado *'gold standard'* para el diagnóstico del bruxismo es la polisomnografía. El procedimiento más preciso para estudiar el bruxismo es un laboratorio de sueño, mediante la realización de una polisomnografía, donde se registran diferentes señales biológicas como electromiografía, electroencefalografía, electrooculografía, electrocardiografía, así como también señales de audio y vídeo. Investigaciones que han utilizado este método han hecho posible que hoy día se conozcan ciertas interacciones entre el bruxismo y la fisiología del sueño (2,50).

Si bien la polisomnografía es costosa, requiere mucho tiempo y tiene una disponibilidad limitada, una revisión sistemática ha identificado varios dispositivos portátiles para la evaluación del bruxismo durante el sueño, algunos de

los cuales ofrecen una precisión prometedora (51). Entre estos dispositivos, cabe citar el BUTLER® GrindCare® (GrindCare; Sunstar Suisse SA, Etoy, Suiza) desarrollado para la evaluación fácil e inalámbrica del bruxismo nocturno en el hogar, basándose en electromiografía de superficie monocanal. El dispositivo es capaz de distinguir y excluir, mediante estimulación eléctrica, el bruxismo diagnosticado por polisomnografía en el paciente, por lo que puede ser una opción válida en la práctica clínica para la evaluación del bruxismo nocturno (51). Sin embargo, a pesar de existir un número creciente de publicaciones en los últimos años, todavía no hay pautas de diagnóstico clínico basadas en evidencia científica para cualquier dispositivo ambulatorio de electromiografía de un solo canal (52–56).

Otro dispositivo que está en el mercado es el BiteStrip® (Scientific Laboratory Products, Ltd., Tel Aviv, Israel) (Fig. 1). Se trata de un sistema electrónico que contiene dos electrodos que, al adherirse a la piel sobre el músculo masetero, registran su actividad contráctil. A su vez, este aparato analiza en tiempo real la intensidad y cantidad de episodios de bruxismo mediante un *software* incorporado (2).

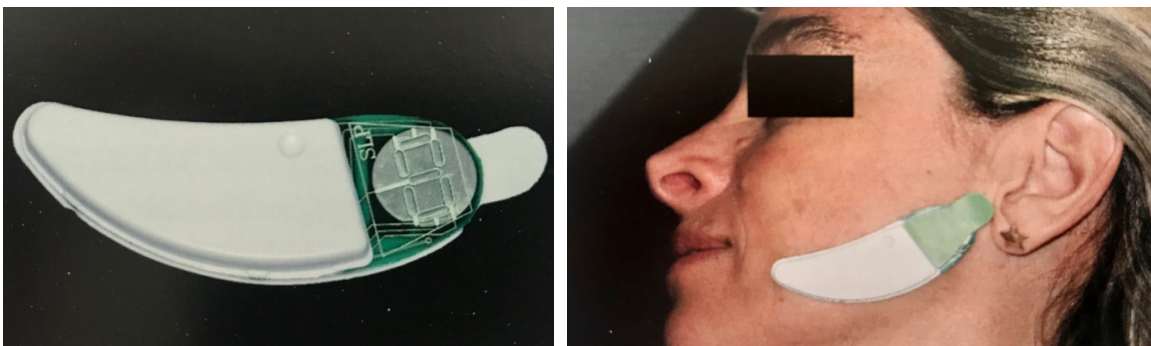


Figura 1: Dispositivo BiteStrip®. Reproducido de (2) con permiso de Quintessence.

El diagnóstico de bruxismo generalmente se realiza clínicamente y se basa en la anamnesis, exploración, historial clínico del paciente y la presencia de signos típicos, que pueden incluir movilidad dental, daño y desgastes dentarios, hipertrofia del músculo masetero, sangrado lingual, dientes hipersensibles y dolor en los músculos masticatorios. Es posible que aparezcan grietas en las superficies dentales o incluso bloqueos de la ATM (18).

A continuación se describen algunos de los signos clínicos más frecuentes del bruxismo en las superficies dentales.

- La abfracción es un tipo de desgaste dental causado por el esfuerzo de tracción generado por las fuerzas oclusales cíclicas no axiales (Fig. 2). Según *'The Glossary of Prosthodontic Terms'*, la abfracción se define como la pérdida patológica de la sustancia dura del diente causada por las fuerzas de carga biomecánicas. Se cree que esa pérdida es el resultado de la degradación por flexión y fatiga química del esmalte y / o dentina en algún lugar distante del punto de carga real. Se ha informado que las lesiones de abfracción se ven afectadas por factores como la ubicación, la magnitud, la duración y la frecuencia de las fuerzas (57,58). La teoría de la abfracción sugiere que la flexión dental en el área cervical es causada por fuerzas oclusales de compresión y de tensión, lo que resulta en microfracturas de los cristales de hidroxiapatita del esmalte y la dentina con fatiga adicional y deformación de la estructura dental. Sin embargo, pese a los múltiples esfuerzos para demostrar que las cargas oclusales son la causa principal de la abfracción, su etiología sigue siendo poco conocida y controvertida (59-61).



Figura 2: Abfracción en áreas cervicales de 43, 42, 41, 31, 32 y 33.  
Reproducido de (62) con permiso de Dove Medical Press.

- La atrición se define como el proceso de desgaste del tejido dental por contacto directo de diente a diente (Fig. 3). Generalmente se expresa como facetas de desgaste bien definidas en las superficies de los dientes de uno de los maxilares que coinciden con las facetas correspondientes de los dientes de la arcada antagonista (63–65).



Figura 3: Atrición en la superficie incisal de los dientes anteroinferiores.  
Reproducido de (2) con permiso de Quintessence.

- Fracturas de dientes naturales, prótesis, implantes y restauraciones (Fig. 4).



Figura 4: Fracturas de implantes dentales. Reproducido de (66) con permiso de Elsevier.

- Movilidad dentaria: causada por el ensanchamiento del ligamento periodontal debido a un traumatismo de la zona sin enfermedad periodontal.
- Necrosis pulpar y calcificaciones originadas por traumatismos oclusales repetidos.
- Úlceras traumáticas de la mucosa atribuibles a la opresión constante de la zona con las prótesis removibles osteomucosoportadas.
- Hipertrofia de los músculos masticatorios.
- Presencia de la línea alba. La línea alba es un hallazgo común en región oral. Se trata de una línea que aparece en la zona interna de las mejillas, en la mucosa yugal, y se extiende desde la región de los molares hasta los caninos. Suele aparecer por traumas, presión e irritación de la zona (2).
- Indentaciones linguales, que son las improntas dentarias en el borde circunferencial de la lengua, debido a la fuerza que ésta desarrolla contra las arcadas dentarias de forma simultánea al apretamiento dentario.

### **3.1.5. Manejo y tratamiento del bruxismo**

El hábito parafuncional del bruxismo provoca cambios relevantes en la estructura del aparato estomatognático, causando fricción que puede derivar en inflamación, necrosis pulpar y/o movilidad dentaria. Puede aparecer dolor muscular y sensibilidad al palpar la ATM, dolor, crepitación y otros sonidos de la articulación (2).

El tratamiento para el bruxismo requiere un enfoque multidisciplinar, que incluye la odontología, psicología, psicoterapia, logopedia y en ocasiones hasta la cirugía oral y maxilofacial. La planificación de la terapia debe realizarse con una atención meticulosa a los detalles, ya que el objetivo es reducir el estrés físico y mental, tratando los signos y síntomas de forma individualizada en cada caso (2).

Actualmente no existe un tratamiento específico y definitivo para erradicar el bruxismo, por esta razón los tratamientos actuales se enfocan en la prevención de los efectos destructivos que tiene a nivel craneofacial. (1)

#### 3.1.5.1. Ajuste oclusal y férulas oclusales

En el pasado, debido a la sospecha de que el desequilibrio oclusal era el principal factor etiológico para el desarrollo del bruxismo, los odontólogos solían indicar un ajuste oclusal, férulas de estabilización oclusal, o, incluso, rehabilitación oral, basados en teorías de equilibrio oclusal para tratar a pacientes bruxistas. Estos tratamientos, especialmente las férulas oclusales, todavía no tienen una eficacia comprobada para el tratamiento del bruxismo ya que no abordan la causa del problema. No obstante, las férulas oclusales, también llamadas placas de bruxismo,

*splints*, guardas nocturnas, férulas de descarga, aparatos oclusales, ortosis dental, son, sin lugar a dudas, los elementos más usados en el control del bruxismo y la preservación de estructuras dentarias (2,5,67).

Aunque hoy día se sabe que la oclusión ejerce un impacto mínimo en el proceso de la enfermedad, el ajuste oclusal es un recurso terapéutico irreversible que pretende minimizar el daño causado por apretar y rechinar los dientes. Pero no se puede considerar un tratamiento para la enfermedad en sí. Los autores que defienden su aplicación en casos muy concretos como posible coadyuvante en la lucha contra esta parafunción, subrayan los siguientes objetivos terapéuticos (2,5,9):

- Habrá desoclusión posterior en protrusiva y desoclusión de toda la arcada a excepción de los caninos del lado de trabajo en los movimientos de lateralidad (guía anterior y guía canina, respectivamente, en movimientos excursivos).
- Los dientes posteriores contactan con mayor fuerza que los anteriores en oclusión.
- Con los cóndilos en relación céntrica y los discos articulares correctamente articulados, los dientes posteriores deben tener un contacto simultáneo (oclusión céntrica).

La aplicación de un método de barrera, como son las férulas de descarga interoclusales, reducen los efectos del bruxismo. Su aplicación puede no detener la enfermedad, pero no favorecerá su agravamiento, ya que permite la posición exacta del cóndilo en la fosa mandibular (68).



Las férulas de descarga interoclusales pueden variar en cuanto a su material, rigidez, elasticidad y extensión de la cobertura oclusal. De esta manera, de acuerdo con las indicaciones terapéuticas, las férulas pueden conducir a diversas relaciones intermaxilares. Dependiendo de la complejidad del caso, generalmente se recomienda su uso nocturno, con controles sugeridos a la semana de ser instauradas, a los quince días, al mes y bimensual o trimestralmente (69).

A continuación se presentan algunas características y objetivos que deben cumplir las férulas oclusales para el tratamiento del bruxismo (2):

- Desprogramar la posición mandibular habitual.
- Debe proveer una oclusión céntrica.
- Estabilidad oclusal bilateral posterior.
- Sin interferencias ni prematuridades.
- Oclusión mutuamente protegida, con guía anterior y canina en protrusión y lateralidad, respectivamente.
- Evitar contactos posteriores en movimientos laterales y protrusivos, especialmente en el lado de no trabajo en laterotrusiones.
- Dimensión vertical con un mínimo aumento.
- Debe ser lisa, suave y estar pulida.
- Debe encajar y ser estable en la arcada.
- Debe ser cómoda y no producir ninguna molestia.

- Cobertura de todos los dientes.

Desde el punto de vista mecánico las férulas de descarga oclusales deben favorecer la estabilidad oclusal evitando sobrecargas en la ATM, permitiendo que el cóndilo encuentre una posición de equilibrio sin fuerzas negativas, al producirse la relajación muscular y hacer que coincida en las parafunciones de apretamiento la máxima intercuspidación con la relación céntrica.

Actualmente existen varios tipos de férulas oclusales. Encontramos en la bibliografía las férulas de estabilización, las de reposicionamiento anterior, el plano de mordida anterior, el plano de mordida posterior, las férulas blandas y las férulas pivotantes (9). En el desarrollo de este apartado nos centraremos en describir las férulas de estabilización oclusal o de tipo Michigan, ya que son las indicadas para el manejo y control del bruxismo (9,70).

#### 3.1.5.2. Férulas Michigan

Las férulas tipo Michigan, también denominadas férulas de relajación muscular o férulas de estabilización, son las más utilizadas en casos de bruxismo (9,70) (Fig. 5) . Consisten en una cobertura completa acrílica oclusal del maxilar o de la mandíbula. Los contactos oclusales bilaterales equilibrados son imprescindibles. Las férulas de estabilización generalmente se construyen en relación céntrica, ya que en esta posición los cóndilos se encuentran en la posición músculo-esquelética más estable (9). Su objetivo terapéutico es eliminar toda inestabilidad ortopédica entre la posición

oclusal y articular para que dicha inestabilidad no estimule el rechinar (9). Diversos estudios han demostrado que llevar puesta la férula Michigan también durante el día puede reducir la intensidad de las actividades parafuncionales, como el bruxismo, que suelen exacerbarse en episodios de estrés (9,70–72). Se ha demostrado que tienen un éxito moderado en la reducción del dolor en estudios longitudinales (72). Asimismo han arrojado resultados favorables en cuanto a los síntomas relacionados con el dolor articular, muscular y del movimiento, pero demuestran menor eficacia en la disminución del ruido articular (72,73). Una revisión reciente efectuada desde la base de datos Cochrane sobre estudios que utilizan férulas de estabilización concluyó que no había evidencia suficiente para apoyar o desalentar su uso (73,74). Si bien la tendencia más extendida es aconsejar su utilización en pacientes bruxistas para evitar desgastes dentarios y amortiguar las cargas sobre las arcadas (9), este tipo de disparidad de opiniones destacan la necesidad de realizar más estudios que examinen su eficacia.

Las férulas Michigan pueden ser maxilares o mandibulares, si bien en el maxilar ofrecen ciertas ventajas comparativas. La férula de descarga superior suele ser más estable, lo que la hace más retentiva y resistente. También es más versátil, ya que permite lograr contactos opuestos en todas las relaciones esqueléticas y oclusales con mayor facilidad. Otra característica atribuida a las férulas maxilares es su mayor capacidad para ayudar a localizar la relación músculo-esquelética estable de los cóndilos en las fosas, en relación céntrica. Por otro lado, las férulas Michigan mandibulares son más estéticas y facilitan la fonación, lo cual supone una gran ventaja

cuando están prescritas para su uso diurno además de nocturno. Aunque no existe consenso, en pacientes con Clase II y Clase III, parece más complicado lograr una guía anterior adecuada con las férulas fabricadas en la arcada mandibular (9).

Existen varios métodos para la fabricación de las férulas Michigan. En todos los casos, lo ideal es comenzar siempre montando los modelos en un articulador semiajustable, con arco facial anatómico y en relación céntrica. Se individualizarán los parámetros articulares de inclinación de la trayectoria condílea (ITC) a partir de registros de protrusiva y los ángulos de Bennett a partir de la fórmula de Hanau ( $ITC/8 + 12$ ). De este modo, el encerado de la férula se podrá efectuar con mayor exactitud, ya que el articulador, una vez ajustado, permitirá replicar las pendientes de los movimientos excursivos mandibulares, asemejándose a los del paciente. Posteriormente, el dispositivo encerado se reviste y se procesa con resina acrílica curada con calor para finalizar el procedimiento con un ajuste intraoral (9,75,76).

Otra técnica común parte de los modelos montados en un articulador semiajustable y el empleo de acrílico autopolimerizable (77). Se bloquean las zonas retentivas de los dientes superiores, se aplica una solución de separación a los modelos y se bordea el contorno deseado para la férula superior con cera. El monómero y el polímero acrílicos se rocían sobre el modelo maxilar y se establece la oclusión con la impronta del modelo mandibular sobre el material acrílico que recubre el maxilar. Las guías excéntricas y el grosor del dispositivo oclusal se establecen mediante la altura del pin apoyado sobre la mesa incisal (9).



Figura 5: Férula Michigan maxilar. A. Vista extraoral.  
B. Vista intraoral. Reproducido de (78) con permiso de Quintessence.

La férula de descarga superior permite que la cúspide del canino mandibular se deslice sobre la “zona activa canina superior” en los movimientos de lateralidad y protrusiva, como ocurre normalmente en la boca. La férula de descarga inferior permite estabilizar la oclusión en el sector posterior, cuando existe ausencia de piezas dentales inferiores a extremo libre, devolviendo a su vez la oclusión en el primer molar. Tiene la desventaja que la cúspide del canino superior desliza sobre la férula inferior ocasionando una posible movilidad de la misma (2). La oclusión en las férulas oclusales debe ser sin huellas y con una superficie plana, esto permitirá que la mandíbula vaya a la posición donde esté más cómoda, al haberse producido la relajación muscular, sin impedimentos y sin la aparición de prematuridades e interferencias. En principio, una férula Michigan o de descarga de mayor grosor garantizaría una mayor durabilidad, pero complicaría la adaptación por parte del paciente. Incluso, a principios de la década de los ochenta, se creía que una férula de descarga gruesa producía una disminución de la actividad muscular. Las férulas de descarga más finas ocupan un menor volumen dentro de la boca, lo que facilita una mejor adaptabilidad por parte del paciente. Uno de los inconvenientes es que al ser

delgada se puede fracturar. Esto se puede prevenir agregando un arco metálico interno en la placa acrílica (2,9,67).

Es importante enfatizar que las férulas blandas o resilientes no están indicadas para el control del bruxismo, ya que pueden actuar como estímulo de la actividad parafuncional en los pacientes, causando efecto de “chicle”. Okeson publicó un estudio en el año 1987 (67) donde comprobó que la actividad electromiográfica nocturna de los músculos maseteros estaba aumentada en 5 de 10 individuos con férulas blandas. En la misma investigación observó que 8 de 10 individuos presentaron una reducción significativa de la actividad nocturna usando férulas de tipo Michigan.

Actualmente, tal y como hemos descrito, la férula de descarga más empleada para el manejo y control del bruxismo es la de tipo Michigan (o férula de estabilización), ya que por ser semi-rígida permite una mejor amortiguación de las fuerzas masticatorias y adaptación por parte del paciente. También podemos encontrar en la literatura las férulas de Roth, caracterizadas por ser de tipo mixtas debido a su fabricación con acrílico duro en su zona externa, y blando en la cara interna que contacta con los dientes para favorecer la adaptación del paciente. Se suelen usar tras finalizar el tratamiento de ortodoncia (2). En la misma línea, las férulas Brux-Fit se fabrican con un material semi-rígido y al sumergirlas en agua caliente se pueden moldear, de modo que mantienen su rigidez en la boca, ofreciendo una mayor adaptabilidad y comodidad al paciente. Este hecho resulta especialmente ventajoso cuando la férula ha de recubrir restauraciones protéticas (79).

### 3.1.5.3. Biofeedback, hipnosis y relajación

Actualmente existen terapias alternativas como la relajación y el 'biofeedback', las cuales han sido eficaces para el bruxismo, especialmente en casos de bruxismo diurno, que está más relacionado con el estrés y la ansiedad (80).

La terapia de *biofeedback* se basa en que los pacientes bruxistas pueden modificar esta condición ayudados por un estímulo que los hace tomar consciencia de la actividad muscular que están realizando. El método usa la electromiografía como avance tecnológico para alertar al paciente. Después de establecer un umbral y superarlo, el dispositivo avisa al individuo mediante una alarma escuchada por un auricular. El umbral surge tras solicitarle a cada sujeto que realice movimientos de la musculatura facial y masticatoria. Sin embargo, las revisiones de la literatura referente al tratamiento del bruxismo mediante esta técnica no reúnen resultados convincentes que permitan concluir que su uso reduce esta parafunción (81).

La hipnosis es otro de los tratamientos descritos en la literatura para el manejo del bruxismo. Fue introducida por Goldberg en el año 1973, quién describió la técnica. No obstante, su cuestionable valor científico y la falta de evidencia dificultan realizar una valoración rigurosa de esta técnica (2,81).

El tratamiento temprano implica reducir el estrés psicológico mediante el uso de métodos de relajación como ejercicios, masajes y fisioterapia. El uso de dispositivos portátiles con estimulación eléctrica es una estrategia prometedora para el bruxismo, especialmente porque no se han observado efectos secundarios. En cualquier caso y junto a estas terapias, en pacientes bruxistas suele recomendarse una férula Michigan

nocturna para proteger la rehabilitación con implantes dentales; si bien ningún ensayo clínico ha confirmado esta necesidad. También hay estudios que respaldan el empleo de clonidina y aparatos de avance mandibular y sugieren que las férulas oclusales deben usarse exclusivamente de forma transitoria, mientras que los dispositivos de avance mandibular pueden desencadenar efectos secundarios y dificultades de adaptación (80,81). Sin duda, el tratamiento del bruxismo es un campo en el que aún queda mucho por investigar y esclarecer.

#### 3.1.5.4. Tratamiento farmacológico

El tratamiento farmacológico con medicamentos como los antagonistas de la dopamina, ansiolíticos, buspirona, hipnóticos no benzodiazepínicos, anticonvulsivos y toxina botulínica son apropiados cuando el bruxismo es muy pronunciado siempre y cuando se consideren los períodos de uso, los efectos secundarios inherentes y los riesgos de dependencia (78,80,81).

#### 3.1.5.5. Toxina botulínica

La inyección de toxina botulínica en los músculos masticatorios es otro tratamiento prometedor para reducir la actividad muscular en pacientes bruxistas. Actualmente existen varios artículos científicos que respaldan esta técnica como terapia de rutina, a pesar de las complicaciones que pueden surgir especialmente si no se dominan las técnicas de aplicación (82).



La neurotoxina botulínica, conocida como el bótox (Fig. 6), es una toxina biológica y una poderosa herramienta terapéutica para un número creciente de aplicaciones clínicas orofaciales. El bótox es una toxina biológica producida por el *Cloridium botulinum*, una bacteria anaerobia causante del botulismo (2).



Figura 6: Muestra de Bótox. Reproducido de (2) con permiso de Quintessence.

El botulismo es una enfermedad potencialmente mortal que puede ocurrir por la ingesta de alimentos contaminados o por la infección de una herida, conllevando parálisis de las extremidades, disnea, disfagia, estreñimiento, debilidad facial, disartria, retención urinaria y/u oftalmoplejía (2,82).

El bótox relaja el músculo estriado al inhibir la liberación de acetilcolina desde los nervios presinápticos terminales, bloqueando la unión neuromuscular. También tiene un efecto antinociceptivo en las terminaciones nerviosas sensoriales, donde la neurotoxina botulínica y la acetilcolina se transportan axonalmente al sistema nervioso central. En odontología, los ensayos clínicos controlados han demostrado la

eficacia de la inoculación de neurotoxina botulínica en patologías como el bruxismo, la parálisis facial, los trastornos de la articulación temporomandibular, el dolor neuropático, la sialorrea y la distonía, entre otras (82).

En 2019, Fernández-Núñez y cols. (83) realizaron una revisión sistemática sobre el uso de la toxina botulínica en el tratamiento del bruxismo, y concluyeron que las infiltraciones de BTX-A pueden reducir la frecuencia de los episodios de dicha parafunción, así como la fuerza ejercida, y disminuir los niveles de dolor derivados de ella, lo que se traduce en una mejora en la calidad de vida de los pacientes. Además, en dosis <100 UI es un tratamiento seguro con baja probabilidad de que se produzcan efectos adversos en pacientes sanos. Sin embargo, el estudio no está exento de limitaciones, ya que la mayoría de las muestras son demasiado pequeñas para permitir la obtención de resultados estadísticamente significativos, razón por la que se recomienda hacer estudios controlados a largo plazo.

En cuanto a la aplicación concreta de la toxina botulínica para el manejo del bruxismo, comenzamos indicando que el paciente debe ubicarse en posición supina y realizar un apretamiento sostenido de los dientes para que se pueda verificar e identificar correctamente el aumento de volumen de los músculos maseteros. Posteriormente se marcarán las zonas de mayor prominencia y dureza con un rotulador indeleble, donde se realizarán 5 punciones. Se ha sugerido inyectar siempre en un área ubicada por debajo de una línea imaginaria trazada entre el trago auricular y la comisura labial (Fig. 7) (2).

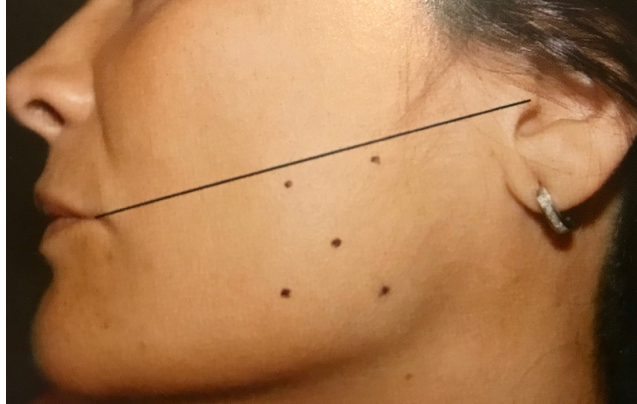


Figura 7: El bótox se inyecta en áreas prominentes del masetero bajo una línea trazada entre el trago y la comisura labial. Reproducido de (2) con permiso de Quintessence.

Se extrae la toxina de la ampolla con una jeringa de 1 ml siendo esta cantidad suficiente para dos maseteros. Se aconseja usar agujas finas y cambiar las agujas cada dos punciones, así se obtendrá una penetración indolora e imperceptible para el paciente. Las inyecciones se realizan sobre las marcas penetrando la aguja en su totalidad, solicitándole al paciente una completa relajación de la musculatura facial. En cada punción se depositarán 0,1 ml de la solución, que equivalen a 5 unidades, las que sumadas, completarán las 25 U (0,5 ml) recomendadas para cada músculo. Posteriormente se repetirá el mismo procedimiento en el lado opuesto.



Figura 8: Aplicación de toxina botulínica en el músculo masetero.  
Reproducido de (2) con permiso de Quintessence.

Es importante mencionar los efectos adversos del uso del bótox, sabiendo que el rejuvenecimiento no quirúrgico del rostro con este procedimiento y otros similares se ha ido tornando cada vez más popular en los últimos años. Las inyecciones de bótox, de ácido hialurónico, y la microdermoabrasión son algunos de los métodos para el tratamiento no quirúrgico de la piel envejecida. Estos nuevos métodos son menos invasivos, requieren menos tiempo y parecen brindar un resultado exitoso (84).

Tras la aplicación de bótox, el paciente puede experimentar efectos adversos inmediatos o tardíos. Dentro de los efectos adversos inmediatos encontramos el edema, eritema, hematoma, pigmentaciones, nódulos, infección, la posible reactivación del virus del herpes simple-1, hipersensibilidad inmediata, necrosis y/o asimetrías (85).

Dentro de los efectos adversos tardíos encontramos nódulos tardíos, angioedema, hipersensibilidad tardía y/o granulomas. También existen estudios que incluyen como efectos adversos graves la disfagia, el compromiso respiratorio, la

debilidad muscular generalizada, la ptosis bilateral marcada, el pseudoaneurisma de la rama frontal de la arteria temporal, la fascitis necrosante, el granuloma sarcoideo, la gangrena de Fournier y la cifosis cervical. Cuando se produjo, la muerte se atribuyó al botulismo o a un shock anafiláctico por la inoculación del bótox. En conclusión, la toxina botulínica puede causar eventos adversos graves, que no suelen presentarse después de su uso terapéutico, pero que se deben tener presentes. Por ello es imprescindible un conocimiento profundo de la anatomía de los músculos tratados y de la farmacología de este medicamento para evitar complicaciones (85,86).

### **3.1.6. Bruxismo y estrés**

Es una opinión común que el bruxismo está relacionado con el estrés. Esta creencia existe, ya que el estrés es la enfermedad del siglo XXI y se cree que es causante de muchas patologías que se conocen actualmente, entre ellas el bruxismo. El estrés y el bruxismo suelen ir de la mano. Esta teoría se basa en algunas series de casos publicados por Rugh y Solberg en los años 70 (13), quienes observaron una relación entre sucesos diarios estresantes e incremento nocturno de la actividad parafuncional del músculo masetero. Este grupo de investigación contribuyó de manera activa a construir la idea de una relación entre el estrés y el bruxismo pero posteriormente se ha ido discutiendo e incluso cuestionando esta postura (13,24).

Actualmente existen en la literatura varios artículos que describen la influencia del estrés como factor fundamental, desencadenante, en el desarrollo del bruxismo. Tal es el caso del estudio publicado por Carvallo y cols. en 2016 (87), en el que los

estudiantes universitarios mostraron mayores niveles de bruxismo y estrés.

Por su parte, Wieckiewicz y cols. en 2014 (88), publicaron una revisión de la literatura donde se afirma que la prevalencia del bruxismo depende del estilo de vida y desarrollo de la población. De esta manera, el aspecto psicológico de los trastornos oclusomusculares cobra un significado mayor. De todos modos, por lo general el día a día de la población está lleno de un estrés incesante.

Según Selye (89), el estrés implica una cepa biológica de un organismo, que es causada por varios estímulos somáticos y / o mentales. Estos estímulos se llaman estresores. Sufrir estrés significa que una persona se encuentra bajo la influencia de estímulos no específicos, que se revelan mediante cambios concretos que caracterizan esta situación. Los estresores, independientemente de su tipo, estimulan en un organismo reacciones de adaptación estereotipadas, inespecíficas y complejas. Esta adaptación está controlada por procesos hormonales y neurohormonales. El estado de tensión de un organismo se llama estrés, y se puede dividir en agudo y crónico. El estrés crónico se considera uno de los factores más destructivos que pueden amenazar a un organismo humano (88).

Un músculo, cuando está inactivo, mantiene una tonicidad constante como resultado de la estimulación de las neuronas alfa por la corriente central de impulsos. Esta tensión no conduce a la fatiga muscular. El papel principal en la coordinación de la tensión pertenece a las neuronas gamma, que están controladas por los centros superiores y participan en el desarrollo de una actividad muscular anormal (Fig. 9) (90). El estrés crónico y las reacciones de advertencia desencadenadas por él se

manifiestan como deficiencias funcionales del sistema nervioso-muscular y son los principales factores etiológicos del bruxismo psicoddependiente (91). Cuando aparecen estas perturbaciones en la región orofacial, el cuerpo libera las tensiones acumuladas directamente a través de los arcos dentales por medio de una mayor actividad muscular, que puede a su vez provocar cefaleas. Esta actividad anormal y el aumento de la tensión están controlados por el sistema límbico y el hipotálamo, estimulados por el estrés crónico, que están conectados con la corteza (88).

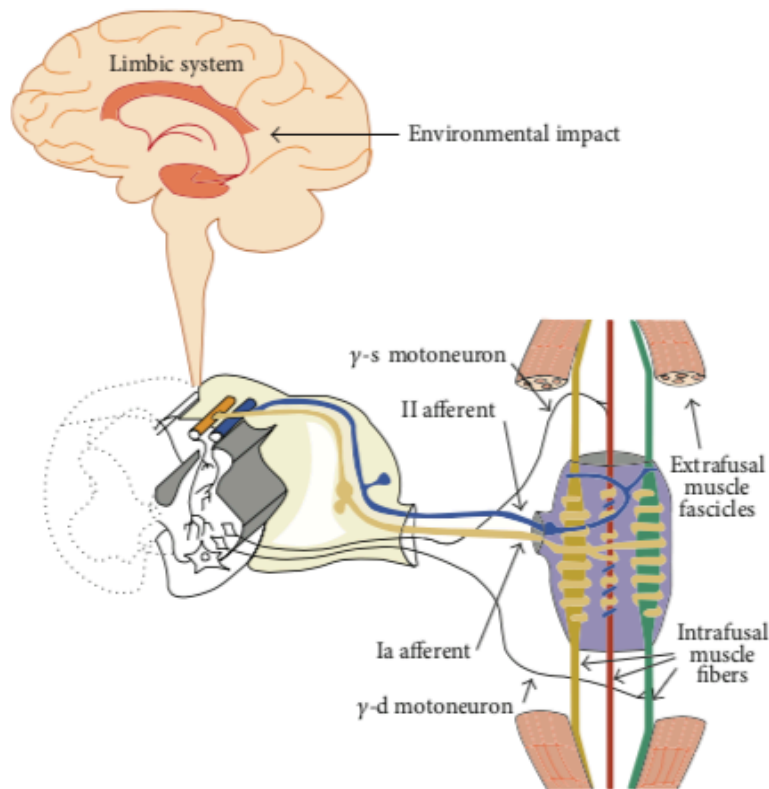


Figura 9: Diagrama esquemático del circuito gamma, que es permanentemente estimulado por impulsos externos en un grupo de personas afectadas por estrés crónico. Reproducido de (88) con permiso de Hindawi.

El estrés crónico, la falta de sueño, el tiempo de descanso y las actividades intensivas conducen al desarrollo de trastornos psicoemocionales, enfermedades vasculares, problemas dermatológicos, trastornos gástricos y alteraciones neuromusculares (92-94).

En el año 2015, Karakoulaki y cols. (95) publicaron un artículo donde estudiaban y evaluaban la relación existente entre el bruxismo y el estrés mediante biomarcadores salivales, concluyendo que el bruxismo nocturno estaba relacionado con altos niveles de cortisol en la saliva a consecuencia de un alto estrés emocional.

### **3.1.7. Papel del bruxismo en los desórdenes temporomandibulares**

Se ha sugerido que el bruxismo puede ser un factor iniciador y perpetuador en ciertos subgrupos de desórdenes temporomandibulares. Sin embargo, el papel exacto del bruxismo en la etiología de los desórdenes temporomandibulares no está del todo claro y aún permanecen muchas controversias al respecto (38). Los clínicos creen universalmente que el bruxismo desencadena signos y síntomas característicos de los desórdenes temporomandibulares (96). Se cree que la carga crónica de la articulación representa un microtrauma que genera disfunción en la ATM. Algunos autores sugieren que el bruxismo representa una condición coexistente en asociación con los desórdenes temporomandibulares.

Recientemente, Ohlmann y cols. (97) publicaron un artículo en donde buscaban la posible relación entre el bruxismo y los desórdenes temporomandibulares



basándose en una encuesta para los pacientes, signos clínicos, electromiografía y polisomnografía. La conclusión fue que el dolor miofascial no es siempre consecuencia del bruxismo nocturno, de modo que los síntomas físicos inespecíficos parecen ser un predictor más potente que el bruxismo nocturno para el diagnóstico de desórdenes temporomandibulares y dolor miofascial.

### **3.2. LOS IMPLANTES DENTALES**

La implantología oral es un procedimiento quirúrgico especializado que implica la colocación de agentes externos dentro del cuerpo, en este caso tornillos de titanio en los maxilares, con la finalidad de recuperar la función y estética del aparato estomatognático por parte de los pacientes.

La idea de confeccionar prótesis sobre implantes estables y predecibles y el concepto actual de osteointegración de los implantes dentales se hicieron realidad gracias a la investigación pionera del grupo de Brånemark en Suecia desde mediados de la década de 1960 (98), y de Schroeder y cols. en Suiza desde mediados de los 70 (99). Desde el punto de vista clínico, la investigación ha demostrado que los implantes endoóseos de titanio (Ti) tienen una tasa de supervivencia global del 90% al 95% a los 10 años y que puede aumentar dependiendo de los cuidados por parte del paciente (98-102).

A partir del año 1952, Brånemark descubrió, realizando estudios microscópicos para observar la cicatrización ósea, que las cámaras ópticas de titanio

(Ti) insertadas en las tibias de conejos se adherían firmemente al hueso y eran difíciles de extraer para su reutilización, concluyendo que el hueso vivo se había unido al titanio. Más tarde, en la década de 1960, Brånemark estudió más a fondo este fenómeno en perros y, desde su perspectiva como cirujano ortopédico, contempló la idea de utilizar implantes de titanio para la fabricación de prótesis articulares, reparación ósea y edentulismo. Brånemark se dedicó a trabajar principalmente en la rehabilitación de pacientes edéntulos. Describió el término "osteointegración" para referirse a la unión funcional y estable entre los implantes de titanio (Ti) y el hueso vivo y ordenado (98,100).

Brånemark y su equipo, con una meticulosa atención a los detalles, el cumplimiento de principios biológicos y un estudio continuo a largo plazo, procedieron a desarrollar un conjunto de protocolos estandarizados para la rehabilitación de pacientes edéntulos con implantes dentales. Posteriormente, en el año 1985, publicaron un abordaje quirúrgico en dos etapas que permitía que el implante sumergido cicatrizase o se integrara durante 3 a 6 meses antes de su exposición a la cavidad bucal (103).



Figura 10: Prof. Dr. Per-Ingvar Brånemark (1929-2014).  
Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

### 3.2.1. Características de los implantes dentales

Actualmente, existe una gran cantidad de sistemas de implantes dentales para satisfacer la mayoría de situaciones quirúrgicas y rehabilitadoras. Los sistemas de implantes dentales modernos poseen una gama completa de instrumentos de precisión, componentes, *software* interactivos y técnicas para la fabricación de restauraciones sobre implantes. Los componentes generalmente están divididos por colores para brindar al operador una mayor facilidad de manejo (103).

Para obtener y mejorar la estabilidad primaria y secundaria durante y tras el abordaje quirúrgico, encontramos en el mercado distintos tipos de implantes, cada uno con diferentes características morfológicas y propiedades biomecánicas en

función de cada sistema. Entre los aspectos anatómicos que más influyen destacan sus diversos macrodiseños (implantes cónicos, cilíndricos, diferentes formas de espiras, longitud y diámetro), microdiseño (tipo de superficie) y nanodiseño (subrayando la influencia de la superficie a nivel celular) (105–107).

El cuerpo del implante se divide en el módulo crestal, cuello o plataforma, el cuerpo del implante y el ápice, donde cada región tiene ciertas características que benefician el acto quirúrgico y la posterior rehabilitación protética (108).

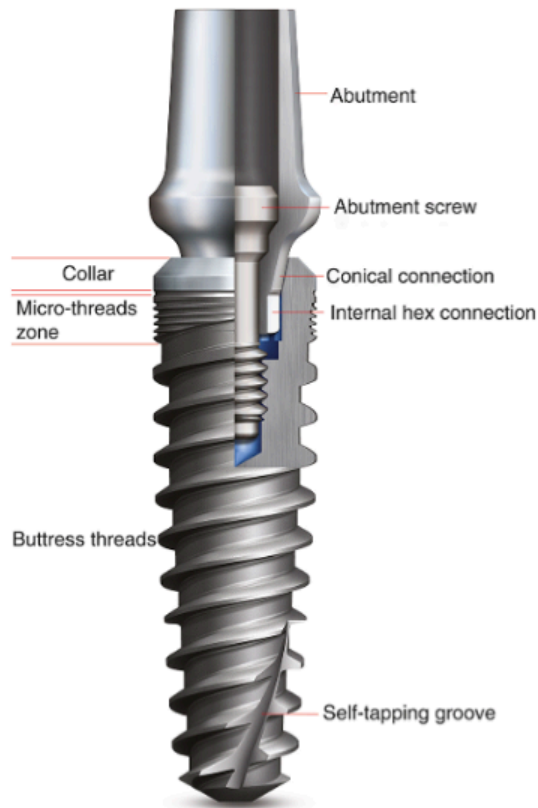


Figura 11: Estructura de un implante dental.  
Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

En lo que se refiere al módulo crestal o cuello del implante, distinguimos tres tipos, que tienen como principales funciones la unión de los implantes con los elementos protéticos, distribuir las fuerzas correctamente, evitar la filtración bacteriana y el mantenimiento de los tejidos blandos periimplantarios. Estas tres conexiones (Fig. 12) son las siguientes (109):

- a) Hexágono externo: si bien es muy útil para la ferulización de implantes, su principal desventaja es que este diseño concentra las fuerzas laterales en el cuello del implante, lo que favorece el aflojamiento del tornillo protésico, pudiendo conllevar una mayor pérdida de hueso crestal (110).
- b) Hexágono interno: se trata de una conexión de tipo impactada, ya que ambos metales experimentan una fusión, favoreciendo la distribución de las fuerzas y disminuyendo la presencia bacteriana (111). Las conexiones internas más utilizadas son las de hexágono, octágono y tres canales. Además, muchas de ellas incorporan una interfase cónica como parte de su geometría interna (104).
- c) Cónica: impactada o atornillada: Este tipo de conexión ofrece mayores ventajas que las anteriores ya que a nivel biomecánico disminuye la transmisión y distribución de fuerzas en el hueso debido a la angulación del sistema. Al mismo tiempo, favorece una unión más óptima entre los metales, garantizando el sellado antimicrobiano (112) Se ha demostrado que la conexión de cono morse presenta un mejor comportamiento que la conexión externa, debido a su soldadura en frío con gran paralelismo. Existen diferentes casas comerciales que ofrecen las

conexiones cónicas de cono morse (ej.: InHex® con una angulación de 15°, Neodent® Grand Morse® con una angulación de 16°, etc.).



Figura 12: Tipos de conexión del implante. A. Conexión externa. B. Conexión externa. C. Conexión interna cónica. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

Referente a la plataforma del implante existen dos tipos en el mercado (Fig. 13):

- a) *Matching-platform*: plataforma cuyo aditamento tiene el mismo tamaño (diámetro) del implante. Se ha demostrado que causa mayor pérdida de hueso coronal.
- b) *Non-matching platform* o *platform-switching*: plataforma que permite una estabilización de las fibras de colágeno del ligamento periimplantario,

favoreciendo una mayor preservación del hueso marginal, especialmente en la zona estética (103,110).



Figura 13: Tipos de plataformas de los implantes. A. *Matching-platform*. B. *Platform-switching*. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

Referente al tipo de superficie del cuello, existen implantes de cuello pulido y rugoso. Los implantes con cuello pulido se deben colocar supraóseos o yuxtaóseos, ya que esta superficie previene la colonización bacteriana. Si se sumerge un implante con cuello pulido se perderá el hueso marginal, con la consiguiente colonización bacteriana. Por el contrario, los implantes de cuello rugoso se deben colocar en una posición infraósea o yuxtaósea, ya que favorecen el crecimiento vertical del hueso por

su mayor capacidad osteoinductiva (113).

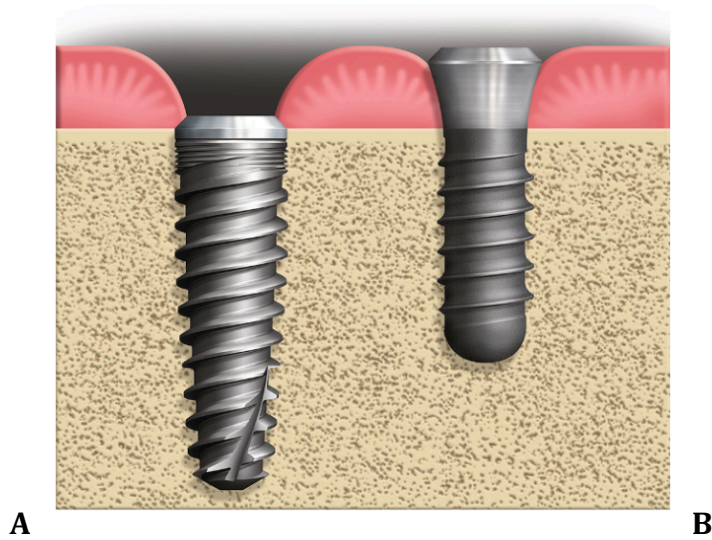


Figura 14: Tipo de cuello del implante y posición en el hueso. A. Implante en posición infraósea sin cuello pulido. B. Implante en posición supraósea con cuello pulido. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

El cuerpo de los implantes dentales tiene ciertas características de especial interés, ya que además de poder ser de paredes cónicas o de paredes paralelas, presentan roscas y espiras. El paso de rosca se define como la distancia, en el eje axial, del avance de la espira de un implante tras dar una vuelta completa. Es importante hacer énfasis en que el número de roscas determinará la velocidad de inserción del implante (114). La presencia de más roscas incrementa la superficie de contacto con el hueso (*bone-implant contact* o "BIC"), favoreciendo una mayor estabilidad y fricción (115).





Figura 15: Modelos de implantes. A. Implante de paredes paralelas y conexión externa. B. Implante cónico de conexión interna. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

Existen en el mercado implantes con diferentes tipos de espiras, como son las roscas en V, cuadradas, rosca de contrafuerte (*buttress*), rosca de contrafuerte inversa (*buttress inversa*).

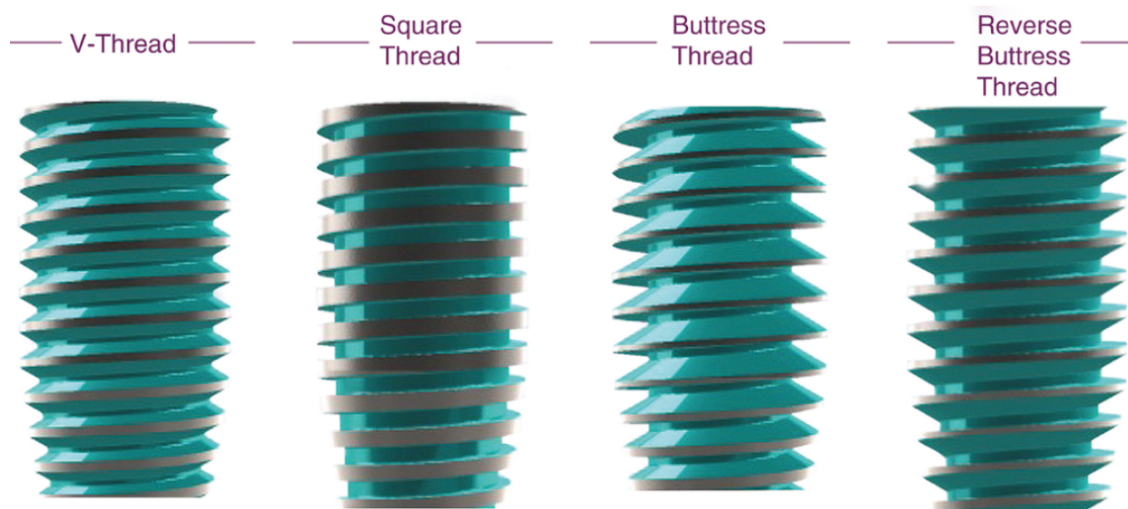


Figura 16: Diferentes tipos de roscas en cuanto a su morfología.  
Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

En la siguiente tabla observaremos algunos ejemplos de casas comerciales y sus tipos de implantes:

TIPOS DE ROSCAS	CASAS COMERCIALES Y TIPOS DE IMPLANTES
<b>V-THREAD (ROSCA EN V)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Brånemark System® (Nobel Biocare®)</li> <li>• Screw-Vent® (Zimmer Dental®)</li> <li>• Certain® (Biomet 3i®)</li> </ul>
<b>SQUARE THREAD (ROSCA CUADRADA)</b>	External Implant System (Biohorizons®)
<b>BUTTRESS THREAD (ROSCA DE CONTRAFUERTE)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inclusive® Tapered Implant (Glidewell Dental)</li> <li>• Straumann® Standard (Straumann USA, LLC)</li> </ul>
<b>REVERSE BUTTRESS THREAD (ROSCA DE CONTRAFUERTE INVERSA)</b>	NobelReplace® (Nobel Biocare®)

Tabla 1: Tipos de roscas, casas comerciales y ejemplos de modelos de implantes. Reproducido de (104) y modificado, con permiso de Elsevier.

La geometría de las roscas del implante influye en la distribución de las fuerzas alrededor del mismo (104). El diseño macroscópico del implante ideal debe fomentar el equilibrio entre las cargas compresivas y de tracción, minimizando las fuerzas de cizalla. Las espiras con forma de V y las espiras de contrafuerte inversas presentan más fuerzas de cizalla que las espiras cuadradas, lo que conduce a la formación de defectos óseos (116). Las espiras cuadradas y las de rosca de contrafuerte son capaces de disipar las cargas axiales a través de fuerzas compresivas (117,118). La forma de las espiras del implante no es un factor que parezca influir significativamente en el éxito de la osteointegración pero, en cambio, sí se ha comprobado que disminuye el estrés durante el proceso de cicatrización (104).

Respecto a la región apical del implante, ésta es la primera zona que penetra en el hueso durante la inserción del mismo. Esta región proporcionará mayor estabilidad primaria al implante dependiendo de su diseño. Actualmente encontramos implantes autorroscantes y no autorroscantes (119,120).

Los implantes con ápices autorroscantes actúan como condensadores óseos haciendo que la calidad del hueso aumente poco a poco durante su inserción. Tienen especial indicación en elevaciones de seno maxilar, evitando en ciertos casos la colocación de injertos intrasinasales. Hay diferentes estudios que concluyen que los implantes no autorroscantes tienen una mayor estabilidad primaria. Aún así, siempre se requiere una buena densidad ósea y una cortical externa de calidad (121,122).

La longitud del implante puede oscilar entre 6 y 18 mm, según la casa comercial. Los implantes más largos están disponibles específicamente para su

inserción en el hueso cigomático. Muchos de los primeros implantes Brånemark eran de sólo 7 mm de longitud, lo que resultó en diversos problemas clínicos. Según el diámetro, las casas comerciales nos ofrecen implantes estrechos (< 3,5 mm), implantes regulares (de 3,5 mm a 4,5 mm) e implantes anchos (> 4,5 mm), que serán seleccionados dependiendo de cada caso y situación clínica. Los implantes más utilizados son los regulares por sus características y resistencia a las fuerzas y estrés. Los implantes estrechos se suelen emplear en ciertas situaciones clínicas, presentando como principal desventaja el riesgo de fractura. Según su longitud, se recomienda el uso de implantes entre 10 y 15 mm. También existen los implantes cortos (< 8 mm de longitud), indicados para situaciones clínicas con escasa disponibilidad ósea en el eje vertical, de modo que en ocasiones permitirán evitar cirugías de regeneración. Hay varios estudios que avalan la utilización de implantes cortos y comparan sus tasas de supervivencia con las de los implantes estándar (123). Algunas empresas de implantes continúan promoviendo el uso de implantes cortos, por ejemplo Bicon®. Aún así se considera que el factor más importante en la planificación de una rehabilitación protodóncica no es tanto la longitud del implante como el número de fijaciones a colocar (103).

En cuanto al microdiseño del implante, existen varias características que se deben tomar en cuenta, como son el tratamiento de superficie del implante, las diferentes aleaciones y su relación con las microrrugosidad y las propiedades hidrofílicas del mismo (107).

Los primeros implantes Brånemark presentaban una superficie mecanizada que proporcionaba una estabilidad adecuada del implante. Otros implantes como el ITI® e IMZ® comenzaron empleando una superficie texturizada o rugosa (tratada con pulverización de plasma de titanio). En los últimos años se ha ido produciendo un cambio decisivo desde las superficies mecanizadas al estilo Brånemark hacia las superficies rugosas de titanio (124). La mayoría de las casas comerciales fabrican implantes con rugosidad superficial que afirman tener propiedades osteoconductoras, anunciando una velocidad y calidad de osteointegración o BIC superiores a los implantes tradicionales de superficies mecanizadas. Los implantes mecanizados funcionan mejor en hueso con alta densidad, mientras que los implantes rugosos presentan mayores ventajas en huesos blandos e injertos óseos (125). En 1992, Gotfredsen y cols. (126) demostraron que las superficies texturizadas tienen propiedades biomecánicas superiores. Diferentes estudios de investigación han demostrado que las superficies rugosas presentan propiedades osteoconductoras e inducen a una osteointegración más rápida y completa, con una carga exitosa entre las 6 y 8 semanas (127–132).

En el año 2003, Davies (131) propugnó que las superficies texturizadas o rugosas promueven la adhesión del coágulo sanguíneo y la formación de hueso directamente sobre la superficie del implante (osteogénesis por contacto), a diferencia de las superficies lisas mecanizadas, donde el coágulo se contrae y se aleja de la superficie, creando un micro-espacio. Esto determina que las células osteogénicas no toquen la superficie del implante, formando hueso nuevo (osteogénesis a distancia).

Por esta razón es más rápida la osteointegración en implantes de superficies rugosas (132). Como desventaja, los implantes con superficies rugosas propician la adhesión microbiana.

Actualmente existen diferentes rugosidades de superficie, disponibles y patentadas por algunas casas comerciales. Dichas superficies se han creado mediante varios procesos químicos de grabado, sinterizado, anodizado, entre otros, con la finalidad de obtener mejores resultados y una mayor rapidez en la osteointegración de los implantes. A continuación se describirán algunas de estas superficies:

- Nobel Biocare TiUnite® se trata con oxidación anódica, creando una superficie porosa de TiO<sub>2</sub> altamente cristalina y enriquecida con fosfato. Nobel Biocare® ha recibido la autorización de la FDA para afirmar que esta superficie determina una formación ósea más rápida y un BIC mayor durante la cicatrización de la zona.
- Straumann TPS, SLA® y SLActive®: La superficie SLA se produce mediante chorreado de arena seguido de grabado ácido y se caracteriza por ser hidrófoba. La superficie SLActive® tiene propiedades hidrófilas producidas por el almacenamiento en solución salina isotónica. En 2004, Buser y cols. (133) publicaron un estudio en el que encontraron que las superficies SLActive® reducen el tiempo de osteointegración de 3 a 4 semanas en comparación con los SLA (6 a 8 semanas).

- Astra Tech TiOblast™, OsseoSpeed™: La superficie TiOblast se obtiene pulverizando la superficie del implante con partículas de TiO<sub>2</sub> (134). Fue la primera superficie de implante de textura moderada con estudios de seguimiento a largo plazo (10 años) (135). OsseoSpeed™ es una modificación bioactiva de fluoruro de la unión de TiO<sub>2</sub> que se lanzó en el 2004.
- Biomet-3i Osseotite®, Nanotite™: La “osseotita” se crea mediante un proceso de grabado con ácido dual. La “nanotita” es una modificación de la “osseotita” con una deposición cristalina de fosfato de calcio. Los estudios en animales han demostrado un aumento en la tasa y el grado de osteointegración de la superficie más nueva (136).
- Oxtein Oxigena®: esta superficie se consigue mediante un proceso de arenado y doble grabado ácido que genera macro y microrrugosidades, estimulando la diferenciación celular y los mecanismos que regulan el crecimiento de las células osteogénicas.

La hidrofiliidad es la propiedad de adhesión inicial que tienen las células para unirse a la superficie del implante, de modo que pueda desarrollarse una correcta cicatrización de la zona intervenida (107,137). Según lo expuesto, las diferentes superficies, las diferentes aleaciones de titanio, las microrrugosidades y las propiedades hidrofílicas de los implantes son características fundamentales para una correcta osteointegración de los mismos.

GRADOS DEL TITANIO	CARACTERÍSTICAS Y PROPIEDADES
<b>Titanio Grado 1</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dúctil</li> <li>• Gran formabilidad</li> <li>• Dureza de alto impacto</li> <li>• Excelente resistencia a la corrosión</li> <li>• Blando</li> </ul>
<b>Titanio Grado 4</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Excelente resistencia a la corrosión</li> <li>• Gran formabilidad y soldabilidad</li> </ul>
<b>Titanio Grado 5</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Formabilidad útil, que describe el estado y nivel de deformación que se pueden acumular antes de la aparición de defectos, microfracturas o fracturas (138)</li> <li>• Elevada resistencia a la corrosión</li> <li>• Tratado a elevada temperatura para aumentar su fuerza</li> </ul>

Tabla 2: Tipos de titanio. Características y propiedades físicas.  
Reproducido de (107), con modificaciones.



### **3.2.2. Osteointegración y estabilidad**

Brånemark y colaboradores en el año 1977 y 1985 definieron el término de osteointegración como “una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional”. Schroeder y cols. en el año 1991 y 1996, definieron al fenómeno de la integración como una anquilosis funcional u osteointegración (99,102,139).

El equipo de Brånemark también observó una respuesta de curación positiva en la piel y las mucosas penetradas por los implantes de Ti. Cuando el implante penetra en la zona, el epitelio prolifera para cubrir el tejido conectivo expuesto y forma un sello epitelial alrededor del implante que evita la entrada de microbiota oral (101,140).

En los inicios de la implantología, el uso de implantes osteointegrados siempre incluía un período de cicatrización de 3-6 meses desde la inserción de las fijaciones hasta el tratamiento protético. La formación de contactos directos hueso-implante se consideró un requisito previo antes de que pudiera iniciarse la carga (cirugía en dos fases). Hoy en día, la carga inmediata / temprana de implantes dentales es una realidad y numerosos estudios clínicos han demostrado resultados equiparables a los reportados anteriormente para cirugías de implantes en dos fases (141-143). Este hecho ha cambiado la visión acerca de qué factores son los más importantes para el éxito clínico. Al inicio, la atención se centró principalmente en el proceso de osteointegración, mientras que en la actualidad se discute un concepto de estabilidad general en el que la consolidación ósea es un aspecto fundamental (103,108,109).

La principal manifestación clínica de un implante dental exitoso es la ausencia de movilidad. Los determinantes esenciales de la estabilidad implantaria son las propiedades mecánicas del tejido óseo en el lugar de inserción y el grado de acoplamiento del implante con el hueso circundante. El primer factor está condicionado por la composición del hueso en el lugar del implante y por la etapa de curación, ya que el hueso trabecular blando parece transformarse en hueso cortical denso cerca de la superficie del implante. El segundo factor está influenciado por la técnica quirúrgica, el diseño del implante y el proceso de osteointegración. Sin embargo, un implante clínicamente estable y exitoso también muestra un cierto grado de movilidad en la microescala cuando se aplica una carga (103,108,144).

Un implante estable puede evidenciar diferentes grados de estabilidad, y, por tanto, distintos grados de desplazamiento o resistencia a la carga, dependiendo de variables relacionadas con el hueso, la técnica quirúrgica y el diseño del implante. Durante la función clínica, la carga se aplicará en las direcciones axial, lateral y rotacional. Las fuerzas laterales pueden aplicarse principalmente desde cualquier dirección 360° alrededor del implante (108).

#### 3.2.2.1. Estabilidad primaria

La estabilidad de los implantes es el resultado del contacto entre la superficie del implante y el tejido óseo circundante. El grado de estabilidad primaria tras la inserción depende de factores relacionados con el hueso, la técnica quirúrgica y el diseño del implante. Las propiedades biomecánicas del hueso están determinadas por

la proporción de hueso cortical y trabecular en el lugar del implante. El hueso cortical está formado por mallas mineralizadas densamente empaquetadas, mientras que el hueso trabecular tiene una estructura porosa y contiene más componentes de tejido blando que de tejido mineralizado. Por esta razón, el hueso cortical es más rígido que el trabecular y proporciona un mejor soporte. La técnica quirúrgica y el diseño del implante son factores muy importantes para conseguir una buena estabilidad primaria. Básicamente, los diámetros menores de fresados y el empleo de implantes cónicos resultarán en una mayor estabilidad primaria (103,108).

#### 3.2.2.2. Estabilidad secundaria

Después de la colocación del implante, el tejido óseo responderá al trauma quirúrgico, lo que con el tiempo resultará en un cambio del hueso cortical-trabecular y un grado creciente de contacto hueso-implante. El tiempo necesario para completar la formación y remodelación ósea se sitúa en el rango de 12 a 18 meses. El impacto del grado de contacto en la interfase oseo-implantaria para la estabilidad secundaria no se conoce en detalle, aunque generalmente se anticipa que un mayor contacto con el hueso implicará una mejor estabilidad del implante. Sin embargo, el cambio de la red trabecular a un hueso más cortical en relación con la superficie del implante es probablemente más importante. Esto significa que las propiedades biomecánicas del hueso trabecular mejoran con el tiempo, lo que conduce a una mayor estabilidad de la fijación.

En definitiva, el hueso cortical ya posee propiedades favorables desde el punto de vista de la estabilidad del implante (103,104,108).

El tiempo necesario para lograr una estabilidad suficiente del implante depende en gran medida de la densidad ósea y, por tanto, de la estabilidad primaria. La capacidad del hospedador para mantener y aumentar la estabilidad primaria también está determinada por la capacidad de cicatrización y remodelación, que a su vez está influenciada por factores endógenos y exógenos como la salud, el uso de drogas, el tabaquismo, la irradiación, etc. Existen diferentes métodos para comprobar la estabilidad primaria de un implante. Uno de ellos es el torque de inserción del implante, que se define como la fuerza de rotación que se registra durante la inserción quirúrgica del mismo, expresado en Newtons por centímetro (N/cm). Sin embargo, actualmente se considera que este método no es del todo objetivo (103,104).

Hoy en día existen sistemas para valorar y evaluar con mayor exactitud la estabilidad primaria de un implante, como es la técnica de análisis de la frecuencia de resonancia (AFR). Esta técnica se basa en aplicar una carga de flexión que simula la carga clínica y la dirección, proporcionando información sobre la rigidez de la interfase hueso-implante (104). El cociente de estabilidad de un implante (CEI) mide su estabilidad lateral, información que puede aportar el grado de estabilidad conseguido. En la práctica clínica se suelen utilizar tanto el dispositivo Ostell (Implant Stability Quotient®, Integration Diagnostics, Göteborg, Suecia) como el Penguin RFA® (Integration Diagnostics Sweden AB, Göteborg, Suecia), entre otros.

Cuando el valor de ISQ oscila entre 60 y 70 se reduce la micromovilidad del implante en un 50%.



Figura 17: Valores ISQ y estabilidad del implante. Reproducido de (107).



Figura 18: Dispositivo Penguin RFA. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

### **3.2.3. Pérdida de la osteointegración**

Hay varios factores que previenen o que, por el contrario, precipitan la ruptura de la osteointegración: (103,108,109)

- Sobrecalentamiento del hueso durante la cirugía: el daño originado puede ser excesivo al punto de provocar secuestros óseos, infección, cicatrización del tejido conectivo y/o falta de integración (falla temprana).

- Movimiento del implante durante la cicatrización: la carga temprana que provoca un micromovimiento significativo y tensión interfacial aumenta el riesgo de no integración y cicatrización del tejido fibroso.

- Periimplantitis: la pérdida ósea durante la función está relacionada con la periimplantitis y la sobrecarga funcional (fallo tardío). La periimplantitis se considera análoga a la enfermedad periodontal; es la respuesta inmune a la microbiota en la superficie del implante junto al manguito de tejido blando.

- Sobrecarga funcional: la pérdida ósea también puede deberse a una sobrecarga cuando se genera un equilibrio negativo entre la osteogénesis y la osteoclasia por una carga no fisiológica.

### **3.2.4. Consecuencias del edentulismo en el hueso alveolar**

El hueso necesita estimulación funcional para mantener su forma y densidad. El hueso alveolar crece con los dientes en desarrollo y en erupción. La Ley de Wolff

establece que el hueso se remodela (cambia su arquitectura interna y externa) en relación con las fuerzas aplicadas (103) .

La pérdida de un diente y, por tanto, la falta de estimulación ósea funcional, conduce a la atrofia del hueso y a una reducción de la anchura y la altura de la cresta alveolar. Una prótesis removible desadaptada y/o con una oclusión incorrecta puede exacerbar la reabsorción de los rebordes alveolares de forma generalizada o en localizaciones concretas. En cambio, una prótesis removible bien adaptada y con una oclusión adecuada permitirá una distribución homogénea de las cargas por toda la placa, que se transmitirán al hueso subyacente mediante fuerzas intermitentes de intensidad media que actuarán como estímulo funcional favorecedor del mantenimiento de la cresta alveolar, ralentizando, por tanto, su proceso de reabsorción (108,109). Se espera que la reabsorción de la cresta alcance un 22% verticalmente y un 63% horizontalmente en los 6 meses posteriores a la extracción de un diente. Además, durante el primer año tras la extracción dentaria se observa una disminución promedio del ancho de la cresta del 25% y una reducción promedio de la altura de 4,0 mm. Los implantes dentales mantienen la altura del hueso alveolar, pero no evitan por completo cierta reabsorción cuando se colocan inmediatamente en los alvéolos post-extracción (145,146).

### **3.2.5. Tipos de hueso y densidad ósea**

Las consideraciones de las diferentes densidades óseas y su relación con la implantología oral han existido durante más de 25 años. La evaluación de la densidad

o calidad ósea es más complicada de realizar de manera definitiva antes de la intervención quirúrgica. Para ello nos apoyamos en las últimas tecnologías al planificar el caso. La densidad ósea varía según la zona, ubicación, y esto tiene implicaciones para el protocolo quirúrgico, el tipo de implante, la cicatrización y los tiempos de carga. Las altas tasas de fracaso de los implantes dentales se han venido asociando con una mala calidad ósea (103,108,147).

Existen diferentes tipos de hueso en la cavidad oral, con distintas densidades que pueden condicionar el éxito del tratamiento. Adell y cols. (140) refirieron un 10% mayor de éxito en implantes colocados en la sínfisis mandibular al compararlo con la premaxila. Las tasas de mayor fracaso en los tratamientos de implantología oral se han encontrado en las zonas posteriores del maxilar, donde las fuerzas son mayores y la densidad del hueso es menor (148-152).

En 1970, Linkow y Chercheve (153) clasificaron el hueso en tres categorías en función de su densidad ósea: hueso tipo I, siendo un hueso ideal con presencia de trabéculas espaciadas y pequeños espacios medulares; hueso tipo II, con espacios medulares ligeramente mayores y menor uniformidad en el patrón óseo; y hueso tipo III, con grandes espacios medulares entre las trabéculas.

Linkow concluyó que el hueso tipo I era el hueso ideal para la adaptación de las prótesis sobre implantes y que el hueso tipo II era suficiente para la colocación de los implantes dentales.

La descripción y los diagramas de Lekholm y Zarb publicadas en el año 1985 (154) clasifican los tipos de hueso de los maxilares en virtud del grosor de las



corticales, la estructura del núcleo del hueso esponjoso y los grados de reabsorción de la cresta edéntula, tal y como se especifica a continuación.

El hueso tipo I, caracterizado por tejido óseo compacto homogéneo, ubicado en la zona anterior de la mandíbula. El hueso tipo II, que consta de una capa gruesa de hueso compacto que rodea un núcleo de hueso trabecular denso y que suele estar presente en la zona mandibular anterior y posterior. El hueso tipo III, constituido por una capa delgada de hueso cortical que rodea el hueso trabecular denso y se observa en las regiones mandibular posterior y maxilar anterior. El hueso tipo IV, caracterizado por una fina capa de hueso cortical que rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad, ubicado en la zona posterior del maxilar (104,108).

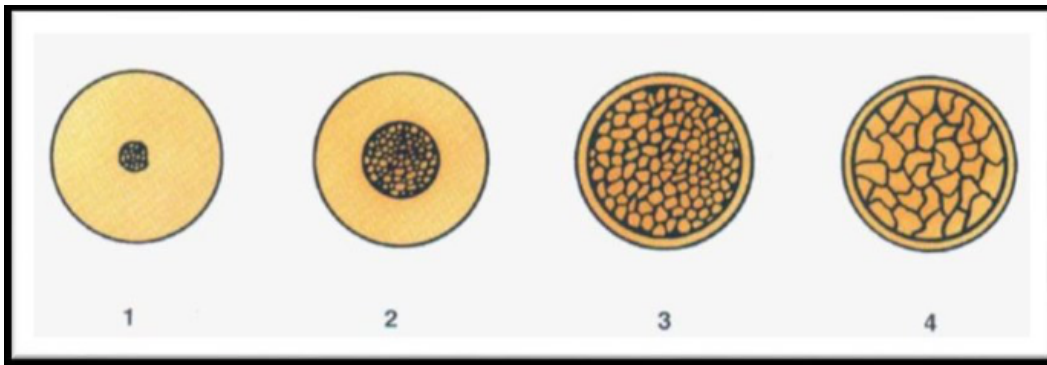


Figura 19: Esquema de Lekholm y Zarb sobre las diferentes densidades óseas encontradas en la zona anterior de los maxilares. Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

Posteriormente, en el año 1988, Carl Misch propuso una nueva clasificación de densidad ósea, desde D1 a D4, basada en su amplia experiencia en cirugía de implantes durante tres décadas (108). A continuación se expone esta clasificación.

El hueso D1 es un hueso cortical denso, como el de la sínfisis mandibular, cuya dureza es comparable a la del roble o arce. El hueso D2 es una combinación de hueso cortical poroso y hueso trabecular grueso, generalmente ubicado en la sínfisis mandibular, con una dureza parecida a la madera de pino. El hueso D3 consta de una cortical porosa y hueso trabecular fino, y se localiza frecuentemente en la zona posterior mandibular y en la premaxila, cuyas características se asemejan a la madera de balsa comprimida. Finalmente, el hueso D4 presenta una dureza semejante a la madera de balsa blanda, y aparece con frecuencia en el maxilar posterior (Tabla 3) (104,108,109).

<b>Densidad ósea</b>	<b>Descripción</b>	<b>Localización anatómica</b>
<b>D1</b>	Denso cortical	Zona mandibular anterior
<b>D2</b>	Cortical porosa y trabéculas gruesas	Zona mandibular anterior Zona mandibular posterior Zona maxilar anterior
<b>D3</b>	Cortical porosa (fina) y trabéculas delgadas	Zona maxilar anterior Zona maxilar posterior Zona mandibular posterior
<b>D4</b>	Trabéculas finas	Zona maxilar posterior

Tabla 3: Esquema de la clasificación de Misch de densidad ósea.  
Reproducido de (104) con permiso de Elsevier.

### **3.2.6. Introducción a la biomecánica de la transmisión de fuerzas**

Los músculos masticatorios actúan sobre las restauraciones implantológicas durante el desarrollo de las funciones y parafunciones orales, generando fuerzas oclusales. La reacción biológica del hueso a fuerzas normales, ligeras o excesivas determina si se produce una remodelación ósea productiva o, por el contrario, una pérdida ósea destructiva. En el caso de los dientes naturales, las fuerzas se disipan mediante una combinación del ligamento periodontal, los movimientos mandibulares y los músculos masticatorios, donde posteriormente los huesos del cráneo y los arbotantes anatómicos ejercen un papel primordial en la distribución de dichas cargas funcionales (5,9). Con los implantes desaparece el reflejo nociceptivo y únicamente se produce deformación o tensión ósea. La deformación puede tener un efecto positivo en virtud del cual el hueso se remodela y se densifica, o puede ejercer un efecto negativo en el que el hueso podría dañarse y ser susceptible de reabsorción y reemplazo por tejido conectivo menos especializado. La densidad y el volumen óseos pueden ser factores influyentes en la respuesta ósea a las cargas funcionales. En un caso clínico bien diseñado se observa una respuesta positiva de remodelación ósea a la carga funcional (103,154).

La biomecánica es el estudio de la mecánica de un cuerpo vivo, especialmente de las fuerzas ejercidas por los músculos. Esta disciplina implica conceptos de ingeniería aplicados a situaciones biológicas. En implantología es importante conocer la dinámica de la carga masticatoria y la respuesta del hueso a las tensiones en la interfaz hueso-implante. La biomecánica del implante es una función de las fuerzas

masticatorias, la osteointegración, la densidad ósea y la integridad de la conexión implante-pilar (103).

Las fuerzas tienen magnitud, dirección, frecuencia y duración, y se expresan en Newtons (N). La tensión (fuerza / unidad de área) creada en la interfase oseointimplantaria es una combinación de la intensidad y la dirección de la carga. Las fuerzas de compresión, tracción y corte actúan a nivel de la interfaz hueso-implante (103).

Los dientes naturales tienen un ligamento periodontal de soporte, que actúa como amortiguador y proporciona retroalimentación sensorial durante la función para limitar el trauma. Los implantes se anquilosan eficazmente al hueso y carecen de mecanismos propioceptivos o nociceptivos. Desde el principio, a los investigadores les preocupaba que la sobrecarga de los implantes pudiera provocar la pérdida ósea y, con ello, el fracaso del implante. La propiocepción para la prótesis implantológica puede ser proporcionada por el periodonto de los dientes opuestos, los receptores de los músculos y las articulaciones y los tejidos blandos orales. Los primeros estudios sobre prótesis implantosoportadas (híbridas) concluyeron que la capacidad funcional de estos pacientes era comparable a la de los sujetos dentados. Se consideró que la falta de receptores periodontales podría conducir a una alteración del control motor fino de la mandíbula, con riesgo de sobrecarga. Esta preocupación condujo inicialmente al uso de superficies oclusales de resina en lugar de porcelana para mitigar el efecto de las fuerzas. Sin embargo, en la actualidad este planteamiento ha cambiado ostensiblemente, de modo que las restauraciones implantosoportadas de metal-porcelana o cerámica se utilizan de forma rutinaria, tanto en prótesis fijas de

arco total como parcial, sin constatarse efectos nocivos (154–158).

La sobrecarga puede provocar un fallo mecánico a nivel de cualquier elemento de la implantoprótesis, ya sea el implante, el tornillo protésico o la propia prótesis. Las condiciones de carga adversas deben anticiparse y manejarse en la etapa de planificación del tratamiento para reducir el riesgo de fracaso de la prótesis.

### **3.2.7. Biomecánica de la transmisión de fuerzas en los dientes**

El periodonto proporciona un soporte natural al diente. Las fibras del ligamento periodontal se adhieren al cemento radicular y al hueso alveolar. Los propioceptores del ligamento periodontal controlan la fuerza al morder y masticar. La unión gingival se basa en fibras y epitelio que se unen al cemento, posteriormente desde la superficie del cemento a la superficie del diente existe una unión producida por hemidesmosomas. La inserción gingival forma una barrera física e inmunológica para la microbiota oral. El ligamento periodontal está muy vascularizado e innervado y constituye un sistema de disipación de cargas y suspensión elástica para el diente. A continuación se describen las características clave de dicho ligamento (154).

**Absorción de impactos:** los grupos de fibras de colágeno rectas y oblicuas y la vascularización periodontal son responsables de un efecto de amortiguación o propiedad viscoelástica del ligamento periodontal. Esto contrarresta las cargas funcionales y disipa las fuerzas de manera efectiva. Los dientes naturales pueden

moverse rápidamente en sentido vertical, horizontal y rotacionalmente en respuesta a la carga. Cuanto más larga sea la raíz del diente, menor será la transmisión de la fuerza al hueso crestal. Los dientes, tanto anteriores como posteriores, se desplazan aproximadamente  $28 \mu\text{m}$  verticalmente y entre  $56$  y  $108 \mu\text{m}$  bucolingualmente bajo cargas ligeras. La fuerza más intensa o progresiva sobre un diente provoca una flexión ósea con un movimiento dentario secundario de hasta  $40 \mu\text{m}$ , según la densidad y el volumen óseos. No obstante, dada la diversidad de configuraciones óseas y dentarias, existe una gran variabilidad direccional del movimiento de los dientes (159-161).

**Propiocepción:** el ligamento periodontal (LP) está muy innervado y los mecanorreceptores protegen por mecanismo reflejo de las fuerzas excesivas. La regulación sensorial del proceso masticatorio tiene lugar a través de mecanorreceptores en el ligamento periodontal, ATM, los músculos masticatorios y la mucosa oral. Los movimientos mandibulares se coordinan con una intervención significativa de estos receptores. Por lo tanto, el movimiento dental y la apertura refleja de la mandíbula se adaptan a las fuerzas de impacto intensas o repentinas (9).

**Control de la osteogénesis y acomodación del movimiento de los dientes:** se cree que el LP podría regular la osteogénesis como consecuencia de fuerzas externas que provocan micromovimientos dentarios. Normalmente existe una remodelación constante del alvéolo para acomodar las fuerzas externas y restablecer el equilibrio. Cuando se pierde el LP, tal, como ocurre con un diente reimplantado, el diente se anquilosa y los osteoclastos pueden reabsorber la raíz. (9)

### **3.2.8. Biomecánica de la transmisión de fuerzas en los implantes dentales**

A diferencia de un diente natural, un implante se fija al hueso, proceso al que se ha denominado anquilosis funcional. El hueso es elástico y sufre una deformación elástica como respuesta a las fuerzas, pero la velocidad y la magnitud de la deformación no es equivalente a la del ligamento periodontal (102).

Clínicamente, el implante integrado permanece sin movimiento perceptible y mantiene su posición incluso cuando los dientes pueden moverse con respecto a él. El concepto de osteointegración implica el contacto directo del hueso con la superficie del implante. Al igual que con un diente natural, hay distorsión / deformación del hueso alveolar bajo la actuación de las fuerzas, especialmente con cargas progresivas o sostenidas en el tiempo. La movilidad del implante se ha medido entre 2 y 3  $\mu\text{m}$  verticalmente y entre 12 y 66  $\mu\text{m}$  horizontalmente.

Las fuerzas oclusales se transfieren directamente al hueso en la interfase oseo-implantaria. Las cargas no se distribuyen uniformemente y el hueso crestral soporta la mayor fuerza, especialmente cuando las cargas no son axiales, como sucede con las prótesis con extremos libres o voladizos y también en presencia de bruxismo. Bajo cargas oclusales, funcionales, no se detectan movimientos del implante, pero bajo una fuerza intensa o prolongada, se produce una pequeña cantidad de deformación ósea elástica (103,108).

La configuración macro y microscópica de la superficie del implante, el porcentaje de BIC y la densidad y volumen óseos determinan la biomecánica de la transferencia de fuerza. Microscópicamente, existe un contacto íntimo entre el hueso y la capa de óxido de la superficie del implante. El hueso rellena las irregularidades de la superficie del implante a nivel macroscópico, microscópico (medido en Angstrom, unidad de longitud que equivale a la diezmillonésima parte de un milímetro) y molecular. El movimiento potencial del implante se ve contrarrestado por la rugosidad de la superficie del implante y el contacto íntimo de la interfase. Una fuerza excesiva puede romper dicha interfase o incluso dañar directamente al hueso, ya que el módulo de elasticidad (módulo de Young) es mucho mayor para el Ti que para el tejido óseo (154).

### **3.3. CONSECUENCIAS DEL BRUXISMO SOBRE LOS IMPLANTES DENTALES**

Los estudios han demostrado que la tasa de supervivencia de los implantes dentales varía de 90% a 95% a los 10 años. Las complicaciones en los implantes colocados correctamente no son infrecuentes. La osteointegración determina la tasa de supervivencia de los implantes dentales. Las complicaciones se dividen en fallas tempranas y fallas tardías. Las fallas tempranas se deben a fallas en la osteointegración, mientras que las fallas tardías se deben a una sobrecarga oclusal. En ambas condiciones, la vida útil de los implantes dentales disminuye y, por lo tanto, la



insatisfacción del paciente y del profesional (162,163).

Tal y como se ha explicado anteriormente, el bruxismo es un hábito parafuncional caracterizado por el apretamiento (diurno, bruxismo céntrico) y/o rechinamiento (nocturno, bruxismo excéntrico) de los dientes de forma repetitiva y continua. Este trastorno del movimiento del aparato masticatorio genera una carga oclusal excesiva sobre los implantes dentales. La sobrecarga derivada del bruxismo se ha relacionado con la pérdida ósea marginal y del implante (2). De hecho, esta parafunción se considera como una de las principales causas de fallas de los implantes dentales. La dirección de las fuerzas derivadas de este hábito parafuncional (cargas horizontales y brazos de palanca) condiciona de forma decisiva la tasa de supervivencia de los implantes y de las restauraciones protésica, ejerciendo, por tanto, un notable efecto negativo sobre las prótesis implantosoportadas (164).

A la hora de planificar prótesis implantosoportadas en pacientes bruxistas hay que tener en cuenta que esta parafunción puede causar sobrecargas, afectar la osteointegración y/o comprometer la integridad de cualquier componente de la implantoprótesis. En realidad debe considerarse que el bruxismo es un término general que presenta diferentes actividades de los músculos motores con distintas etiologías y que las complicaciones en torno a los implantes dentales pueden estar relacionadas con daños biológicos o mecánicos (2,9,104,165).

Principalmente circulan dos ideas entre los investigadores con respecto al efecto del bruxismo en los implantes dentales. Una de ellas se basa en que el hábito en sí mismo es suficiente para causar fracasos tardíos, mientras que la otra opinión es

que el bruxismo es un término amplio y existen diferentes actividades motoras y etiologías que se engloban en este concepto. Pese al creciente conocimiento acerca de la etiología del bruxismo, su diagnóstico, manifestaciones clínicas y manejo, aún escasea la evidencia sobre los efectos del bruxismo como causa de fallos y/o complicaciones en la implantología oral (162,166)

En el año 2018, Chitumalla y cols. (163) realizaron un estudio retrospectivo sobre 450 pacientes portadores de 640 implantes dentales durante 5 años, concluyendo que las complicaciones, implantológicas más comunes en los pacientes bruxistas fueron la fractura del implante, la fractura de la porcelana, el aflojamiento del tornillo protésico y la fractura del tornillo protésico. También observaron que la sobrecarga oclusal causada por el bruxismo puede provocar el fracaso de las prótesis sobre implantes en su conjunto.

Manfredini y cols. (167) llevaron a cabo una revisión sistemática en el año 2014, evaluando 21 artículos para valorar las complicaciones biológicas como la movilidad del implante, la pérdida ósea marginal y los problemas mecánicos, como los relacionados con la ruptura de estructuras prefabricadas y de superestructuras fabricadas en el laboratorio. Según sus hallazgos, cuatro estudios revelaron una correlación positiva entre las complicaciones mecánicas y la presencia de bruxismo.

En el estudio de Suneel y cols. de 2017 (168), se identificaron 12 casos de fractura de porcelana en pacientes bruxistas (8 implantoprótesis cementadas y 4 atornilladas). En 6 casos se observó aflojamiento del tornillo protésico, 4 casos mostraron fractura de dicho tornillo y 3 casos exhibieron fractura de implante.

En el año 2001, Glauser y cols. (169) evaluaron 41 pacientes a los que habían colocado un total de 127 implantes con carga inmediata. Sus resultados mostraron que los implantes en pacientes con alguna parafunción (como el bruxismo) se perdieron con más frecuencia que los insertados en pacientes sin hábitos parafuncionales (41% vs. 12%). Por esta razón varios autores recomiendan el uso de férulas de descarga de tipo Michigan o de estabilización en pacientes bruxistas con la finalidad de proteger las rehabilitaciones sobre implantes (9,169,170).

En síntesis, el bruxismo es una parafunción directamente relacionada con complicaciones en los implantes dentales y en las rehabilitaciones que soportan dichas fijaciones. La sobrecarga oclusal propia de pacientes bruxistas es una de las principales causas de fallos en la implantología oral, ya que favorece la aparición de complicaciones biológicas alrededor del implante y de problemas mecánicos en las prótesis implantosoportadas. Sin embargo, se requieren más estudios a gran escala para corroborar estos resultados.

### **3.4. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)**

En la ingeniería mecánica existe un área de trabajo llamada diseño mecánico, donde se utiliza el *software* de diseño asistido por ordenador (CAD). El método de análisis que se suele emplear e integrar correctamente con el CAD es el análisis con el método de elementos finitos “MEF”, con sus siglas anglosajonas (*FEA-Finite Element Analysis*). De acuerdo con esta sistemática, la teoría matemática y las aplicaciones del método son extensas y totalmente comprobadas (138).

#### **3.4.1. Historia**

El análisis de tensiones y deformaciones implica la formulación de relaciones entre fuerza y desplazamiento. Estos procedimientos se han venido aplicando de forma cada vez más sofisticada desde la década de 1660, cuando Robert Hooke publicó su Ley de la proporcionalidad de la fuerza y el desplazamiento (171) . Hasta la década de 1950, únicamente las regiones continuas y uniformes de alguna forma regular, como placas o prismas cuadrados y circulares, podían analizarse con soluciones y ecuaciones cerradas. Algunas extensiones se realizaron mediante técnicas de mapeo conforme. Se desarrollaron soluciones en serie y en diferencias finitas para una clase más amplia de problemas. Pero todo esto permaneció en el dominio de la búsqueda académica del avance teórico, con escasas aplicaciones generales y un uso práctico limitado (138,171)

La industria aeronáutica fue pionera en la idea de analizar una región como el ensamblaje de varios elementos triangulares. Las relaciones entre fuerza-desplazamiento para cada elemento se formularon sobre la base de funciones de desplazamiento asumidas. Las ecuaciones gobernantes fueron resultado de que el ensamblaje modelara aproximadamente el comportamiento de toda la región. Una vez que se formularon las ecuaciones, la solución adicional siguió los mismos pasos que el análisis estructural de la matriz. La idea funcionó con el uso de los ordenadores. De este modo, los diseñadores de aviones podrían considerar no sólo la estructura del avión, sino también el fuselaje que lo cubría y los mamparos que lo endurecían como un sistema único de componentes que soportan tensiones, resistiendo las fuerzas aplicadas como una unidad integrada (172).

Esta técnica se denominó MEF, tanto porque una región sólo podía dividirse en un número finito de elementos, como porque muchas de las ideas se extrapolaron de un elemento infinitesimal de la teoría a un elemento de tamaño finito de dimensiones prácticas (138,172). Clough y sus asociados llevaron esta nueva técnica a la profesión de la ingeniería civil, y pronto los ingenieros la utilizaron para construir mejores puentes. Un artículo clásico de Turner, Clough, Martin y Topp publicado en 1956 presentó las ecuaciones de rigidez matricial para las vigas y otros elementos. La expresión "elemento finito" se atribuye a Clough. Desde estos comienzos se ha invertido una gran cantidad de esfuerzo en el desarrollo del método de elementos finitos en las áreas de formulaciones de elementos e implementación informática de todo el proceso de solución (107,138,171,172).

Los puristas vieron las primeras aplicaciones con considerable reserva, apuntando a la falta de rigor matemático detrás de la técnica. Las respuestas apropiadas no tardaron en llegar. Melosh y su equipo, resolverían pronto los supuestos detrás de la formulación del elemento con los métodos clásicos predominantes de funciones de interpolación (172).

Argyris en Europa, Zienkiewicz en el Reino Unido y Clough, Wilson, Oden y muchos otros en EE. UU., ampliaron las fronteras del conocimiento y las aplicaciones de los elementos finitos de forma rápida y amplia. Entre las décadas de 1950 y 1970, estas aplicaciones del método de los elementos finitos aumentaron enormemente en variedad y tamaño, apoyadas o impulsadas por relevantes desarrollos en la tecnología informática digital (138,171,172).

Hoy en día casi no existe un campo de la Ingeniería en la que el método de elementos finitos no continúe efectuando contribuciones significativas al conocimiento, lo que ha conducido a avances sin precedentes en el estado del arte y al reconocimiento de su máxima utilidad para la humanidad, incluidas las contribuciones a la Odontología.

### **3.4.2. Bases y definición**

El análisis de elementos finitos se basa en que un componente mecánico real es un modelo elástico continuo que se divide (discretiza) en pequeñas subestructuras (elementos) elásticas, bien definidas, mediante el uso de funciones polinómicas, junto

con operaciones matriciales y ecuaciones diferenciales que describen el desplazamiento del modelo punto por punto. Se desarrolla el comportamiento elástico continuo de cada elemento en términos de las propiedades geométricas y materiales del elemento inicial (138). Este método numérico permite evaluar el estrés y las deformaciones a cualquier modelo geométrico que se quiera evaluar. En otras palabras, el MEF es un método mediante el cual, en lugar de buscar una función de solución para todo el dominio, se formulan funciones de solución para cada elemento finito y se combinan adecuadamente para obtener una solución para todo el cuerpo (171).

Los principales avances tecnológicos en el área informática incluyen la rápida expansión de las capacidades del *hardware* de los ordenadores, trayendo como consecuencia un mayor desarrollo de MEF. Sus ventajas son cada vez mayores haciendo más fiables y precisas las resoluciones de matrices y gráficos (problemas) para facilitar las etapas de pre-procesamiento visual de la construcción de modelos geométricos, la generación automática de mallas adaptables en los modelos, la posibilidad de estimación del error y en las etapas de post-procesamiento, la revisión de la solución del problema y los resultados obtenidos (138,173,174).

La tecnología MEF se suele emplear en diversos campos de investigación, como la robótica, la industria aeroespacial, el estudio de sistemas mecánicos complejos, la transferencia de fuerzas y de calor y la fatiga de los materiales, entre otros (172,175,176).

### 3.4.3. Terminología

Para comprender mejor el uso y manejo de la tecnología del método de elementos finitos se deben definir los siguientes términos: (172)

- **Dominio:** es la región geométrica que conforma la estructura a estudiar. Puede ser una línea, un área o un volumen.
- **Condición de contorno:** variables que se establecen y que limitarán el comportamiento del sistema.
- **Elemento:** cada uno de los subdominios que se generan tras discretizar el dominio inicial. En los elementos se aplican las ecuaciones de comportamiento, equilibrio y compatibilidad pertinentes.
- **Nodo:** Punto representativo del elemento donde confluyen dos lados del mismo. Aquí se establecen las ecuaciones para modificar y observar la evolución del elemento.
- **Malla:** Red de elementos y nodos que discretizan una región. La densidad de la malla aumentará a medida que se colocan más elementos dentro de una región determinada. El refinamiento de la malla tiene lugar cuando la malla se modifica desde el análisis de un modelo al siguiente análisis, para producir mejores resultados. Los resultados generalmente mejoran cuando la densidad de la malla aumenta en áreas de gradientes de alta tensión y / o cuando las zonas de transición geométrica se entrelazan suavemente (138).



- **Grado de libertad:** Número mínimo de parámetros independientes necesarios para establecer la velocidad del nodo.

Dado que el método de elementos finitos es una técnica numérica que discretiza el dominio de una estructura continua, los errores son inevitables (138).

Estos errores son los siguientes:

- **Errores del ordenador:** debidos a errores de redondeado de los cálculos de coma flotante por ordenador y las formulaciones de los esquemas de integración numérica que se emplean. La mayoría de los códigos comerciales de elementos finitos se concentran en reducir estos errores y, en consecuencia, el analista generalmente se preocupa por los factores de discretización.
- **Errores de discretización:** la geometría y la distribución del desplazamiento de una estructura real varían continuamente. El manejo de un número finito de elementos para modelar la estructura introduce errores en la coincidencia de la geometría y la distribución del desplazamiento debido a las limitaciones matemáticas inherentes de los elementos.

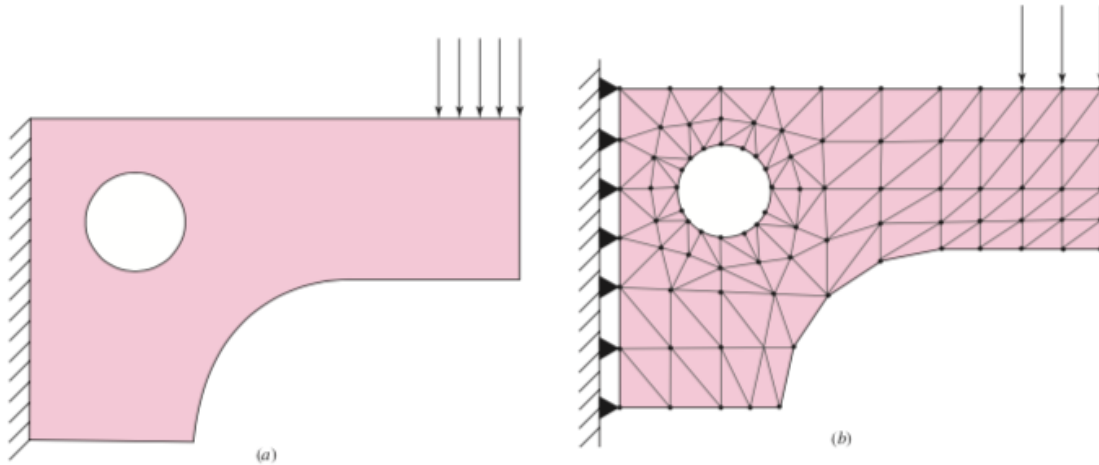


Figura 20: Error de discretización (A. Modelo ideal. B. Modelo de elementos finitos). Reproducido de (138) con permiso de McGraw Hill

- **Presencia del error cordal:** es la distancia entre la geometría original y los elementos de la malla generada.

#### 3.4.4. Ventajas y desventajas

Cualquier dominio con límites curvos, propiedades heterogéneas de materiales, restricciones de soporte y condiciones variables de carga puede subdividirse en un número adecuado de elementos finitos a los que es posible atribuir propiedades apropiadas de material y comportamiento, de modo que las ecuaciones se puedan resolver informáticamente con precisión y rapidez (171,172).

El MEF también se puede aplicar a diferentes materiales y escenarios como por ejemplo a la estática y dinámica; a los materiales sólidos, fluidos y gases; en

ecuaciones lineal y no lineal; a materiales elásticos, inelásticos o plásticos; efectos especiales como la propagación de grietas, entre otros. Además se pueden resolver problemas con cantidades masivas de datos de forma eficiente sin esfuerzos adicionales para el usuario. Los problemas de tamaño y complejidad hasta ahora inimaginables e inviables pueden ser manejados fácilmente por MEF permitiendo a los analistas extender sus investigaciones a áreas nuevas e inspirando a los diseñadores a crear diferentes formas y soluciones (171). Como principales desventajas encontramos las siguientes:

La solución del problema depende en gran medida de la malla, no sólo del número de elementos en los que se divide la región, sino también de su forma y disposición. Por lo tanto, el MEF necesita una experiencia considerable en el modelado de problemas y por parte del operador. En las manos equivocadas, puede conducir a hallazgos incorrectos. Además, es necesario subrayar que el modelado de la geometría, las propiedades del material y las condiciones de carga son variables con un componente subjetivo que dependen en cierta medida del juicio del analista (171).

Afortunadamente, en las últimas décadas, muchos investigadores e ingenieros han analizado innumerables tipos de problemas y han ido adquiriendo más experiencia en el manejo de este *software*. La mayoría de estos programas incorporan comprobaciones integradas para detectar errores obvios, método por el cual se ha pretendido disminuir los fallos. Siempre que los usuarios conozcan los factores que podrían influir en el resultado y las técnicas para eliminar o al menos minimizar los errores, los resultados de MEF deben ser confiables.

### 3.4.5. Pasos a seguir para resolver problemas mediante el uso del MEF

Para resolver correctamente un problema mediante el uso del MEF se deben seguir los lineamientos que a continuación se explican: (177)

- **Discretización o división del área de análisis en elementos finitos (mallado).** La discretización significa que se subdivide en un número de elementos finitos (o en una malla de puntos de integración numérica), interconectados en sus nodos exteriores. Durante esta operación se elegirán los tipos de elementos finitos a utilizar y se establecerá su distribución entre el área mallada, dando como resultado su número, tamaño y forma. El mallado se realiza por ordenador. El tipo de elemento finito se define por varias características, como la dimensión (unidimensional, bidimensional, tridimensional), el número de nodos del elemento, las funciones de aproximación asociadas y otras. La elección del elemento finito es de gran importancia, ya que con ella se evitará generar cálculos innecesarios y errores en los resultados. Por otro lado, el efecto de los errores aumenta con el número de elementos utilizados. Los errores numéricos se deben a errores de truncamiento, redondeo y datos de entrada (171,177)

Para estudiar la influencia de la malla, el método más común es dividir la malla a la mitad y compararla, y si los resultados son insignificantes, el análisis se considera aceptable.

- **Establecimiento de ecuaciones de elementos finitos (ecuaciones elementales).** El comportamiento de los materiales dentro de un elemento finito se describe

mediante ecuaciones de elementos finitos llamadas ecuaciones elementales. Las ecuaciones básicas se pueden derivar directamente de forma variacional, por ejemplo, mediante el método de balance de energía (177).

- **Ensamblar las ecuaciones elementales en el sistema de ecuaciones de la estructura.** El comportamiento de toda la estructura se modela mediante el ensamblaje de sistemas de ecuaciones de elementos finitos en el sistema de ecuaciones de estructura, lo que significa físicamente que el equilibrio de la estructura está condicionado por el equilibrio de elementos finitos. El ensamblaje requiere que en los nodos comunes de los elementos, la función o funciones desconocidas tengan el mismo valor (171,177).
- **Implementación de condiciones de contorno y resolución del sistema de ecuaciones de estructura.** El sistema de ecuaciones obtenido de implementar condiciones de contorno apropiadas para el problema en consideración se resuelve mediante uno de los procedimientos comunes, por ejemplo, a través de la eliminación de Gauss (o con el método de Cholesky, etc.), obteniendo valores de función en nodos. Éstos se denominan primarios o incógnitas de primer orden (177).
- **Realización de cálculos adicionales para determinar las incógnitas secundarias.** En algunos problemas, después de encontrar las incógnitas primarias, el análisis se cierra. En otros problemas, sin embargo, conocer sólo la incógnita primaria no es suficiente, de modo que el análisis debe continuar con la determinación de las incógnitas secundarias (que son derivadas de orden superior

de las incógnitas primarias). Así, por ejemplo, en el análisis de implantes dentales, las incógnitas primarias son los desplazamientos nodales. Con su ayuda, en este paso, se determinan las incógnitas secundarias, representadas por deformaciones y estrés (177).

A modo de resumen, la estructura creada se separa en elementos unidos entre sí mediante nodos. A su vez, los elementos que conforman la malla se pueden dividir en las siguientes categorías: Elementos lineales, elementos de superficie (triángulo, cuadrilátero), Elementos sólidos (hexágono, pentágono, tetraedro), elementos especiales (138).

Posteriormente se debe realizar un estudio de convergencia para verificar la calidad de la matriz conformada.

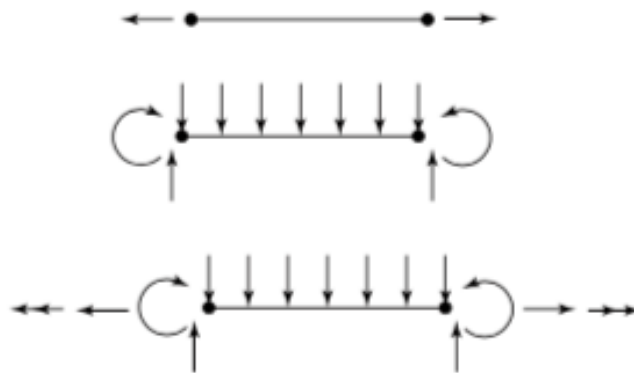


Figura 21: Elementos Lineales. Reproducido de (138) con permiso de McGraw Hill.



Figura 22: Elementos de superficie.

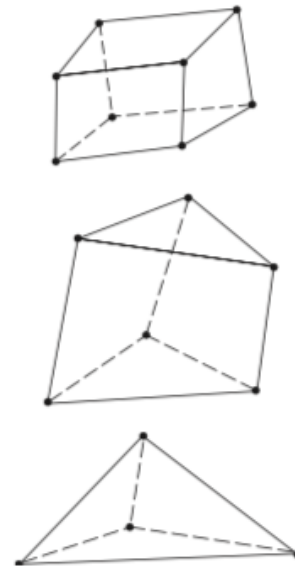


Figura 23: Elementos sólidos.

Ambas figuras reproducidas de (138) con permiso de McGraw Hill.

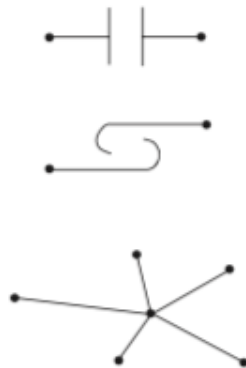


Figura 24: Elementos especiales. Reproducido de (138) con permiso de McGraw Hill.

En Odontología se suelen aplicar los MEF en el estudio del estrés generado en las prótesis fijas, en las fracturas de los tornillos protésicos de las coronas sobre implantes, en la pérdida de hueso periimplantario, en las restauraciones con resinas compuestas y en el efecto de las fuerzas ortodóncicas sobre dientes naturales, entre otras muchas aplicaciones; ya que ofrecen resultados fiables y reproducibles en la práctica clínica, con la finalidad de contribuir a la mejora de los materiales dentales (175,178).

El MEF es muy útil para estudios relacionados con implantes dentales porque determina la biomecánica de la rehabilitación en su conjunto, de modo que permite obtener resultados fiables de las tensiones, deformaciones y desplazamientos en el implante, en las coronas sobre implantes y en el tejido óseo circundante. Asimismo, facilita el análisis de la remodelación del hueso cortical y esponjoso.

Este cálculo desempeña un papel crucial tanto de cara al diseño óptimo de los implantes dentales como en la determinación de los factores que controlan todo el proceso de osteointegración. Todo ello aporta importantes ventajas desde el punto de vista de la investigación y la mejora de los macrodiseños de las fijaciones de acuerdo con los beneficios que el MEF anticipe y que sean constatados en ensayos clínicos *a posteriori* (171,175,178,179).



### 3.4.6. Parámetros de uso en el MEF

El estrés mecánico y la deformación de los materiales pueden ser medidos utilizando la escala de Von Mises, el estrés principal mínimo, el estrés principal máximo y el estrés de cizalla máximo, dependiendo del tipo de fuerza generada y las cargas que quieran medirse. El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal es un parámetro que evalúa el comportamiento de un material elástico según la dirección en la que se aplica la fuerza. El coeficiente de Poisson es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isotrópico cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en direcciones perpendiculares a la de estiramiento (107).

En el año 1977, Knoell (180) determinó que los valores del módulo de Young (GPa) y el coeficiente de Poisson para el hueso trabecular eran 0,79 y 0,30 respectivamente. Posteriormente, en 1982, Cook y cols. (181) estipularon que los valores del módulo de Young (GPa) y el coeficiente de Poisson para el hueso cortical eran 13,4 y 0,30 respectivamente.

En el año 1989, Cowin (182) determinó que los valores del módulo de Young (GPa) y el coeficiente de Poisson para el hueso cortical eran 15 y 0,30 respectivamente y los del hueso esponjoso eran 0,15 y 0,30.

En el año 2012, Choi y cols. (183) establecieron que los valores del módulo de Young (GPa) y el coeficiente de Poisson eran, respectivamente, de 14,0 y 0,30 para el hueso cortical; de 1,5 y 0,30 para el hueso esponjoso y de 110 y 0,35, para el titanio puro. Posteriormente, en 2017, Ohyama y cols. (184) determinaron que los valores

del módulo de Young (GPa) y el coeficiente de Poisson eran, respectivamente, de 10,4 y 0,33 para el hueso cortical, de 0,0833 y 0,33 para el hueso esponjoso y de 110 y 0,33 para el titanio puro. En 2018, Behadirli y cols. (185) publicaron un estudio donde el módulo de Young y el coeficiente de Poisson para el hueso cortical eran, respectivamente, de 13,7 y 0,30; para el hueso esponjoso, de 1,37 y 0,3; y para el titanio puro, de 110 y 0,35.

### **3.4.7. Software comercial para el uso del MEF**

En el campo de Ingeniería Informática podemos encontrar varios tipos de *software* con los que se pueden emplear las herramientas del método de elementos finitos. A continuación se describen algunos de ellos:

#### 3.4.7.1. ANSYS® (Ansys Inc., Swanson Analysis Systems, EE. UU.)

Se emplea ampliamente para resolver problemas que abarcan disciplinas como la Ingeniería Mecánica y la Biomedicina. Se puede adaptar para simular desde el análisis lineal más simple hasta el análisis dinámico no lineal más desafiante. ANSYS® contiene una clase extensa de tipos de elementos, que virtualmente podrían modelar cualquier geometría, así como una lista igualmente extensa de propiedades del material. En términos de análisis mecánico, no sólo puede simular el comportamiento de la mayoría de los materiales típicos de ingeniería, sino también biomateriales como tejidos blandos y huesos. En definitiva, ANSYS® es un *software* fácil y sencillo de

manejar por parte del operador. En comparación con otros *software* comerciales de elementos finitos, como ABAQUS<sup>®</sup>, ya que ofrece a los usuarios una amplia gama de capacidades y una potente funcionalidad de modelado 3-D (171).

#### 3.4.7.2. ABAQUS<sup>®</sup> (Dassault Systèmes Sinula Corp, EE. UU.)

ABAQUS<sup>®</sup> es uno de los *software* más populares para la aplicación del método de elementos finitos. Se trata de un conjunto de poderosos programas de simulación de ingeniería, basados en el método de elementos finitos, que puede resolver problemas que van desde análisis lineales relativamente simples hasta las simulaciones no lineales más complejas. ABAQUS<sup>®</sup> contiene una extensa biblioteca de elementos que pueden modelar virtualmente cualquier geometría. Cuenta con una biblioteca extensa de modelos que pueden simular el comportamiento de la mayoría de los materiales de ingeniería. ABAQUS<sup>®</sup> es un *software* fácil de utilizar con una amplia gama de capacidades que permiten modelizar incluso los problemas más complicados. En la mayoría de las simulaciones, incluyendo las no lineales, los usuarios sólo necesitan proporcionar algunos datos, como la geometría de la estructura, el comportamiento del material, las condiciones de contorno y las cargas que se le aplican. En un análisis no lineal, este *software* elige automáticamente los incrementos de carga y las tolerancias de convergencia adecuados (171). Nuestro estudio de método de elementos finitos lo hemos desarrollado y evaluado con el *software* ABAQUS<sup>®</sup>.

## **4. OBJETIVOS**

El objetivo general de este estudio es utilizar el MEF para observar y evaluar el comportamiento dinámico, mecánico y la interacción entre el implante dental y el hueso D3, según la clasificación de Misch (108), ante fuerzas y cargas propias de pacientes con bruxismo durante 10 años, con la finalidad de establecer una comparativa entre dos tipos de implantes con diferente morfología y diseño (M-12 vs. Astra).

A partir de este objetivo general, establecemos los siguientes objetivos específicos:

1. Analizar la concentración inicial de fuerzas en el eje longitudinal de ambos implantes (M-12 vs. Astra) y sus efectos en el hueso cortical y trabecular.
2. Evaluar la concentración de cargas en la zona coronal, cervical y apical de ambos implantes y observar de forma dinámica los efectos de las sobrecargas durante 5 y 10 años, como factores predictivos de los posibles fallos en la futura prótesis.
3. Determinar la influencia de la morfología de ambos implantes en la distribución de las cargas producidas en pacientes bruxistas durante los tiempos establecidos.

## 5. HIPÓTESIS NULA

La hipótesis nula ( $H_0$ ) testada es la siguiente: *“la interfase oseo-implantaria en las zonas coronal, cervical y apical permanecerá estable tras la aplicación de cargas específicas durante un tiempo determinado, independientemente de la morfología del implante empleado”*.

## **6. MATERIAL Y MÉTODO**

Nuestro proyecto se enmarca en una línea de investigación que fue iniciada en otra Tesis Doctoral, defendida y publicada por Francisco Azcárate Velázquez (107,179) con el mismo tutor y directoras, donde hemos trabajado en equipo con algunos puntos metodológicos comunes pero con objetivos y procedimientos completamente distintos en ambas investigaciones.

Para alcanzar los objetivos de nuestro estudio, empleamos las técnicas del MEF, de modo que además de construir un modelo de cada implante analizado, resolvimos ecuaciones complejas que nos permitieron observar de forma dinámica la pérdida de hueso en diferentes momentos del estudio, simulando las cargas que reciben pacientes bruxistas a 10 años. Por último, subrayar que se consideraron únicamente ambos modelos de implantes para realizar el MEF, de modo que no se modelizó la corona.

A continuación, se describe la fabricación de los modelos de estudio, así como los implantes dentales que se han evaluado, el tipo de hueso implementado así como el espectro asociado de cargas. También se desarrolla el fundamento teórico en el que se basa nuestra investigación, tomando en cuenta las recomendaciones de Hannigan y Lynch (186).

### 6.1. Configuración del modelo óseo

Para realizar nuestro trabajo, las dimensiones y geometría del hueso se han tomado a partir de un corte sagital de una tomografía de haz cónico (CBCT) específicamente del área de un primer molar inferior. Se ha elegido dicha localización por la mayor cantidad e intensidad de fuerzas y cargas que inciden en esta zona (Fig. 25).

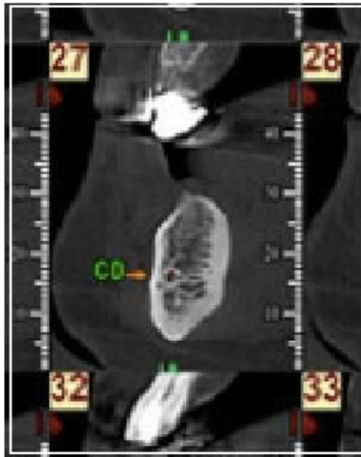


Figura 25: Radiografía CBCT.

Después de haber procesado la imagen, se obtuvo el modelo óseo con sus respectivas medidas, donde posteriormente se colocarán los implantes. Este modelo numérico se cortó en su zona más coronal hasta dejar una superficie de 6,5 mm y una longitud de 20 mm, con la finalidad de proporcionar grosor y altura de hueso suficiente para la correcta colocación del implante y evitar dehiscencias durante el experimento (Fig. 26).

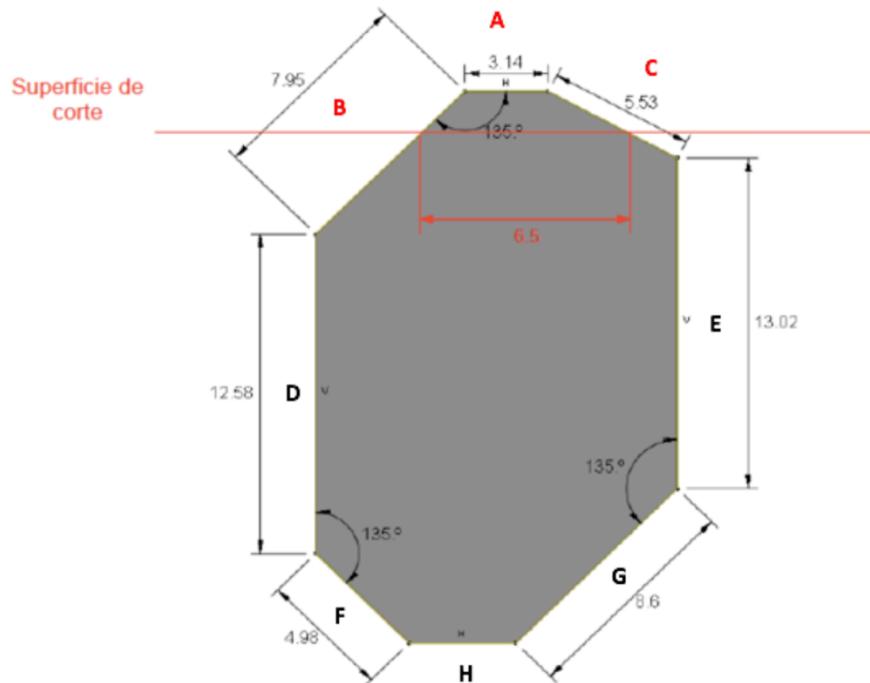


Figura 26: Geometría empleada en el modelo numérico con la superficie de corte de 6,5 mm.

Según su densidad, partimos de la base de la existencia de cuatro tipos de hueso en los maxilares dependiendo de su ubicación, tal y como ha sido detallado previamente (Tabla 3). Para efectuar nuestro estudio comparativo entre implantes, se ha supuesto un mismo tipo de tejido óseo, concretamente un hueso D3, con las características especificadas por Misch (108), con un espesor cortical de 1,5 mm ya que es representativo de la susceptibilidad de pérdida ósea, se trata de un hueso habitual en la zona del primer molar inferior y además es una zona que los pacientes suelen rehabilitarse mediante implantes (109). La profundidad ha sido fijada en 10 mm.



Densidad ósea	Descripción	Localización anatómica
<b>D1</b>	Denso cortical	Zona mandibular anterior
<b>D2</b>	Cortical porosa y trabéculas gruesas	Zona mandibular anterior Zona mandibular posterior Zona maxilar anterior
<b>D3</b>	Cortical porosa (fina) y trabéculas delgadas	Zona maxilar anterior Zona maxilar posterior Zona mandibular posterior
<b>D4</b>	Trabéculas finas	Zona maxilar posterior

Tabla 3 (bis): Clasificación de densidad ósea según Misch (108).

La colocación del implante en el modelo numérico ha sido centrada, obteniéndose las siguientes longitudes: en profundidad presenta 10 mm, en la superficie superior presenta 6,5 mm de ancho, esto se traduce en que hacia mesial y distal tenemos 3,25 mm de distancia, en vestibular y lingual presenta 5 mm de distancia (Fig. 27).

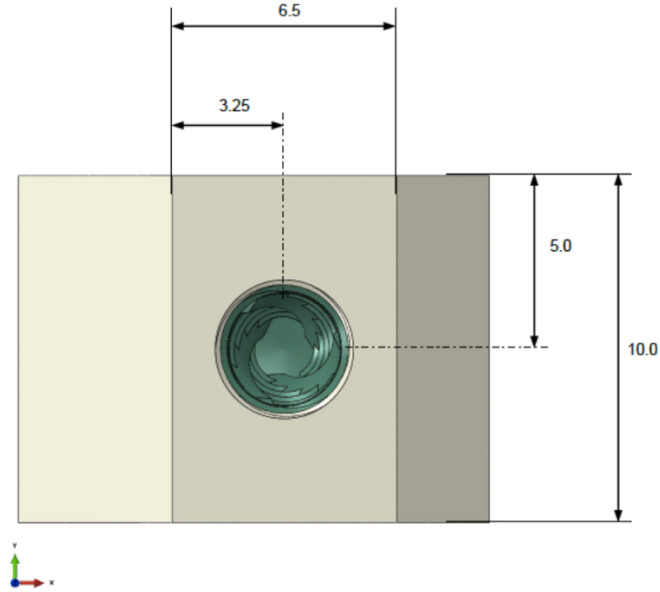


Figura 27: Posición del implante en el hueso desde el plano horizontal-coronal.

## 6.2. Espectros de cargas

Con relación al espectro de fuerzas seleccionado para el análisis de la evolución temporal del hueso bajo cargas cíclicas derivadas del bruxismo, en 2001 Nishigawa y cols. (187) publicaron un estudio cuantitativo en el que midieron las fuerzas de mordida asociadas al bruxismo durante el sueño. En su trabajo dichos autores recogen varios datos (registrados durante 137 h en 10 pacientes), que consideramos relevantes para utilizar en nuestro experimento. Dichos datos son los siguientes:

- Carga total 220,7 N.
- Inclinación de la carga 15°.

- 72 episodios diarios (representados en los 499 episodios que se produjeron en el estudio de Nishigawa y cols. (187).
- Duración de cada episodio: 7,1 s.
- Periodo de estudio considerado: equivalente a 10 años.

### **6.3. Implantes dentales seleccionados para el experimento**

Para la realización del estudio se usaron implantes de 4 mm de diámetro y 13 mm de longitud, con las siguientes características:

#### **6.3.1. OXTEIN AQUA M-12® (Oxtein, Madrid, España)**

Implante cónico de doble hexágono interno, titanio grado IV y superficie tratada con argón. Presenta microespiras coronales, doble espira en U en el tercio medio y miniespiras en los valles de la espira mayor, lo que aumenta la superficie de contacto con el hueso (Fig. 28). La conexión del implante permite el cambio de plataforma y presenta un bisel coronal mecanizado. Contiene palas de corte proporcionales a la longitud del implante. Tiene una longitud del cuello de 3 mm que incorpora 6 microespiras gruesas de 0,3 mm de paso de rosca y 0,15 mm de profundidad. De ahora en adelante, este implante se denominará "M-12".

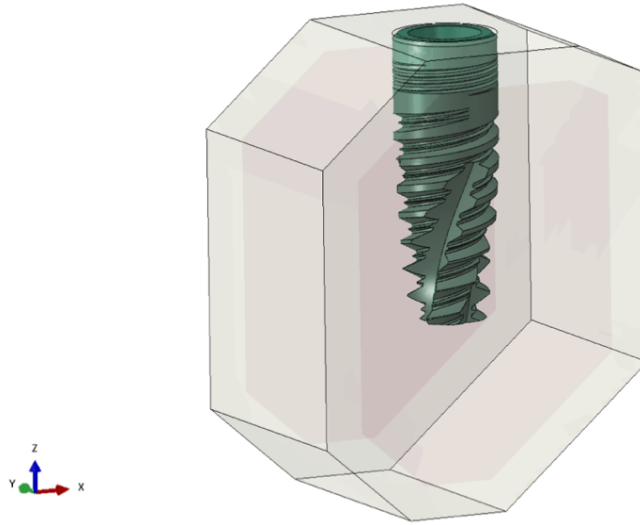


Figura 28: Modelo de estudio de implante M-12.

### 6.3.2. ASTRA TECH 4013 (Dentsply Sirona, York, EE.UU.)

Implante de paredes paralelas de doble hexágono interno, titanio grado IV, de superficie chorreada con dióxido de titanio y modificada con flúor. Tiene una longitud de cuello de 3,7 mm y una microespira fina a lo largo de todo el cuello de 0,2 mm de paso de rosca y 0,1 mm de profundidad (Fig. 29). De ahora en adelante, este implante se denominará “Astra”.

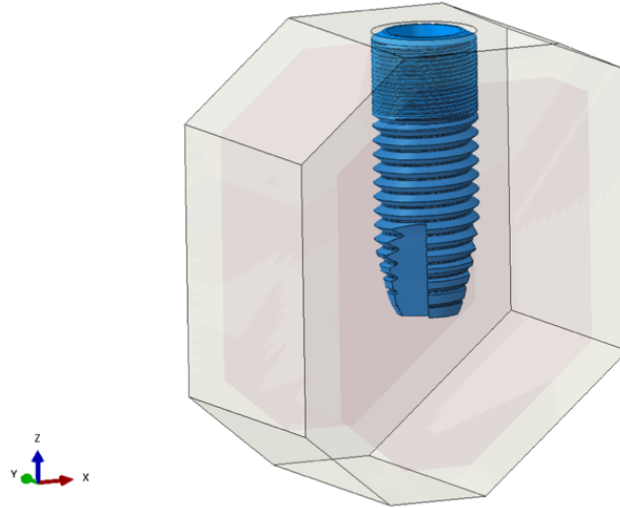


Figura 29: Modelo de estudio de implante Astra.

Con el fin de acotar las localizaciones donde se registró una mayor concentración de cargas, en ambos implantes se definieron con exactitud las zonas coronal, cervical y apical objeto de evaluación. Para la zona coronal se establecieron los 3 mm superiores del implante, para la zona cervical se consideraron los siguientes 7 mm, mientras que la zona apical abarcó los últimos 3 mm del implante.

Se eligieron estos implantes por ser completamente diferentes entre sí tomando en cuenta sus características y morfología, procurando obtener resultados significativos que excedan a una mera comparativa de marcas comerciales. En la tabla 4 se recogen los datos de partida de la presente investigación.

	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Densidad (g/cm<sup>3</sup>)</b>
<b>Implantes</b>	110	0,3	-
<b>Hueso trabecular</b>	1,6	0,3	0,91
<b>Hueso cortical</b>	13,7	0,3	1,89

Tabla 4: Valores iniciales para el modelo numérico de implantes M-12 y Astra en hueso D3.

Destacamos, por tanto, que los valores otorgados para el titanio fueron: módulo de Young de 110 GPa y coeficiente de Poisson de 0,3.

#### 6.4. Método de Elementos Finitos (MEF)

Todos los análisis se han realizado aplicando el Método de Elementos Finitos mediante el empleo del *software* comercial ABAQUS® Standard 6.14.2. El mallado de los dos materiales se ha hecho mediante elementos C3D4, tetraedros de primer orden, con un tamaño medio de malla de 0,05 mm. A su vez, se han impuesto condiciones de contorno de empotramiento en la base y se ha restringido el movimiento en Y en los cortes laterales del diente (Figs. 30 y 31).

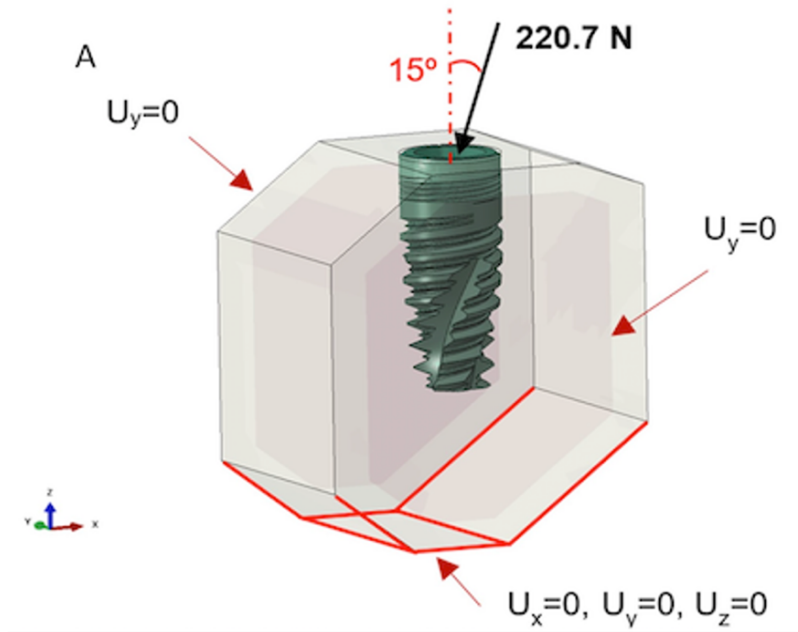


Figura 30: Condiciones de contorno y estado de cargas para el modelo del implante M-12.

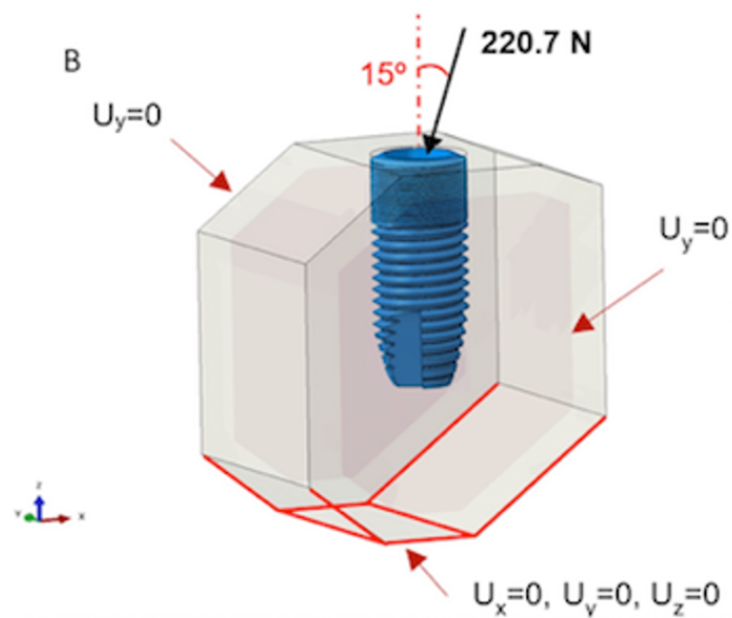


Figura 31: Condiciones de contorno y estado de cargas para el modelo del implante Astra.

Para reproducir la adherencia perfecta que existe entre hueso e implante, se ha modelado la unión entre ambas partes como totalmente rígida. El punto de aplicación de las cargas se ha situado a 5 mm respecto de la superficie superior del hueso cortical y se ha distribuido mediante el empleo de un elemento de interpolación rígida con el fin de imponer restricciones entre los grados de libertad de un conjunto de nodos y el movimiento de un cuerpo rígido, definido por un nodo de referencia.

#### **6.4.1. Modelo constitutivo**

El modelo empleado establece una teoría de remodelación ósea basada en el modelo isótropo de Stanford, ajustándose a las necesidades espacio-temporales requeridas tanto por la aplicación de fuerzas indicadas como por el periodo de tiempo establecido. En dicha modificación se fija un umbral determinado a partir del cual se produce la pérdida de hueso ante el estado de cargas descrito anteriormente. Cuando se supera, el hueso se retira, produciéndose la pérdida de unión entre implante y tejido.

Se considera que el tejido óseo, para mantener sus características, precisa cierto nivel de estímulo mecánico e intenta siempre autorregularse para conseguir mantener dicho nivel, de modo que si se encuentra sometido a un estado tensional superior modifica su densidad. De acuerdo con la literatura (188), el umbral tensional para la destrucción de hueso se ha fijado en  $6,9 \text{ N/mm}^2$ .



El estímulo tensional diario a nivel de tejido viene definido por la siguiente ecuación:

$$\psi_t = n_c^{1/m} \left( \frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \bar{\sigma}$$

Donde:

- $\psi_t$  es el estímulo tensional a nivel de tejido.
- $n_c$  es el número de ciclos de casos de carga.
- $\sigma$  es la tensión energética.
- $\rho_c$  es la densidad ósea máxima.
- $\rho$  es la densidad aparente.
- $m$  es la constante que cuantifica la importancia del estado tensional y del número de ciclos diarios. Puede adoptar valores entre 3 y 8 en base a diversos estudios experimentales (189). El valor de calibración del modelo ha sido 3.

Teniendo en cuenta la duración de cada episodio y extrapolándolo a una escala temporal anual, lo que equivale a dos días al año mordiendo con la intensidad de carga de estudio indicada anteriormente, la ley de la evolución de la densidad aparente viene dada por:

$$\dot{\rho} = \dot{r} S_u \rho_t$$

$$\rho(t + \Delta t) = \rho(t) + \dot{\rho} \Delta t$$

Donde:

- $\dot{\rho}$  es la derivada de la densidad en función del tiempo. Se ha utilizado un algoritmo de integración de Euler explícito para obtener la variable de estado asociada a ella.
- $\dot{r}$  es la velocidad de remodelación ósea que cuantifica la cantidad de hueso que se forma en la superficie disponible de la matriz ósea por unidad de tiempo. Esta variable dejará de ser nula cuando se supere el umbral establecido.
- $S_u$  es la superficie específica.
- $\rho_t$  es la densidad de tejido.

Una vez conocida la ley de evolución de la densidad en cada elemento del modelo se determina el valor de las propiedades mecánicas aparentes en función de la misma. Dado que el hueso se considera como un material isótropo, sólo se tienen en cuenta el módulo de Young y el coeficiente de Poisson. (189)

$$E \text{ (MPa)} = \begin{cases} 2014 \rho^{2.50}, & \rho < 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763 \rho^{3.23}, & \rho \geq 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

$$\nu = \begin{cases} 0.20, & \rho < 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32, & \rho \geq 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

Estos nuevos parámetros obtenidos para cada elemento del modelo numérico se actualizan en el modelo de elementos finitos con el fin de obtener un nuevo estado tensional tras el proceso de remodelación ósea. El flujo de información que encierra el modelo constitutivo viene dado por el diagrama de bloques en la figura 32.

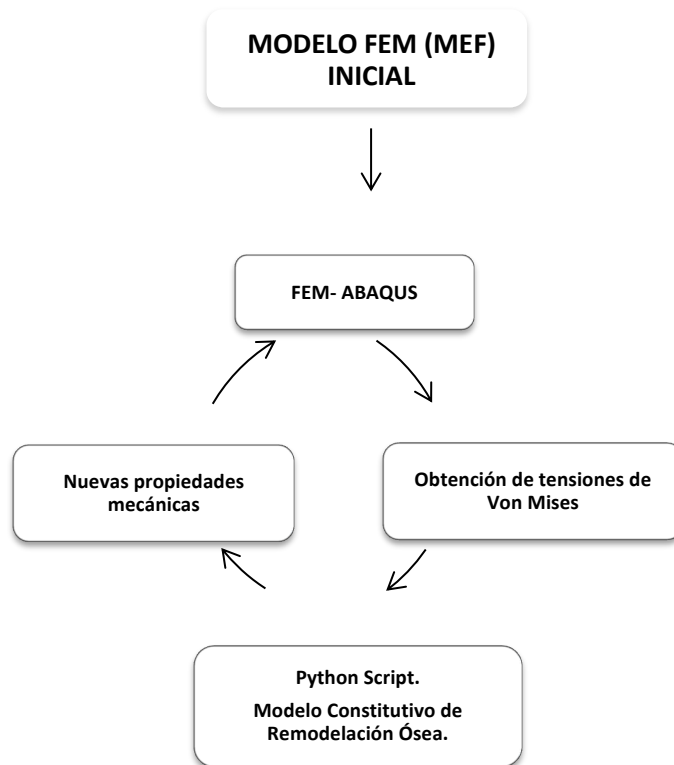
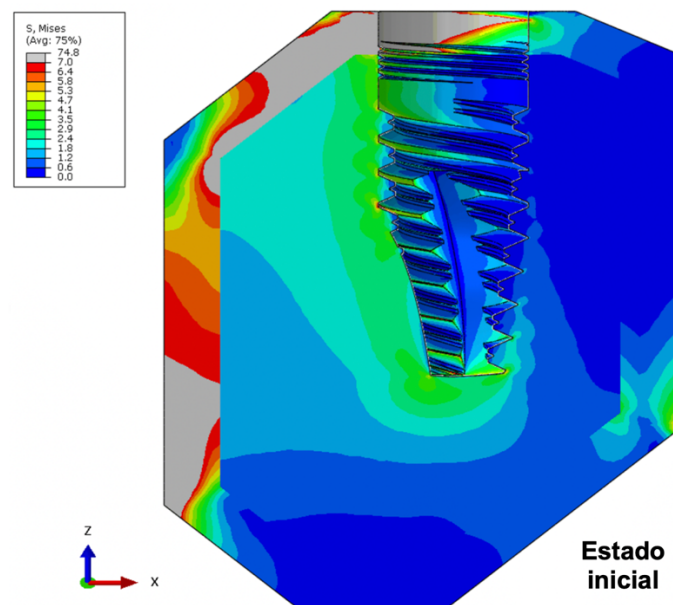


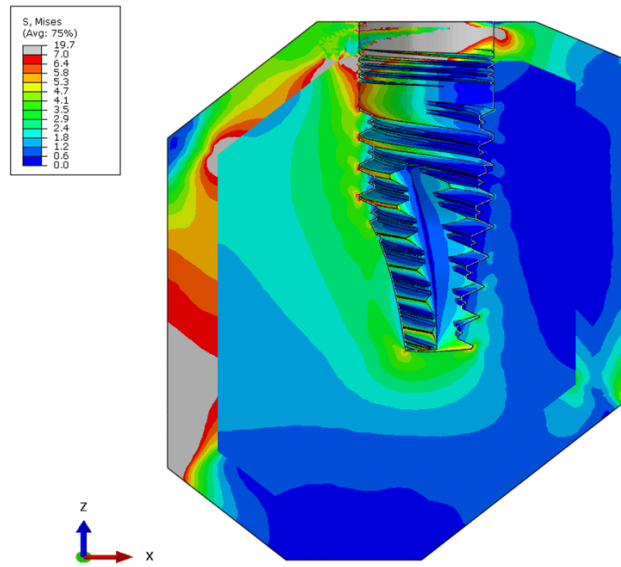
Figura 32: Diagrama de flujo de información entre el modelo MEF y el modelo de reconstitución ósea por cada año del periodo de estudio considerado (10 años).

## 7. RESULTADOS

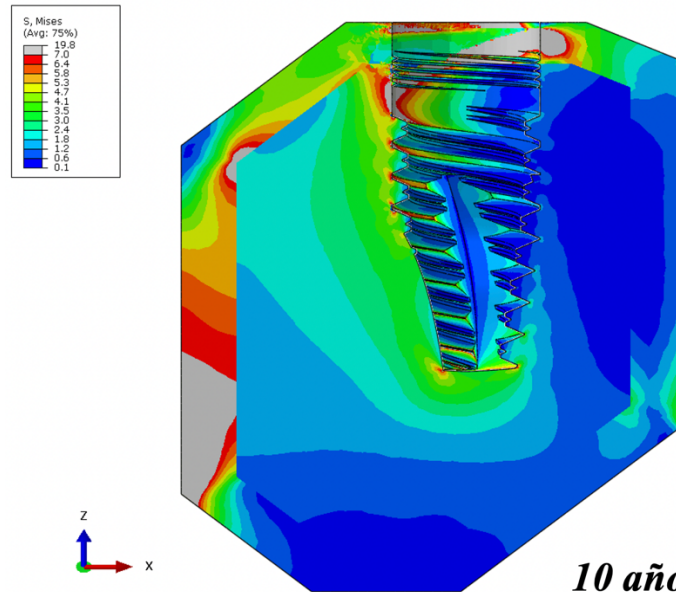
Tras aplicar el proceso descrito en el capítulo anterior durante un periodo de tiempo equivalente a 10 años, se ha observado la evolución del estado tensional para cada uno de los implantes, así como la pérdida de material óseo debido al estado de cargas cíclicas impuesto.

En el estado tensional inicial se observa una sobrecarga en el material con mayor rigidez y en la zona que reacciona según la dirección en la que se ha aplicado el componente lateral de la carga, esto es, la parte izquierda de la región coronal-cervical del hueso cortical (Figs. 33 y 34).



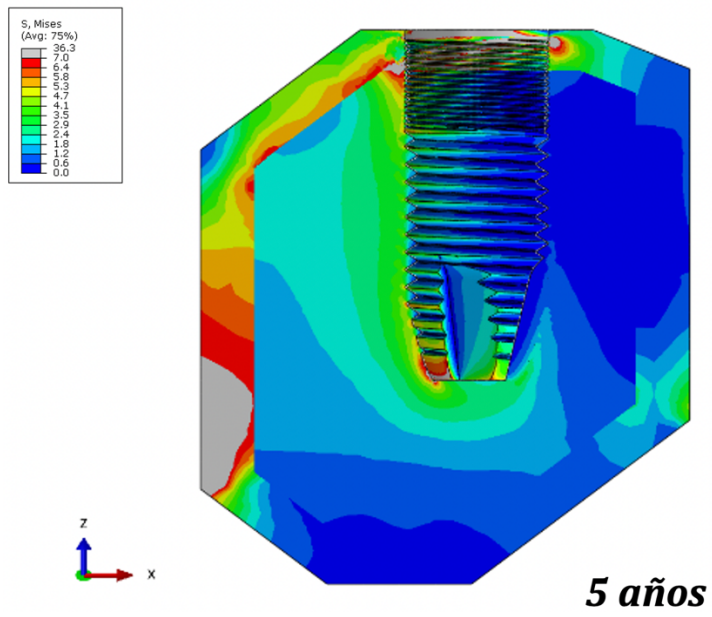
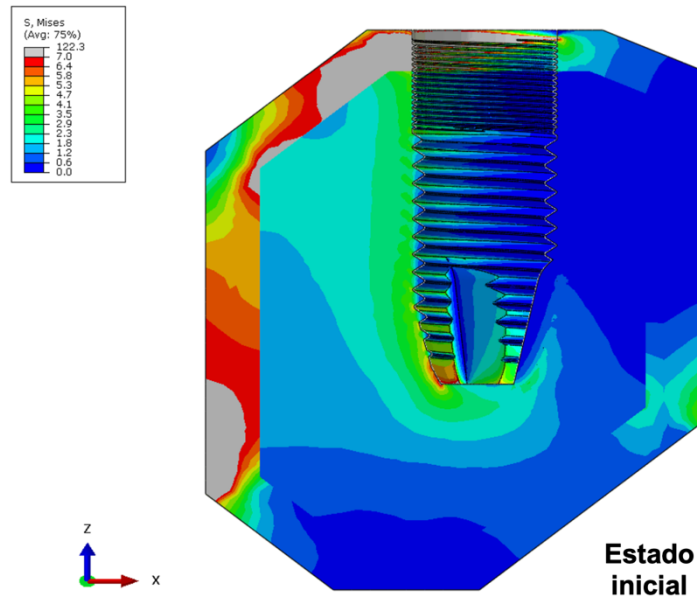


**5 años**



**10 años**

Figura 33: Evolución del estado tensional para el implante M-12.



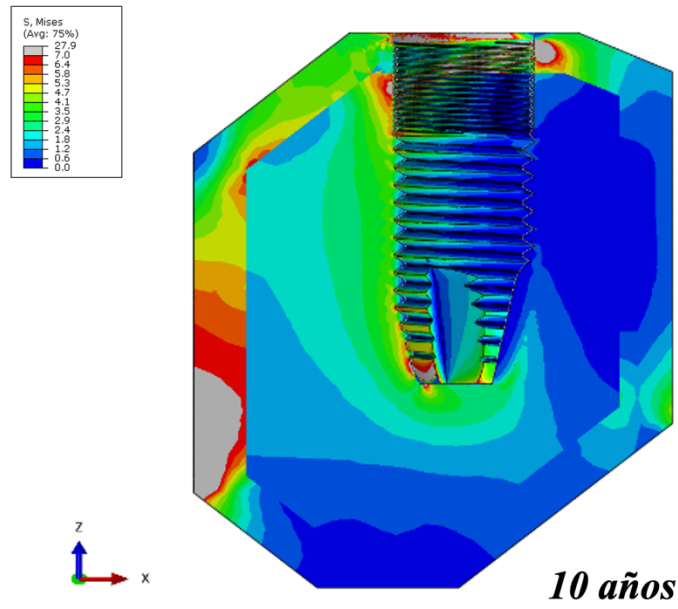


Figura 34: Evolución del estado tensional para el implante Astra.

A medida que evoluciona temporalmente, parte de ese material próximo al implante se retira biológicamente por superarse el nivel tensional crítico fijado de  $6,9 \text{ N/mm}^2$  (187), por lo que, al no disponer de rigidez, las fuerzas se redistribuyen, cargándose otras zonas cervicales del hueso cortical y entrando en carga el hueso esponjoso. Paralelamente, en la zona apical del implante, se observa una elevada concentración de tensiones debido a las condiciones de contorno impuestas en ese punto, no siendo representativo del modelo ni afectando al objetivo último del presente estudio.

Tal y como refleja la figura 35, el estado tensional del implante Astra a lo largo del tiempo es mayor en comparación con el correspondiente al implante M-12. Esto, en términos de pérdida de superficie de contacto en la interfase oseo-implantaria, supone una mayor degradación del material óseo que circunda al implante.

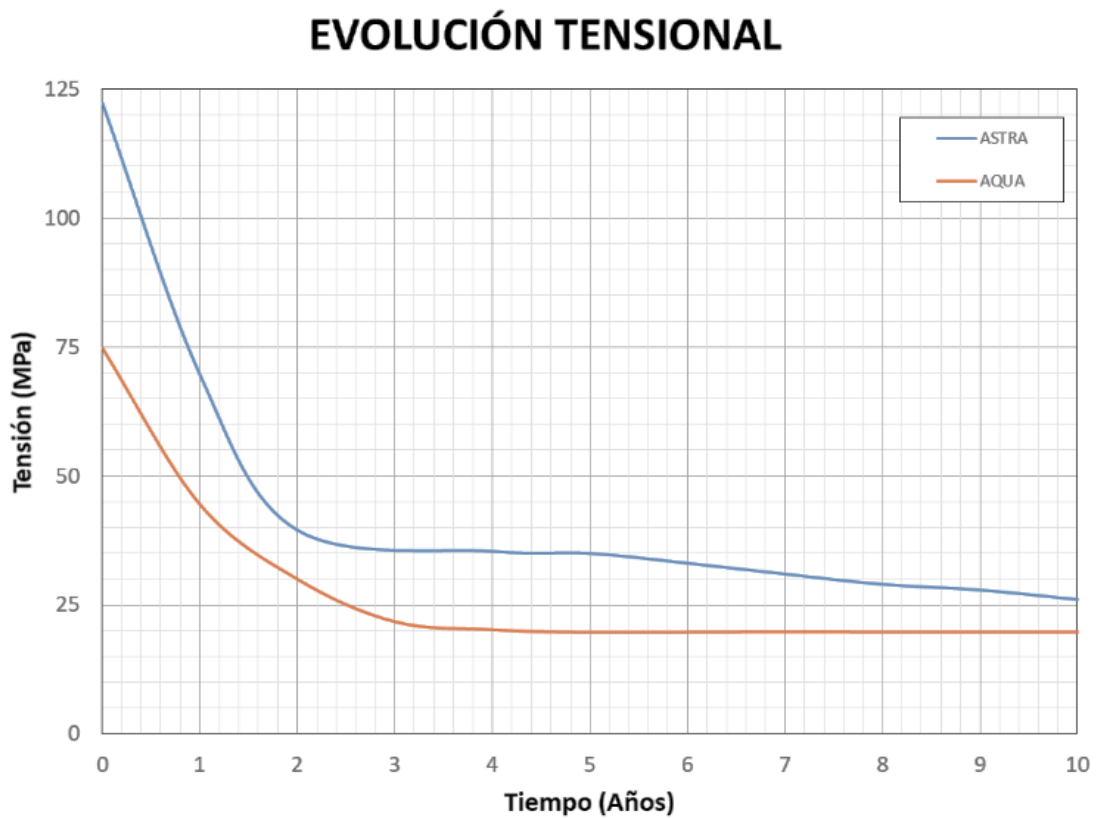


Figura 35: Evolución de la máxima tensión a lo largo de 10 años para ambos implantes.



En igualdad de condiciones, al finalizar el periodo de estudio se aprecia una pérdida de superficie de contacto un 8,6% superior en el implante Astra respecto al M-12 en la zona coronal y cervical entre implante y hueso cortical (Figs. 36 y 37).

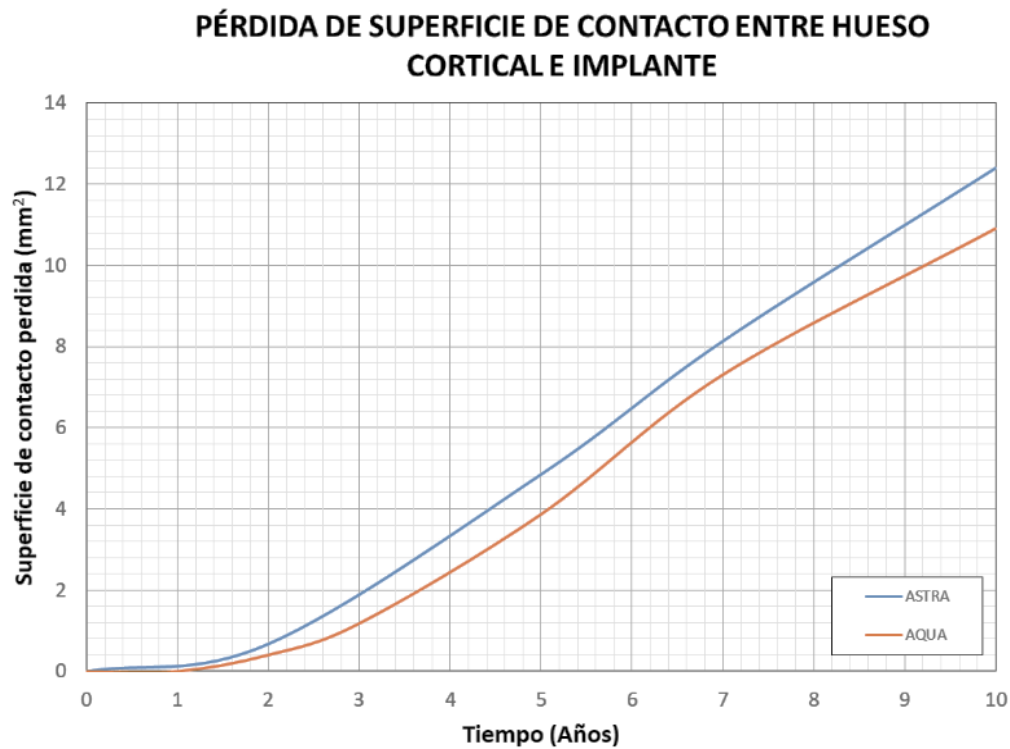


Figura 36: Evolución de la pérdida de superficie de contacto en la interfase de hueso cortical e implante a lo largo de 10 años.

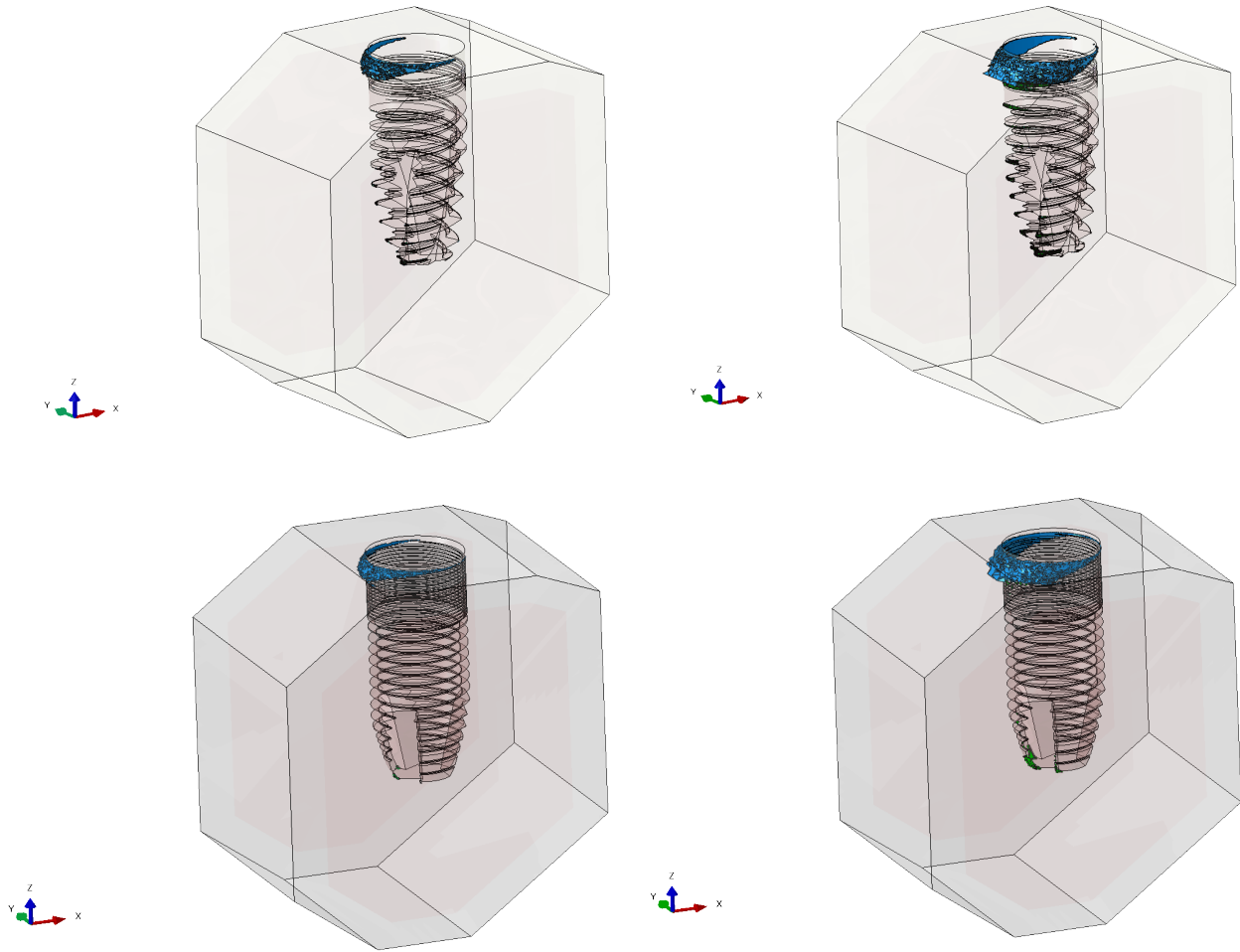


Figura 37: Pérdida de tejido óseo a 5 y 10 años para implante M-12 (superior) e implante Astra (inferior).

Por último, se ha visto que para el caso del implante M-12, se produce una pérdida de material esponjoso mayor en comparación con el Astra, a raíz de la redistribución de carga producida por la menor superficie de contacto con el tejido óseo de mayor rigidez en la zona cervical del implante.

## **8. DISCUSIÓN**

El bruxismo es una actividad motora que amenaza la salud y estabilidad de diversas estructuras del complejo estomatognático, especialmente en lo que se refiere al rechinar parafuncional de los dientes (hábito nocturno) que determina la acción repetitiva e incontrolada de fuerzas horizontales. Además de la dirección de las cargas (altamente perjudicial), las fuerzas que se generan en pacientes bruxistas superan considerablemente en intensidad y frecuencia a las fuerzas masticatorias fisiológicas normales, pudiendo ocasionar daños importantes a las estructuras dentales, implantes, rehabilitaciones orales y estructuras adyacentes (190,191).

Misch (108) describió el bruxismo y el apretamiento dentario como entidades parafuncionales diferentes. El apretamiento es un hábito, generalmente diurno, que genera una fuerza constante entre dos superficies oclusales sin ningún movimiento (céntrico). La principal diferencia para el diagnóstico entre ambos trastornos (apretamiento vs. rechinar) es la presencia de desgastes en las superficies oclusales de los dientes naturales que se observan en los pacientes con bruxismo excéntrico (109). Dejando a un lado las disquisiciones semánticas en función de los autores y las traducciones de textos extranjeros, las dos parafunciones referidas son factores esenciales a tener en cuenta de cara a la planificación de cualquier reconstrucción implantológica.

A menudo se cita el bruxismo como un factor de riesgo para el fallo biomecánico de los implantes dentales, basándose en que las fuerzas transmitidas a las partes del implante durante las actividades parafuncionales resultan en una sobrecarga por su magnitud y dirección (192–195). Sin embargo, la literatura sobre este tema es relativamente escasa, de modo que la mayoría de los informes relacionados consisten en opiniones basadas en la experiencia clínica de expertos, con fundamento empírico, que van creando tendencia. No obstante, al integrar los datos de ensayos experimentales sobre los efectos de diferentes tipos de carga oclusal en la pérdida de hueso marginal periimplantario con los datos de investigaciones sobre la intensidad de las fuerzas transmitidas al hueso durante las actividades de apretamiento y rechinar dentario, la recomendación general es ser cauteloso a la hora de rehabilitar a pacientes bruxistas con implanto-prótesis (196).

Tras una exhaustiva revisión bibliográfica, no hemos encontrado estudios dinámicos en los que se observe de forma clara y precisa la pérdida de tejido óseo alrededor de los implantes, durante un tiempo determinado, como consecuencia del bruxismo.

Por ello, el objetivo de nuestro estudio fue evaluar el comportamiento dinámico, mecánico y la interacción entre el implante dental y el hueso D3, según la clasificación de Misch (108), ante cargas propias de pacientes con bruxismo durante 10 años, utilizando como herramienta principal el MEF. Con esta modelización observamos y evaluamos los efectos de las fuerzas en el eje longitudinal de los implantes (diferenciando las zonas coronal, cervical y apical). Finalmente, analizamos

las consecuencias de las cargas en función de la morfología del implante, estableciendo una comparativa entre dos diseños distintos de fijaciones (M-12 vs. Astra).

Nuestros resultados conducen a rechazar la hipótesis nula planteada, ya que en ambos tipos de implantes se observaron pérdidas y modificaciones del hueso circundante en las regiones coronal, cervical y apical.

El comportamiento y la evolución tensional asociada a ambos tipos de implantes corresponden con los objetivos marcados para este estudio. Ambos implantes registraron una baja tensión apical, con una mayor concentración de las fuerzas en las zonas coronal y cervical, en consonancia con otros autores (197,198). Es en dicha localización donde se produce la mayor pérdida ósea, y, como consecuencia, una redistribución de las cargas (Figs. 33, 34 y 37).

La pérdida de superficie de contacto resultó ser un 8,6% superior en el implante Astra respecto al implante M-12 afectando a las zonas coronal y cervical entre implante y hueso cortical. Teniendo en cuenta que en dicha área (que precisamente es la que proporciona un mayor soporte al implante) se detecta un aumento del estado tensional que es aún mayor en el implante Astra que en el M-12, la pérdida de contacto con el hueso cortical podría aumentar la probabilidad de fallo para la futura implanto-prótesis colocada sobre implantes Astra. Si bien no hemos modelizado la corona protética en nuestro MEF, los resultados sugieren posibles precauciones a tomar en cuenta, a modo de factores coadyuvantes en la toma de decisiones sobre la rehabilitación implantológica de pacientes bruxistas.

Abundando en el diseño de los implantes dentales, Brånemark y colaboradores, han descrito ampliamente los implantes de paredes paralelas. Posteriormente se crearon los implantes de paredes cónicas, ofreciendo una mayor estabilidad primaria debido a que condensan el hueso en las zonas de menor calidad ósea y distribuyen mejor las fuerzas hacia el hueso circundante (104,199).

Rasouli-Ghahroudi y cols. en 2015 (200) evaluaron el efecto del cambio de plataforma en el estrés del hueso crestral circundante a implantes de paredes paralelas e implantes cónicos usando el método de elementos finitos. Detectaron un menor estrés en el hueso crestral de los implantes cónicos, coincidiendo así con nuestro estudio, donde tras aplicar fuerzas sostenidas durante 10 años, el implante cónico M-12 registró menores cargas, menor pérdida de hueso en la zona crestral y, en conjunto, mejores resultados que el implante de paredes paralelas Astra.

Por su parte, Huang y cols. en 2007 (201) analizaron comparativamente implantes con cuerpos y espiras de diferentes diseños aplicando el método de elementos finitos: implantes cilíndricos sin espiras, con espiras triangulares y con espiras cuadradas; e implantes escalonados sin espiras, implantes escalonados con espiras triangulares e implantes cónicos con roscas cuadradas. Todos los modelos de implantes generaron un pico de estrés en la región crestral del hueso cortical. Si bien observaron que la inclusión de rosca en el diseño de un implante aumentaba el área de contacto y disminuía las tensiones interfaciales del hueso, el efecto de la rosca no aminoraba el pico de tensión ósea. Más aún, el uso de un implante de paredes cónicas y espiras podría reducir las tensiones transmitidas al hueso debido a la extensión del

área de contacto. Los hallazgos de estos autores coinciden con los nuestros en los buenos resultados presentados por ambos implantes sometidos a cargas durante un período de tiempo. Ambos implantes tienen roscas y espiras distribuidas por diferentes zonas. La diferencia radica en que, en nuestro estudio, el implante M-12, al ser de paredes cónicas, arrojó mejores resultados al compararlo con el Astra, de paredes paralelas.

En el presente trabajo, la mayor pérdida de hueso esponjoso identificada en el implante M-12 puede atribuirse además a la forma de los canales de extracción de hueso, así como a la configuración de los dientes de la rosca del implante, donde se genera una mayor concentración de cargas. La mitigación de tal efecto podría conseguirse mediante la reducción del tamaño de dichos canales y una mejora en el diseño de la rosca con el fin de disminuir tales picos de tensión.

Referente al cuello del implante y su diseño, existen estudios que hablan sobre las posibles ventajas y desventajas de la presencia de espiras y microespiras en esta zona (202,203). En 1983, Borchers y Reichart (204) evaluaron la distribución del estrés alrededor de un implante dental en diferentes fases, concluyendo que los implantes de superficies rugosas con microespiras en el cuello pueden mantener el hueso en la zona marginal durante el período de cicatrización del implante, causando una pérdida ósea mucho menor, a largo plazo, en implantes sometidos a carga funcional. Estos resultados coinciden con los del estudio de Farah y cols. (205) publicado en 1989.

En 2011, Hudieb y cols. (202), realizaron un estudio sobre la magnitud y dirección del estrés mecánico en las microespiras de implantes osteointegrados, con el método de elementos finitos. Para ello compararon dos tipos de fijaciones, concluyendo que en los implantes con cuello rugoso se produce una menor pérdida ósea marginal, de modo que en los últimos se registraron menores fuerzas de cizalla en comparación con lo observado para los implantes de cuello pulido. Este hecho refleja la importancia de la ubicación de las microespiras en las fijaciones implantológicas. La metodología usada en el estudio de Hudieb y cols. (202) es diferente a la nuestra, ya que estos autores sometieron a los implantes a cargas verticales y oblicuas de 30°, 60° y 90°, aplicando siempre 200 N de fuerza. Aún así nuestros resultados son relativamente comparables. En nuestro estudio, ambos implantes presentan microespiras en la zona coronal: el Astra en toda la longitud del cuello y el M-12 a 0,7 mm del cuello. Seguramente por esta razón, no se detectó una pérdida ósea marginal considerable en los tiempos testados; si bien serían necesarios futuros estudios clínicos que comparasen la influencia que ejerce el tipo de rugosidad en ambos implantes sobre la pérdida ósea bajo cargas funcionales y parafuncionales.

En el año 2001, Nishigawa y cols. (187) publicaron un estudio cuantitativo en el que midieron las fuerzas de mordida nocturna durante el sueño asociado al bruxismo. Para el experimento se fabricaron aparatos dentales de acrílico rígido para el maxilar superior e inferior. Se colocaron transductores de medición en miniatura en el dispositivo superior en las zonas del primer molar derecho e izquierdo y se situaron unas placas delgadas que contactaban con los transductores del dispositivo inferior.



Después de usar los aparatos durante una semana, se seleccionaron 499 eventos considerados de bruxismo. Además, se midieron las fuerzas máximas de mordida durante el día. La amplitud media de los eventos de bruxismo detectados fue de 22,5 kgf ( $\pm 13,0$  kgf) y la duración media fue de 7,1 s ( $\pm 5,3$  s). El promedio de fuerza máxima de mordida nocturna en sujetos individuales fue de 42,3 kgf ( $15,6 \pm 81,2$  kgf). El promedio de fuerza máxima de mordida voluntaria durante el día fue de 79,0 kgf ( $51,8 \pm 99,7$  kgf). Por último, la relación media de la fuerza máxima de mordida nocturna/diurna fue de 53,1% ( $17,3 \pm 111,6\%$ ), concluyendo que las fuerzas de mordida nocturnas durante el bruxismo pueden exceder la amplitud de las fuerzas de mordida voluntarias máximas durante el día. Estos hallazgos subrayan que el bruxismo nocturno es potencialmente dañino para la salud bucal, ya que puede destruir los tejidos orales, los dientes restaurados y las prótesis dentales, coincidiendo con varios estudios publicados y refrendando nuestro análisis (9).

En nuestro trabajo tomamos algunos de los datos del estudio de Nishigawa y cols. (187), los cuales adaptamos a nuestro experimento sobre dos implantes con diseños y características diferentes, empleando los datos en las ecuaciones y algoritmos aplicados en el método de elementos finitos. Diversas disciplinas médicas recurren también al MEF con el fin de evaluar el estado tensional y las pérdidas óseas en distintas áreas del cuerpo (ej.: prótesis en cabezas de fémur, etc.) (206,207). Para ello utilizan diferentes tipos, superficies y densidades óseas, determinando que ésta es clave para un tratamiento eficaz a largo plazo.

Con referencia a las cargas ejercidas sobre las superficies dentarias, se ha demostrado que durante el bruxismo nocturno se registran fuerzas muy intensas y frecuentes durante un tiempo determinado (13). Se ha estimado que en cada ciclo masticatorio se transmiten cargas de 26,59 kg sobre los dientes. En los pacientes bruxistas cada acción masticatoria puede alcanzar fuerzas de entre 54,36 y 113,25 kg (9). Se calcula que en la actividad diaria las fuerzas ejercidas en ausencia de parafunción alcanzan los 7.791 kg/s, mientras que en los pacientes bruxistas podrían superar los 26.092 kg/s; observándose claramente los posibles riesgos y consecuencias del bruxismo sobre las rehabilitaciones orales (9).

En 1985, Clark y Carter (208) evaluaron la resistencia, la fatiga y la recuperación de los músculos encargados del cierre mandibular sometidos a varias fuerzas isométricas mediante el uso de electromiografía, obteniendo fuerzas de  $583 \pm 72,6$  N. En 2015, Curiqueo y cols. (209) realizaron un estudio para observar la fuerza masticatoria máxima funcional en adultos jóvenes chilenos, obteniendo diferencias entre hombres ( $698 \pm 220$  N) y mujeres ( $466 \pm 174$  N). En nuestra investigación usamos un valor de 220,7 N como carga total, sin valorar la influencia del género. En definitiva, seleccionamos una fuerza de 220,7 N como carga, ya que buscábamos un valor medio entre la fuerza habitual y la fuerza masticatoria máxima funcional. Aún así, existen diferentes estudios donde se observa la variabilidad de las fuerzas masticatorias, tal y como atestigua el desarrollo de este apartado (179,208–210).

En lo que concierne a las cargas oblicuas y axiales, Misch y Bidez publicaron un estudio en 1994 (165), donde hablan de que el éxito clínico y la duración de los

implantes dentales dependen del medio mecánico donde se desenvuelven y que la oclusión es un componente crítico de dicho entorno. En este artículo utilizaron fuerzas oblicuas de 30°. Más recientemente, Wazeh y cols. (210) evaluaron el papel de las espiras de los implantes en el hueso mandibular examinando dos tipos de materiales protésicos mediante el método de elementos finitos. En su caso, emplearon fuerzas axiales de 100 N y oblicuas de 50 N a 45°. En nuestro proyecto únicamente aplicamos cargas oblicuas de 220,7 N a 15°, coincidiendo la angulación con la del estudio de Azcárate-Velázquez y cols. (107,179). Estos autores analizaron la influencia de la calidad ósea en la interacción mecánica entre implante y hueso en los mismos tipos de fijaciones seleccionadas para el presente estudio, aplicando el MEF con fuerzas de 400 N. La principal diferencia radica en que nosotros consideramos el efecto dinámico de la pérdida ósea periimplantaria con una simulación de bruxismo a 10 años.

Acerca de las fracturas por fatiga, el aumento de la duración de las fuerzas oclusales representa un considerable problema en los pacientes con bruxismo, ya que como consecuencia de ello los músculos masticatorios se van fortaleciendo. Esto deriva a su vez en un progresivo incremento de la intensidad de las cargas y el número de ciclos de fuerza que actúan sobre los componentes protésicos (108,109,190,191). Balshi, en 1996 (211), analizó 4.045 implantes en función durante un período de 5 años, detectando ocho fracturas de implantes. Seis de los ocho implantes fracturados soportaban prótesis en sectores posteriores, concluyendo que las fracturas se habían producido en pacientes con hábitos parafuncionales. En nuestro estudio no se han evaluado fracturas sobre implantes dentales pero sí las

tensiones producidas en la zona cervical y en el cuello de ambas fijaciones simulando bruxismo durante 10 años. Por tanto, nuestro protocolo de investigación, centrado en la concentración de las cargas en los implantes, se justifica por hallazgos clínicos como éste, habiendo arrojado interesantes resultados. Asimismo, el ensayo clínico de Chrcanovic y cols. (192) sugiere que el bruxismo puede ser un factor importante en la tasa de complicaciones mecánicas de las restauraciones con implantes, determinando una mayor prevalencia de fractura de las fijaciones. El estudio comparó grupos de pacientes bruxistas y no bruxistas que tenían el mismo número de pacientes con el mismo número de implantes distribuidos por igual entre ellos. El grupo de pacientes bruxistas registró 16 implantes fracturados, mientras que los no bruxistas no presentaron ningún caso de fractura de implante.

Sin embargo, es preceptivo resaltar que el bruxismo no representa una contraindicación para la colocación de implantes, aunque influye considerablemente en la planificación del tratamiento (103,109,190). En 2014, Manfredini y cols. (167) efectuaron una revisión sistemática en la que resaltaron la escasa probabilidad de que el bruxismo constituyera un factor de riesgo para las complicaciones biológicas alrededor de los implantes dentales, si bien encontraban indicios de que esta parafunción pudiera propiciar complicaciones mecánicas. En nuestro estudio observamos cambios biológicos y mecánicos tras 5 y 10 años de cargas en ambos implantes testados. Coincidimos con los autores de la revisión al sugerir la necesidad de mejorar y, sobre todo, de homogeneizar los diseños de los estudios para obtener resultados más fiables y facilitar la intercomparación.

Las Casas y cols. en 2008 (212) compararon dos tipos de implantes, recto y angulado, empleando el método de elementos finitos, y encontraron que, tras someterlos a cargas verticales de 100 N y horizontales de 20 N ambos mostraron una baja tensión en el hueso medular, lo que indica que la mayor concentración se situaba en la zona cortical. Estos resultados coinciden con los de nuestro estudio, en el que, como ya ha sido expuesto, utilizamos un modelo constitutivo de remodelación ósea para el MEF, analizando cambios tensionales y pérdida ósea durante diferentes períodos de tiempo. Una vez más, la comparación de este trabajo con el nuestro se debe efectuar salvando las diferencias metodológicas.

Indudablemente, la densidad ósea está directamente vinculada con la resistencia del hueso. Misch (108,109) describió las propiedades del hueso trabecular, afirmando que la diferencia de resistencia entre un hueso D1 y D4 es diez veces mayor en favor del hueso D1. Considerando el porcentaje de contacto hueso-implante y la densidad ósea, los huesos de tipo D3 y D4 son menos resistentes que los demás. Sus características de trabécula fina y baja dureza los hacen propensos a que las tensiones sean mayores en la interfase hueso-implante (108). Debido a este hecho, en nuestro caso elegimos el hueso D3 para la modelización, tanto por ser representativo de la susceptibilidad de pérdida ósea como por ser un tipo de hueso usual en la zona mandibular.

Para establecer una escala temporal, se programaron varios ensayos de calibración del modelo numérico y se analizaron las tensiones obtenidas y la pérdida ósea asociada, considerando, por experiencia clínica, que un periodo de estudio de 10

años era representativo para la problemática a tratar. Si bien es preceptivo corroborar nuestros hallazgos a través de ensayos clínicos en los términos autorizados por un Comité ético de investigación clínica, los resultados obtenidos en el presente estudio pueden servir de orientación en la práctica diaria; asumiendo que si aumentáramos las fuerzas y combináramos diferentes tipos de cargas sobre los implantes se observaría una mayor pérdida de hueso, especialmente en las zonas coronal y cervical de los implantes dentales.

Para lograr una representación lo más fidedigna posible de la realidad, se usó una modelización mediante elementos finitos en ABAQUS®, *software* diseñado para ello y que ofrece varios tipos de elementos para realizar la malla del modelo. En ambos implantes se ejecutó mediante elementos C3D4, tetraedros de primer orden, ya que ofrecían unos resultados óptimos para la densidad de malla empleada y un menor coste computacional en comparación con los C3D10, o tetraedros de segundo orden.

Diversos autores se basan en el modelo constitutivo de remodelación ósea de Stanford para poder estudiar el estímulo tensional de otras regiones del cuerpo humano (206). Este modelo isótropo se plantea como un intento de llevar las ideas de Carter y sus colaboradores a un modelo dependiente del tiempo (189). La esencia de esta teoría se fundamenta en la necesidad de un cierto nivel de estímulo mecánico por parte del hueso para poder autorregularse. Partiendo de esta base, se estableció el modelo constitutivo explicado en la Introducción y el Material y Método y se adecuó a la escala temporal necesaria para el presente estudio, de tal forma que se pudiera tener en cuenta una destrucción ósea a partir de una tensión crítica determinada.

La respuesta obtenida en este tipo de investigaciones dependerá de las características de las cargas aplicadas. En este sentido, es fundamental elegir un correcto espectro de fuerzas, ya que no todas ellas comprometen el funcionamiento correcto de los implantes dentales. Sabiendo que determinados esfuerzos pueden favorecer el fallo del implante, en nuestro estudio recurrimos a un espectro de cargas usual de pacientes con bruxismo, cuya frecuencia e intensidad modular es mayor que en aquellos pacientes sin esta patología, además de tener en cuenta el factor direccional de los vectores de fuerza en pacientes bruxistas (187). Existen otras muchas variables que pueden influir negativamente en la operatividad del implante, como pueden ser la edad, la herencia genética, el tabaquismo o los hábitos de higiene, que podrían ser de interés para futuras líneas de investigación. Asimismo, sería interesante programar diferentes angulaciones de carga y modelizar distintos diseños de rehabilitación protética sobre implantes en futuros MEF, para continuar con la investigación de esta Tesis. Finalmente, convendría testar otros diseños de implantes y combinarlos con diferentes densidades óseas.

En definitiva, como cualquier otra investigación científica, la nuestra no está exenta de limitaciones, ya que únicamente hemos evaluado la aplicación de fuerzas oblicuas de 15° a 220,7 N, sin tener en cuenta las cargas axiales, oclusales y oblicuas de diferentes angulaciones producidas en la masticación y durante los episodios de bruxismo. Además, no se han contemplado factores importantes en el comportamiento del hueso alrededor de los implantes como son la velocidad del fresado y la fuerza de inserción de los mismos. Si bien hemos tratado de limitar el

número de variables en primera instancia para simplificar el modelo evitando factores de confusión y obteniendo resultados más focalizados, hemos proyectado profundizar en esta línea de investigación incluyendo varios de los aspectos mencionados en futuros diseños metodológicos, así como modelizando el conjunto de la implantoprótesis, tal y como se ha expuesto anteriormente.



## **9. CONCLUSIONES**

Dentro de las limitaciones del estudio, podemos enunciar las siguientes conclusiones:

1. En el estado tensional inicial de ambos implantes se produce una sobrecarga en la parte izquierda de la zona cervical de hueso cortical, exhibiendo una baja concentración de fuerzas en la región apical.
2. La mayor tensión sostenida a lo largo del tiempo del implante Astra y la mayor pérdida de superficie de contacto producida en la zona cervical en el seno del hueso cortical que lo rodea, sugiere una mayor probabilidad de fallo para la prótesis implantosoportada, en comparación con lo esperable para una rehabilitación protética sobre un implante M-12.
3. La mayor pérdida de hueso esponjoso en el caso del implante M-12 puede atribuirse a los canales de extracción de hueso y a la forma de la rosca que presenta, donde se generan unos mayores picos de tensión, siendo por tanto zonas más proclives a la pérdida de dicho tejido óseo.
4. Todas las hipótesis adoptadas son representativas para simular el comportamiento de la interfase hueso-implante objeto de estudio. Nuestros resultados han de ser interpretados con cautela, ya que su extrapolabilidad se verá condicionada por los hallazgos de futuros estudios clínicos relacionados.

## 10. BIBLIOGRAFÍA

1. Karolyi M. Beobachtungen über Pyorrhoea Alveolaris. Oesterreichungarische Vierjahrhrsschrift für Zahnheilkd. 1901;17:279–83.
2. Paesani D. Bruxismo: Teoría y práctica. First edit. A.Paesani D, editor. Barcelona: Quintessence, SL; 2012.
3. Frohmann B. The application psychotherapy to dental problems. Dent Cosm. 1931;73:1117–22.
4. Demjaha G, Kapusevska B, Pejkovska-Shahpaska B. Bruxism unconscious oral habit in everyday life. Open Access Maced J Med Sci. 2019;7(5):876–81.
5. Okeson J. Orofacial Pain: Guidelines for Assessment Diagnosis and Management. Chicago: Quintessence, SL; 1996.
6. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. J Oral Rehabil. 2018;45(11):837–44.
7. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Van Selms MKA, Hamburger HL, Naeije M. Principles for the management of bruxism. J Oral Rehabil. 2008;35(7):509–23.
8. González S, Midobuche P, Castellanos J. Bruxismo y desgaste dental. Rev ADM [Internet]. 2015;72(2):92–8. Available from: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=57878>

9. Okeson J. Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 8th ed. Barcelona: Elsevier Inc.; 2020.
10. Brekhus P, Armstrong W, Simon W. Stimulation of the muscles of mastication. *J Dent Res.* 1941;20:87-92.
11. Gibbs C, Mahan P, Lundeen H. Oclussal forces during chewing: influence on biting strenght and food consistency. *J Prosthet Dent.* 1981;46:561-7.
12. Garner L, Kotwal N. Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion. *J Dent Res.* 1973;52:698-702.
13. Rugh J, Solberg W. Electromyographic studies of bruxist behavior before and during treatment. *J Calif Dent Assoc.* 1975;3(9):56-9.
14. Seligman D, Pullinger A, Solberg W. The prevalence of dental atrittion and its association with factors of age, gender, occlusion and TMJ symptomatology. *J Dent Res.* 1988;67(10):1323-33.
15. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: An overview for clinicians. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):476-94.
16. de La Hoz-Aizpurua JL, Díaz-Alonso E, Latouche-Arbizu R, Mesa-Jiménez J. Sleep bruxism. Conceptual review and update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(2).
17. Ilovar S, Zolger D, Castrillon E, Car J, Huckvale K. Biofeedback for treatment of awake and sleep bruxism in adults: Systematic review protocol. *Syst Rev.*

- 2014;3(1):1-9.
18. Shetty S, Pitti V, Babu CLS, Kumar GPS, Deepthi BC. Bruxism: A literature review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010;10(3):141-8.
  19. Manfredini D, Winocur E, Guarda-Nardini L, Paesani D LF. Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain.* 2013;27(2):99-110.
  20. Marthol H, Reich S, Jacke J, Lechner K, Wichmann M, Hilz M. Enhanced sympathetic cardiac modulation in bruxism patients. *Clin Auton Res.* 2006;16(4):276-80.
  21. Maekawa K. Prospects for research and clinical medicine in sleep bruxism. *J Prosthodont Res.* 2013;57(2):67-8.
  22. Svensson P, Jadidi F, Arima T, Baad-Hansen L, Sessle B. Relationships between craniofacial pain and bruxism. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):524-47.
  23. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Assessment of bruxism in the clinic. *J Oral Rehabil.* 2008;35(7):495-508.
  24. Rugh J, Harlan J. Nocturnal bruxism and temporomandibular disorders. *Adv Neurol.* 1988;49:329-41.
  25. Kato T, Thie N, Montplaisir J, Lavigne G. Bruxism and orofacial movements during sleep. *Dent Clin North Am.* 2001;45(4):657-84.
  26. De Laat A, Macaluso G. Sleep bruxism as a motor disorder. *Movements Disord.*

- 2002;17(Suppl 2):S67-9.
27. Greene C, Marbach J. Epidemiologic studies of mandibular dysfunction: a critical review. *J Prosthet Dent.* 1982;48(2):184-90.
  28. Manfredini D, Landi N, Romagnoli M, Bosco M. Psychic and occlusal factors in bruxers. *Aust Dent J.* 2004;49(2):84-9.
  29. Przysłańska A, Jasielska A, Ziarko M, Pobudek-Radzikowska M, Maciejewska-Szaniec Z, Prylińska-Czyżewska A, et al. Psychosocial Predictors of Bruxism. *Biomed Res Int.* 2019;13:15-22.
  30. Abe Y, Suganuma T, Yamamoto G, Gunji T, Clark G, Tachikawa T, et al. Association of genetic, psychological and behavioral factors with sleep bruxism in a Japanese population. *J Sleep Res.* 2012;21(3):289-96.
  31. Hublin C, Kaprio J, Partinen M, Koskenvuo M. Sleep bruxism based on self-report in a nationwide twin cohort. *J Sleep Res.* 1998;7(1):61-7.
  32. Pingitore G, Chrobak V, Petrie J. The social and psychologic factors of bruxism. *J Prosthodont Dent.* 1991;65(3):443-6.
  33. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. *Sleep Med Rev.* 2000;4(1):27-43.
  34. Nakata A, Takahashi M, Ikeda T, Hojou M, Araki S. Perceived psychosocial job stress and sleep bruxism among male and female workers. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2008;36(3):201-9.

35. Ahlberg J, Rantala M, Savolainen A, Suvinen T, Nissinen M, Sarna S, et al. Reported bruxism and stress experience. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2002;30(6):405–8.
36. van Selms M, Lobbezoo F, Wicks D, Hamburger H, Naeije M. Craniomandibular pain, oral parafunctions, and psychological stress in a longitudinal case study. *J Oral Rehabil.* 2004;31(88):738–45.
37. Sutin A, Terracciano A, Ferrucci L, Costa PJ. Teeth Grinding: Is Emotional Stability related to Bruxism? *J Res Pers.* 2010;44(3):402–5.
38. Alicia Ommerborn M, Giraki M, Schneider C, Michael Fuck L, Handschel J, Franz M, et al. Effects of sleep bruxism on functional and occlusal parameters: A prospective controlled investigation. *Int J Oral Sci.* 2012;4(3):141–5.
39. Carlsson G, Magnusson T. *Management of Temporomandibular Disorders in the General Dental Practice.* Chicago: Quintessence, SL; 1999.
40. Klasser GD, Rei N, Lavigne GJ. Sleep bruxism etiology: The evolution of a changing paradigm. *J Can Dent Assoc (Tor).* 2015;81(C).
41. Velly Miguel A, Montplaisir J, Rompre P, Lund J, Lavigne G. Bruxism and other orofacial movements during sleep. *J Craniomandib Disord.* 1992;6:71–81.
42. Reding GR, Zepelin H, Robinson JE ZS. Nocturnal teeth-grinding: all night psychophysiologic studies. *J Dent Res.* 1968;47:786–97.
43. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros A, Kato T, Koyano K, Lavigne G, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J Oral Rehabil.*

- 2013;40(1):2-4.
44. Lavigne G, Kato T, Kolta A, Sessei B. Neurobiological mechanisms involved in sleep bruxism. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14(1):30-46.
  45. Carra M, Huynh N, Lavigne G. Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. *Dent Clin North Am.* 2012;56(2):387-413.
  46. van Selms MK, Visscher CM, Naeije M LF. Bruxism and associated factors among Dutch adolescents. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2013;41(4):353-63.
  47. Aguilera S, Brown L, Perico V. Aesthetic Treatment of Bruxism. *J Clin Aesthet Dermatol.* 2017;10(5):49-55.
  48. Glaros A, Urban D, Locke J. Headache and temporomandibular disorders: evidence for diagnostic and behavioural overlap. *Cephalalgia.* 2007;27(6):542-9.
  49. Ferendiuk E, Zajdel K, Pihut M. Incidence of otolaryngological symptoms in patients with temporomandibular joint dysfunctions. *Biomed Res Int.* 2014;2014(824684).
  50. Lobbezoo F, Aarab G, Ahlers MO, Baad-Hansen L, Bernhardt O, Castrillon EE, et al. Consensus-based clinical guidelines for ambulatory electromyography and contingent electrical stimulation in sleep bruxism. *J Oral Rehabil.* 2020;47(2):164-9.
  51. Manfredini D, Ahlberg J, Castroflorio T, Poggio C, Guarda-Nardini L, Lobbezoo F.

- Diagnostic accuracy of portable instrumental devices to measure sleep bruxism: a systematic literature review of polysomnographic studies. *J Oral Rehabil.* 2014;41(11):846-42.
52. Yachida W, Castrillon EE, Baad-Hansen L, Jensen R, Arima T, Tomonaga A, Ohata N SP. Craniofacial pain and jaw-muscle activity during sleep. *J Dent Res.* 2012;91(6):562-7.
53. Yachida W, Arima T, Castrillon E, Baad-Hansen L, Ohata N, Svensson P. Diagnostic validity of self-reported measures of sleep bruxism using an ambulatory single-channel EMG device. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):250-7.
54. Jongsar C, Hordvik P, Berge M, Johansson A, Svensson P, Johansson A. Sleep bruxism in individuals with and without attrition-type tooth wear: An exploratory matched case-control electromyographic study. *J Dent.* 2015;43(12):1504-10.
55. Stuginski-Barbosa J, Porporatti A, Costa Y, Svensson P, Conti P. Agreement of the International Classification of Sleep Disorders Criteria with polysomnography for sleep bruxism diagnosis: A preliminary study. *J Prosthodont Dent.* 2017;117(1):61-6.
56. Kothari M, Madsen V, Castrillon E, Nielsen J, Svensson P. Spontaneous jaw muscle activity in patients with acquired brain injuries-Preliminary findings. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):268-72.
57. Warreth A, Abuhijleh E, Almaghribi MA, Mahwal G, Ashawish A. Tooth surface



- loss: A review of literature. *Saudi Dent J* [Internet]. 2020;32(2):53–60. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.09.004>
58. Grippo J. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*. 1991;3(1):14–9.
59. Lee H, Lin C, Wang C, Cheng C, Chang C. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *J Dent*. 2002;30((7-8)):283–90.
60. Rees J. The biomechanics of abfraction. *Proc Inst Mech Eng Part H, J Eng Med*. 2006;220(1):69–80.
61. Michael J, Townsend G, Greenwood L, Kaidonis J. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*. 2009;54(1):2–8.
62. Nascimento M, Dilbone D, Pereira P, Duarte W, Geraldeli S, Delgado A. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2016;3(8):79–87.
63. Davies S, Gray R, Qualtrough A. Management of tooth surface loss. *Br Dent J*. 2002;192(1):11–6.
64. Addy M, Shellis R. Interaction between attrition,abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci*. 2006;20:17–31.
65. Kaidonis J. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin Oral Investig*. 2008;12(Suppl 1):S21-6.

66. Sánchez-Acedo C, Gías-Naval L, Parra-Naval B, Moreno-Capote A. Riesgo de fractura implantaria en relación con el diámetro y la plataforma del implante: estudio clínico y analítico de una serie de 33 casos. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac.* 2013;35(1):11-7.
67. Okeson J. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(6):788-91.
68. Singh B, Berry D. Occlusal changes following use of soft occlusal splints. *J Prosthodont Dent.* 1985;54(5):711-5.
69. Lobbezoo F NM. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *J Oral Rehabil.* 2001;28(12):1085-91.
70. Solberg W, Clark G, Rugh J. Nocturnal electromyographic evaluation of bruxism patients undergoing short term splint therapy. *J Oral Rehabil.* 1975;2(3):215-23.
71. Clark G, Beemsterboer P, Solberg W. Nocturnal electromyographic evaluation of myofascial pain dysfunction in patients undergoing occlusal splint therapy. *J Am Dent Assoc.* 1979;99(4):607-11.
72. Ekberg E, Nilner M. A 6- and 12-month follow-up of appliance therapy in TMD patients: a follow-up of a controlled trial. *Int J Prosthodont.* 2002;15(6):564-70.
73. Carraro J, Caffesse R. Effect of occlusal splints on TMJ symptomatology. *J Prosthet Dent.* 1978;40(5):563-6.
74. Okeson J, Kemper J, Moody P. A study of the use of occlusion splints in the

- treatment of acute and chronic patients with craniomandibular disorders. *J Prosthet Dent.* 1982;48(6):708–12.
75. Askinas S. Fabrication of an occlusal splint. *J Prosthet Dent.* 1972;28:549–51.
76. Shulman J. Bite modification appliances-planes, plates and pivots. *Dent J.* 1972;49(6):27–30.
77. Becker C, Kaiser D, Lemm R. A simplified technique for fabrication of night guards. *J Prosthet Dent.* 1974;32(5):582–9.
78. Laskin D, Greene C, Hylander W. *Temporomandibular Disorders: an evidence-based approach to diagnosis and treatment.* First Edit. Chicago (IL): Quintessence Publishing Co, Inc; 2006.
79. Aneiros-López F, Ardizzone I, Sánchez T, Moreno-Hay I, Moreno C, Montoya P. Cambios clínicos y electromiográficos en una paciente con síndrome de disfunción cráneomandibular tratada con una férula Brux-Fit. *Rev Int Prótesis Estomatológica.* 2007;9(2):137–42.
80. Wang L, Long H, Deng M, Xu H, Fang J, Fan Y, et al. Biofeedback treatment for sleep bruxism: a systematic review. *Sleep Breath.* 2014;18(2):235–42.
81. Pogrel M, Kahnberg K, Andersson L. *Essentials of Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet]. First edit. Wiley Blackwell, editor. Chichester, West Sussex: John Wiley & Sons, Ltd; 2014. Available from: [www.wiley.com/wiley-blackwell](http://www.wiley.com/wiley-blackwell)
82. Serrera-Figallo MA, Ruiz-De-León-Hernández G, Torres-Lagares D, Castro-Araya A, Torres-Ferreros O, Hernández-Pacheco E, et al. Use of botulinum toxin in

- orofacial clinical practice. *Toxins (Basel)*. 2020;12(2):1–16.
83. Fernández-Núñez T, Amghar-Maach S, Gay-Escoda C. Efficacy of botulinum toxin in the treatment of bruxism: Systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019;24(4):e416–24.
  84. Al Ramzi A, Kassim M, George J, Amin A. Dental procedures: is it a risk factor for injectable dermal fillers? *J Maxillofac Oral Surg*. 2015;14(Suppl 1):158–60.
  85. Yiannakopoulou E. Serious and Long-Term Adverse Events Associated with the Therapeutic and Cosmetic Use of Botulinum Toxin. *Pharmacology*. 2015;95(1–2):65–9.
  86. Hernández-Pacheco E. Ácido hialurónico. Manual de rellenos estéticos. Tercio facial inferior. 1st ed. Madrid: Ergon; 2016.
  87. Cavallo P, Carpinelli L, Savarese G. Perceived stress and bruxism in university students. *BMC Res Notes*. 2016;9(1):1–6.
  88. Wieckiewicz M, Paradowska-Stolarz A, Wieckiewicz W. Psychosocial aspects of bruxism: The most paramount factor influencing teeth grinding. *Biomed Res Int*. 2014;2014.
  89. Selye H. Stress and disease. *Science (80- )*. 1955;122(3171):625–31.
  90. Granit R. “The gamma y loop in the mediation of muscle tone.” In: *Clinical Pharmacology and Therapeutics*, vol 5, no 2. 1964. p. 837–47.
  91. Abekura H, Tsuboi M, Okura T, Kagawa K, Sadamori S, Akagawa Y. Association

- between sleep bruxism and stress sensitivity in an experimental psychological stress task. *Biomed Res.* 2011;32(6):395–9.
92. Alterman A, Cacciola J, Ivey M, Coviello D, Lynch K, Dugosh K, et al. Relationship of Mental Health and Illness in Substance Abuse Patients. *Pers Individ Dif.* 2010;49(8):880–4.
  93. Lv X, Han D, Xi L, Zhang L. Psychological aspects of female patients with moderate-to-severe persistent allergic rhinitis. *ORL.* 2010;72(5):235–41.
  94. Van Houdenhove B, Kempke S, Luyten P. Psychiatric aspects of chronic fatigue syndrome and fibromyalgia. *Curr Psychiatry Reports.* 2010;12(3):208–14.
  95. Karakoulaki S, Tortopidis D, Andreadis D, Koidis P. Relationship Between Sleep Bruxism and Stress Determined by Saliva Biomarkers. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):467–74.
  96. Roberts C, Tallents R, Katzberg R, Sanchez-Woodworth R, Espeland M, Handelman S. Comparison of internal derangements of the TMJ with occlusal findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987;63(6):645–50.
  97. Ohlmann B, Waldecker M, Leckel M, Bömicke W, Behnisch R, Rammelsberg P, et al. Correlations between Sleep Bruxism and Temporomandibular Disorders. *J Clin Med.* 2020;9(2):611.
  98. Brånemark P, Adell R, Breine U, Hansson B, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.

99. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. Oral Implantology: Basics - ITI Hollow Cylinder. New York: Thieme Medical Pub; 1991.
100. Brånemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:1-132.
101. Albrektsson T, Brånemark P, Hansson H, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
102. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. Oral Implantology: Basics-ITI Hollow Cylinder. New York: Thieme Medical Pub; 1996.
103. Byrne G. Fundamentals of Implant Dentistry. First edit. Oxford, UK: John Wiley & Sons, Inc.; 2014.
104. Resnik R. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th ed. Barcelona: Elsevier; 2021.
105. Açil Y, Sievers J, Gülses A, Ayna M, Wiltfang J, Terheyden H. Correlation between resonance frequency, insertion torque and bone-implant contact in self-cutting threaded implants. *Odontology.* 2017;105(3):347-53.
106. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam F, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implant Res.* 2003;14(5):601-9.
107. Azcárate-Velázquez F. Influencia de la calidad ósea en la interacción mecánica

- entre implante y hueso alveolar: Análisis de elementos finitos (Tesis Doctoral).  
Universidad de Sevilla; 2020.
108. Misch C. *Implantología Contemporánea*. 2da ed. St Louis: Mosby; 2009.
  109. Misch C. *Prótesis dental sobre implantes*. 2da Ed. St Louis: Mosby; 2015.
  110. Santiago J, Verri F, Almeida D, De Souza Batista V, Lemos C, Pellizzer E. Finite element analysis on influence of implant surface. *Mater Sci Eng C*. 2016;63:292–300.
  111. Reis J, Reis L, Deus A, Bicudo P, Vaz M. Mechanical behavior of dental implants. *Procedia Struct Integr*. 2016;1:26–33.
  112. Macedo J, Pereira J, Faria J, Pereira C, Alves J, Henriques B. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;71:441–7.
  113. Hermann J, Schoolfield J, Nummikoski P, Buser D, Schenk R, Cochran D. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2001;16(4):475–85.
  114. Kong L, Liu B-L, Hu K-J, Li D-H, Song Y-L, Ma P. Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2006;24(6):509-12,515.
  115. Falisi G, Severino M, Rastelli C, Bernardi S, Caruso S, Galli M. The effects of surgical preparation techniques and implant macro-geometry on primary

- stability: An in vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2017;22(2):201–6.
116. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*. 2003;36(9):1247–58.
117. Bumgardner J, Boring J, Cooper R, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert J. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent*. 2000;9(3):252–60.
118. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1997;12(2):215–23.
119. Marković A, Calvo-Guirado J, Lazić Z, Gómez-Moreno G, Calasan D, Guardia J. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):341–9.
120. Toyoshima T, Wagner W, Klein M, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(1):71–8.
121. Kim Y, Lim Y. Primary stability and self-tapping blades: Biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone. *Clin Oral Implant Res*. 2011;22(10):1179–84.



122. Fermergård R, Åstrand P. Osteotome Sinus Floor Elevation without Bone Grafts - A 3-Year Retrospective Study with Astra Tech Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(2):198–205.
123. Annibali S, Bignozzi I, Cristalli M, Graziani F, La Monaca G, Polimeni A. Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform-switching versus conventionally restored implants. *J Clin Periodontol.* 2012;39(11):1097–113.
124. Froum S. *Dental Implant Complications: Etiology, Prevention and treatment.* 2nd ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2016.
125. Becktor J, Isaksson S, Sennerby L. Survival analysis of endosseous implants in grafted and nongrafted edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2004;19(1):107–15.
126. Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen J, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO<sub>2</sub>-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. *Clin Oral Implant Res.* 1992;3(2):77–84.
127. Bornstein M, Schmid B, Belser U, Lussi A, Buser D. Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. 5-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clin Oral Implant Res.* 2005;16(6):631–8.
128. Cochran D. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.*

- 1999;70(12):1523–39.
129. Cochran D. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res.* 11 Suppl 1:33–58. *Clin Oral Implant Res.* 2000;11 Suppl(1):33–58.
130. Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, Vincenzi G, Sullivan D, Rossi RJ, et al. A multicenter prospective evaluation of 2-months loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. *Clin Oral Implant Res.* 2002;16(6):631–8.
131. Davies J. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003;67(8):932–49.
132. Cochran D, Oates T, Morton D, Jones A, Buser D, Peters F. Clinical field trial examining an implant with a sand-blasted, acid-etched surface. *J Periodontol.* 2007;78(6):974–82.
133. Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk R, Denzer A, Cochran D, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529–33.
134. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36–42.
135. Al-Nawas B, Kämmerer P, Morbach T, Ladwein C, Wegener J, Wagner W. Ten-year retrospective follow-up study of the TiOblast dental implant. *Clin Implant*

- Dent Relat Res. 2012;14(1):127–34.
136. Lazzara R, Testori T, Trisi P, Porter S, Weinstein R. A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1999;19(2):117–29.
137. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran D. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005;74(1):49–58.
138. Budynas R, Nisbett J. *Shigley's Mechanical Engineering Design*. 11th ed. New York, NY: McGraw Hill; 2019.
139. Kirsch A. Plasma-sprayed titanium-I.M.Z. implant. *J Oral Implantol*. 1986;12(3):494–7.
140. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P, Lindhe J, Eriksson B, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986;15(1):39–52.
141. Soto-Peñaloza D, Zaragozí-Alonso R, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(3):e474–88.
142. Pigozzo M, Rebelo da Costa T, Sesma N, Laganá D. Immediate versus early loading of single dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2018;120(1):25–34.
143. Gallucci G, Hamilton A, Zhou W, Buser D, Chen S. Implant placement and loading

- protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clin Oral Implant Res.* 2018;29 Suppl(16):106–34.
144. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1986;1(1):11–25.
145. Tallgren A, Lang B, Walker G, Ash MJ. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. *J Oral Rehabil.* 1980;7(1):77–94.
146. Tan W, Wong T, Wong M, Lang N. A systematic review of post-extractional alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Supply 5):1–21.
147. Li J, Yin X, Huang L, Mouraret S, Brunski J, Cordova L, et al. Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling. *J Dent Res.* 2017;96(7):822–31.
148. Hutton J, Heath M, Chai J, Harnett J, Jemt T, Johns R, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1995;10(1):33–42.
149. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(3):721–64.

150. Morris H, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):125-33.
151. Minsk L, Polson A, Weisgold A, Rose L, Sanavi F, Baumgarten H, et al. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17(9):848-50.
152. Fugazzotto P, Wheeler S, Lindsay J. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *J Periodontol.* 1993;64(11):1085-7.
153. Linkow L, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology. Vol 1. St Louis: Mosby; 1970.
154. Brånemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. Chicago (IL): Quintessence Publishing Co, Inc; 1985.
155. Tokmakidis K, Wessing B, Papoulia K, Spiekermann H. Load distribution and loading concepts on teeth and implants. *J Dent Implantol.* 2009;25(1):44-52.
156. Lundqvist S, Haraldson T. Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res.* 1984;92(1):88-92.
157. Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1987;58(2):197-203.
158. Carlsson G. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant

- prosthodontics. *Odontology*. 2009;97(1):8–17.
159. Giargia M, Lindhe J. Tooth mobility and periodontal disease. *J Clin Periodontol*. 1997;24(11):785–95.
160. Parfitt G. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res*. 1960;39:608–18.
161. Mühlemann H. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol*. 1967;38(6 Suppl):686–713.
162. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*. 2014;41(6):443–76.
163. Chitumalla R, KV Halini K, Abhilash M, Anuj Singh P, KS A, Padmavathi K. Assessment of survival rate of dental implants in patients with bruxism: A 5-year retrospective study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(6):S278–82.
164. Paesani D, Lobbezoo F, Gelos C, Guarda-Nardini L, Ahlberg J, Manfredini D. Correlation Between Self-Reported and Clinically Based Diagnoses of Bruxism in Temporomandibular Disorders Patients. *J Oral Rehabil*. 2013;40(11):803–9.
165. Misch C, Bidez M. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994;15(11):1330–4.
166. Zarb G, Albrektsson T, Baker G, Eckert S, Stanford C, Tarnow D, et al. *Osseointegration: On Continuing Synergies in Surgery, Prosthodontics, Biomaterials*. Chicago (IL): Quintessence, SL; 2008.

167. Manfredini D, Poggio C, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(3):460–9.
168. Suneel V, Kotian S, Jujare R, Shetty A, Nidhi S, Grover S. Incidence of prosthetic complications associated with implant-borne prosthesis in a sleep disorder center. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(9):821–5.
169. Glauser R, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle C, Schärer P. Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: A prospective, 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(4):204–13.
170. Misch C. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today.* 2002;21(9):76–81.
171. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Berlin: Springer; 2008.
172. Murillo-Martínez F. Análisis mediante elementos finitos del comportamiento de perfiles combinados de estructuras de autobuses. Universidad Politécnica de Madrid; 2018.
173. Hrennikoff A. Solution of Problems in Elasticity by the Frame Work Method. *J Appl Mech.* 1941;8(4):169–75.
174. McHenry D. A Lattice Analogy for the Solution of Plane Stress Problems. *J Inst Civ Eng.* 1943;21:59–82.

175. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021;S0022-3913(20):30655-7.
176. Bueno-Torcató L, Piza-Pellizzer E, Ramos-Verri F, Falcón-Antenucci R, Santiago-Júnior J, de Faria-Almeida D. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):644-51.
177. Zienkiewicz O, Taylor R, Zhu J. *The Finite Element Method: It's basis and fundamentals.* 7th ed. Oxford, UK: Elsevier; 2013.
178. Araki H, Nkano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1):5.
179. Azcarate Velázquez F, Castillo Oyagüe R, Oliveros López L, Torres Lagares D, Martínez González A, Pérez Velasco A, et al. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *J Dent [Internet].* 2019;88(Sep):103161. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.06.008>
180. Knoell A. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomech.* 1977;10(3):159-66.
181. Cook S, Klawitter J, Weinstein A. A model for the implant-bone interface



- characteristics of porous dental implants. *J Dent Res.* 1982;61(8):1006–9.
182. Cowin S. *Bone mechanics.* 1st ed. California: CRC-Press; 1989.
183. Choi K, Park S, Lee J, Jeon Y, Yun M, Jeong C. Stress distribution on scalloped implants with different microthread and connection configurations using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(3):e29-38.
184. Ohyama T, Yasuda H, Shibuya N, Tadokoro S, Nakabayashi S, Namaki S. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. *J Oral Sci.* 2017;29(2):273–8.
185. Bahadirli G, Yilmaz S, Jones T, Sen D. Influences of Implant and Framework Materials on Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2018;33(5):e117-26.
186. Hannigan A, Lynch C. Statistical methodology in oral and dental research: pitfalls and recommendations. *J Dent.* 2013;41(5):385–92.
187. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):485–91.
188. Hassler C, Rybicki E, Cummings K, Clark L. Quantification of bone stresses during remodeling. *J Biomech.* 1980;13(2):185–90.
189. Beaupré G, Orr T, Carter D. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling –theoretical development. *J Orthop Res.* 1990;8(5):651–61.

190. Manfredini D, Lobbezoo F. Relationship Between Bruxism and Temporomandibular Disorders: A Systematic Review of Literature From 1998 to 2008. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(6):e26-50.
191. Lobbezoo F, Brouwers J, Cune M, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):152-9.
192. Chrcanovic B, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):e1-9.
193. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implants: A meta-analysis. *Implant Dent.* 2015;24(5):505-16.
194. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T WA. Bruxism and dental implant failures: a multilevel mixed effects parametric survival analysis approach. *J Oral Rehabil.* 2016;43(11):813-23.
195. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T WA. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(1):58-67.
196. Manfredini D, Bucci M, Sabattini V, Lobbezoo F. Bruxism: overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. *Cranio.* 2011;29(4):304-12.
197. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.*

- 1981;10(6):387–416.
198. Cruz M, Lourenço A, Toledo E, Barra L, Lemonge A, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Heal Care*. 2006;14(4–5):421–38.
  199. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Al. E. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implant Res*. 2001;12(5):423–32.
  200. Rasouli-Ghahroudi A, Geramy A, Yaghobee S, Khorsand A, Yousefifakhr H, Rokn A. Evaluation of Platform Switching on Crestal Bone Stress in Tapered and Cylindrical Implants: A Finite Element Analysis. *J Int Acad Periodontol*. 2015;17(1):2–13.
  201. Huang H, Chang C, Hsu J, Fallgatter A, Ko C. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2007;22(4):551–62.
  202. Hudieb M, Wakabayashi N, Kasugai S. Magnitude and direction of mechanical stress at the osseointegrated interface of the microthread implant. *J Periodontol*. 2011;82(7):1061–70.
  203. Khurana P, Sharma A, Sodhi K. Influence of fine threads and platform- switching on crestal bone stress around implant-a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Implant*. 2013;39(6):697–703.
  204. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*.

- 1983;62(2):155-9.
205. Farah J, Craig R, Meroueh K. Finite element analysis of three- and four- unit bridges. *J Oral Rehabil.* 1989;16(6):603-11.
206. Oliva-Quecedo J. Modelos de cálculo para sollicitaciones estáticas y dinámicas en huesos. Aplicación a la simulación mediante elementos finitos de impactos en el fémur humano. [Tesis doctoral]. Universidad Politécnica de Madrid; 2007.
207. Chou H, Jagodnik J, Müftü S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomech.* 2008;41(6):1365-73.
208. Clark G, Carter M. Electromyographic study of human jaw-closing muscle endurance, fatigue and recovery at various isometric force levels. *Arch Oral Biol.* 1985;30(7):563-9.
209. Curiqueo A, Salamanca C, Borie E, Navarro P, Fuentes R. Evaluación de la Fuerza Masticatoria Máxima Funcional en Adultos Jóvenes Chilenos. *Int J Odontostomatol.* 2015;9(3):443-7.
210. Wazeh A, El-Anwar M, Atia R, Mahjari R, Linga S, Al-Pakistani L. 3D FEA study on implant threading role on selection of implant and crown materials. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6(9):1702-6.
211. Balshi T. An Analysis and Management of Fractured Implants: A Clinical Report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1996;11(5):660-6.
212. Las Casas E, Ferreira P, Cimini CJ, Toledo E, Barra L, Cruz M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant

design. Int J Oral Maxillofac Implant. 2008;23(2):215-25.

## 11. ANEXOS

### ANEXO 1: Artículo publicado sobre la Tesis Doctoral.

Base de indexación: Science Citation Index. J.C.R.: Metallurgy & Metallurgical Engineering, 2020. Índice de impacto: 2,351. Posición de la revista: Q2: Metallurgy & Metallurgical Engineering; Q3: Materials Science, Multidisciplinary. Nº citas J.C.R. (Web of Science): 1. Nº citas totales (Google Académico): 1.



Article

### Bone Loss in Bruxist Patients Wearing Dental Implant Prostheses: A Finite Element Analysis

Luis-Guillermo Oliveros-López <sup>1</sup>, Raquel Castillo-de-Oyagüe <sup>2</sup>, María-Ángeles Serrera-Figallo <sup>1,\*</sup>, Álvaro-José Martínez-González <sup>3</sup>, Andrea Pérez-Velasco <sup>3</sup>, Daniel Torres-Lagares <sup>1</sup> and José-Luis Gutiérrez-Pérez <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, University of Seville, U.S., Calle Avicena s/n, 41009 Seville, Spain; lgoliveros7@gmail.com (L.-G.O.-L.); maserrera@us.es (M.-Á.S.-F.); daniel@us.es (D.T.-L.); jlgp@us.es (J.-L.G.-P.)

<sup>2</sup> Faculty of Dentistry, Complutense University of Madrid, U.C.M., Plaza Ramón y Cajal s/n 28040 Alcorcón, 28923 Madrid, Spain; raquel.castillo@odon.ucm.es

<sup>3</sup> ICEMM S.L.U., Oficina 0-8, Edificio Antares, Calle de las Fábricas, Alcorcón, 28923 Madrid, Spain; alvaro.martinez@icemm.es (Á.-J.M.-G.); andrea.perez@icemm.es (A.P.-V.)

\* Correspondence: maserrera@us.es; Tel.: +34-954-48-11-28

Received: 12 June 2020; Accepted: 20 August 2020; Published: 22 August 2020

**Abstract:** Bruxism is an unconscious, involuntary and sustained motor activity that results in excessive teeth grinding or jaw clenching that could affect patients' implants and rehabilitations. The aetiology for bruxism remains unknown, but it is known to involve multiple factors. The literature lacks studies on the possible effect of implant morphology on the resistance of the bone-implant osseointegrated interface when bruxism is present. Our objective is to assess the mechanical response of the bone-implant interface in bruxist patients whose implant prostheses are subjected to parafunctional cyclic loading over a simulated period of 10 years. A comparison was carried out between two implant types (M-12 and Astra Tech), and a pattern of bone loss was established considering both the stress state and the cortical bone surface loss as the evaluation criteria. Numerical simulation techniques based on the finite element analysis method were applied in a dynamic analysis of the received forces, together with a constitutive model of bone remodelling that alters the physical properties of the bone. The simulated cortical bone surface loss at the implant neck area was 8.6% greater in the Astra implant than in the M-12 implant. Compared to the M-12 implant, the higher sustained stress observed over time in the Astra implant, together with the greater cortical bone surface loss that occurred at its neck area, may be related to the major probability of failure of the prostheses placed over Astra implants in bruxist patients.

**Keywords:** dental implants; bruxism; grinding forces; bone remodelling; finite element analysis

#### 1. Introduction

Bruxism is a persistent mandibular parafunction whose aetiology remains unknown, but it is known that multiple factors are involved [1–5]. Although the influences of stress, depression and anxiety appear to stand out over other factors [6], some authors classify etiologically bruxism into psycho-dependent or occlusion-dependent categories, or a mix of both depending on the occlusion and the psychological pattern [7].

Bruxism may cause various levels of damage to stomatognathic structures, because it is essentially based on nonfunctional forces that can be maintained for several hours with a considerably greater intensity than that of physiological masticatory loads [8–11]. Bruxism has been categorised as centric, lateral eccentric, anterior eccentric, mixed eccentric and extra eccentric mandibular movement [7]. Deemed the most common oral parafunctional habit, bruxism can affect

the teeth, muscles, temporomandibular joints, bone, implants, restorative materials or other prosthetic components [12–16].

Bruxism may be classified into primary or secondary conditions. Whereas primary bruxism is considered idiopathic, secondary bruxism is frequently observed as a side effect of the use of drugs or neurological and developmental disorders [17–19]. Primary bruxism may be nocturnal or diurnal [7,17–21]. Nocturnal or sleep bruxism (eccentric), characterised by parafunctional grinding forces, affects 10% of the population (normally called ‘bruxist patients’) and seems to diminish with age [7,17,18,21]. Diurnal or wakeful bruxism (centric), which manifests as with parafunctional clenching forces between antagonist occlusal surfaces without movement, is more prevalent in women (usually called ‘clencher patients’).

In relation to fatigue fractures, an increase in the duration of occlusal forces constitutes a remarkable problem in patients with bruxism because that the masticatory muscles become strengthened and the number of force cycles on prosthetic components increases [8–11,16].

In 1996, an analytical study of 4045 functional implants placed over a 5-years period, in which 6 of the 8 fractured implants supported prostheses in posterior areas, concluded that the fractures had occurred in patients with parafunctional habits [22]. Other authors suggest that bruxism may increase the rate of mechanical complications in implant restorations, including the higher prevalence of implant fractures registered in bruxist patients [23].

Even though bruxism does not represent a definite contraindication for implants [8–11,16], the presence of parafunctions is one of the most important factors to consider in treatment planning. Sleep bruxism is riskier for implant restorations compared with wakeful bruxism, because the horizontal and oblique forces exerted during the grinding of teeth are far more prone to cause the failure of osseointegration compared with the compressive axial loads related to clenching teeth [24]. The main difference in the diagnoses of grinding and clenching habits is the presence of wear on the occlusal surfaces of natural teeth, which may be seen in bruxist patients [9,10].

Common signs and symptoms of bruxism are headaches, repeated losses of cementation of restorations, jawbone discomfort on waking and muscular sensitivity. Clinical signs of bruxism are an increase in the size of temporal and masseter muscles, sensitivity to muscles palpation, mandibular deviation on opening the mouth, limited occlusal opening, dental mobility, abfraction of cervical surface of the teeth and fracture of teeth or restorations [1–5].

Several investigations have focussed on the ideal prosthesis design and restorative materials for bruxist patients [11,23,25]. However, the literature lacks studies on the possible effect of the implant morphology on the resistance of the bone-implant osseointegrated interface when sleep bruxism is present. Implant macrodesign plays a key role in force distribution along the implant and surrounding bone regardless of bone type [26–28]. Azcárate et al. conducted a finite element analysis (FEA) of bone quality relative to mechanical interaction between implant and bone. They used the same two dental implants as in our study, but few publications have analysed the parafunctional forces over implants [29]. They focus on abutment material or occlusal splint devices [30,31]. Studies that assess the mechanical response of the bone-implant interface in bruxist patients are needed.

The meshing of the two materials was done using C3D4 elements, first-order tetrahedra, with an average mesh size of 0.05 mm. In turn, embedment boundary conditions have been imposed on the base and Y-movement in the lateral tooth cuts has been restricted. The preparation of the finite element models for the implants was as follows: ASTRA; nodes: 432276; elements (4-node linear tetrahedron): 2567561. M12; nodes: 330492; elements (4-node linear tetrahedron): 1973646. Our mesh was very dense, and the stress discontinuity was very low, corresponding to a very precise model.

The aim of this study is to use numerical simulation techniques based on the FEA method to evaluate the stress state and peri-implant bone loss around two types of implants under simulated sleep bruxism (grinding forces) for 10 years.

We hypothesised that the implants’ morphology as measured in terms of peri-implant bone loss would not affect the distribution of forces under sustained bruxist grinding loads for a simulated period of 10 years.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Dental Implants and Bone Type

Two dental implants with 4 mm diameters and 13 mm lengths, and with evident morphological differences from each other, were selected for the study. Their characteristics have previously been described in detail as follows [29]:

- M-12 (Oxtein, Madrid, Spain) is a tapered implant of grade IV titanium with double internal hexagons and an argon-treated surface. It has coronal microthreads, double U-spins in the middle third, and microthreads in the valleys, which increases the contact surface with the bone. This implant has a neck length of 3 mm and includes 6 coarse microthreads with a pitch of 0.3 mm and a depth of 0.15 mm (Figure 1A).
- Astra (Astra Tech, Dentsply Sirona, New York, NY, USA) is a straight implant of grade IV titanium with double internal hexagons and a surface blasted with titanium dioxide and modified with fluorine. This implant has a neck length of 3.7 mm and fine microthreads along the entire neck, which have a pitch of 0.2 mm and a depth of 0.1 mm (Figure 1B).

The primary reason to study these implants was to compare the influence of macrodesign on force distribution on cortical and trabecular zones on tapered and parallel implants with the same platform design (double internal hexagons), length and diameter. This eligibility criterion has also been applied in other studies [29].

In addition, four bone types (D1, D2, D3 and D4) have been described in the maxillae from higher (D1) to lower density (D4) of the cortical bone (Table 1) [24]. For the comparative study of the implants, the same bone matter was assumed (i.e., the D3 bone type, with a cortical thickness of 1.5 mm) [9,10]. D3 bone is representative of susceptibility to bone loss and is quite commonly found in the mandibular region. The basic bone geometry was taken from a real cone beam computerised tomography of the posterior mandibular area; the dimensions of the bone to be modelled were defined from it. As in a related FEA study on the influence of the mechanical interaction between implant and bone [29], the depth was set at 10 mm, and the upper area was cut to leave a free space of 6.5 mm with the aim of housing the implant properly. Each element of the FEA is given a different value for Young's modulus (GPa), Poisson's coefficient and density ( $\text{g/cm}^3$ ) according to its nature (Table 2).

**Table 1.** Misch's bone density classification [7].

Bone Density	Description	Anatomical Location
D1	Dense corticae	Mandibular anterior area Mandibular anterior area
D2	Porous corticae and thick trabecular	Mandibular posterior area Maxilla anterior area Maxilla anterior area
Mandibular posterior area Maxilla anterior area	Porous (thin) corticae and thin trabecular	Maxilla posterior area Mandibular posterior area
Maxilla anterior area	Thin trabecular	Maxilla posterior

**Table 2.** Initial data employed in the numerical models for the M-12 and Astra implants considering bone type (III). The structure and arrangement of the different tissues can be seen in Figure 1.

Data employed in the Numerical Models	Young Module (GPa)	Poisson Coefficient	Density ( $\text{g/cm}^3$ )
Implants	110	0.3	-
Trabecular bone	1.6	0.3	0.91
Cortical bone	13.7	0.3	1.89

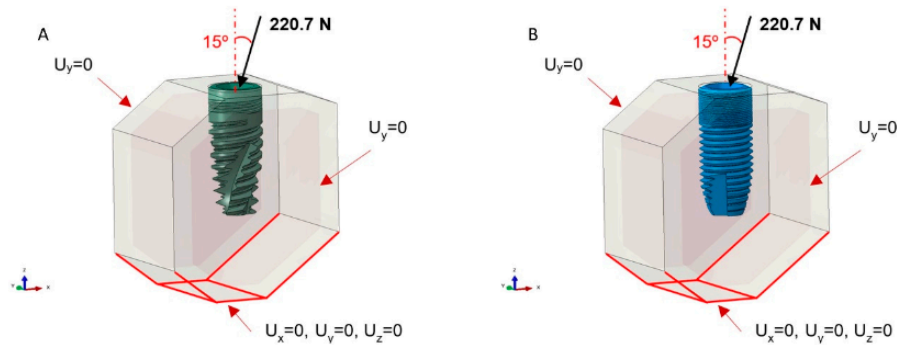


## 2.2. Loading Spectrum

In reference to the usual loading spectrum for assessing the temporal progress of bone loss under bruxism-induced cyclic loading, the protocol described by Nishigawa et al. [32] was used as reference, wherein the data from ten patients were collected over a period of 137 h. This protocol includes the following principles: total loading = 220.7 N; loading angle = 15°; number of daily episodes = 72; duration of each episode = 7.1 s; study period = 10 years. UNI EN ISO 14801 was the test standard applied [33].

## 2.3. FEA Model

The FEA method was applied using the Abaqus Standard 6.14.2 software package (Abaqus, Johnston, IW, USA). The characteristics of the materials are specified in point 2.3 (Constitutive model). The mesh of the two materials was done with C3D4 elements, which are first-order tetrahedrals with a mean mesh size of 0.05 mm. In turn, embedding boundary conditions were imposed on the base, whereas displacement along Y-direction was restricted at the lateral sections (Figure 1a,b) [29].

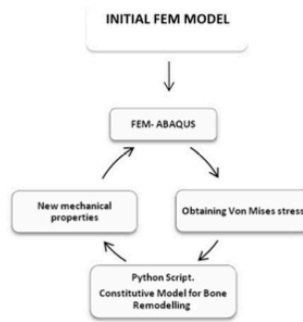


**Figure 1.** Boundary conditions and loading state for the M-12 implant model (A). Boundary conditions and loading state for the Astra implant model (B). The point of application of the load is 5 mm above the implant, affecting the prosthetic abutment, although the implant platform appears directly in the diagram.

One-hundred-percent implant–bone interface was simulated [34,35]. At the start of the study, bone loss was zero in the simulation of both implants. The application point of the loading was placed 5 mm from the upper surface of the cortical bone and was distributed by employing a rigid interpolation element to impose restrictions between the degrees of freedom of one set of nodes and the movement of a rigid body, defined by a reference node [29].

## 2.4. Constitutive Model

The implants, cortical bone and trabecular bone were rendered as linearly elastic, homogeneous and isotropic [36]. The model establishes a bone remodelling theory based on Stanford's isotropic model [36], after being adapted to the spatial–temporal needs required for both the requests indicated and the time stipulated [29]. In such a modification, a certain threshold was set from which the bone loss occurred when the loading state described above was reached. When this value was surpassed (at each finite element model point of the implant), the bone was removed, thus relieving the connection between the bone and the implant at the level of the affected finite element model point of the implant (Figure 2).



**Figure 2.** Flow diagram with information of the finite element analysis (FEA) model and the bone reconstitution model for each year of the study period considered (10 years).

It is deemed that the bone tissue needs a certain intensity of mechanical stimulus to maintain its characteristics [37]. Bone's inherent self-regulation capacity allows it to maintain its level. In other words, the bone modifies its density when it is subjected to higher than usual stress states. As mentioned elsewhere, the stress threshold for bone destruction was set at 2.75 N/mm<sup>2</sup> [38].

The daily stress stimulus at the tissue level is defined by:

$$\psi_t = n_c^{\frac{1}{m}} \left( \frac{\rho_c}{\rho} \right)^2 \bar{\sigma} \quad (1)$$

where:

- $\psi_t$  is the daily stress at the tissue level.
- $n_c$  is the number of loading cycles.
- $m$  is the constant that quantifies the importance of the stress state and the number of daily cycles. Based on previous research, it may adopt values between 3 and 8 [39]. The calibration value of our model was 3.
- $\rho_c$  is the maximum bone density.
- $\rho$  is the apparent density.
- $\sigma$  is the effective stress at the tissue level.

Bearing in mind the duration of each episode, and making an extrapolation on an annual time scale, which is equivalent to 2 days per year of biting at the abovementioned study loading (no recovery nor unloading time was considered), the law of apparent density progression was determined by the following formula:

$$\begin{aligned} \dot{\rho} &= \dot{r} S_u \rho_t \\ \rho(t + \Delta t) &= \rho(t) + \dot{\rho} \Delta t \end{aligned} \quad (2)$$

where:

- $\dot{\rho}$  is the derivative of density depending on time. An explicit Euler integration algorithm was used to obtain the state variable associated with it.
- $\dot{r}$  is the speed of bone remodelling that quantifies the amount of bone formed on the available surface of the bone matrix per unit of time. This variable was not nil when the established threshold was surpassed.
- $S_u$  is the specific surface.
- $\rho_t$  is the tissue density.

Once the law of density progression for each element of the model was known, the value of the apparent mechanical properties was determined based on it. Given that the bone is considered an isotropic material, only Young's modulus and the Poisson coefficient were considered [39].

$$E \text{ (MPa)} = \begin{cases} 2014 \rho^{2.50}, & \rho < 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1763 \rho^{3.23}, & \rho \geq 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

$$\nu = \begin{cases} 0.20, & \rho < 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32, & \rho \geq 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (3)$$

These new parameters obtained for each element of the numeric model were updated in the FEA model to obtain a new stress state after the bone-remodelling process. The block diagram outlined in Figure 2 determined the information flow embodied in the constitutive model.

As a reference for the usual loading spectrum for assessing the temporal progress of bone loss under bruxism-induced cyclic loading, the protocol described by Nishigawa et al. [32] was used, wherein the data from ten patients were collected over a period of 137 h. This protocol includes the following principles: total loading = 220.7 N; loading angle = 15°; number of daily episodes = 72; duration of each episode = 7.1 s; study period = 10 years.

### 3. Results

After the process described in the previous section was applied to simulate a period of 10 years, the progress of the stress state for each implant was evaluated along with the bone loss due to the established cyclic-loading state.

In the initial stress state, an overload on the more rigid material was detected. The same occurred in the area that reacted depending on the direction in which the lateral component of the loading had been applied (e.g., the left part of the cortical bone at the implant neck area). As it progressed over time, the part of this material next to the implant was biologically removed because the critical stress level set at 6.9 N/mm<sup>2</sup> was surpassed [38]. Therefore, in the absence of rigidity, the forces were redistributed, loading on other areas of the cortical bone at the implant neck and on the trabecular bone that was subjected to loading. As a secondary finding, a high concentration of stress was identified in the lower area of the implant due to the boundary conditions imposed at this point (neither being representative of the model nor affecting the ultimate aim of this study).

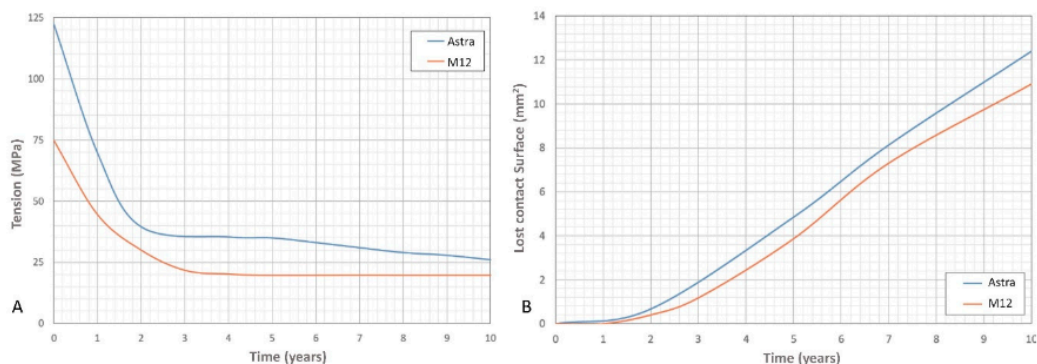
The stress state during the Astra implant simulation was greater in comparison with that of the M-12 implant (Figure 3A). In terms of contact surface loss at the bone-implant contact-site, this involves a greater resorption of the bone surrounding the implant prosthesis.

Under equal conditions, by the end of the study, the contact surface loss was 8.6% higher in the Astra implant than in the M-12 implant at the neck area between the implant and the cortical bone (Figure 3B). Hence, the Astra implant lost 12.40 mm<sup>2</sup>, whereas the M-12 implant lost 10.83 mm<sup>2</sup> of cortical bone in the same period (Table 3).

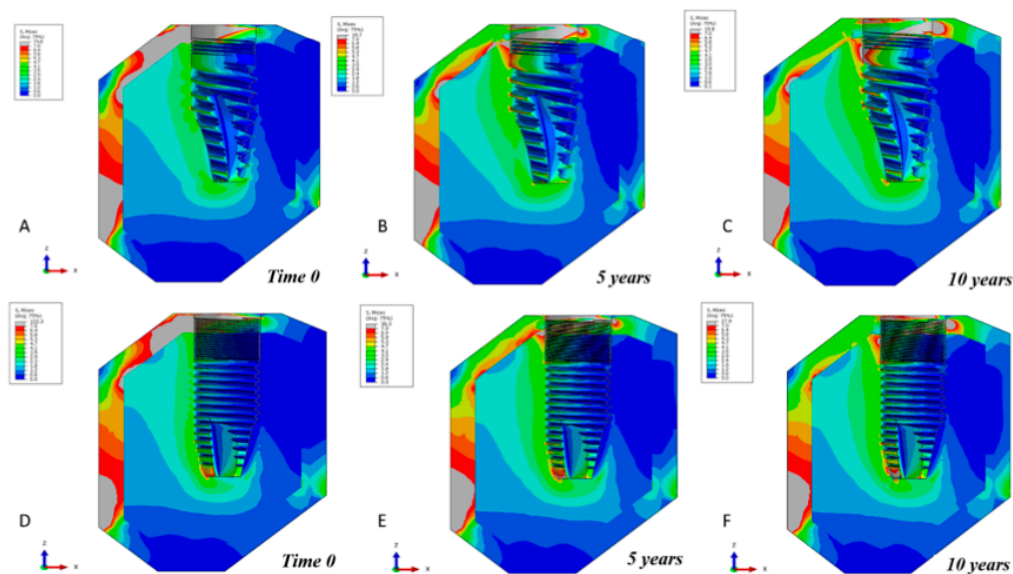
**Table 3.** Tooth surface loss between cortical bone and implant.

<b>Tooth Surface Loss between Cortical Bone and Implant</b>	<b>Total Surface Area (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Surface Area Lost</b>	<b>%</b>
M-12	18.85	10.81	57.3
Astra	18.85	12.40	65.9

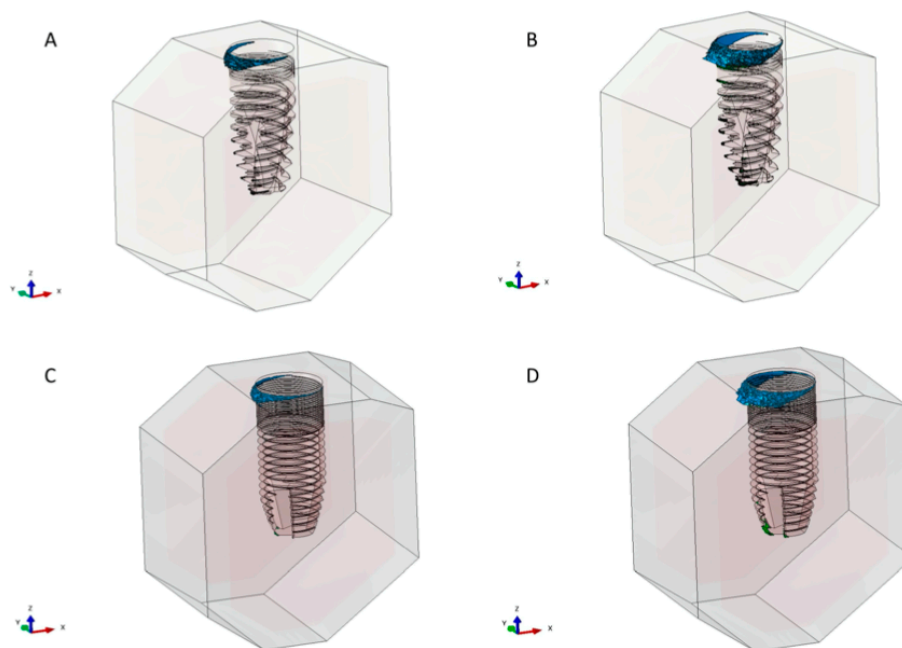
Finally, a greater loss of trabecular bone was registered in the case of the Astra implant with respect to the M-12 implant. This may be due to the loading redistribution produced via the smaller surface contact with the more rigid bone existing at the neck area of the Astra implant (Figures 4 and 5).



**Figure 3.** Progress of the stress state for the M-12 implant (A). Progress of the stress state for the Astra implant (B). Because of the bone loss, peak stress in the interaction between bone and implant is relaxed. Curves shown in Figure 3 represent the peak stress in the interaction between bone and implant, and it is not related to the same location along the time.



**Figure 4.** Progress of the maximum stress over the 10-year period for the two implants tested in the present study. M-12 implant (A–C). Astra implant (D–F).



**Figure 5.** Progress of the contact surface loss between the cortical bone and the implant surface over the 10-year period. Bone loss at 5 and 10 years for the M-12 implant (A,B) and Astra implant (C,D).

#### 4. Discussion

In this study, the simulated mechanical behaviour of the interaction between the bone and 2 morphologically different types of implants in bruxist patients was observed. Although it is true that the occlusal load is an important factor in bruxism, other factors are related to the bone loss (e.g., inflammation of the peri-implant tissues). However, addressing the other factors was not the objective of this article [40]. For analytical purposes, the FEA method together with a constitutive model for bone remodelling was used, with stress changes and bone loss assessed over various periods. In this regard, the FEA model has been recognised as a valid tool for studying situations close to reality, which can be difficult to investigate clinically, or in which the existence of innumerable factors can introduce biases that are difficult to control [41–43].

Previous research has used the FEA method to analyse the stress state and bone loss in various areas of the body (e.g., dental implants and femoral head prostheses) [44,45]. Such investigations, which combine various types, surfaces and bone densities, conclude that the achievement of positive data for both abovementioned parameters may be the key to efficient long-term treatment.

Bruxism is often cited as a risk factor for implant failure, having both biological and biomechanical effects because the forces transmitted to the parts of the implant, during parafunctional activities, may result in overloading (Table 1) [23,46–49]. However, scant literature exists on this topic, and what exists is not unequivocal; the majority of reports in this field consist of expert opinions based on clinical and empirical experience. Despite this, it has been shown that one must be cautious when proposing implant prostheses to patients with bruxism [40]. This is shown in the data from the experimental literature on the effects of various types of occlusal loading on the marginal peri-implant bone loss, as well as study data related to the intensity of the forces transmitted to the same bone during teeth clenching and grinding activities.

Bone density is directly related to bone strength. Misch [24] described the trabecular bone properties using his classification of densities, where it can be seen that the strength of the dense D1 bone type is ten times greater than that of the D4 bone type (Tables 2 and 3) [9,10].

In relation to the percentage of bone-implant contact and bone density, the D3 and D4 bone types present higher risks than the others do. Their fine trabecular bone characteristics and their low strength make them prone to receiving greater stress at the bone-implant interface [9,10]. Therefore, the D2 bone type was chosen for modelling, both because it is representative of the susceptibility to bone loss and because it is the usual bone type in the mandibular area.

To establish a time scale, several calibration studies for the numerical model were carried out, and the stresses associated with bone loss were analysed, concluding that a study period of 10 years was representative of the problem (Figure 2).

The response obtained in this type of study is significantly determined by the loading state, and it is essential that the correct loading spectrum is chosen, because not all of them compromise the proper functioning of the implant prosthesis [36] (Figure 1). It is known that some forces can lead to the failure of an implant. Therefore, a typical loading spectrum for patients with bruxism was adopted. Their bites and frequencies were greater than those of other patients not suffering from this pathology [32]. Many other variables apart from this one may negatively affect the functionality of an implant, such as age, smoking, alcoholism, diabetes or hygiene habits, which may be interesting to investigate in the future [50–52].

For a consistent representation of reality, finite element modelling was used on Abaqus, a software program that was designed for this purpose and offers several types of elements for establishing the model mesh. Both implants were executed using C3D4 elements, which are first-order tetrahedral elements, because they offered optimum results for the mesh density employed, as well as a lower computing cost compared with C3D10 elements, or second-order tetrahedrals [29].

Several authors use Stanford's bone remodelling constitutive model to study the stress stimulus of other regions of the human body [35]. This isotropic model is proposed as an attempt to take the ideas of Beaupré and his collaborators to a time-dependent model [39]. The essence of this theory is based on the need for a certain level of the mechanical stimulation of the bone to facilitate its self-regulation. Starting from this basis, a constitutive model was established and was adapted to the time scale needed for the present investigation such that the bone destruction could be taken into account based on a set level of critical stress.

Several interesting results were obtained in this study. Our hypothesis was rejected, because the force distribution under bruxist grinding loads exerted for a simulated period of 10 years was conditioned by the implants' morphology as measured in terms of peri-implant bone loss.

The stress behaviour and the progress associated with both models correspond with the aim of this study. In agreement with the literature both implants presented lower stress in the apical area, and more concentrated stress around the neck. It is at this location that the greatest bone loss occurs and consequently a load redistribution [53,54].

One-hundred-percent implant-bone interface was simulated which is impossible in clinical situations; several publications have also considered it [34,35], because they show fractures occurring further away from the bone-implant interface on removing osseointegrated dental implants with roughened surfaces [55]. Even though this might not significantly affect the results [56,57], micromotion can occur in the interface. In the cervical aspect minor micromotion in the range of 0.75  $\mu\text{m}$  could be found, whereas at the most apical part almost no relative displacement can be found between implant and bone [58].

On the other hand, studies show that reducing the thread pitch and the depth of the thread in low-density bone can improve primary stability and decrease the period of osseointegration [59], as well as lead to a better distribution of axial forces [60,61]. The thread depth should exceed 0.44 mm to optimise the mechanical properties [62].

Stress distribution patterns may have been different depending on the properties assigned to materials of the model. The inherent limitations of the finite element stress analysis should be taken into consideration [35].

An earlier study in which the FEA method was used to compare two types of implants concluded that after they were subjected to the contemplated loading, both presented low stress in the medullar bone, meaning that the greatest stress concentration was located at the cortical area [3].

In a systematic review carried out in 2014, the authors stated that it was unlikely that bruxism was a risk factor for the appearance of biological complications around dental implants. Nonetheless, research has suggested that such parafunction could be a risk factor for mechanical complications [11]. In this study, biological and mechanical changes were observed after 10 years of simulated loading on both implants (Figures 4 and 5).

A greater probability for the implant prosthesis to fail could be expected when Astra implants are used in bruxist patients, mainly for two reasons: (a) The 8.6% greater contact surface loss detected in the Astra implant with respect to the M-12 implant at the neck area between the implant and the cortical bone; and (b) the greater increase in the stress state identified in the Astra implant when compared with the M-12 model at the same location (this being the main area for implant support) (Figures 3–5; Table 3).

Finally, it can be concluded that the greater loss of trabecular bone in the M-12 implant may be due to the shape of the bone extraction canals, as well as to the shape of the implant thread, where a greater concentration of stress is produced, thereby determining areas that are prone to bone loss. This effect could be mitigated by reducing the size of such canals and improving the design of the threads to reduce these stress peaks.

## 5. Conclusions

Within the limitations of this experiment, the following conclusions may be drawn:

- All of the hypotheses adopted are representative of simulating the behaviour of the bone-implant interface, which was the study object.
- At the initial stress state of both implants, an overloading occurred on the left part of the cortical bone area at the implant neck, obtaining lower stress levels in the apical region.
- When compared to the Astra model, the M-12 implant allows better dissipation of forces in the neck area (where most forces are concentrated).
- In the Astra model, the greater sustained stress over time and the contact surface loss observed in the cortical bone around the implant's neck area may be attributed to the lower contact surface initially achieved at the cervical level of this type of implant when compared to the M-12 implant.
- The higher loss of trabecular bone recorded in the M-12 model may be due to the shape of its bone extraction canals and implant thread. Given that the greater stress peaks were registered in these areas, more prone to bone loss a reduction of the canals and a modification of the implant thread may be suggested to avoid this problem.
- In light of the study results, prostheses placed over M-12 implants may be expected to have more predictable prognosis than those constructed onto Astra implants in bruxist patients.

**Author Contributions:** Conceptualisation, R.C.-d.-O., M.-Á.S.-F., Á.-J.M.-G. and D.T.-L.; formal analysis, L.-G.O.-L. and Á.-J.M.-G.; funding acquisition, D.T.-L. and J.-L.G.-P.; investigation, L.-G.O.-L., R.C.-d.-O., M.-Á.S.-F., Á.-J.M.-G., A.P.-V., D.T.-L. and J.-L.G.-P.; methodology, L.-G.O.-L., R.C.-d.-O., M.-Á.S.-F., A.P.-V., D.T.-L. and J.-L.G.-P.; project administration, D.T.-L. and J.-L.G.-P.; software, Á.-J.M.-G. and A.P.-V.; supervision, Á.-J.M.-G. and J.-L.G.-P.; validation, R.C.-d.-O., D.T.-L. and J.-L.G.-P.; visualisation, L.-G.O.-L. and M.-Á.S.-F.; writing—original draft, L.-G.O.-L., R.C.-d.-O., M.-Á.S.-F., Á.-J.M.-G., A.P.-V., D.T.-L. and J.-L.G.-P.; writing—review and editing, L.-G.O.-L., R.C.-De-O., M.-Á.S.-F., Á.-J.M.-G., A.P.-V., D.T.-L. and J.-L.G.-P. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research was funding by Oxtein Iberia SL—USE-OXTEIN-003.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Afrashtehfar, K.I.; Huynh, N. Five things to know about sleep bruxism. *J. N. J. Dent. Assoc.* **2016**, *87*, 14.
2. Afrashtehfar, K.I.; Afrashtehfar, C.D.M.; Huynh, N. Managing a patient with sleep bruxism. *J. Can. Dent. Assoc.* **2014**, *80*, e48.

3. Casas, E.B.L.; Ferreira, P.C.; Cimini, C.A.; Toledo, E.M.; Barra, L.P.D.S.; Cruz, M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2008**, *23*, 215–225.
4. Coray, R.; Zeltner, M.; Özcan, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2016**, *62*, 333–346, doi:10.1016/j.jmbm.2016.05.011.
5. Papaspyridakos, P.; Mokti, M.; Chen, C.J.; Benic, G.I.; Gallucci, G.O.; Chronopoulos, V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: A systematic review. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2013**, *16*, 705–717, doi:10.1111/cid.12036.
6. Palinkas, M.; Marrara, J.; Bataglion, C.; Hallak, J.; Canto, G.D.L.; Scalize, P.H.; Regalo, I.; Siéssere, S.; Regalo, S. Analysis of the sleep period and the amount of habitual snoring in individuals with sleep bruxism. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal.* **2019**, *24*, e782–e786, doi:10.4317/medoral.23136.
7. Lobbezoo, F.; Ahlberg, J.; Glaros, A.G.; Kato, T.; Koyano, K.; Lavigne, G.J.; De Leeuw, R.; Manfredini, D.; Svensson, P.; Winocur, E. Bruxism defined and graded: An international consensus. *J. Oral Rehabil.* **2013**, *40*, 2–4, doi:10.1111/joor.12011.
8. Lobbezoo, F.; Brouwers, J.E.L.G.; Cune, M.; Naeije, M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J. Oral Rehabil.* **2006**, *33*, 152–159, doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01542.x.
9. Resnik, R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*; Mosby-Elsevier: St Louis, MO, USA, 2020.
10. Misch, C.E. *Dental Implant Prosthetics*; Mosby-Elsevier: St Louis, MO, USA, 2015.
11. Manfredini, D.; Poggio, C.E.; Lobbezoo, F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 460–469, doi:10.1111/cid.12015.
12. Huang, H.M.; Tsai, C.M.; Chang, C.C.; Lin, C.T.; Lee, S.Y. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2005**, *20*, 854–859.
13. Albrektsson, T.; Donos, N.; Working Group Implant Survival and Complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin. Oral Implant. Res.* **2012**, *23*, 63–65, doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02557.x.
14. Paesani, D.A.; Lobbezoo, F.; Gelos, C.; Nardini, L.G.; Ahlberg, J.; Manfredini, D. Correlation between self-reported and clinically based diagnoses of bruxism in temporomandibular disorders patients. *J. Oral Rehabil.* **2013**, *40*, 803–809, doi:10.1111/joor.12101.
15. Chitumalla, R.; Kumari, K.H.; Mohapatra, A.; Parihar, A.S.; Anand, K.; Katragadda, P. Assessment of survival rate of dental implants in patients with bruxism: A 5-year retrospective study. *Contemp. Clin. Dent.* **2018**, *9*, S278–S282, doi:10.4103/ccd.ccd\_258\_18.
16. Manfredini, D.; Lobbezoo, F. Relationship between bruxism and temporo-mandibular disorders: A systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **2010**, *109*, e26–e50.
17. Lavigne, G.J.; Khoury, S.; Abe, S.; Yamaguchi, T.; Raphael, K.G. Bruxism physiology and pathology: An overview for clinicians. *J. Oral Rehabil.* **2008**, *35*, 476–494, doi:10.1111/j.1365-2842.2008.01881.x.
18. Manfredini, D.; Winocur, E.; Guarda-Nardini, L.; Paesani, D.; Lobbezoo, F. Epidemiology of bruxism in adults: A systematic review of the literature. *J. Orofac. Pain* **2013**, *27*, 99–110, doi:10.11607/jop.921.
19. Behr, M.; Hahnel, S.; Faltermeier, A.; Bürgers, R.; Kolbeck, C.; Handel, G.; Proff, P. The two main theories on dental bruxism. *Ann. Anat. Anz.* **2012**, *194*, 216–219, doi:10.1016/j.aanat.2011.09.002.
20. Ilovar, S.; Zolger, D.; Castrillon, E.E.; Car, J.; Huckvale, K. Biofeedback for treatment of awake and sleep bruxism in adults: Systematic review protocol. *Syst. Rev.* **2014**, *3*, 42, doi:10.1186/2046-4053-3-42.
21. De La Hoz-Aizpurua, J.L.; Díaz-Alonso, E.; LaTouche-Arbizu, R.; Mesa-Jiménez, J. Sleep bruxism. Conceptual review and update. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2011**, *16*, e231–e238, doi:10.4317/medoral.16.e231.
22. Balshi, T.J. An analysis and management of fractured implants: A clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1996**, *11*, 660–666.
23. Chrcanovic, B.R.; Kisch, J.; Albrektsson, T.; Wennerberg, A. Bruxism and dental implant treatment complications: A retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin. Oral Implant. Res.* **2016**, *28*, e1–e9, doi:10.1111/clr.12844.
24. Misch, C.E. *Contemporary Implantology*; Mosby-Elsevier: St Louis, MO, USA, 2009.
25. Koenig, V.; Wulfman, C.; Bekaert, S.; Dupont, N.; Le Goff, S.; Eldafrawy, M.; Vanheusden, A.; Mainjot, A.K.J. Clinical behavior of second-generation zirconia monolithic posterior restorations: Two-year results



- of a prospective study with Ex vivo analyses including patients with clinical signs of bruxism. *J. Dent.* **2019**, *91*, 103229, doi:10.1016/j.jdent.2019.103229.
26. Pirmoradian, M.; Naeeni, H.A.; Firouzbakht, M.; Toghraie, D.; Khabaz, M.K.; Darabi, R. Finite element analysis and experimental evaluation on stress distribution and sensitivity of dental implants to assess optimum length and thread pitch. *Comput. Methods Programs Biomed.* **2020**, *187*, 105258, doi:10.1016/j.cmpb.2019.105258.
  27. Li, T.; Kong, L.; Wang, Y.; Hu, K.; Song, L.; Liu, B.; Li, D.; Shao, J.; Ding, Y. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2009**, *38*, 1077–1083, doi:10.1016/j.ijom.2009.07.001.
  28. Zarei, I.; Khajepour, S.; Sabouri, A.; Haghnegahdar, A.Z.; Jafari, K.D. Assessing the effect of dental implants thread design on distribution of stress in impact loadings using three dimensional finite element method. *J. Dent. Biomater.* **2016**, *3*, 233–240.
  29. Azcarate-Velázquez, F.; Castillo-Oyagüe, R.; Oliveros-López, L.G.; Torres-Lagares, D.; Martínez-González, Álvaro-J.; Pérez-Velasco, A.; Lynch, C.D.; Gutiérrez-Pérez, J.L.; Serrera-Figallo, M.A. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *J. Dent.* **2019**, *88*, 103161, doi:10.1016/j.jdent.2019.06.008.
  30. Sivrikaya, E.C.; Guler, M.S.; Bekci, M.L. A comparative study between zirconia and titanium abutments on the stress distribution in parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *Technol. Health Care* **2020**, *10*, THC-202305, doi:10.3233/THC-202305.
  31. Radaelli, M.T.B.; Idogava, H.T.; Spazzin, A.O.; Noritomi, P.Y.; Boscato, N. Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* **2018**, *120*, 565–572, doi:10.1016/j.prosdent.2017.12.023.
  32. Nishigawa, K.; Bando, E.; Nakano, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J. Oral Rehabil.* **2001**, *28*, 485–491, doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00692.x.
  33. UNE-EN ISO 14801:2016. *Dentistry—Implants—Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants*; International Organization for Standardization; Geneva, Switzerland, 2017.
  34. Koca, O.L.; Eskitascioglu, G.; Usumez, A.; Eskitaşçoğlu, G. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J. Prosthet. Dent.* **2005**, *93*, 38–44, doi:10.1016/j.prosdent.2004.10.001.
  35. Iplikçioğlu, H.; Akça, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dent.* **2002**, *30*, 41–46, doi:10.1016/s0300-5712(01)00057-4.
  36. Levadnyi, I.; Awrejcewicz, J.; Gubaua, J.E.; Pereira, J.T. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs. *Clin. Biomech.* **2017**, *50*, 122–129, doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.10.015.
  37. Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil, I.; Alobera-Gracia, M.A.; Del-Canto-Pingarrón, M.; Blanco-Jerez, L. Physiological bases of bone regeneration II. The remodeling process. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* **2006**, *11*, 151–157.
  38. Hassler, C.R.; Rybicki, E.F.; Cummings, K.D.; Clark, L.C. Quantification of bone stresses during remodeling. *J. Biomech.* **1980**, *13*, 185–190, doi:10.1016/0021-9290(80)90192-x.
  39. Beaupré, G.S.; Orr, T.E.; Carter, D.R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development. *J. Orthop. Res.* **1990**, *8*, 651–661, doi:10.1002/jor.1100080506.
  40. Afrashtehfar, K.I.; Afrashtehfar, C.D. Lack of association between overload and peri-implant tissue loss in healthy conditions. *Evid. Based Dent.* **2016**, *17*, 92–93, doi:10.1038/sj.ebd.6401193.
  41. Fabris, D.; Souza, J.C.; Silva, F.S.; Fredel, M.; Gasik, M.; Henriques, B. Influence of specimens' geometry and materials on the thermal stresses in dental restorative materials during thermal cycling. *J. Dent.* **2018**, *69*, 41–48, doi:10.1016/j.jdent.2017.08.017.
  42. Favot, L.M.; Berry-Kromer, V.; Haboussi, M.; Thiébaud, F.; Ben Zineb, T. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J. Dent.* **2014**, *42*, 287–297, doi:10.1016/j.jdent.2013.11.027.
  43. Lin, C.L.; Chang, S.H.; Wang, J.C.; Chang, W.J. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J. Dent.* **2006**, *34*, 682–691, doi:10.1016/j.jdent.2005.12.011.

44. Oliva Quecedo, J. Modelos de Cálculo Para Solicitaciones Estáticas y Dinámicas en Huesos. Aplicación a la Simulación Mediante Elementos Finitos de Impactos en El Fémur Humano. Ph.D. Thesis, Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, Spain, 2007.
45. Chou, H.-Y.; Jagodnik, J.J.; Muftu, S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J. Biomech.* **2008**, *41*, 1365–1373, doi:10.1016/j.jbiomech.2008.01.032.
46. Chrcanovic, B.R.; Albrektsson, T.; Wennerberg, A. Bruxism and dental implants: A meta-analysis. *Implant. Dent.* **2015**, *24*, 505–516, doi:10.1097/id.0000000000000298.
47. Chrcanovic, B.R.; Kisch, J.; Albrektsson, T.; Wennerberg, A. Bruxism and dental implant failures: A multilevel mixed effects parametric survival analysis approach. *J. Oral Rehabil.* **2016**, *43*, 813–823, doi:10.1111/joor.12431.
48. Chrcanovic, B.R.; Kisch, J.; Albrektsson, T.; Wennerberg, A. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2008**, *20*, 58–67, doi:10.1111/cid.12572.
49. Manfredini, D.; Bucci, M.B.; Bucci-Sabattini, V.; Lobbezoo, F. Bruxism: Overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. *Cranio* **2011**, *29*, 304–312, doi:10.1179/crn.2011.045.
50. Brocard, D.; Barthet, P.; Baysse, E.; Duffort, J.F.; Eller, P.; Justumus, P.; Marin, P.; Oscaby, F.; Simonet, T.; Benqué, E.; et al. A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: A 7-year longitudinal study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2000**, *15*, 691–700.
51. Moy, P.K.; Medina, D.; Shetty, V.; Aghaloo, T.L. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2005**, *20*, 569–577.
52. Meyle, J.; Casado, P.; Fourmoussis, I.; Kumar, P.; Quirynen, M.; Salvi, G.E. General genetic and acquired risk factors, and prevalence of peri-implant diseases—Consensus report of working group 1. *Int. Dent. J.* **2019**, *69* (Suppl. 2), 3–6, doi:10.1111/idj.12489.
53. Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Brånemark, P.-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* **1981**, *10*, 387–416, doi:10.1016/s0300-9785(81)80077-4.
54. Cruz, M.; Lourenço, A.F.; Toledo, E.M.; Barra, L.P.D.S.; Lemonge, A.C.D.C.; Wassall, T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol. Health Care* **2006**, *14*, 421–438, doi:10.3233/thc-2006-144-523.
55. Moeen, F.; Nisar, S.; Dar, N. A step by step guide to finite element analysis in dental implantology. *Pak. Oral Dental J.* **2014**, *1*, 164–169.
56. Keyak, J.; Meagher, J.; Skinner, H.; Mote, C.D., Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: A new method. *J. Biomed. Eng.* **1990**, *12*, 389–397, doi:10.1016/0141-5425(90)90022-f.
57. Huang, H.L.; Huang, J.S.; Ko, C.C.; Hsu, J.T.; Chang, C.H.; Chen, M.Y.C. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: A three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* **2005**, *16*, 466–472, doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01124.x.
58. Winter, W.; Klein, D.; Karl, M. Micromotion of dental implants: Basic mechanical considerations. *J. Med. Eng.* **2012**, *2013*, 1–9, doi:10.1155/2013/265412.
59. Kong, L.; Liu, B.; Hu, K.J.; Li, D.H.; Song, Y.L.; Ma, P.; Yang, J. Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* **2006**, *24*, 509–512.
60. Bicudo, P.; Reiß, J.; Deus, A.M.; Reis, L.; Vaz, M.F. Mechanical behaviour of dental implants. *Procedia Struct. Integr.* **2016**, *1*, 26–33, doi:10.1016/j.prostr.2016.02.005.
61. Santiago, J.F.; Verri, F.R.; Almeida, D.A.D.F.; De Souza Batista, V.E.; Lemos, C.A.A.; Pellizzer, E.P.; Junior, J.F.S. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater. Sci. Eng. C* **2016**, *63*, 292–300, doi:10.1016/j.msec.2016.02.061.
62. Ao, J.; Li, T.; Liu, Y.; Ding, Y.; Wu, G.; Hu, K.; Kong, L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Comput. Biol. Med.* **2010**, *40*, 681–686, doi:10.1016/j.compbiomed.2009.10.007.



## ANEXO 2: Permisos de las editoriales

- I. Permiso de reproducción de las figuras 2, 4, 7, 8 y 9 en las páginas 25, 28, 40, 42 y 43 de la Tesis, respectivamente. Citadas en con la referencia (2).

De: **JAVIER - EDITORIAL QUINTESSENCE** javier@quintessence.es  
Asunto: Re: TESIS DOCTORAL  
Fecha: 8 de marzo de 2021, 19:47  
Para: Luis Guillermo Oliveros López igoliveros7@gmail.com



Buenas tardes Luis,

Disculpa que no lei bien las referencias de las imágenes.

Si solo son estas 5 imágenes tienes nuestra autorización para utilizarlas exclusivamente en tu Tesis Doctoral.

En todo momento debes indicar que las imágenes utilizadas con propiedad intelectual de Editorial Quintessence, S.L. y que han sido cedidas exclusivamente para la Tesis.

Gracias y un saludo,

Javier Teixidó  
Executive MBA  
Director Gerente

Editorial Quintessence  
Torres TRADE (Torre Sur)  
Gran Vía Carles III, 84  
08028 Barcelona  
(Spain)  
Tel.: (+34) 93.491.23.00

El 8 mar 2021, a las 19:16, Luis Guillermo Oliveros López <lgoliveros7@gmail.com> escribió:

Buenas tardes Javier.

Necesito 5 imágenes, las referencias las tienes en el correo anterior. No hace falta que me las envíes porque ya las tengo.

Necesito el permiso de la editorial para usarlas en mi tesis doctoral. Espero que puedas al respecto.

Muchas gracias. Espero tu pronta respuesta.

Luis Guillermo Oliveros L.  
Enviado desde mi iPhone

On 8 Mar 2021, at 19:10, JAVIER - EDITORIAL QUINTESSENCE <javier@quintessence.es> wrote:

Buenas tardes Luis,

Gracias por tu mail y por tu interés en las imágenes del libro del Dr Paesani.

El máximo de imágenes que podemos ceder para tu Tesis Doctoral es de 10.

Por favor, revisa la cantidad de imágenes que necesites para poderlas enviar.

Un saludo,

Javier Teixidó  
Executive MBA  
Director Gerente

Editorial Quintessence  
Torres TRADE (Torre Sur)  
Gran Vía Carles III, 84  
08028 Barcelona  
(Spain)  
Tel.: (+34) 93.491.23.00

El 1 mar 2021, a las 22:40, LGOL <[lgoliveros7@gmail.com](mailto:lgoliveros7@gmail.com)> escribió:

BUENOS DIAS JAVIER. TE ESCRIBE LUIS OLIVEROS, SOY ESTUDIANTE DE DOCTORADO Y ESTOY ESCRIBIENDO MI TESIS DOCTORAL ACTUALMENTE. TE ESCRIBO YA QUE ESTOY INTERESADO EN USAR ALGUNAS IMAGENES DE UN LIBRO PUBLICADO EN EL AÑO 2012. EL LIBRO ES BRUXISMO: TEORIA Y PRACTICA, ESCRITO POR DANIEL PAESANI.

LAS IMAGENES QUE QUIERO USAR SON LAS SIGUIENTES:

1. BITESTRIP (Pagina 35: FIG 2-21)
2. ATRICION (Pagina 148: FIG 9-20)
3. VIAL DE BOTOX (Pagina 538: FIG 25-57)
4. AREAS (Pagina 538: FIG 25-58)
5. INYECTAR CAMPO ESTERIL (Pagina 538: FIG 25-59)

ESPERO TU PRONTA RESPUESTA. MUCHAS GRACIAS.

LUIS G. OLIVEROS LOPEZ

II. Permiso de reproducción de la figura 3 en la página 27 de la Tesis. Citada con la referencia (62).

De: **Kylie Maden** [kylie.maden@dovepress.co.uk](mailto:kylie.maden@dovepress.co.uk)  
Asunto: ACI211439 - Dentistry/ Nascimento - Permission granted  
Fecha: 2 de marzo de 2021, 16:40  
Para: [lg\\_kn7@hotmail.com](mailto:lg_kn7@hotmail.com)  
Cc: **Claire Wilshaw** [Claire@dovepress.co.uk](mailto:Claire@dovepress.co.uk)



Dear Dr.Luis G Oliveros Lopez,

Thank you for your below enquiry.

I am pleased to confirm that we grant permission to use figure 4 from the below article for your PhD thesis and at no cost.

*Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options*  
*Nascimento M et al*  
*Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry 2016 8 79-87*

Please note:

- The figure must be fully cited
- Dove Medical Press must be acknowledged as the original publisher
- Any other re-use in the future will require separate permission to be requested
- No transfer of copyright should be inferred or implied

Please let me know should you have any further questions and I wish you all the best with your PhD thesis and studies.

Best regards  
Kylie

Kylie Maden  
Sales Administrator  
Dove Medical Press Limited

T: +44 (0)1625 704501/ F: +44 (0)1625 617933/ E: [kylie.maden@dovepress.co.uk](mailto:kylie.maden@dovepress.co.uk)  
[/www.dovepress.com](http://www.dovepress.com)

Company registration number: 4967656 Registered in England and Wales. Registered address: 5 Howick Place, London, SW1P 1WG VAT Number: GB 365 4626 36

Dove Medical Press is part of Taylor & Francis Group, the Academic Publishing Division of Informa PLC

The information in this facsimile/electronic message is proprietary and confidential and is exclusively addressed to the named recipient(s). Any use, copying or distribution of the above referred information by any unintended recipient may be illicit and result in damage, harm and loss to the sender and/or to the intended recipient(s). If you have received this message in error, please immediately notify us.

-----Original Message-----

From: [angela@dovepress.com](mailto:angela@dovepress.com) <[angela@dovepress.com](mailto:angela@dovepress.com)>  
Sent: 01 March 2021 15:41  
To: Permissions <[permissions@dovepress.co.uk](mailto:permissions@dovepress.co.uk)>  
Subject: Feedback from Dove Press website

IP Address: 217.216.242.101

GENERAL INFO:

-----  
Type:  
Get permissions

Name:

LUIS G OLIVEROS LOPEZ

Email:

[lg\\_kn7@hotmail.com](mailto:lg_kn7@hotmail.com)

Country:

Spain

Telephone:

0034687425098

Comment:

GOOD MORNING. MY NAME IS LUIS OLIVEROS AND I'M A PHD STUDENT. I'M WRITING MY THESIS RIGHT NOW AND I'M INTERESTED TO USE AN IMAGE OF ONE OF YOUR ARTICLES.

THE ARTICLE IS: Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. The authors are Nascimento M et al.

I'M ASKING FOR YOUR PERMISSION TO USE IT IN MY PROJECT. THANK YOU VERY MUCH. I'LL BE WAITING FOR YOUR ANSWER.

LUIS G. OLIVEROS LOPEZ

REPRINT INFO:

1. The Dove article title and citation (including page numbers and lead author name):  
Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. 2016 May 3;8:79-87.

Marcelle M Nascimento

2. The graphic/ image/ figure/ table to be extracted and re-used:  
FIGURE 4

3. Purpose of use for the article extract:  
PHD THESIS

4. If republication, the New Article title:  
ESTUDIO DE LA PÉRDIDA DE MATERIAL ÓSEO EN PACIENTES CON BRUXISMO E IMPLANTES DENTALES

5. Title of targeted journal:  
PHD THESIS

6. Publisher (where new article will be published):  
PHD THESIS

7. The intended target audience (eg sales reps, HCPs, researchers etc):  
RESEARCHERS, STUDENTS

8. The format for distribution - printed and/or digital:  
Printed and Digital

9. The quantity for circulation (number of copies if printed or number of views if digital):  
1

10. Name of your company and your country of location:  
UNIVERSITY OF SEVILLE-SPAIN

11. Name of the company/organisation making the request and the country they are located:  
UNIVERSITY OF SEVILLE-SPAIN

### III. Permiso de reproducción de la figura 5 en la página 28 de la Tesis. Citada con la referencia (66).

De: adminrecom@inspiranetwork.com   
 Asunto: RV: Consulta Web  
 Fecha: 2 de marzo de 2021, 8:52  
 Para: lg\_kn7@hotmail.com



Estimado Dr. Oliveros:

En virtud del avance científico y de la difusión del conocimiento no habría problema en el uso de las imágenes, siempre y cuando se cite la fuente en las referencias bibliográficas y en el pie de figura.

No obstante, sería oportuno que solicitara también dicho permiso a la autora de correspondencia del artículo, en este caso la Dra. Sánchez, cuyo correo electrónico que figura en el propio PDF del artículo es el siguiente: [celiasanchezacedo@yahoo.es](mailto:celiasanchezacedo@yahoo.es)

Sin otro particular, reciba un cordial saludo,

**Laura Martín**

Secretaría



Antes de imprimir este mensaje, asegúrese de que es necesario. Proteger el medio ambiente está también en su mano.  
 De acuerdo con lo dispuesto en el Reglamento (UE) 2016/679, del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016, relativo a las personas físicas en lo que respecta al tratamiento de datos personales y a la libre circulación de estos datos (RGPD), Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y Garantías de los Derechos Digitales y resto de normativa vigente en esta materia, le comunicamos que los datos que le identifican como cliente o contacto son tratados con su consentimiento únicamente con la finalidad de mantener relaciones profesionales o comerciales, según lo establecido en el artículo 6.1. a) y b) del RGPD. Sus datos han sido incorporados al Sistema de Protección de Datos de Inspira Network Group, S. L., con N. I. F. B87466405, y domicilio en Calle Irún, 21. 28008 Madrid, y serán conservados mientras que la finalidad para su tratamiento esté vigente. Asimismo, mantendremos una copia bloqueada, mientras haya obligaciones legales por las que puedan requerirnos. Le recordamos que puede retirar su consentimiento para el tratamiento de sus datos personales en cualquier momento, sin que ello afecte al tratamiento que se haya realizado con anterioridad. Asimismo, le recordamos que dispone del derecho de acceso a los datos disponibles, así como de los derechos de rectificación, de supresión, de oposición y de limitación de su tratamiento o portabilidad, conforme a lo establecido en el RGPD. Para ejercitar estos derechos, o para revocar su consentimiento al tratamiento de sus datos personales, deberá dirigirse por escrito a la dirección postal indicada más arriba o a la dirección de correo electrónico [inspiranetwork@inspiranetwork.com](mailto:inspiranetwork@inspiranetwork.com) aportando copia de su DNI. En el caso de que lo considere procedente, puede presentar reclamación ante Agencia Española de Protección de Datos, como Autoridad de Control. De conformidad con lo dispuesto en el artículo 21 de la Ley 34/2002, le informamos de que si usted no desea recibir más información sobre nuestros servicios puede darse de baja en la dirección de correo electrónico [inspiranetwork@inspiranetwork.com](mailto:inspiranetwork@inspiranetwork.com) indicando en el asunto "baja" o "no enviar correos". Este correo, y los ficheros que en su caso se adjuntan, son confidenciales y están dirigidos exclusivamente a su destinatario. Por favor, absténgase de su tratamiento o uso si no es el destinatario.

De: adminrecom@inspiranetwork.com <adminrecom@inspiranetwork.com>

Enviado el: lunes, 1 de marzo de 2021 16:53

Para: adminrecom@inspiranetwork.com

Asunto: Consulta Web



Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial

Publicación Oficial de la SECOM CyC Sociedad Española de Cirugía Oral y Maxilofacial y de Cabeza y Cuello

#### Consulta Web

Nombre: LUIS G

Apellidos: OLIVEROS LOPEZ

E-Mail: [lg\\_kn7@hotmail.com](mailto:lg_kn7@hotmail.com)

Teléfono: 687425098

Asunto: USO DE IMAGENES PARA TESIS DOCTORAL

Consulta: BUENOS DIAS. MI NOMBRE ES LUIS OLIVEROS Y ESTOY ESCRIBIENDO MI TESIS DOCTORAL ACTUALMENTE. OS ESCRIBO YA QUE ESTOY INTERESADO EN USAR DOS IMAGENES DE UN ARTICULO PUBLICADO EN EL AÑO 2013 QUE LLEVA POR NOMBRE: Riesgo de fractura implantaria en relación con el diámetro y la plataforma del implante: estudio clínico y analítico de una serie de 33 casos DE LA

- IV. Permiso de reproducción de la figura 6 en la página 36 de la Tesis. Citada con la referencia (78).



Marketplace™

## Order Confirmation

Thank you, your order has been placed. An email confirmation has been sent to you. Your order license details and printable licenses will be available within 24 hours. Please access Manage Account for final order details.

This is not an invoice. Please go to manage account to access your order history and invoices.

### CUSTOMER INFORMATION

Payment by invoice: You can cancel your order until the invoice is generated by contacting customer service.

#### Billing Address

Dr. LUIS OLIVEROS LOPEZ  
CALLE MONZON 40  
7A  
Seville, ANDALUCIA 41012  
Spain

+34 687425098  
lgoliveros7@gmail.com

#### PO Number (optional)

N/A

#### Customer Location

Dr. LUIS OLIVEROS LOPEZ  
CALLE MONZON 40  
7A  
Seville, ANDALUCIA 41012  
Spain

#### Payment options

Invoice

### PENDING ORDER CONFIRMATION

Confirmation Number: Pending

Order Date: 14-Mar-2021

#### 1. Temporomandibular disorders : an evidence-based approach to diagnosis and treatment

0,00 EUR

Order license ID	Pending	Publisher	Quintessence	Special Terms Apply
ISBN-13	9780867154474		Pub	
Type of Use	Republish in a thesis/dissertation	Portion	Image/photo/illustration	



14/3/21 13:30

## LICENSED CONTENT

<b>Publication Title</b>	Temporomandibular disorders : an evidence-based approach to diagnosis and treatment	<b>Country</b>	United States of America
<b>Author/Editor</b>	Laskin, Daniel M., Greene, Charles S., Hylander, William L.	<b>Rightsholder</b>	Quintessence Publishing Company Inc.
<b>Date</b>	01/01/2006	<b>Publication Type</b>	Book
<b>Language</b>	English		

## REQUEST DETAILS

<b>Portion Type</b>	Image/photo/illustration	<b>Distribution</b>	Other territories and/or countries
<b>Number of images / photos / illustrations</b>	1	<b>Enter territories/countries</b>	Spain
<b>Format (select all that apply)</b>	Print, Electronic	<b>Translation</b>	Original language of publication
<b>Who will republish the content?</b>	Academic institution	<b>Copies for the disabled?</b>	No
<b>Duration of Use</b>	Current edition and up to 5 years	<b>Minor editing privileges?</b>	No
<b>Lifetime Unit Quantity</b>	Up to 499	<b>Incidental promotional use?</b>	No
<b>Rights Requested</b>	Main product	<b>Currency</b>	EUR

## NEW WORK DETAILS

<b>Title</b>	ESTUDIO DE LA PERDIDA OSEA EN PACIENTES CON BRUXISMO E IMPLANTES DENTALES	<b>Institution name</b>	UNIVERSITY OF SEVILLE
<b>Instructor name</b>	LUIS G OLIVEROS LOPEZ	<b>Expected presentation date</b>	2021-11-26

## ADDITIONAL DETAILS

<b>Order reference number</b>	N/A	<b>The requesting person / organization to appear on the license</b>	LUIS G. OLIVEROS LOPEZ
-------------------------------	-----	--	------------------------

## REUSE CONTENT DETAILS

<b>Title, description or numeric reference of the portion(s)</b>	CHAPTER 25	<b>Title of the article/chapter the portion is from</b>	ORAL APPLIANCES
<b>Editor of portion(s)</b>	N/A	<b>Author of portion(s)</b>	Laskin, Daniel M.; Greene, Charles S.; Hylander, William L.
<b>Volume of serial or monograph</b>	N/A		

14/3/21 13:30

Page or page range of portion	CHAPTER 25	Issue, if republishing an article from a serial	N/A
		Publication date of portion	2006-01-01

## PUBLISHER SPECIAL TERMS AND CONDITIONS

Please note if your thesis is published elsewhere you would need a separate permission for this article.

---

**Total Items: 1**

**Total Due: 0,00 EUR**

---

Accepted: All Publisher and CCC Terms and Conditions

V. Permiso de reproducción de la figura 10 en la página 47 de la Tesis. Citada con la referencia (88).

Dear Dr Lopez,

Thank you for your query.

All our journals are open access (<http://about.hindawi.com/authors/open-access/>). All articles are published under the Creative Commons Attribution License (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

You are free to reuse this figure with proper citation and attribution of the Hindawi article, unless the figure is indicated to be from previous copyrighted work. In that case, you should seek permission from the copyright holder of the original publication that included the figure.

You can see how to cite the article at:  
<https://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/469187/>

Please let me know if you have any further questions.

Best wishes,  
Ramya

---

**Ramya Kabali**  
Research Integrity Team Leader

e. [ramya.kabali@hindawi.com](mailto:ramya.kabali@hindawi.com)



Hindawi

[Hindawi.com](http://Hindawi.com) | [Twitter](https://twitter.com/Hindawi) | [FaceBook](https://www.facebook.com/Hindawi) | [LinkedIn](https://www.linkedin.com/company/Hindawi) | [YouTube](https://www.youtube.com/channel/UCB3120283712980982666E)

On Mon, 1 Mar at 3:24 PM , LGOL <lgoliveros7@gmail.com> wrote:  
GOOD MORNING. MY NAME IS LUIS OLIVEROS AND I'M A PHD STUDENT.  
I'M WRITING MY THESIS RIGHT NOW AND I'M INTERESTED TO USE AN  
IMAGE OF ONE OF YOUR ARTICLES.

THE ARTICULE IS: PSYCHOSOCIAL ASPECTS OF BRUXISM: THE MOST  
PARAMOUNT FACTOR INFLUENCING TEETH GRINDING, PUBLISHED IN  
2014 BY MIESZKO WIECKIEWICZ ET AL. THE IMAGE IS THE FIGURE 1.

I'M ASKING FOR YOUR PERMISSION TO USE IT IN MY PROJECT. THANK  
YOU VERY MUCH. I'LL BE WAITING FOR YOUR ANSWER.

LUIS G. OLIVEROS LOPEZ

- VI. Permiso de reproducción de las figuras 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17 y 19 ubicadas en las páginas 50, 52, 54, 55, 56, 57, 58 y 70 de la Tesis, respectivamente. Citadas con la referencia (104).

De: **Rights and Permissions (ELS)** Permissions@elsevier.com  
Asunto: Re: Obtain permission request - Book (1142332) [210304-017026]  
Fecha: 7 de marzo de 2021, 14:21  
Para: lgoliveros7@gmail.com



Dear Dr. LUIS G OLIVEROS LOPEZ,

We hereby grant you permission to reprint the material below at no charge in your thesis subject to the following conditions:

1. If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies.

2. Suitable acknowledgment to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication, as follows:

"This article was published in Publication title, Vol number, Author(s), Title of article, Page Nos, Copyright Elsevier (or appropriate Society name) (Year)."

3. Your thesis may be submitted to your institution in either print or electronic form.

4. Reproduction of this material is confined to the purpose for which permission is hereby given.

5. This permission is granted for non-exclusive world English and Spanish rights only. For other languages please reapply separately for each one required. Permission excludes use in an electronic form other than submission. Should you have a specific electronic project in mind please reapply for permission.

6. As long as the article is embedded in your thesis, you can post/share your thesis in the University repository.

7. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission.

8. Posting of the full article/ chapter online is not permitted. You may post an abstract with a link to the Elsevier website [www.elsevier.com](http://www.elsevier.com), or to the article on ScienceDirect if it is available on that platform.

Kind Regards  
Roopa

Thanks & Regards,  
Roopa Lingayath  
Sr Copyrights Coordinator – Copyrights Team  
**ELSEVIER** | Health Content Operations  
International Tech Park | Crest - 5th Floor | CSIR Road | Taramani | Chennai 600 113 | India  
E-mail: [r.lingayath@elsevier.com](mailto:r.lingayath@elsevier.com) | url: [www.elsevier.com](http://www.elsevier.com)

---

**From:** Administrator  
**Date:** Thursday, March 04, 2021 05:45 PM GMT

Dear LUIS G OLIVEROS LOPEZ,

Thank you for contacting the Permissions Granting Team.

---

We acknowledge the receipt of your request and we aim to respond within seven business days. Your unique reference number is 210304-017026.

Please avoid changing the subject line of this email when replying to avoid delay with your query.

Regards,  
Permission Granting Team

---

**From:** LUIS G OLIVEROS LOPEZ  
**Date:** Thursday, March 04, 2021 05:45 PM GMT

**Submission ID:** 1142332  
**Date:** 04 Mar 2021 5:45pm

**Name:** Dr. LUIS G OLIVEROS LOPEZ  
**Institute/company:**  
**Address:** CALLE MONZON 40, 7A  
**Post/Zip Code:** 41012  
**City:** SEVILLE  
**State/Territory:**  
**Country:** Spain  
**Telephone:**  
**Email:** [lgoliveros7@gmail.com](mailto:lgoliveros7@gmail.com)

**Type of Publication:** Book

**Title:** MISCH'S CONTEMPORARY IMPLANT DENTISTRY  
**ISBN:** 9780323391559  
**Auhtors:** RANDOLPH R. RESNIK  
**Year:** 2021  
**From page:** 21  
**To page:** 27  
**Chapter number:** 2  
**Chapter title:** TERMINOLOGY IN IMPLANT DENTISTRY

**I would like to use:** Figure(s)

**Quantity of material:** 8  
**I am the author of the Elsevier material:** No  
**Elsevier author is involved in my project:** No

**In what format will you use the material:** Print and Electronic  
**Translation:** Yes, including English language  
**Language(s):** SPANISH

**Proposed use:** Reuse in a thesis/dissertation

**Material can be extracted:** No

**Additional Comments / Information:**

---

This email is for use by the intended recipient and contains information that may be confidential. If you are not the intended recipient, please notify the sender by return email and delete this email from your inbox. Any unauthorized use or distribution of this email, in whole or in part, is strictly prohibited and may be unlawful. Any price quotes contained in this email are merely indicative and will not result in any legally binding or enforceable obligation. Unless

explicitly designated as an intended e-contract, this email does not constitute a contract offer, a contract amendment, or an acceptance of a contract offer.

Elsevier Limited. Registered Office: The Boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, OX5 1GB, United Kingdom, Registration No. 1982084, Registered in England and Wales. [Privacy Policy](#)

VII. Permiso de reproducción de la figura 20 que aparece en la página 74 de la Tesis. Citada con la referencia (104).

---

**De:** Rights and Permissions (ELS) [Permissions@elsevier.com](mailto:Permissions@elsevier.com)  
**Asunto:** Re: Obtain permission request - Book (1145893) [210315-020957]  
**Fecha:** 16 de marzo de 2021, 18:46  
**Para:** [lg\\_kn7@hotmail.com](mailto:lg_kn7@hotmail.com)



Dear Mr. LUIS OLIVEROS LOPEZ,

We hereby grant you permission to reproduce the material detailed below in print and electronic format at no charge subject to the following conditions:

1. If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies.

2. Suitable acknowledgement to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication as follows:

"This article was published in Publication title, Vol number, Author(s), Title of article, Page Nos, Copyright Elsevier (or appropriate Society name) (Year)."

3. This permission is granted for non-exclusive world rights in all languages.

4. Reproduction of this material is granted for the purpose for which permission is hereby given, and includes use in any future editions.

Regards,

Kaveri  
**ELSEVIER** | Permissions Granting Team

---

**From:** Administrator  
**Date:** Monday, March 15, 2021 03:34 PM GMT

Dear LUIS G OLIVEROS LOPEZ,

Thank you for contacting the Permissions Granting Team.

We acknowledge the receipt of your request and we aim to respond within seven business days. Your unique reference number is 210315-020957.

Please avoid changing the subject line of this email when replying to avoid delay with your query.

Regards,  
Permission Granting Team

---

**From:** LUIS G OLIVEROS LOPEZ  
**Date:** Monday, March 15, 2021 03:34 PM GMT

**Submission ID:** 1145893  
**Date:** 15 Mar 2021 3:34pm

**Name:** Mr. LUIS OLIVEROS LOPEZ

Institute/company: UNIVERSITY OF SEVILLE  
Address: CALLE AVICENA S/N  
Post/Zip Code: 41009  
City: SEVILLE  
State/Territory: SEVILLE  
Country: Spain  
Telephone: 0034687425098  
Email: [lg\\_kn7@hotmail.com](mailto:lg_kn7@hotmail.com)

**Type of Publication:** Book

Title: MISCH IMPLANTOLOGIA CONTEMPORANEA  
ISBN: 9780323391559  
Auhtors: RANDOLPH R. RESNIK  
Year: 2021  
From page: 454  
To page: 454  
Chapter number: 18  
Chapter title: DENSIDAD OSEA: UN FACTOR DETERMINANTE CLAVE PARA PLANIFICAR EL TRATAMIENTO

**I would like to use:** Figure(s)

Quantity of material: 1  
I am the author of the Elsevier material: No  
Elsevier author is involved in my project: No

In what format will you use the material: Print and Electronic  
Translation: Yes, including English language  
Language(s): SPANISH

**Proposed use:** Reuse in a thesis/dissertation

Material can be extracted: No

**Additional Comments / Information:**

---

This email is for use by the intended recipient and contains information that may be confidential. If you are not the intended recipient, please notify the sender by return email and delete this email from your inbox. Any unauthorized use or distribution of this email, in whole or in part, is strictly prohibited and may be unlawful. Any price quotes contained in this email are merely indicative and will not result in any legally binding or enforceable obligation. Unless explicitly designated as an intended e-contract, this email does not constitute a contract offer, a contract amendment, or an acceptance of a contract offer.

Elsevier Limited. Registered Office: The Boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, OX5 1GB, United Kingdom, Registration No. 1982084, Registered in England and Wales. [Privacy Policy](#)



VIII. Permiso de reproducción de las figuras 20, 21, 22, 23 y 24 que aparecen en las páginas 90, 93 y 94 de la Tesis. Citadas con la referencia (138).

DocuSign Envelope ID: 440FCD91-A6E1-43A9-9365-D4B616049A99



PERMISSION LICENSE: PRINT AND DIGITAL REPUBLICATION

Request ID/Invoice Number: LUI704642349-2

Date: July 08, 2021

To: Luis G. Oliveros Lopez  
University of Seville  
Calle San Fernando, 4  
Sevilla 41004  
Spain  
"Licensee"

McGraw Hill Material

Author: Budynas and Nisbett  
Title: Shigley's Mechanical Engineering Design  
Edition: 11  
ASIN: 0073398217  
Description of material: Discretization Error: PAGE 958, FIGURE 19-2, Sample Finite Element  
Library: PAGE 959-960, TABLE 19-1

Fee: No fee – for use in Educational Thesis/Dissertation

Due date: 07/09/21

Licensee Work:

Author: LUIS G OLIVEROS LOPEZ  
Title: ESTUDIO DE LA PERDIDA DE MATERIAL OSEO EN PACIENTES CON BRUXISMO  
E IMPLANTES DENTALES  
Publisher: UNIVERSIDAD DE SEVILLA  
Publication Date: 20/10/2021  
Format: Print (Hardback) and Electronic (PDF)  
Print Run: 3  
Distribution Territory: Worldwide  
Languages: Spanish


McGraw Hill LLC (herein after known as " McGraw Hill") grants permission for the use described above under the following terms and conditions:

DocuSign Envelope ID: 440FCD91-A6E1-43A9-9365-D4B616049A99

1. The permission fee of \$ must be received by McGraw Hill on or before and **MUST BE ACCOMPANIED BY A SIGNED COPY OF THIS AGREEMENT**. A check should be made payable McGraw Hill LLC, Attn: Permissions Department, Wells Fargo Bank, Lockbox #6167, PO Box 8500, Philadelphia, Pa. 19178-6167. Please include the invoice number indicated at the top of this form on your check.
2. No adaptations, deletions, or changes will be made in the material without the prior written consent of McGraw Hill.
3. This permission is non-exclusive, non-transferable, and limited to the use specified herein. McGraw Hill expressly reserves all rights in this material.
4. A credit line must be printed on the first page on which the material appears. This credit must include the author, title, copyright date, and publisher, and indicate that the material is reproduced with permission of McGraw Hill.
5. This permission does not allow the use of any material, including but not limited to photographs, charts, and other illustrations, which appears in a McGraw Hill work copyrighted in or credited to the name of any person or entity other than McGraw Hill. Should you desire permission to use such material, you must seek permission directly from the owner of that material, and if you use such material you agree to indemnify McGraw Hill against any claim from the owners of that material.

Please sign and return one copy with payment \$ to the address above, as outlined in Clause 1 of this agreement.

For McGraw Hill LLC:

DocuSigned by:  
  
 B30FC17A051C4F0...  
 \_\_\_\_\_  
 Andrew Hunter  
 Name \_\_\_\_\_  
 Permissions Department

For Licensee:

DocuSigned by:  
  
 62CFB65300AF412...  
 Name \_\_\_\_\_  
 LUIS G. OLIVEROS LÓPEZ  
 Title \_\_\_\_\_