
Tesis doctoral

*Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico
en implantes de superficie híbrida.*

Marta San Juan Álvarez



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la licència [Reconeixement-NoComercial-SenseObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](#)

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia [Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional \(CC BY-NC-ND 4.0\)](#)

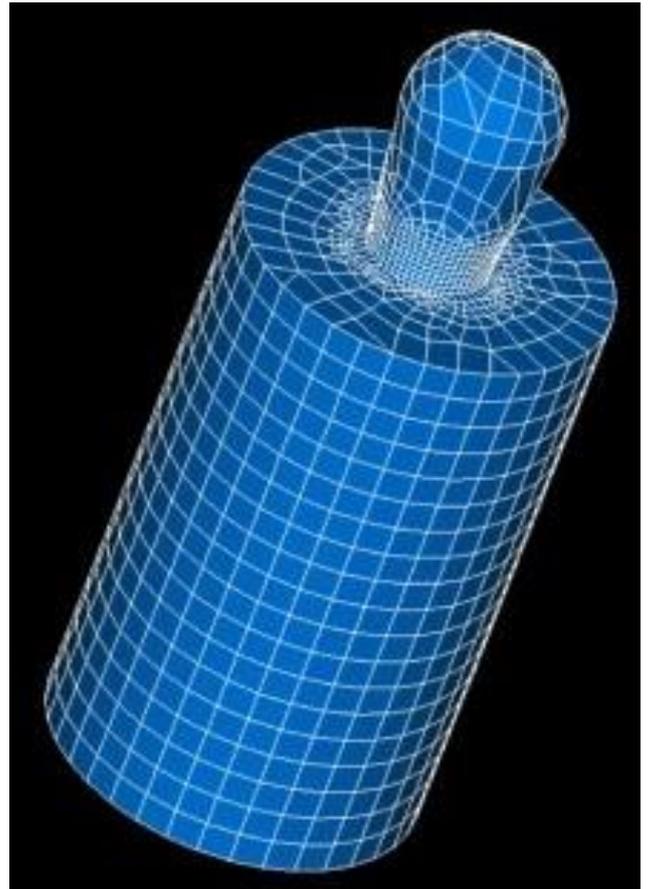
This doctoral thesis is licensed under the [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-NC-ND 4.0\)](#)



Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico en implantes de superficie híbrida

TESIS DOCTORAL

Universitat Internacional de Catalunya, 2024



Marta San Juan Álvarez

Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico en implantes de superficie híbrida

Autora: Marta San Juan Álvarez

Directores:

Dr. F. Javier Gil Mur

Dr. Aritza Brizuela Velasco

Tutor:

Dr. F. Javier Gil Mur

TESIS DOCTORAL

Universitat Internacional de Catalunya, 2024

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud



Agradecimientos:

A mis directores de tesis, Dr. F. Javier Gil Mur y Dr. Aritza Brizuela Velasco por darme esta grandísima y maravillosa oportunidad. Por su amabilidad, comprensión, apoyo y su trabajo incansable.

A la Universidad Internacional de Cataluña por su programa de Doctorado en Ciencias de la Salud. Por su excelencia, por los cursos impartidos no sólo por importantes y necesarios, sino por los profesores. Por la oportunidad, por ponerlo tan fácil, por la ayuda en los momentos difíciles.

A Sonia Soriano, por su amabilidad, por responder siempre tan rápido y por su sonrisa tan cariñosa.

Gracias al grupo DENS-ia por la financiación, sin la que hubiera sido posible tanto trabajo, horas y estudio.

A mis padres, por enseñarnos el valor del esfuerzo, del conocimiento y, en definitiva, de la libertad.

A mi abuelo, porque siempre creyó en mí, aunque a veces no le diera motivos.

A mi Cris, mi gemela. Por TODO, por siempre. Por tener la suerte de nacer junto a una persona maravillosa que me quiere, me cuida, me regaña, me apoya y a la que estaré siempre unida y, si hay suerte, para el resto de nuestras vidas juntas.

A Ramón, el amor de mi vida. Por cuidarme, entenderme, acompañarme, escucharme y apoyarme.

A mis compañeros fieles y vitales (mis perros) porque me dieron y dan la tranquilidad, motivación y estímulo necesarios. Con ellos se cumplió el aforismo según el cual, antes de escribir una tesis, adopta un perro.

“Sólo se ve lo que se mira y sólo se mira lo que se está preparado para ver”

Alphonse Bertillon

Resumen

Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico en implantes de superficie híbrida

Introducción

Actualmente, el Odontólogo posee una gran variedad de implantes para la rehabilitación de los espacios edéntulos. En función de la situación a resolver, el profesional puede elegir el biomaterial según su diseño, material de confección, características de superficie y propiedades físico-químicas. Las investigaciones se encaminan a la modificación de las superficies de los implantes de titanio, en cuanto a sus propiedades físico-químicas y características topográficas, para obtener una respuesta más satisfactoria de los tejidos duros y blandos periimplantarios, una mejor osteointegración y en un tiempo menor y a aumentar, en definitiva, su biocompatibilidad y supervivencia a largo plazo.

Dentro de las investigaciones sobre modificaciones de la topografía de las superficies de los implantes, surgieron los implantes de superficie híbrida. Combinan dos superficies, una coronal, mecanizada, que reduce la formación de biofilm y la adhesión bacteriana, proporcionando, así, una respuesta óptima de los tejidos blandos en caso de exposición de las primeras espiras. La segunda superficie es rugosa, apical a la primera, que mejora la unión mecánica con el hueso circundante.

Numerosos estudios confirman la estabilidad de los tejidos blandos alrededor de los implantes híbridos y su alta tasa de supervivencia. Sin embargo, algunas investigaciones apuntan a una mayor pérdida ósea periimplantaria si se comparan con los implantes de superficie rugosa, sobre todo en situaciones óseas más desfavorables. Hasta ahora existía poca bibliografía sobre cómo el hecho de combinar dos superficies heterogéneas influía en su comportamiento mecánico. La gran diferencia de tensión residual existente entre las dos superficies puede provocar deformaciones plásticas no homogéneas, peor comportamiento a fatiga y mayor riesgo de corrosión, especialmente en la interfase de la misma, donde se exacerban.

Objetivos

Los objetivos de esta tesis doctoral fueron estudiar in vitro el comportamiento mecánico de los implantes de superficie híbrida y poder establecer una comparativa con los implantes de superficie única mecanizada y rugosa. De esta manera, se consideró la heterogeneidad de tensiones residuales entre las dos superficies de los implantes híbridos, como la posible causa de su peor comportamiento mecánico y de su menor resistencia a la corrosión. Por ello, después del estudio biomecánico, se evaluó si el tratamiento térmico de recocido propuesto era capaz de homogeneizar las tensiones residuales entre las dos superficies y, consecuentemente, mejorar sus propiedades mecánicas.

Finalmente, se comparó el comportamiento mecánico de los implantes híbridos tratados térmicamente con los de superficie rugosa (SLA).

Material y métodos

Para ello, se emplearon 90 implantes con idénticas características siendo la única diferencia la rugosidad de superficie. Se hicieron tres grupos (implantes de superficie mecanizada, rugosa SLA e híbrida), caracterizando su superficie por interferometría. Gracias a un difractor se evaluó la tensión residual a 5 implantes de cada grupo. Para el comportamiento mecánico se calculó la resistencia a la flexión y el comportamiento a fatiga, obteniendo la curva S-N para cada tipo de implante. Se evaluaron las distribuciones de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes, gracias al análisis de elementos finitos, obteniendo, en total, seis modelos en 3D para cada tipo de implante asociado a hueso cortical y trabecular.

En la segunda investigación, se emplearon barras de titanio comercialmente puro (SLA) para el tratamiento térmico a 800°C con 7 tiempos de mantenimiento de la temperatura (10, 20, 30, 40, 60, 100 y 120 minutos) y enfriamiento en agua a 20°C. Para determinar la microdureza se empleó un microdurómetro. Para el estudio metalográfico se utilizó microscopía óptica y el área de grano se evaluó con técnicas de análisis de imagen. Con la misma metodología de la primera investigación, se midió la tensión residual después del tratamiento térmico a 5 implantes híbridos, la resistencia a la corrosión a otros 5 y el comportamiento a fatiga a 10 de ellos. Se compararon los resultados con los de los implantes híbridos sin tratamiento y con los de superficie rugosa (granallado).

Resultados

Los valores S_a de rugosidad fueron de $0.23 \pm 0.02 \mu\text{m}$ para la superficie mecanizada y de 1.98 ± 0.12 para la rugosa, demostrando una discrepancia estadísticamente significativa. Los resultados de tensión residual mostraron, a su vez, una diferencia estadísticamente significativa entre la superficie mecanizada (-20,2 MPa) y la rugosa (-201,2 MPa) ($p < 0,05$ t-student). En cuanto al comportamiento mecánico, los implantes híbridos presentaron peor resistencia a la flexión ($p < 0,05$) y comportamiento a fatiga. El análisis de elementos finitos mostró que tanto la distribución de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes en hueso e implante eran escasas en la porción mecanizada en hueso cortical. Los mejores resultados en el comportamiento mecánico los obtuvieron los implantes rugosos con tratamiento de granallado.

En el tratamiento térmico de recocido, el tiempo de mantenimiento de la temperatura elegido fue de 30 minutos, al obtener una microdureza (115 HVN) similar a la del titanio sin tratamiento. La resistencia a la corrosión (E_{COP} , I_{CORR} , E_{CORR}) de los implantes híbridos tratados térmicamente mejoró significativamente ($p < 0,05$). La tensión residual resultante fue similar a la de los implantes mecanizados (-20,2 MPa). El aumento de la vida a fatiga y la distribución de tensiones y microdeformaciones en hueso trabecular confirmaron la optimización del comportamiento mecánico.

Conclusiones

Se debe tener en cuenta a la hora de elegir un implante de superficie híbrida que son más susceptibles de pérdida ósea en su porción coronal mecanizada y de fallo por fatiga y corrosión. Sin embargo, el tratamiento térmico de recocido proporciona una opción de mejora de sus propiedades mecánicas y aumenta su resistencia a la corrosión, al conseguir equilibrar las tensiones residuales.

Palabras clave: implantes de superficie híbrida, superficie SLA, tensión residual, comportamiento a fatiga, análisis de elementos finitos, tratamiento térmico de recocido, crecimiento de grano, resistencia a la corrosión.

Summary

Balancing Residual Stress Levels through Heat Treatment in Hybrid Surface Implants

Introduction

Currently, the Dentist has a wide variety of implants for the rehabilitation of edentulous spaces. Depending on the situation to be resolved, the professional can choose the biomaterial according to its design, manufacturing material, surface characteristics, and physicochemical properties. Research is focused on modifying the surfaces of titanium implants in terms of their physicochemical properties and topographic characteristics to achieve a more satisfactory response from peri-implant hard and soft tissues, better osseointegration in a shorter time, and ultimately to increase their biocompatibility and long-term survival.

Within the research on modifications to the topography of implant surfaces, hybrid surface implants emerged. They combine two surfaces, a coronal one, machined, which reduces biofilm formation and bacterial adhesion, thus providing an optimal response of the soft tissues in case of exposure of the first threads. The second surface is rough, apical to the first, which improves the mechanical bond with the surrounding bone.

Numerous studies confirm the stability of the soft tissues around hybrid implants and their high survival rate. However, some studies indicate a greater peri-implant bone loss when compared to rough-surfaced implants, especially in more unfavorable bone situations. Until now, there was little literature on how the combination of two heterogeneous surfaces influenced their mechanical behavior. The large difference in residual stress between the two surfaces can cause non-homogeneous plastic deformations, worse fatigue behavior, and a higher risk of corrosion, especially at the interface, where they are exacerbated.

Objectives

The objectives of this doctoral thesis were to study in vitro the mechanical behavior of hybrid surface implants and to establish a comparison with single machined and rough surface implants. In this way, the heterogeneity of residual stresses between the two surfaces of hybrid implants was considered as the possible cause of their poorer mechanical behavior and lower corrosion resistance. Therefore, after the biomechanical study, it was evaluated whether the proposed annealing heat treatment was capable of homogenizing the residual stresses between the two surfaces and, consequently, improving their mechanical properties. Finally, the mechanical behavior of the thermally treated hybrid implants was compared with that of the rough surface implants. (SLA).

Material and methods

For this, 90 implants with identical characteristics were used, the only difference being the surface roughness. Three groups were made (machined surface implants, rough SLA, and hybrid), characterizing their surface by interferometry.

Thanks to a diffractometer, the residual stress was evaluated on 5 implants from each group. For the mechanical behavior, the flexural strength and fatigue behavior were calculated, obtaining the S-N curve for each type of implant. The distributions of Von Mises stresses and the resulting microdeformations were evaluated, thanks to finite element analysis, resulting in a total of six 3D models for each type of implant associated with cortical and trabecular bone.

In the second investigation, commercially pure titanium rods (SLA) were used for heat treatment at 800°C with 7 different holding times (10, 20, 30, 40, 60, 100, and 120 minutes) and cooling in water at 20°C. To determine the microhardness, a microhardness tester was used. For the metallographic study, optical microscopy was used, and the grain area was evaluated using image analysis techniques. Using the same methodology as the first investigation, the residual stress after heat treatment was measured on 5 hybrid implants, the corrosion resistance on another 5, and the fatigue behavior on 10 of them. The results were compared with those of untreated hybrid implants and those with rough surfaces. (grit-blasting).

Results

The Sa roughness values were $0.23 \pm 0.02 \mu\text{m}$ for the machined surface and 1.98 ± 0.12 for the rough surface, demonstrating a statistically significant discrepancy. The residual stress results also showed a statistically significant difference between the machined surface (-20.2 MPa) and the rough surface (-201.2 MPa) ($p < 0.05$ t-student). Regarding mechanical behavior, the hybrid implants exhibited worse flexural strength ($p < 0.05$) and fatigue performance. The finite element analysis showed that both the distribution of Von Mises stresses and the resulting microdeformations in bone and implant were minimal in the machined portion of the cortical bone. The best results in mechanical behavior were obtained with rough implants treated with shot peening.

In the annealing heat treatment, the chosen temperature maintenance time was 30 minutes, achieving a microhardness (115 HVN) similar to that of untreated titanium. The corrosion resistance (ECOP, ICORR, ECORR) of the thermally treated hybrid implants improved significantly ($p < 0.05$). The resulting residual stress was similar to that of the machined implants. (-20,2 MPa). The increase in fatigue life and the distribution of stresses and microdeformations in trabecular bone confirmed the optimization of mechanical behavior.

Conclusions

It should be taken into account when choosing a hybrid surface implant that they are more susceptible to bone loss in their machined coronal portion and to failure due to fatigue and corrosion. However, the annealing heat treatment provides an option to improve their mechanical properties and increases their corrosion resistance by balancing the residual stresses.

Keywords: hybrid surface implants, SLA surface, residual stress, fatigue behavior, finite element analysis, annealing heat treatment, grain growth, corrosion resistance.

Índice General

1. INTRODUCCIÓN	20
1.1. Motivo de la elección del tema	20
1.2. Conceptos generales de la Implantología oral	23
1.2.1. Definición.....	23
1.2.2. Osteointegración	24
1.2.3. Biomecánica aplicada	31
1.2.3.1. Fuerzas oclusales.....	31
1.2.3.1.1. Sobrecarga oclusal	35
1.2.3.2. Factores dependientes del hueso.....	36
1.2.3.2.1. El hueso.....	36
1.2.3.2.2. Calidad y cantidad ósea.....	38
1.2.3.2.3. Propiedades biomecánicas del hueso.....	40
1.2.3.3. Factores dependientes del implante.....	42
1.2.3.3.1. Macrodiseño	42
1.2.3.3.2. Propiedades externas e internas de los implantes	48
1.2.3.3.1.2. Propiedades externas	48
1.2.3.3.1.2. Propiedades internas.....	49
1.2.4. Complicaciones de los implantes	53
1.2.4.1. Complicaciones biológicas.....	53
1.2.4.2.2. Tratamiento de la peri-implantitis	56
1.2.4.2. Complicaciones mecánico-técnicas.....	60
1.2.4.2.2. Fatiga	61
1.2.4.2.2. Fractura por fatiga.....	65
1.3. Modificación de las superficies de los implantes	70
1.3.1. Modificación de la rugosidad de superficie.....	76
1.3.2. Medición cuantitativa de la rugosidad.....	84
1.3.3. Implantes híbridos	87
1.3.3.1. Objetivos de los implantes híbridos	87
1.3.3.2. Estudios clínicos	89
1.3.3.3. Comportamiento a fatiga	91
1.4. Aspectos relativos al comportamiento mecánico	92

1.4.1.	Tensión residual	92
1.4.2.	Resistencia a la flexión	95
1.4.3.	Ensayos de fatiga en implantes dentales.....	95
1.4.4.	Medición de las tensiones de Von Mises y de las microdeformaciones resultantes	97
1.4.5.	Microestructura del Titanio y sus aleaciones.....	100
1.4.5.1.	Fases del Titanio y sus aleaciones y su estructura cristalina	102
1.4.5.2.	Límite de grano	103
1.4.5.6.	Cinética del grano	105
1.5.	Tratamiento térmico de recocido	107
1.5.1.	Estudio metalográfico	109
1.5.2.	Endurecimiento por recocido	109
1.5.4.	Tratamiento térmico y aumento de la resistencia a la corrosión ..	110
1.5.4.	Tratamiento térmico para reducir las tensiones residuales.....	111
2.	HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	114
2.1.	Hipótesis.....	114
2.2.	Objetivos.....	114
3.	METODOLOGÍA	116
3.1.	Primera investigación	116
3.1.1.	Caracterización de superficie.....	116
3.1.1.1.	Implantes.....	116
3.1.1.2.	Rugosidad de superficie y topografía	117
3.1.2.	Propiedades mecánicas.....	117
3.1.2.1	Tensión residual	117
3.1.2.2	Resistencia a la flexión.....	118
3.1.2.3	Comportamiento a fatiga	118
3.1.3.	Análisis de elementos finitos	118
3.1.3.1	Diseño del modelo.....	118
3.1.3.2	Propiedades mecánicas de los materiales y condiciones de la interfase... ..	121
3.1.3.3	Condiciones de carga	121
3.2.	Segunda investigación	122
3.2.1.	Preparación de las muestras	122
3.2.2.	Tratamiento de recocido	123
3.2.2.1.	Pruebas de microdureza	123

3.2.3. Análisis metalográfico	123
3.2.4. Implantes	124
3.2.5. Corrosión.....	124
3.2.6. Propiedades mecánicas	125
3.2.6.1. Tensión residual	125
3.2.6.2. Comportamiento a fatiga	125
3.2.6.3. Análisis de elementos finitos.....	126
3.2.6.3.1. Diseño de los modelos	126
4. RESULTADOS	128
4.1. Resultados de la primera investigación.....	128
4.1.1. Caracterización de superficie.....	128
4.1.2. Comportamiento mecánico.....	129
4.1.2.1 Tensión residual	129
4.1.2.2 Resistencia a la flexión	130
4.1.2.3 Comportamiento a fatiga	131
4.1.3. Análisis de elementos finitos.....	132
4.2. Resultados de la segunda investigación	135
4.2.1 Microdureza	135
4.2.2 Crecimiento de grano	136
4.2.3 Resistencia a la corrosión	137
4.2.4 Tensión residual	138
4.2.5 Comportamiento a fatiga	139
4.2.6 Análisis de elementos finitos.....	140
5. DISCUSIÓN	143
5.1. Discusión de los resultados del primer ensayo: caracterización y evaluación del comportamiento mecánico	145
5.1.1. Rugosidad de superficie	145
5.1.2. Tensión residual	147
5.1.3. Comportamiento mecánico.....	152
5.1.3.1. Resistencia a la flexión.....	152
5.1.3.2. Comportamiento a fatiga	153
5.1.4. Análisis de elementos finitos.....	157
5.2. Discusión de los resultados del segundo ensayo: tratamiento térmico de homogeneización de tensiones	158
5.2.1. Tratamiento térmico de recocido	159

5.2.3.	Tensiones residuales.....	162
5.2.3.	Resistencia a la corrosión.....	162
5.2.5.	Comportamiento a fatiga.....	166
5.2.5.	Análisis de elementos finitos.....	166
6.	RELACIÓN COSTE/BENEFICIO	169
7.	LIMITACIONES.....	171
8.	CONCLUSIONES.....	173
	BIBLIOGRAFÍA	177
	GLOSARIO DE ABREVIATURAS EMPLEADO.....	196
	ANEXOS. CRITERIOS DE CALIDAD DE LA TESIS	198
	Póster	198
	Artículos	203

Índice de Figuras

Figura 1. Implantes empleados	23
Figura 2. Representación con elementos finitos del hueso, implante y coágulo tras la implantación	25
Figura 3. Remodelación ósea	28
Figura 4. Transformación de la estabilidad primaria en secundaria tras la colocación de un implante	29
Figura 5. Arquitectura ósea alrededor de una superficie mecanizada (A) y una rugosa SLA (B) durante el proceso de osteointegración	31
Figura 6. Parámetros para ensayos de tracción estandarizada y de fatiga	33
Figura 7. Representación de todos los componentes de una rehabilitación implantológica unitaria y estructuras de contorno	34
Figura 8. Representación de la relación entre el volumen óseo y las microdeformaciones según la carga aplicada	35
Figura 9. Representación de los tipos de hueso según su densidad	38
Figura 10. Tensiones de Von Mises en hueso trabecular y cortical bajo cargas oblicuas y axiales	40
Figura 11. Representación de la Ley de Hook.	41
Figura 12. Coeficiente de Poisson	42
Figura 13. Macrodiseño de un implante, modelado con elementos finitos	43
Figura 14. Implante cónico	44
Figura 15. Cuello de un implante N1 (Nobel Biocare)	46
Figura 16. Fuerzas de tensión y compresión	51
Figura 17. Implante fracturado durante un ensayo de fatiga in vitro	52
Figura 18. Fractura por fatiga tras un tratamiento de granallado	53
Figura 19. Representación de las causas de fracaso de los implantes	53
Figura 20. Tejidos blandos periimplantarios.	55
Figura 21. Situación idónea tras un tratamiento resectivo con implantoplastia	57
Figura 22. Técnicas	58
Figura 23. Representación de los problemas mecánicos más frecuentes de las rehabilitaciones implantológicas unitarias	60
Figura 24. Accidente ferroviario de Versalles, 1842	62
Figura 25. Avería del petrolero «Schenectady», enero de 1943	63
Figura 26. Ciclo de carga invertida	64

Figura 27. Microcavidades generadas por la corrosión en la interfase de las dos superficies de los implantes híbridos	66
Figura 28. Imágenes por SEM de implantes fracturados.	67
Figura 29. Velocidad de crecimiento de la	68
Figura 30. Etapas de la fractura por fatiga. I: etapa de iniciación. II: etapa de propagación. III: fractura total	69
Figura 31. Representación de la forma, ondulación y rugosidad de la superficie de un implante	71
Figura 32. Distintos perfiles de superficie con la misma altura (valor Ra)	72
Figura 33. Parámetros de amplitud	73
Figura 34. Representación del ángulo de contacto	75
Figura 35. Representación de las fuerzas de atracción entre las moléculas de la superficie y las internas.....	76
Figura 36. Estudio de Salou et al. Torque de desinserción en conejos según el tratamiento de superficie del implante colocado tras 4 semanas	77
Figura 37. Microscopía óptica de una superficie mecanizada (MA), superficie rugosa SLA (MICRO) y anodizada (NANO).....	78
Figura 38. Tensión resultante (tensión aplicada “net” y residual compresiva “residual”) de una muestra con tratamiento de granallado	79
Figura 39. Fisuras en una superficie tratada con grabado ácido	80
Figura 40. Superficie con tratamiento de granallado y ataque ácido (SLA)	81
Figura 41. Medición de rugosidad de superficie	84
Figura 42. Caracterización de una superficie mecanizada por AFM.....	86
Figura 44. Implante híbrido.....	87
Figura 44. Evolución de la anchura biológica con el tiempo.....	88
Figura 45. Representación de la proyección de partículas sobre una superficie, generando microhoyos y una tensión residual compresiva	93
Figura 46. Difracción de Bragg	94
Figura 47. Prueba de flexión	95
Figura 48. Máquina de fluencia de carga para la prueba de fatiga	97
Figura 49. Transformación de fase alotrópica del titanio en función de la temperatura	100
Figura 50. Tipos de aleaciones del titanio en función de su microestructura ..	101
Figura 51. Microestructura de Ti-6Al-4V.....	102
Figura 52. Fractura intergranular	104
Figura 53. Representación de los tipos de fractura	104
Figura 54. Micrografía por SEM del acero inoxidable.....	105

Figura 55. Movimiento de los átomos en el límite de grano. Grain: grano. Grain boundary: límite de grano. Free energy: energía libre interfacial	106
Figura 56. Relación entre la temperatura de recocido y la energía de activación	107
Figura 57. Celda electrolítica para el estudio in vitro de la corrosión	111
Figura 58. Representación de indentación de Vickers	112
Figura 59. Modelado de los implantes a estudio.	119
Figura 60. Mallado del hueso cortical.....	120
Figura 61. Mallado del hueso trabecular.	120
Figura 6. Microestructura de granos α del CpTi grado III sin tratamiento térmico (SEM).....	122
Figura 63. Mallado del hueso cortical superior.....	127
Figura 64. Mallado del hueso cortical inferior.....	127
Figura 65. Representación de las mediciones de la rugosidad de superficie (Valores S_a , S_m y Área de índice con su desviación estándar).....	129
Figura 66. Representación de la tensión residual (MPa) de la superficie mecanizada y rugosa	130
Figura 68. Representación de los resultados de la resistencia a la flexión de los tres implantes a estudio.	131
Figura 69. Curva S-N.....	131
Figura 70. Distribución de tensiones de Von Mises en los tres implantes en el modelo hueso cortical superior (MPa).	133
Figura 71. Distribución de tensiones de Von Mises en los tres implantes en el modelo hueso cortical inferior (MPa).	133
Figura 72. Microdeformaciones en los implantes en el modelo de hueso cortical superior (mm).	134
Figura 73. Microdeformaciones en los implantes en el modelo de hueso cortical inferior (mm).....	134
Figura 74. Relación entre la microdureza y el tiempo de mantenimiento	136
Figura 75. Relación entre el diámetro medio del grano en función del tiempo de mantenimiento de la temperatura (800°C).....	136
Figura 76. Valores del potencial de circuito abierto	138
Figura 77. Representación de las tensiones residuales (MPa) de los implantes rugosos (granallado), mecanizados e híbridos tratados térmicamente	139
Figura 78. Comportamiento a fatiga de los implantes de superficie rugosa (Grit blasting), híbridos (Hybrid) e híbridos tratados térmicamente (Annealed).	140
Figura 79. Tensiones de Von Mises (MPa) en el implante en el modelo de hueso cortical superior.	141

Figura 80. Tensiones de Von Mises (MPa) en el implante en el modelo de hueso corotical inferior.	141
Figura 81. Microdeformaciones en el implante a nivel del hueso cortical superior.	142
Figura 82. Microdeformaciones en el implante a nivel del hueso cortical inferior.	142
Figura 83. Picaduras por corrosión en la interfase de los implantes híbridos .	151
Figura 84. Marcas de playa	154
Figura 85. Iniciación de la grieta.....	154
Figura 86. Distribución de tensión de Von Mises (MPa) y microdeformaciones (mm/mm) en los tres tipos de implantes y en hueso cortical y trabecular.....	157
Figura 87. Actividad electrolítica de las picaduras.....	163
Figura 88. Rutas de propagación de la corrosión en función de la velocidad de enfriamiento	165
Figura 89. Distribución de tensiones de Von Mises (MPa) y microdeformaciones (mm) para los 4 tipos de implantes a estudio.....	167

Índice de tablas

Tabla 1. Propiedades físico-químicas del titanio.....	21
Tabla 2. Clasificación de los grados del CpTi según la ASTM. Composición en función del porcentaje de peso	22
Tabla 3. Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular (Ousler et al.)	37
Tabla 4. Propiedades mecánicas del CpTi.....	50
Tabla 5. Propiedades de superficie más importantes de los implantes	70
Tabla 6. Clasificación de las técnicas para la caracterización de superficie	85
Tabla 7. Ventajas e inconvenientes de las técnicas más empleadas para la medición de la rugosidad de superficie en implantes dentales	86
Tabla 8. Comparativa entre la superficie mecanizada y rugosa	89
Tabla 9. Propiedades mecánicas de la superficie mecanizada y rugosa	92
Tabla 10. Métodos para la medición de tensiones residuales	93
Tabla 11. Comparativa entre el crecimiento de grano normal y anormal	103
Tabla 12. Modelos generados para las dos situaciones respecto del nivel óseo periimplantario.....	121
Tabla 13. Propiedades mecánicas de los materiales modelados	121
Tabla 14. Impurezas químicas de las muestras (porcentaje en peso)	122
Tabla 15. Composición química de la solución de Hank.....	124

Tabla 16. Rugosidad de superficie. Los valores con asterisco y en azul indican una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$)	128
Tabla 17. Tensión residual. Los valores en azul indican una diferencia estadísticamente significativa	129
Tabla 18. Resistencia a la flexión	130
Tabla 19. Valores de distribución de Tensiones de Von Mises y microdeformaciones obtenidos tanto para los tres tipos de implantes como para el tejido óseo periimplantario.	132
Tabla 20. Relación entre el tiempo de mantenimiento de la temperatura (800°C) y la microdureza de las muestras resultante (HVN)	135
Tabla 21. Valores de K y n para la temperatura de 800°C	137
Tabla 22. Valores de E_{OCP} , J_{CORR} y E_{CORR} para los 4 tipos de implantes a estudio	137
Tabla 23. Tensión residual de los implantes a estudio	138
Tabla 24. Tensiones de Von Mises (Svons: MPa) y microdeformaciones (μ deformaciones: mm)	140
Tabla 25. Valores de tensión residual (MPa) y rugosidad de superficie (S_a : μ m) para las cuatro muestras a estudios	150

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Motivo de la elección del tema

Hoy en día, la sustitución de los dientes ausentes mediante implantes osteointegrados es una opción terapéutica muy extendida y válida, ya sea para la reposición de un único diente o la rehabilitación de un paciente completamente edéntulo, permitiendo recuperar satisfactoriamente tanto la funcionalidad como la estética perdidos. Su tasa de supervivencia supera el 95% a los 10 años. Actualmente, las investigaciones se encaminan a prolongar la vida útil de los mismos, buscando asegurar una longevidad superior a los 20 años⁽¹⁾.

Hoy en día, existe una gran variedad de tipos de implantes. Se pueden clasificar según el material empleado, morfología, plataforma, rugosidad, topografía, paso de rosca y tipo de conexión al aditamento. Los nuevos diseños pretenden lograr una reducción en el tiempo de cicatrización del lecho quirúrgico para acortar lo máximo posible la espera para la carga funcional, mejorar las propiedades mecánicas, físicas y químicas de los implantes y conseguir una respuesta de los tejidos adyacentes satisfactoria.

Los implantes dentales deben ser biocompatibles, atóxicos, resistentes a la corrosión, pasivos, con adecuadas propiedades superficiales (topografía, composición química, energía de superficie y humectabilidad) y mecánicas (módulo elástico, resistencia a la fractura y al desgaste, comportamiento a fatiga, ductilidad, tenacidad), deben tener una calidad excelente de los materiales, estar estériles, presentar un adecuado manejo clínico y con costes aceptables de producción⁽²⁻⁵⁾.

Aunque el titanio y sus aleaciones siguen siendo los materiales más empleados, con los avances de la implantología moderna están apareciendo nuevos materiales para sustituirlo. Entre ellos, cabe destacar los implantes de Zirconia y el PEEK (poly-ether-ether-Ketone), aunque todavía siguen siendo necesarios más estudios in vitro e in vivo que consigan mejorar su comportamiento mecánico⁽⁶⁻⁹⁾.

El titanio (junto con sus aleaciones) es biocompatible, atóxico, presenta una elevada resistencia a la corrosión y compatibilidad mecánica con el hueso circundante, con un módulo elástico relativamente bajo y alta resistencia mecánica. Las propiedades químicas y biológicas del titanio están determinadas por la superficie óxida (TiO₂) que se forma al entrar el titanio en contacto con el oxígeno. El propio trauma quirúrgico ocasionado en la inserción del implante, provoca un estrés oxidativo en su superficie, que deriva en la capa de dióxido de Titanio (TiO₂). A esta capa porosa se incorporan iones de calcio y fósforo de la matriz ósea, convirtiendo a la interfase hueso-implante en un área dinámica^(10,11). Además, confiere una alta resistencia a la corrosión galvánica, corrosión por grietas y fisuras bajo tensión y supone un lecho adecuado para la formación de

hueso nuevo (Tabla 1). Pegueroles et al.⁽¹²⁾ comprobaron in vitro la carga negativa y la hidrofilia de la capa de TiO₂, hechos que favorecen la adsorción de proteínas.

Óxido más estable	TiO₂
Punto isoeléctrico	3,5-6,7
Carga a pH=7	Negativa
Constante dieléctrica del óxido	86-170
Solubilidad a pH=7 (mol/l)	310 ⁻⁶
Carga de las especies que se disuelven	0
Ángulo de contacto en agua	54
Energía libre superficial (ELS) (mJ/m²)	50,0
Componente polar de la ELS (mJ/m²)	31,7
Componente dispersiva de ELS (mJ/m²)	18,3

Tabla 1. Propiedades físico-químicas del titanio ⁽¹³⁾.

Los implantes osteointegrados no deben ser tóxicos, esto es, no se han de desprender sustancias de su superficie que provoquen reacciones adversas en el huésped. Si el titanio se corroiera, al degradarse, se eliminarían partículas de titanio o iones metálicos a los tejidos circundantes, que podrían causar una reacción inflamatoria o incluso tóxica y la pérdida del hueso periimplantario. Además, se podrían llegar a depositar en órganos vitales como los pulmones, hígado o riñones al ser distribuidos por el torrente sanguíneo⁽¹⁴⁾. El medio ambiente intraoral varía constantemente, sufriendo cambios en su temperatura, en el pH, acificándose si existe inflamación o por reflujo gástrico, en la concentración de electrolitos y de fluoruros, con determinadas pastas de dientes, cambios en la población de microorganismos y variaciones en las sollicitaciones de carga, que pueden llevar a la corrosión del implante^(3,15). Si adicionalmente existiera pérdida ósea alrededor del implante, exponiéndose sus primeras espiras, podría verse aumentado el riesgo de corrosión y reducida la vida a fatiga por la acción conjunta de las cargas recibidas por el implante y el fluido intraoral. Según la causa que provoque la corrosión se puede hablar de Biocorrosión y Tribocorrosión⁽¹⁶⁾. La biocorrosión depende del pH del medio, del tipo de ácido y del tiempo de exposición a éste. En el concepto de tribocorrosión se añade el efecto que tiene sobre el complejo prótesis-implante la fricción entre sus componentes metálicos sometidos a carga mecánica. Se genera por el contacto entre superficies, depende la fuerza aplicada al implante y afecta al implante, a la restauración protética y a los tejidos circundantes⁽¹⁷⁾.

El Titanio comercialmente puro (CpTi) se clasifica en cuatro grados, en función del contenido intersticial (ASTM-American Society for Testing and Materials) (Tabla 2)⁽¹⁸⁾. Cuanto mayor sea el contenido de estos elementos (oxígeno, carbono, hierro, nitrógeno) mayor será su pureza (representado por el grado IV)^(19,20). Incrementarla supone una mejoría de las propiedades mecánicas,

aunque en contrapartida, aumenta el riesgo de corrosión. La aleación que más se usa es Ti-6Al-4V, ya que consigue mejorar el límite elástico y las propiedades de fatiga. Se le considera el Titanio de grado V y está compuesta por un 6% de aluminio y un 4% de Vanadio, lo que aumenta su fuerza mecánica. Sin embargo, la posible liberación de iones de Vanadio y Aluminio puede provocar Alzheimer, afectación a los nervios periféricos y osteomalacia^(10,21). Además, cada vez se registran más casos de reacciones alérgicas, inflamatorias y tóxicas⁽¹⁸⁾.

	N	C	O	Fe	H	Ti
Grado 1	0,03	0,10	0,18	0,20	0,0125	Resto
Grado 2	0,03	0,10	0,25	0,30	0,0125	Resto
Grado 3	0,05	0,10	0,35	0,30	0,0125	Resto
Grado 4	0,05	0,10	0,40	0,40	0,0125	Resto

Tabla 2. Clasificación de los grados del CpTi según la ASTM. Composición en función del porcentaje de peso.

Por ello, se están desarrollando técnicas para equiparar las propiedades mecánicas del titanio comercialmente puro a las del Ti-6Al-4V. Entre ellas, cabe destacar la Deformación Plástica Severa (SPD)^(21,22), que consiste en aplicar una fuerza severa para fragmentar el grano de la microestructura, generando un grano ultrafino (UFG) y mejorando el límite de grano. Cuanto menor sea el límite de grano, mejor comportamiento mecánico presentará el material. Otro tratamiento que conlleva menos tiempo de ejecución es la Onda de choque. Consiste en someter al material a una carga dinámica que supere su límite elástico, por lo que ocasionará una onda elástica y otra plástica. Al ir aumentando la tensión aplicada, la onda plástica chocará contra la elástica, generando una onda de choque, que transformará la microestructura del titanio y sus aleaciones. También se emplea el tratamiento térmico de recocido para aumentar la dureza del material, mejorar su resistencia a la fractura y a la corrosión y aliviar las tensiones residuales.

En esta tesis doctoral se pretende reflejar la importancia de las características superficiales del implante, su topografía y de sus propiedades físico-químicas en la consecución óptima de la rehabilitación implantológica. Estos parámetros influyen en todos los procesos a seguir, desde la selección del implante adecuado a cada caso, la osteointegración y la supervivencia a largo plazo. A grandes rasgos los implantes, según su rugosidad de superficie, se pueden dividir en tres grandes grupos, que son: implantes de superficie mecanizada, rugosa y de superficie híbrida, que incorporan ambas (Figura 1). Los implantes

de superficie híbrida surgieron ante la necesidad de solventar las complicaciones biológicas de los implantes integrados, debido a su elevada prevalencia. El objetivo de esta investigación es conocer cómo es su comportamiento mecánico, estableciendo una comparativa con los otros dos grandes grupos. Otro gran reto es intentar mejorar su comportamiento mecánico ya que el hecho de incorporar dos superficies tan dispares de forma continua supone, según quedará expuesto, un detrimento de las mismas. Para ello, proponemos un tratamiento térmico de recocido, muy empleado en metalurgia, que reduzca la heterogeneidad de tensión residual existente en estos implantes híbridos.

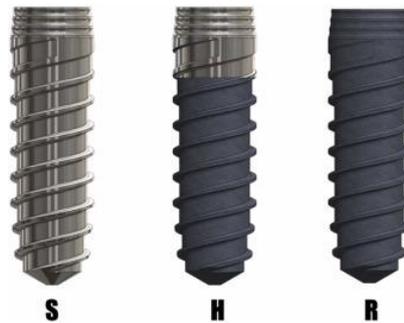


Figura 1. Implantes empleados. Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso (Implantes VEGA, Klockner Dental Implants).

1.2. Conceptos generales de la Implantología oral

1.2.1. Definición

En los años 60, Brånemark y su equipo descubrieron, de una manera accidental, que el titanio se podía unir al hueso de una forma fija y estable con un procedimiento quirúrgico poco traumático. Con la técnica de microscopía vital, introdujeron en la tibia de un conejo una cámara de titanio para examinar los cambios circulatorios y celulares que se desencadenaban en un tejido vivo, a fin de estudiar cómo cicatrizan las heridas y la microcirculación del hueso. A la hora de remover dicha cámara, vieron que no eran capaces, ya que estaba unida firmemente al hueso. Se dieron cuenta de que el titanio podía ser un buen pilar para el soporte de prótesis dentales. Le siguieron más estudios experimentales en perros y en 1965 colocaron el primer implante en la zona anterior de la mandíbula. En la Conferencia de Toronto (1982), Brånemark acuñó por primera vez el término de Osteointegración, fijando como bases para el éxito una cirugía atraumática y la carga diferida.

Brånemark definió la osteointegración como *“una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso y el implante sometido a carga funcional”*⁽²³⁾. Posteriormente, se ha modificado esta definición considerando la

osteointegración un proceso mediante el cual una fijación de un material aloplástico clínicamente asintomática es unida y mantenida en el hueso durante la carga funcional⁽²⁴⁾.

Koba y Zarb propusieron el término de Oseosuficiencia⁽²⁵⁾, para determinar los factores que intervienen en el éxito de la osteointegración y su perpetuidad con el tiempo. Estos son:

- El operador: su habilidad, experiencia y técnica quirúrgica empleada
- Hueso: calidad y cantidad ósea
- El paciente: la idiosincrasia del huésped
- Implante: superficie, morfología, diámetro y longitud
- Solicitaciones mecánicas: acción de las fuerzas mecánicas sobre el hueso y el implante

Es decir, a la hora de planificar un tratamiento con implantes dentales, la cirugía de colocación debe ser cuidadosa, sin sobrecalentamiento del lecho receptor y en un ambiente aséptico para evitar infecciones cruzadas. Se debe seleccionar el tipo adecuado de implante para cada caso, valorando las condiciones médicas y particulares del paciente, la calidad y cantidad del hueso, la salud de los tejidos blandos y las condiciones oclusales. El objetivo es conseguir una rehabilitación funcional y estética exitosa y estable a lo largo de los años⁽²⁵⁾.

Los factores que suponen criterios de éxito de los implantes son⁽⁹⁾:

- Ausencia de dolor a la palpación, percusión y función. No debe existir dolor, infección, parestesia ni otras neuropatías
- Ausencia de movilidad en ninguna dirección
- Ausencia de exudado
- No debe existir una pérdida ósea marginal radiográfica mayor de 2 mm
- Ausencia de radiolucidez periimplantaria
- No debe existir una pérdida de inserción gingival progresiva
- Grosor mínimo de encía adherida de 2 mm
- Todo el procedimiento debe ocurrir sin complicaciones
- Satisfacción del paciente, en cuanto a funcionalidad y estética

1.2.2.Osteointegración

La osteointegración supone el logro de una interfase hueso-implante sin que exista un tejido no óseo⁽²⁰⁾. Según la definición de Brånemark, debe crearse una conexión estructural y funcional directa, entre un hueso vivo y el implante que soporta carga.

Atendiendo a esta definición, se han de considerar numerosos factores que supondrán criterios de éxito. Como primer punto, durante la fase quirúrgica de inserción del implante, se debe lograr la estabilidad primaria, evitando cualquier

movimiento significativo. La estabilidad primaria requiere de una unión mecánica entre el implante y el lecho óseo que lo alberga. La presión de la inserción del implante en el hueso, proporciona resistencia y rigidez a la interfase hueso-implante. Si no se logra este contacto íntimo entre los dos, daría lugar a micromovimientos del implante que aumentan el riesgo de encapsulación por tejidos blandos y el fracaso del mismo^(26,27). En estudios in vitro con análisis de elementos finitos se ha comprobado la estrecha relación entre el torque y la velocidad de inserción del implante y la tensión transmitida al hueso circundante⁽²⁸⁾.

Una vez colocado el implante se debe conseguir la Estabilidad secundaria biológica. Supondría la “osteogénesis de contacto” o depósito óseo en la superficie implantaria sin tejido fibroso intermedio. Schröder et al.⁽²³⁾ lo describieron como una anquilosis de la interfase hueso-implante que se ha de crear en el período de curación inicial, inmediatamente después de la cirugía y que se ha de mantener, en un equilibrio dinámico, durante todo el período postintegración. Ocurrirán tres procesos biológicos: curación ósea periimplantaria, formación de hueso nuevo alrededor de la superficie implantaria y remodelación ósea⁽²³⁾. De este modo, tras la colocación del implante, se suceden una cascada de fenómenos biológicos celulares y extracelulares en la interfase hueso-implante, cuyo objetivo final es la curación ósea, observándose la superficie del implante recubierta con hueso *novo* (Figura 2).

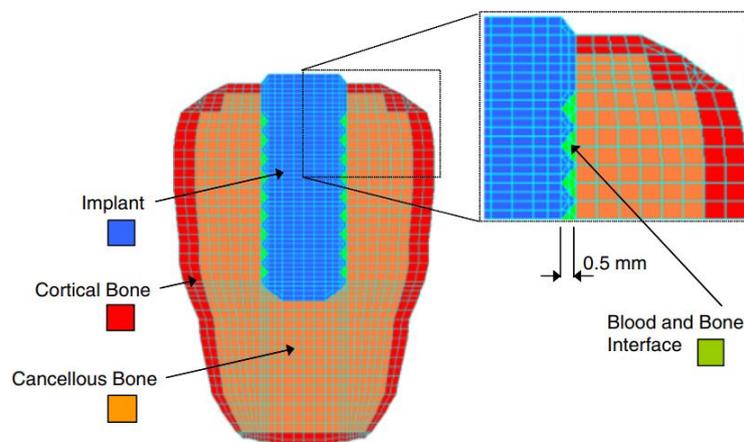


Figura 2. Representación con elementos finitos del hueso, implante y coágulo tras la implantación ⁽²⁸⁾.

Irremediablemente, el acto quirúrgico de inserción de un implante va a producir un trauma mecánico y térmico, que conlleva una reacción del lecho óseo. El hueso presentará una respuesta inflamatoria que conduce a una reabsorción ósea. Existirá una liberación de factores de crecimiento y un reclutamiento y migración de células osteogénicas a la superficie del implante, para la formación de un hueso nuevo. La curación ósea periimplantaria se puede dividir en cuatro estados: formación de un hematoma (sangrado y coagulación), resolución del coágulo (fibrinolisis), formación de tejido granular (fibroplasia y angiogénesis), y síntesis y mineralización de hueso nuevo (remodelación ósea)^(23,29). A través del

coágulo inicial, existirá un reclutamiento y migración de las células osteogénicas a lo largo de la superficie del implante para conseguir la mineralización de la interfase hueso-implante.

- **Formación del coágulo:** el labrado del lecho receptor del implante lesiona los vasos sanguíneos. La sangre que embebe la zona quirúrgica tiene glóbulos rojos, leucocitos y plaquetas. Éstas contienen glicoproteínas, un sistema tubular, granos densos y α . Su adhesión está influenciada por el tipo de superficie del implante⁽³⁰⁾. Los granos α contienen el factor Von Willebrand, factor de crecimiento derivado de las plaquetas, factor de crecimiento transformante β y fibrinógeno. Las plaquetas formarán un “tapón” para detener el sangrado. El fibrinógeno soluble del plasma se transforma ahora en fibrina no soluble.
- **Fibrinolisis:** a partir del tercer día comienza la degradación del coágulo por la plasmina. Aumentan los macrófagos y neutrófilos para acabar con los restos necróticos y aparece un tejido granular.
- **Fibroplasia:** entre el cuarto y el séptimo día, se forma una matriz extracelular rica en colágeno y fibronectina, que posibilita la migración de células osteoprogenitoras. La fibronectina tiene un papel fundamental en la diferenciación de los osteoblastos, en la formación precoz de hueso nuevo y en la interacción de las células con el implante. La rugosidad de la superficie del implante y sus propiedades físico-químicas (tensión residual, energía de superficie y humectabilidad) potencian la adhesión de las proteínas⁽³¹⁾.

Por lo tanto, tras la inserción del implante, va a existir una interacción entre su superficie y el medio acuoso y los iones salinos. Se formará una capa de hidratación en la superficie del biomaterial que favorecerá la adhesión de las proteínas sanguíneas. Éstas formarán una nueva capa sobre la superficie del implante con factores de activación necesarios para la adhesión celular posterior⁽¹²⁾. La adsorción de proteínas es un proceso dinámico en el que, aunque la mayoría de proteínas se adsorben irreversiblemente, algunas se pueden llegar a desprender. Se desplazan las que presentan mayor movilidad y, por tanto, primeras en llegar, y se adsorben las de menor movilidad, pero con mayor afinidad, como la Fibronectina. A este proceso competitivo se le conoce como Efecto Vroman. Las interacciones entre las proteínas sanguíneas y la superficie de los implantes son no covalentes y se ven influidas tanto por las proteínas sanguíneas (su concentración, tamaño, etc.) como por la superficie del biomaterial (rugosidad, composición química, energía de superficie). Dentro de todas las proteínas del plasma sanguíneo, cabe destacar el Fibrinógeno, la Fibronectina y la Albúmina. El Fibrinógeno actúa como mediador en la activación de las plaquetas. La Fibronectina, como componente clave de la matriz extracelular, que inicia la adhesión celular. La Albúmina bloquea la adhesión no específica de células y regula la presión osmótica⁽¹²⁾.

A partir del séptimo día desde el traumatismo, comienza el “cierre de la herida” gracias a la conversión de fibroblastos a mioblastos con capacidad contráctil.

- **Angiogénesis:** es la expansión de la red vascular para poder proporcionar oxígeno y nutrientes (arteriogénesis) gracias a las células endoteliales.
- **Remodelación ósea:** sustitución de la matriz provisional de colágeno por hueso nuevo.

Davies⁽²³⁾ dividió la curación ósea periimplantaria en tres fenómenos biológicos (Figura 3):

- **Osteoconducción:** reclutamiento y migración de células osteogénicas a la superficie del implante. Albrektsson y Johansson describieron dos procesos. Uno, la Osteoinducción, que supone la transformación fenotípica de células mesenquimales en células formadoras de hueso. El otro es la Osteoconducción, en el que existe una migración de células diferenciadas osteogénicas hacia la superficie del implante.
- **Formación de hueso “novo”:** mineralización de la matriz ósea en la interfase hueso-implante. La formación de hueso nuevo en la superficie del implante se conoce como Osteogénesis^(23,29). Existen dos tipos: la osteogénesis a distancia, en la que el tejido óseo se forma desde la superficie del hueso circundante, y la osteogénesis de contacto, en la que comienza desde la superficie del implante. Esta última depende significativamente de la topografía de la superficie del implante. Existe un Principio de Biología Celular que determina que *“lo que una célula toca, tiene un papel importante en lo que la célula hace”*. En el momento de inserción del implante al hueso, el anclaje del mismo va a depender de su topografía y rugosidad de superficie y no tanto de su diseño⁽³²⁾.
- **Remodelación ósea:** la interfase hueso-implante es un área dinámica, se renueva durante toda la vida. Existe una regulación estricta a través de las citoquinas entre los osteoblastos, osteoclastos y osteocitos, que someten a la interfase a una intensa actividad remodeladora. Cualquier desequilibrio de esta organización, puede provocar una reabsorción ósea⁽³³⁾. Hoy en día se conoce que el mínimo grosor óseo alrededor del implante debe ser de 1,8 mm para que exista una correcta vascularización necesaria para la función y nutrición de los osteocitos. Los osteocitos son altamente mecanosensibles, más que los osteoblastos y fibroblastos del periostio⁽³⁴⁾. Las tensiones que aparezcan en la matriz que rodea los procesos celulares de los osteocitos provocarán una salida de líquido extracelular, que fluirá a través de un gradiente de presión. Ésta será la señal que perciban los osteocitos. Así, ante un estímulo mecánico, se activan los osteocitos que producen moléculas de señalización (BMP, Wnts, Prostaglandinas) que van a modular el reclutamiento, la diferenciación y la actividad de los osteoclastos y osteoblastos. De esta

forma, el hueso se mantiene en una remodelación continua, gracias a la acción coordinada entre los osteoclastos y los osteoblastos, permitiendo la adaptación de su estructura y eliminando los posibles microdaños por fatiga. Además, a consecuencia de este flujo de comunicación mecanosensible, pueden existir cambios en el área crestral periimplantaria, en ausencia de inflamación gingival, a causa de cargas no fisiológicas⁽³⁵⁾.

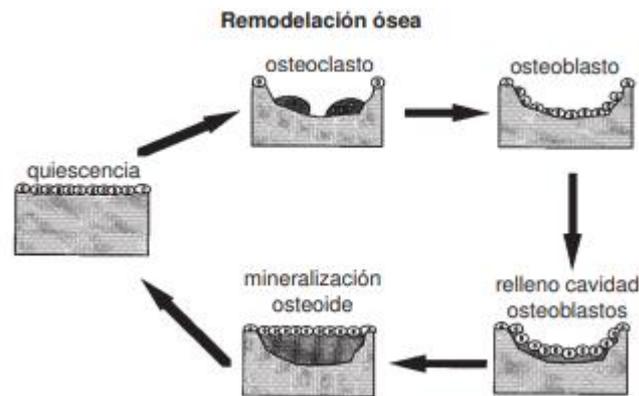


Figura 3. Remodelación ósea ⁽³⁶⁾.

Estos tres procesos necesitan de vascularización. El implante no proporciona ni células progenitoras ni factores osteogénicos ni angiogénicos. De hecho, después de un acto traumático, el restablecimiento de la microcirculación tiene un papel fundamental en la reparación del lecho quirúrgico, la formación ósea, la homeostasis del tejido óseo y su posterior remodelación. Los vasos sanguíneos transportan el oxígeno, las células progenitoras y los nutrientes necesarios para los tres procesos biológicos expuestos. Sin embargo, los implantes, a diferencia de los dientes, carecen de ligamento periodontal, por lo que la vascularización está más comprometida. Por ello, el restablecimiento de la microcirculación perióstica después de la cirugía es crucial. Si la vascularización es deficiente, habrá un mayor riesgo de fibrosis o cicatrización defectuosa.

En estudios con conejos⁽³⁵⁾ se ha comprobado que en la formación y el mantenimiento del hueso alrededor del implante se suceden etapas tiempo-dependientes. Así, nada más colocar el implante (cuerpo extraño) en los tejidos vitales se activa el sistema inmune e inflamatorio con un aumento de la actividad de los osteoclastos. Intentan engullir/digerir el cuerpo extraño y son los encargados de reabsorber la zona necrótica del lecho receptor. También se activan las células de defensa: neutrófilos, linfocitos y macrófagos postinflamatorios (M1 y OsteoMacs) y las células de reparación (fibroblastos, osteoblastos). A los 10 días ya existe una regulación positiva de las células de defensa inmunes. A los 28 días se encuentra, por un lado, una regulación positiva de las células de reparación inmunes (fibroblastos, osteoblastos, macrófagos M2 y Osteomacs, linfocitos, sistema del complemento) que ayudan a conseguir una protección de los tejidos para que no exista una mayor destrucción y, por otro, una disminución de la regulación de las células de reabsorción ósea alrededor del implante (osteoclastos). También existen en la interfase hueso-implante,

células gigantes multinucleadas y lo estarán siempre en dicha interfase. Debe existir un equilibrio entre la defensa y reparación de los tejidos para que no se desarrolle una inflamación y destrucción de tejidos crónica. Tanto Donath et al. como Wennerberg y Albrektsson mantuvieron que la osteointegración es *“una reacción a cuerpo extraño protectora, en la que se forma hueso en la interfase como una reacción de defensa para proteger y aislar el implante de los tejidos”*⁽³⁷⁾. Como la remodelación ósea es un estado dinámico, pueden aparecer ciertas condiciones que varíen el equilibrio de aposición/ reabsorción ósea, que condicionen una respuesta del sistema inmunológico y ocasione pérdida ósea periimplantaria. Sólo se activarán bajo determinadas condiciones que puedan provocar una respuesta del sistema inmune, llegando a ocasionar una pérdida ósea periimplantaria. Entre dichos factores cabe mencionar el tabaco, enfermedades inmunosupresoras, medicación o factores genéticos del paciente, sobrecarga oclusal, exceso de cemento en prótesis cementadas, etc.

La estabilidad primaria y la secundaria son inversamente proporcionales en el tiempo (Figura 4). Cuando se inserta un implante, la primaria supone el 100% de la estabilidad, y la secundaria el 0%, ya que todavía no se ha formado hueso dentro del lecho quirúrgico. En la tercera semana de cicatrización, ambas tienden a representar el 30% de la estabilidad y ya, en la octava semana, la secundaria implica el 80%. Gahona-Gutiérrez et al., en un estudio con 90 pacientes y 159 implantes, evaluaron, con análisis de frecuencia de resonancia, la estabilidad de los implantes en el maxilar y en la mandíbula en tres tiempos distintos⁽²⁶⁾. Midieron el Cociente de estabilidad del implante (ISQ) atornillando a los implantes una barra de metal (Smartpeg). Los resultados mostraron que, en la sexta semana, la estabilidad de los implantes en la mandíbula disminuye, para después, a partir de la octava semana, aumenta. En el maxilar, sin embargo, se intensifica desde la inserción quirúrgica. Esto se debe a las diferencias existentes entre el maxilar y la mandíbula, en función de sus componentes trabecular, cortical y vascular. La mandíbula, mucho más cortical, presenta una cicatrización osteonal. En el maxilar, más esponjoso, se forma hueso nuevo por osteogénesis de contacto.

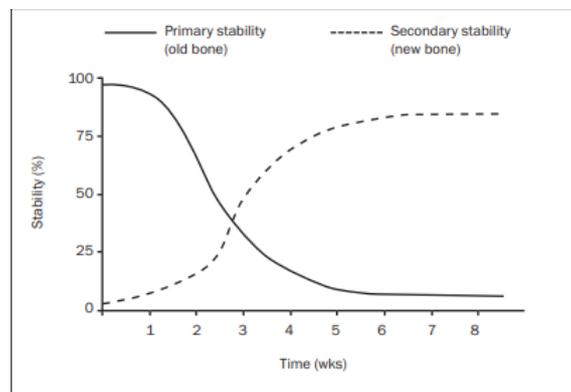


Figura 4. Transformación de la estabilidad primaria en secundaria tras la colocación de un implante ⁽²³⁾.

Por lo tanto, a la hora de conseguir la deseada estabilidad secundaria, un factor que presenta una relevancia significativa es la superficie del implante de titanio. La respuesta biológica a estos dos tipos de superficie es bien distinta. Si la superficie del implante de titanio es lisa o mecanizada, los osteoblastos entrarán en contacto directo con la superficie del mismo, siendo células más delgadas cubriendo un área más extensa. Además, habrá una mayor adhesión de fibroblastos, que proporcionan escasa resistencia a la tracción. En contrapartida, si la superficie del implante es rugosa, los osteoblastos cubrirán un área menor, disminuyendo su dispersión, aumentando los puntos focales y desarrollando lamelipodios que aumentan su adhesión a la superficie⁽³⁸⁻⁴⁰⁾. También, en las superficies rugosas existirá mayor actividad osteoblástica, mayor producción de proteínas morfogenéticas, de colágeno y osteocalcina y aumento de la actividad de la fosfatasa alcalina. El resultado será un incremento de la adhesión celular y mayor área de contacto hueso-implante (BIC), siendo ésta, más rápida en lograrse. Además, estos hechos conferirán a los implantes de superficie rugosa mayor resistencia a la compresión y a la tracción.

Hermann et al. realizaron un estudio comparativo de la respuesta clínica y radiográfica entre implantes de superficie lisa y rugosa a 12, 24 y 36 meses sometidos a carga, concluyendo que no existe una diferencia significativa entre los dos tipos de superficies en los períodos de 24 a 36 meses⁽⁴¹⁾. Sí se ha observado en estudios histológicos que en los dos primeros meses existe un menor contacto hueso-implante en los de superficie mecanizada. En estudios histológicos en los que se ha comparado el contacto hueso-implante (BIC) entre los implantes de superficie lisa y los tratados con grabado ácido se observó que, en los dos primeros meses, en los mecanizados se producía una pérdida del 44,7%, mientras que en los rugosos aumentaba el 39,14%. La razón que explica este suceso es porque en los implantes de superficie mecanizada el hueso contacta con las puntas de las espiras, mientras que en los rugosos el hueso se introduce dentro de las roscas⁽⁴²⁾. Por lo tanto, la respuesta ósea de los implantes rugosos es significativamente mayor y más rápida que en los lisos, aunque se necesitan más estudios clínicos para determinar la trascendencia y valor clínico a largo plazo (Figura 5).

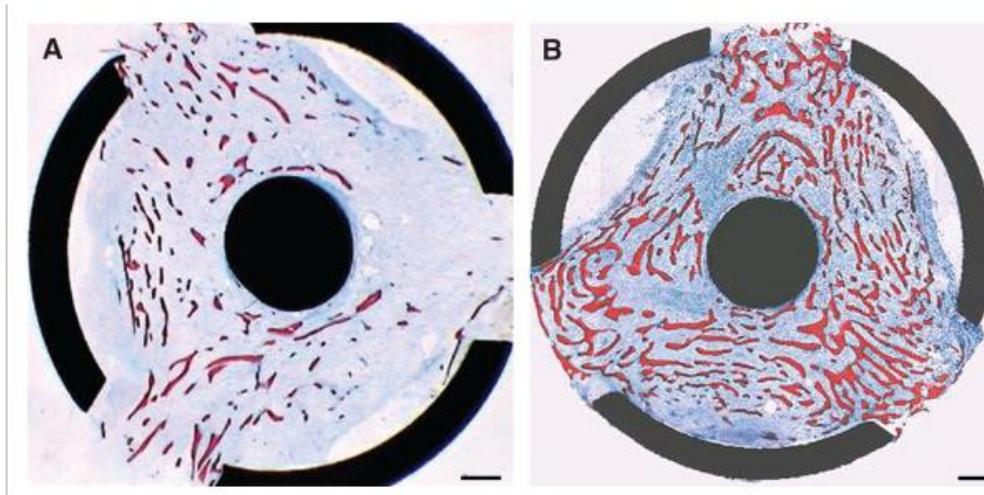


Figura 5. Arquitectura ósea alrededor de una superficie mecanizada (A) y una rugosa SLA (B) durante el proceso de osteointegración ⁽⁴³⁾.

Hoy en día se acepta que los implantes no llegan a alcanzar el 100% de unión hueso-implante (BIC), aunque se desconoce la causa⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾. Además, debido a la degradación que sufre el titanio, se sabe que las superficies más viejas (a partir de la cuarta semana desde el fin del proceso de fabricación) presentan menor fuerza de osteointegración que las superficies nuevas, independientemente del tipo de tratamiento de superficie practicado. Este proceso es, por tanto, tiempo-dependiente y se conoce como el “Envejecimiento del Titanio” (*Aging*).

1.2.3. Biomecánica aplicada

La interfase hueso-implante es una zona de alta concentración de tensiones. El éxito de las rehabilitaciones implantológicas a largo plazo, se basa en mantener, en un equilibrio dinámico, dicha interfase. De este modo, si las cargas que recibe el sistema implantológico son patológicas, podría conducir al fracaso de la rehabilitación. Por ello, el estudio biomecánico de todos los elementos que conforman dicho sistema es fundamental.

1.2.3.1. Fuerzas oclusales

La carga oclusal aplicada sobre el implante se transmite directamente al hueso a través de la interfase hueso-implante⁽⁴⁷⁻⁴⁹⁾. La forma en que una fuerza se distribuye por una superficie se denomina “esfuerzo”. La deformación es la variación en la forma o en las dimensiones de un cuerpo sometido a dicho esfuerzo. Existe una relación entre la fuerza aplicada al implante y la deformación y tensiones generadas en todo el sistema (prótesis-implante-hueso). La ley de

Hook determina que “*a mayor tensión aplicada sobre el implante, mayor diferencia de deformación entre el biomaterial y el hueso circundante*”. De esta forma, cuanto más similares sean los módulos de elasticidad del implante y del hueso, menor tendencia al movimiento relativo de la interfase hueso-implante. Esto supone que, en un hueso esponjoso, en el que existe mayor diferencia de elasticidad, hay que disminuir la magnitud de esfuerzos aplicados al sistema implantológico, para conseguir reducir la discrepancia de deformación entre el hueso y el implante y minimizar así, el riesgo de encapsulación fibrosa.

Otro factor fundamental es la dirección de la carga. El hueso es más débil ante una fuerza angulada. Es decir, a mayor ángulo de la carga aplicada, mayor será la tensión en la interfase hueso-implante. Esto se debe a la anisotropía del hueso. Una fuerza de 30 grados aumenta el estrés global en un 50%, sobre todo, en el cuello del implante, si se compara con una fuerza axial. El eje longitudinal del implante debe ser perpendicular a la curva de Wilson y la curva de Spee en Relación Céntrica. De esta forma, si las cargas oclusales son axiales, se reducirán las fuerzas de cizalla y disminuirán, por tanto, las posibles complicaciones mecánicas tales como aflojamiento o rotura de la retención de las prótesis. De hecho, son las cargas oblicuas la que provocan las peores situaciones, ya que superponen las fuerzas de flexión y compresión en la interfase.

Las cargas se pueden clasificar en^(50,51) :

- **Carga estática:** carga aplicada de forma continua durante un tiempo determinado. Se aplica lentamente, aumentando su valor de una forma gradual. Cuando alcanza el máximo, se mantiene de forma constante.
- **Cuasi-estática:** carga aplicada de forma continua durante un tiempo determinado pero distribuida en ciclos de determinada frecuencia. Las propiedades mecánicas de un material bajo cargas estáticas o cuasi-estáticas son los primeros valores que se verifican en el diseño del mismo. Se determinan mediante ensayos de tracción estandarizada cuyo estudio analítico proporcionan datos muy realistas⁽⁵²⁾.
- **Dinámica:** aplicación súbita de carga, el tiempo prácticamente no tiene valor. Ésta sería la resultante durante la función masticatoria. Se dividen en dos tipos. Uno, carga dinámica de impacto, en el que se aplica la carga y se quita de repente. Y otro, la fluctuante, supone cuando la carga se mantiene, pero su intensidad varía continuamente. La adaptación ósea está impulsada por carga dinámica, más que estática. Sólo se necesita una corta duración de la carga para iniciar una respuesta adaptativa. Cuanto más dure la carga, menor será la respuesta ósea adicional.
- **Cíclica:** repetición reiterativa de una carga (estática o dinámica) por unidad de tiempo (ciclos). A veces, fuerzas relativamente de poca magnitud, pero repetidas a lo largo del tiempo, pueden disminuir la

resistencia mecánica de los materiales y ocasionar un fallo por fatiga del implante o de la prótesis (Figura 6).

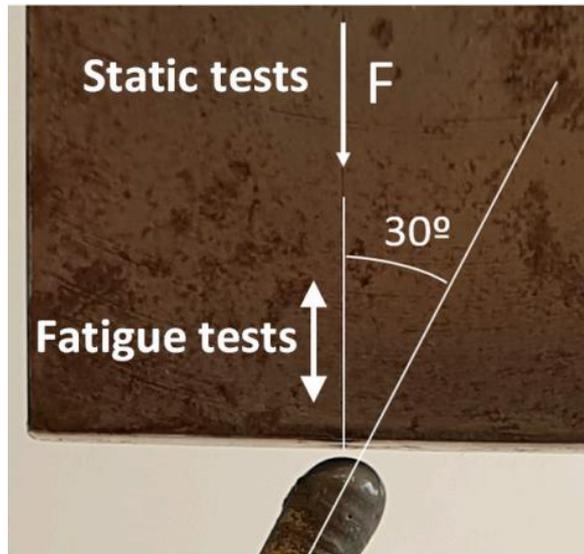


Figura 6. Parámetros para ensayos de tracción estandarizada y de fatiga ⁽⁵³⁾.

Las células óseas se adaptan a un entorno de carga mecánica habitual, haciendo que sean, así, menos sensibles a las señales de carga de rutina. El hueso se remodela continuamente, por medio de una acción coordinada entre los osteoclastos (que provocan reabsorción ósea) y los osteoblastos, transformándose en unidades multicelulares. Esta remodelación ósea continua permite la adaptación de la masa y estructura ósea y previene el microdaño por fatiga⁽⁵⁴⁾. Lanyon determinó que “los *picos de tensión superiores a los habituales dirigen la adecuación mecánica, en condiciones de carga inusuales*”⁽⁵⁵⁾.

Las cargas aplicadas al sistema implantológico tienen dos componentes respecto al eje longitudinal del implante. Uno, axial y otro horizontal u oblicuo. La capacidad lesiva de las fuerzas viene determinada por el momento o torque de las fuerzas, que supone la competencia de una fuerza para producir una rotación. Existen seis momentos o rotaciones que se pueden desarrollar en los tres ejes: ocluso-apical, vestibulo-lingual y mesio-distal^(20,56). Estos momentos pueden provocar microrrotaciones o concentraciones de tensión en la cresta ósea periimplantaria que conducen a la pérdida ósea.

En implantología existen tres brazos de momentos:

- Altura oclusal: momento de fuerza en el eje vestibulo-lingual. El momento de rotación será mayor cuanto mayor sea la distancia del punto de aplicación de la fuerza al centro de rotación del implante. Esta medida puede verse aumentada, por ejemplo, si existe pérdida ósea periimplantaria, ocasionando el fallo por fatiga del biomaterial.
- Longitud del cantiléver: el torque aumentará cuanto mayor sea el punto de aplicación de la fuerza en sentido horizontal

- Ancho oclusal: si el eje entre la fuerza aplicada y la superficie en la que actúa es mayor de 90 grados, aumentará el momento.

Además, cuanto mayor sea la carga y el ángulo formado entre la dirección de la fuerza y el eje longitudinal del implante, el torque tendrá mayor magnitud. Por lo tanto, a la hora de planificar la rehabilitación protésica sobre los implantes, se deben minimizar estos momentos, ya que el no hacerlo puede conducir a la fractura de la prótesis, pérdida ósea periimplantaria o, incluso, al fracaso de todo el sistema implantológico (Figura 7).

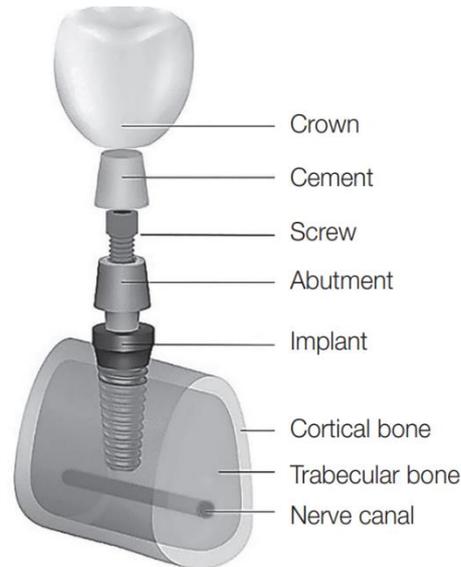


Figura 7. Representación de todos los componentes de una rehabilitación implantológica unitaria y estructuras de contorno ⁽⁵⁷⁾.

Según los criterios de éxito establecidos por Zarb y Albrektesson, la pérdida ósea de hueso marginal durante el primer año de carga del implante, es de 1-1,2 mm. Además, se acepta que la pérdida ósea, una vez transcurridos los primeros 12 meses, debe ser inferior a los 0,2 mm anuales⁽⁴²⁾. Esta pérdida ósea se considera el “límite de adaptación biomecánica del tejido óseo periimplantario”. Cuando se carga un implante existe un proceso continuo de modelado y remodelado óseo, controlado por el entorno mecánico de deformación. Si las fuerzas a las que se somete el implante son funcionales, aumentará tanto la densidad como la resistencia del hueso en la mitad crestal del implante. Las células óseas se reorganizarán siguiendo el patrón roscado del implante, proporcionando mayor resistencia a la carga. Esto sucede en los 3-4 mm más coronales del implante.

Sin embargo, si las tensiones en la cresta ósea son mayores que los límites fisiológicos, pueden llegar a provocar reabsorción ósea, microfracturas en el hueso, pérdida ósea en la cresta e incluso la fractura del implante. Sabiendo que el módulo de elasticidad del titanio es de 5 a 10 veces superior al del hueso cortical, existe un principio mecánico que determina que cuando se colocan juntos dos materiales con distintos módulos de elasticidad, sin ningún material intermedio, y se carga uno de ellos, existirá un perfil de tensiones, apareciendo un mayor contorno de estrés donde las cargas tomen contacto en primer lugar.

Se denomina el Principio de Haz Complejo. Esto puede dar lugar a rotura por fatiga, o rotura de la prótesis⁽²⁰⁾. De aquí se infiere el necesario control, ajuste y mantenimiento de las tensiones existentes alrededor del cuello de los implantes.

Wolf determinó en 1882 que “cada variación en la función del hueso, conlleva cambios definitivos en su arquitectura interna y conformación externa, según las leyes matemáticas”⁽³⁰⁾. Esto significa que el hueso adaptará su estructura según las cargas a las que esté sometido (Figura 8).

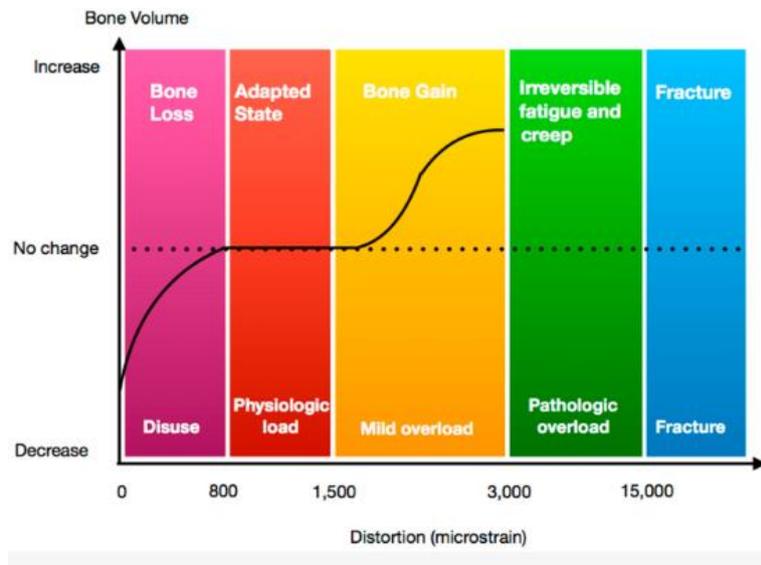


Figura 8. Representación de la relación entre el volumen óseo y las microdeformaciones según la carga aplicada ⁽²⁵⁾.

1.2.3.1.1. Sobrecarga oclusal

Los implantes carecen de ligamento periodontal. Éste actúa en los dientes como un amortiguador de cargas, proporcionando al sistema nervioso central una retroalimentación para la percepción sensorial y control motor⁽⁵⁸⁾. El ligamento periodontal se estira y se adapta a las distintas direcciones en que se transmiten las fuerzas oclusales. También tiene receptores neurofisiológicos capaces de detectar cambios en dichas fuerzas. De esta forma, los dientes presentan un umbral de detección de presión bajo y las fuerzas se distribuyen uniformemente alrededor de ellos.

Sin embargo, la propiocepción de los implantes está limitada, con una menor sensibilidad táctil y un umbral de detección a presión significativamente mayor, acarreado también, una distribución de fuerzas no homogénea, aumentada en su porción crestal. Esto se traduce en que son necesarias fuerzas mayores para su detección por los tejidos periimplantarios, que pueden llevar a una sobrecarga oclusal y al consecuente fracaso posterior. La carga alta y no controlada sobre el implante genera micromovimientos superiores a su límite crítico, provocando la encapsulación fibrosa del mismo y la pérdida de osteointegración.

Por lo tanto, la reacción de un implante y un diente ante la fuerza oclusal es bien distinta⁽⁵⁹⁾. Además, casi no existe espacio entre el implante y el hueso que lo rodea viéndose, de este modo, el movimiento de los implantes sometido a carga muy limitado. Este cambio en la distribución de fuerzas hace que sea más probable que los implantes sufran sobrecarga oclusal que conlleva a una pérdida ósea periimplantaria y como resultado final, al fracaso sistema implantológico⁽⁶⁰⁾.

Skalak determinó que el implante y su hueso periimplantario no deberían someterse a tensiones superiores a su fuerza de fallo, porque en esta situación, fácilmente, podría deteriorar la osteointegración⁽⁵⁹⁾. Las cargas que generen micromovimientos entre 100 y 200 μm pueden inhibir el crecimiento óseo, facilitando la formación de capas fibróticas, generando un mayor riesgo de pérdida del implante⁽⁶¹⁾.

De hecho, la sobrecarga oclusal es la tercera causa de fracaso de una restauración protética sobre implantes. Si existe sobrecarga oclusal, el equilibrio entre la reabsorción y aposición ósea puede verse alterado, llegando a causar microfracturas asociadas a fatiga en la interfase hueso-implante⁽⁵⁸⁾. El éxito de las rehabilitaciones implantológicas va a depender, entre otros factores, de la adecuada retroalimentación propioceptiva y de las respuestas motoras. En un estudio con 25 pacientes, se comparó la propiocepción de un diente natural en oclusión con un implante contralateral. Se usaron láminas de aluminio de distintos grosores (10, 20, 40 μm y 1 mm) y se evaluó el tiempo que llevó a los pacientes para detectar dichas láminas. Sólo el 24% de los pacientes con implantes pudieron detectar las láminas de 10 μm y, en todos los casos, el tiempo se vio aumentando. Así, la propiocepción determina el diseño de la prótesis sobre implantes para disminuir la sobrecarga oclusal⁽⁶²⁾.

1.2.3.2. Factores dependientes del hueso

1.2.3.2.1. El hueso

El hueso está formado en un 70% por minerales, oxígeno e hidrógeno. El 30 % restante es colágeno⁽²⁶⁾. Las propiedades mecánicas del hueso dependen de su contenido mineral, acuoso y de su porosidad (densidad). Gracias a la unión del colágeno con la hidroxiapatita, el hueso posee unas excelentes propiedades mecánicas, que son su viscoelasticidad y su carácter anisotrópico no homogéneo.

Desde el punto de vista estructural, el hueso se puede dividir en hueso cortical y trabecular. Su comportamiento biomecánico y su respuesta a las tensiones es bien distinto⁽⁵⁰⁾. El hueso cortical presenta un módulo de elasticidad de 15-20 GPa. Es más resistente a las fuerzas de compresión que a las de tracción y cizallamiento. Es un hueso más rígido y fuerte que el trabecular, pero más frágil. Sus funciones más destacables son mecánicas y de protección. Se considera

que es un material isotrópico, esto es, su comportamiento biomecánico es igual, al medirlo en cualquier dirección en que se apliquen las cargas. El hueso trabecular sirve como andamiaje interno, proporcionando ligereza. Es menos denso y rígido que el hueso cortical pero más débil. Tiene una porosidad de entre 30-90% y un módulo de elasticidad de alrededor de 10,46 GPa y mayor anisotropía. Su papel fundamental es metabólico (Tabla 3).

<i>Tipo de carga</i>	<i>Resistencia Máxima (MPa)</i>	<i>Módulo de Young (GPa)</i>	<i>Hueso</i>
<i>Compresión</i>			Cortical
• <i>Longitudinal</i>	131-224	17-20	
• <i>Transversal</i>	106-133	6-13	
<i>Tracción</i>			Cortical
• <i>Longitudinal</i>	79-151	17-20	
• <i>Transversal</i>	51-56	6-13	
<i>Torsión</i>	53-80	3,3	Cortical
<i>Compresión</i>	3-20	0,2-5	Trabecular
<i>Tracción</i>	1,5-5,0	0,1-3	Trabecular
<i>Torsión</i>	6,6	-	Trabecular

Tabla 3. Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular (Ousler et al.)⁽⁶³⁾.

La cantidad y calidad del hueso en las secciones transversales determinan su rigidez y resistencia⁽³⁶⁾. El hueso se renueva continuamente por sí mismo. Esta remodelación se realiza por las BMUs (Unidades Multicelulares Básicas, por sus siglas en inglés). Constan de distintos tipos morfológicos y funcionales de células, principalmente osteocitos, osteoblastos y osteoclastos⁽⁶⁴⁾. Primero reabsorben el hueso y, posteriormente, se rellena con hueso nuevo, organizándose en las osteonas, hemi-osteonas o en las trabéculas. Se disponen según la dirección de las cargas dominantes. Además, los gradientes de tensión regulan el recambio óseo⁽⁵⁰⁾. Ante un cambio en las sollicitaciones mecánicas, el hueso variará su densidad. Cuando recibe valores óptimos de tensión, existe un equilibrio entre la reabsorción y la formación ósea. Si estas tensiones disminuyen, aumentará la reabsorción. Si las tensiones aumentan, sin sobrepasar el límite superior de tolerancia, aumentará la formación ósea. Sin embargo, si lo exceden, ocasionarán la fractura ósea. Frost determinó este proceso como A-R-F (Activación-Reabsorción-Formación). Propuso, además, la teoría de Mechanostat⁽⁶⁵⁾. Según Frost, para que el hueso pueda responder a la sobrecarga mecánica, se debe exceder una mínima deformación efectiva. De esta forma, Frost et al. dividieron la reacción del hueso a la carga aplicada en cuatro fases o “ventanas” en función de la distorsión entre el hueso y el implante⁽²⁵⁾:

- Ventana de atrofia por desuso (50-100 μ E): el efecto neto entre la reabsorción y formación ósea es cero.

- Ventana de estado estacionario (100-1500 μE): el volumen neto del hueso es estable.
- Ventana de sobrecarga leve (1500-3000 μE): el volumen óseo aumenta, ya que el efecto neto entre la formación y la reabsorción del hueso es positivo.
- Ventana de fallo por fatiga (superiores a 3000 μE): reabsorción y destrucción.

1.2.3.2.2. Calidad y cantidad ósea

La densidad ósea inicial es un factor determinante para lograr la inmovilización del implante durante su inserción y curación posterior⁽²⁰⁾.

Lekholm y Zarb clasificaron el hueso alveolar según su densidad en cuatro grupos^(37,65) (Figura 9):

1. D1: hueso compacto y denso. Es el que soporta mayor carga.
2. D2: hueso compacto poroso. Existe un núcleo trabecular denso rodeado por una gruesa capa de hueso cortical, de unos 2 mm.
3. D3: hueso trabecular grueso. Existe un núcleo trabecular denso con una óptima fuerza, rodeado de una capa cortical más fina, de un milímetro.
4. D4: hueso trabecular fino. Hay una capa fina de hueso cortical (1 mm) rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad. Después de la curación inicial, es el que menor contacto hueso-implante tendrá. Además, es el que menor resistencia presenta a la deformación.

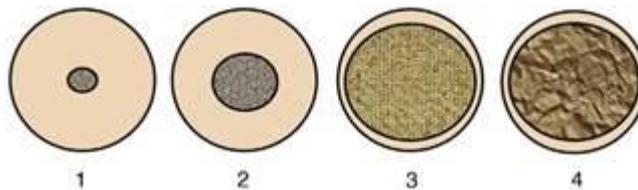


Figura 9. Representación de los tipos de hueso según su densidad ⁽⁶⁶⁾.

Por lo tanto, el hueso más poroso es el que mayor tasa de fracaso presenta. De hecho, Jaffin y Berman recogieron que el 35% de los fracasos totales de implantes se dan en el hueso tipo 4. Por ello, se debe elegir un sistema de implantes que aporte un mayor contacto hueso a implante (BIC) y valorar cuidadosamente el número de implantes a colocar para la correcta distribución de fuerzas.

La planificación de un tratamiento de implantes debe contemplar la densidad ósea. Ésta determina el módulo de elasticidad del hueso, el porcentaje de contacto hueso-implante, el patrón de distribución de tensiones en la interfase implante-hueso y la fuerza que soporta el hueso. De esta manera, a menor

densidad ósea, menor fuerza tendrá el lecho óseo y menor deberá de ser la tensión del sistema implantológico para evitar microfracturas en el hueso⁽²⁰⁾.

El volumen óseo inicial también ha de tenerse en cuenta en la planificación de la cirugía, para lograr una correcta distribución de fuerzas en el sistema implantológico. En 2007, Misch estableció dos áreas dentro de la superficie del implante⁽²⁰⁾:

- Área funcional de superficie: área del implante que interviene activamente en la estabilidad inicial, cuya finalidad es dispersar las fuerzas de compresión y tracción.
- Área total de superficie: superficie pasiva del implante, no interviene en la transmisión de cargas. Este área sí se ve aumentada modificando el tratamiento de superficie de los implantes. En un estudio clínico de dos años de seguimiento, en el que se colocaron 133 implantes, se pudo observar que los de superficie rugosa son los ideales en situaciones de calidad y cantidad ósea reducida, gracias al mayor contacto hueso-implante y al torque reverso. En situaciones de calidad ósea favorable el tipo de superficie sería un condicionante secundario^(20,67).

La calidad y cantidad ósea son factores determinantes para el éxito a largo plazo del tratamiento implantológico. De hecho, Tawil⁽⁶⁸⁾ determinó que la calidad era un factor crítico. La mayor tasa de fracasos, a medio plazo, se dan en los huesos más trabeculares (tipo 3 y 4), ya que tienen menor resistencia a la deformación. Mediante el método de elementos finitos se ha comprobado que la distribución del estrés varía según la densidad ósea. Si el hueso es más poroso, sin cortical, al aplicar una carga axial de 150 N, las deformaciones se distribuyen homogéneamente a lo largo de todo el implante, con valores de sobrecarga elevados (≥ 4000 me). Si es cortical, estas cifras se concentran sólo en el cuello del implante. En situaciones de mala calidad ósea, sí existe consenso en que, a la hora de elegir un implante, debe tener una superficie rugosa. Gracias a esta rugosidad se va a conseguir mayor contacto hueso-implante y mayor torque reverso⁽⁶⁹⁾. Por lo tanto, el contorno de distribución de tensiones al hueso periimplantario varía en función de su densidad. Así, a la misma carga, el hueso tipo D1, concentra las tensiones cerca del cuello del implante, en su porción crestal, mientras que en el resto del cuerpo del implante son menores. En el hueso tipo D2, hay un aumento no sólo de las tensiones cerca del cuello, sino que también se extienden más apicalmente. El hueso menos denso, el D4, es el que presenta tensiones mayores en el cuello del implante, pero, además, es en el que más se extiende apicalmente la magnitud de la tensión^(20,70).

Según lo expuesto, la densidad ósea sí tiene importancia tanto en el éxito a medio plazo de la rehabilitación como a largo plazo. En los primeros años (5-10 años) existe mayor pérdida ósea periimplantaria en los huesos tipo 3 y 4. Sin embargo, a largo plazo, más de 10 años, la mayor tasa de fracasos se encuentra en los huesos tipo 1, los más corticales, por su menor vascularización. Balshi et al. realizaron un estudio retrospectivo a 10 años en implantes mandibulares y,

efectivamente, registraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en la tasa de supervivencia de los implantes en función de la calidad ósea. Así, las cifras recogidas de supervivencia fueron para el hueso tipo 3 del 93,5%, para el tipo 1, 86,2% y el tipo 4 de 89,9% ⁽⁶⁶⁾.

He et al. en un estudio retrospectivo a 8 años, determinaron los factores relacionados con el fracaso de los implantes, en función de la calidad del hueso circundante. Concluyeron que, si el hueso presentaba una densidad baja, el tabaco, la edad del paciente, la superficie del implante elegida y la carga inmediata serían circunstancias que empeoran su pronóstico. Si el hueso era muy denso, la Diabetes Mellitus y el uso de implantes no roscados tendrían un papel muy influyente.

Por otro lado, Shen et al.⁽⁷¹⁾ determinaron que la distribución de tensiones en el sistema implantológico está más condicionada por la condición de carga que por la calidad del tejido óseo periimplantario (Figura 10). Así, al someter al implante a una carga no axial, el hueso cortical crestal actuaría de apoyo del brazo de palanca, incrementando la pérdida ósea en las primeras espiras por la acción mecánica de las fuerzas recibidas.

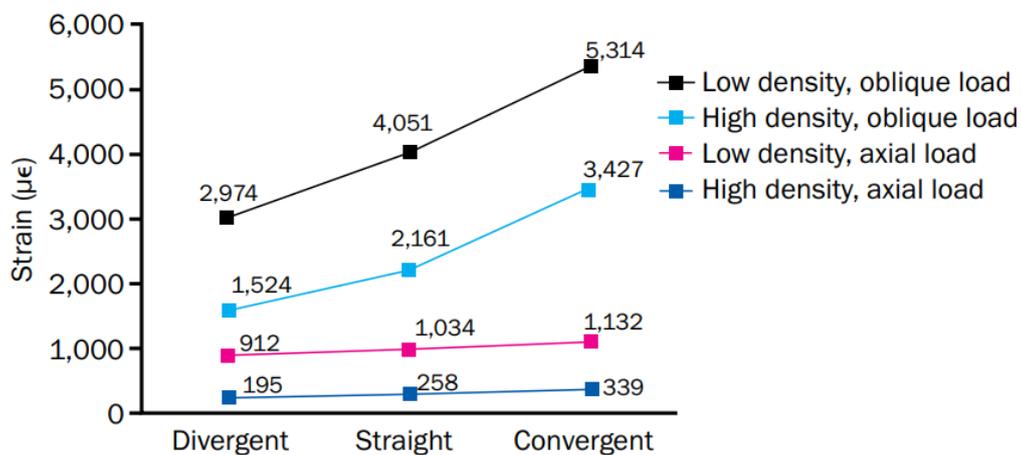


Figura 10. Tensiones de Von Mises en hueso trabecular y cortical bajo cargas oblicuas y axiales⁽⁷¹⁾.

1.2.3.2.3. Propiedades biomecánicas del hueso

El hueso es un material elástico, heterogéneo y anisótropo no homogéneo^(71,72). Sus propiedades mecánicas dependen del contenido acuoso y mineral y de su densidad. Al hueso cortical se le suele considerar isotrópico, es decir, que presenta las mismas propiedades biomecánicas cuando se miden en cualquier dirección del espacio. Sin embargo, se conoce que la cortical mandibular es anisotrópica, ya que es más rígida ante fuerzas longitudinales que tangenciales. El hueso trabecular presenta mayor grado de anisotropía, ya que sus

propiedades mecánicas varían en función de la carga recibida en cada zona, por lo que sus características son dependientes de la dirección y dimensión.

Según lo expuesto, la carga oclusal sobre el implante se transmite directamente al hueso. Cuanto mayor sea la tensión aplicada en un implante, mayor será la diferencia de deformación entre éste y el hueso periimplantario⁽⁶⁵⁾. La relación entre esfuerzo y deformación se emplea para comparar las propiedades mecánicas de materiales distintos. Cómo se distribuyan las fuerzas en el sistema implantológico depende de la elasticidad o rigidez de cada componente.

La elasticidad es la propiedad física de un cuerpo para deformarse ante un esfuerzo aplicado. La zona de deformación elástica es aquella en la que el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación. Así, siempre que se esté dentro del rango elástico de un cuerpo, la relación entre el esfuerzo y la deformación es constante. El módulo de Young representa esta relación. El límite elástico es el punto en el que un cuerpo sobrepasa su zona de deformación elástica y presenta una deformación residual y permanente casi imperceptible. Cuanto mayor sea su límite elástico, menor será la deformación del cuerpo. El límite de fluencia supone el nivel de esfuerzo por el que un cuerpo se deforma permanentemente. Es el fin de la zona elástica y el comienzo de la plástica⁽⁷³⁾.

El esfuerzo y la deformación se relacionan matemáticamente en la Ley de Hooke, que se utiliza para conocer la microdeformación que sufrirá un cuerpo ante una fuerza. Como ya se ha mencionado, esto supondrá una respuesta ósea de remodelación o reabsorción.

La representación gráfica de la Ley de Hooke es una curva (figura 11).

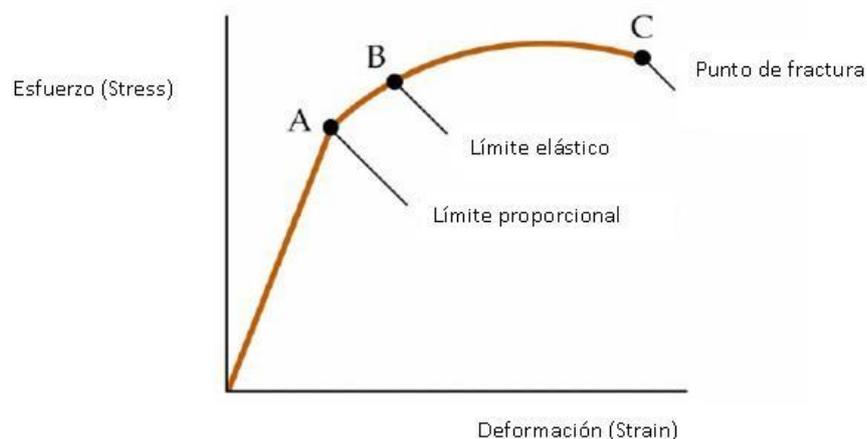


Figura 11. Representación de la Ley de Hook. Fuente: Wikipedia.

Estrés, tensión o esfuerzo (σ): representa la forma en la que la fuerza se distribuye por la superficie de un cuerpo.

Deformación relativa (ϵ): la diferencia entre la elongación y la elongación inicial

Coefficiente de Poisson: coeficiente de proporcionalidad en el rango elástico entre las cargas axiales y laterales de un cuerpo sometido a una fuerza compresiva o tensional (Figura 12)⁽⁷²⁾. Es decir, cuando se produce un alargamiento de un cuerpo al aplicarle una fuerza, consecuentemente y de forma proporcional, se va a producir un estrechamiento o disminución de su sección transversal.

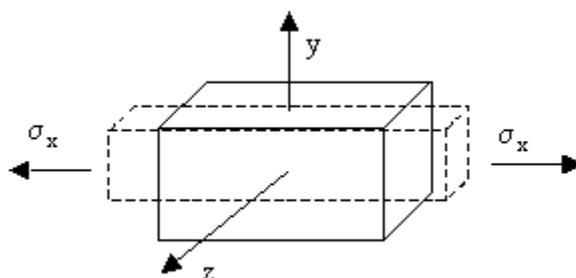


Figura 12. Coeficiente de Poisson. (Fuente Wikipedia).

Energía de deformación (U): energía absorbida por un cuerpo durante la aplicación de una carga.

Módulo de cizalladura, módulo de elasticidad transversal (G): cambio de forma que experimenta un material elástico, sometido a fuerzas de cizalla. Para un material isotrópico.

Por lo tanto, al aplicar una fuerza al sistema implantológico (prótesis-implante-hueso) se va a producir una deformación en el mismo. Dependiendo de la velocidad de la carga aplicada, el hueso sufrirá una deformación, según su módulo elástico. La capacidad de control del dentista se reduce a la elección del implante, a la valoración de la calidad y cantidad ósea disponible (gracias a las unidades de Hounsfield, por ejemplo), al control oclusal y al diseño adecuado de la prótesis.

1.2.3.3. Factores dependientes del implante

1.2.3.3.1 Macrodiseño

El diseño del implante juega un papel importante para la consecución del éxito de la rehabilitación implantológica. Los cambios físicos macroscópicos del implante permiten mejorar tanto la estabilidad primaria como la estabilidad a

largo plazo y sus propiedades biomecánicas⁽⁹⁾ (Figura 13). Hay que tener en consideración que el macrodiseño del biomaterial influye en la transmisión de las cargas al tejido óseo periimplantario. Si las tensiones transferidas son excesivas, se puede poner en riesgo la estabilidad de la interfase hueso-implante, al comprometer el remodelado óseo por un exceso de esfuerzos y deformaciones resultantes. Hoy en día, gracias al análisis de elementos finitos, se pueden predecir in vitro las tensiones transmitidas para, así, optimizar el diseño de los implantes y mantener la osteointegración a largo plazo.

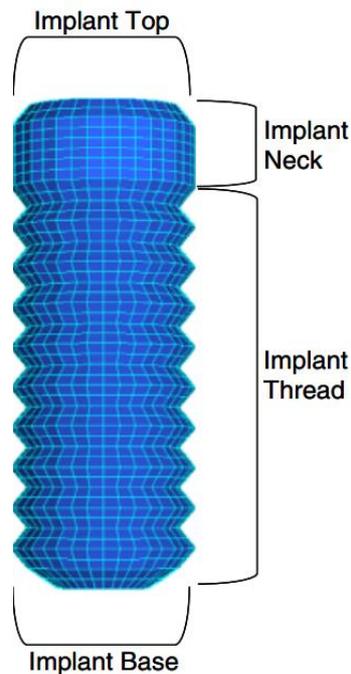


Figura 13. Macrodiseño de un implante, modelado con elementos finitos⁽²⁸⁾.

Los factores a considerar son:

- A. **Longitud:** sólo es determinante en los implantes postextracción, para conseguir la estabilidad primaria del implante⁽²⁰⁾. Nedir et al. mediante el método de elementos finitos determinaron que la tensión máxima se produce alrededor del cuello del implante, independientemente de la longitud del mismo. Lum et al. extrajeron la misma conclusión, determinando, también con elementos finitos, que las fuerzas que llegan a la porción apical son mínimas, mientras que la mayor parte de la tensión generado por las cargas oclusales se transmite en la porción más cervical del implante⁽⁷⁴⁾.
- B. **Diámetro:** a mayor diámetro, mayor contacto hueso a implante (BIC). En el hueso crestal periimplantario es donde existe una mayor concentración de estrés. Shemtov-Yona et al. estudiaron la relevancia del diámetro de los implantes al someterles a carga cíclica y estática. Para ello, dividieron los implantes en cuatro grupos con diámetros de 4.1, 3.1, 2.8 y 2.3. Determinaron que, a menor diámetro del implante, existía mayor riesgo mecánico, menor resistencia a las fuerzas oclusales, mayor daño al hueso cortical bajo carga

y mayor riesgo de fallo del implante⁽⁷⁵⁾. Terrats et al.⁽⁷⁶⁾ compararon la resistencia ante cargas estáticas y cíclicas de implantes con un diámetro de 4,0 mm y menor de 3,0 mm (estrechos). Encontraron para los dos tipos de carga diferencias estadísticamente significativas. Así, los implantes con diámetro regular (4,0 mm) tuvieron una resistencia a la fractura ante cargas estáticas diez veces superior respecto al de los estrechos y cuatro veces superior ante cargas cíclicas. Por lo tanto, al aumentar el diámetro del implante, existe una marcada disminución de las tensiones, en comparación con los diámetros más inferiores. El área de superficie en la que se aplican las fuerzas es inversamente proporcional a la tensión recibida por el implante. Así, para disminuir las tensiones o se disminuye la fuerza, o se aumenta la superficie del implante⁽²⁰⁾. Anitua y cols. confirmaron también que el efecto del diámetro del implante es más significativo que su longitud a la hora de distribuir las fuerzas. Esto es porque, cuando se carga un implante, la mayoría de las fuerzas se concentran alrededor de su cuello para después, distribuirse en las seis primeras espiras del implante⁽⁶⁸⁾.

- C. **Morfología de los implantes:** pueden tener paredes paralelas (cilíndricos) o convergentes (cónicos). Los implantes con forma cónica disminuyen las fuerzas de cizallamiento si se comparan con los cilíndricos, mejoran la estabilidad primaria y son los de elección en implantes postextracción y en huesos de calidad tipo IV (Figura 14)^(9,77).

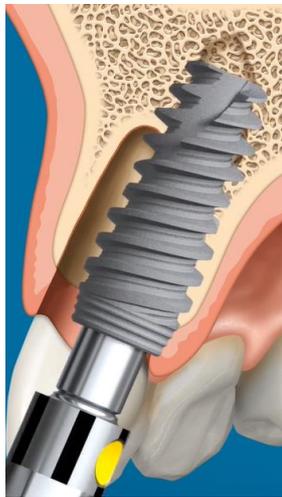


Figura 14. Implante cónico (Fuente: www.nobelbiocare.com).

- D. **Tercio apical.** El ápice de los implantes puede ser también, cilíndrico o cónico, independientemente de la forma del cuerpo del biomaterial. Además, puede ser romo o autoperforante, para lograr una mayor estabilidad primaria durante la inserción quirúrgica. En algunos casos presentan cámaras u orificios para favorecer el crecimiento del hueso periimplantario por dentro de ellos confiriendo, además, mayor resistencia a la torsión.

- E. **Paso de rosca:** es la distancia medida entre dos espiras en el mismo eje. Cuanto menor sea, mayor número de espiras tendrá y mayor será la superficie del implante. Consigue aumentar tanto la estabilidad primaria, sobre todo en huesos blandos, incrementa el área de contacto con el hueso, la propiocepción del Odontólogo al insertar el implante y mejora la distribución de tensiones bajo carga funcional. Normalmente, el paso de rosca cerca del cuello del biomaterial es en forma de microespiras y en el cuerpo, de macroespiras^(9,11).
- F. **Profundidad de rosca:** distancia del punto más externo al más interno de la rosca. Cuanto menor sea su profundidad, más fácil será la inserción del implante en el hueso más cortical. Cuanto mayor sea el ancho de rosca y menor la altura de la misma, habrá mayores tensiones, sobre todo en el hueso esponjoso.
- G. **Forma de las roscas.** Las espiras en forma de V transmiten fuerzas de cizallamiento más altas bajo carga axial que las roscas cuadradas, derivando en un mayor defecto óseo periimplantario. Sin embargo, son las que consiguen mayor estabilidad primaria⁽⁹⁾. Las cuadradas convierten las cargas en fuerzas de tracción-compresión⁽⁷⁸⁾. Cuanto más redondeada sea la forma de la rosca, menos concentradores de tensión presenta y, por lo tanto, la distribución de las tensiones será más idónea^(78,79).
- H. **Tipo de conexión:** interna o externa. En la conexión interna el aditamento protésico se introduce dentro del cuerpo del implante, por lo que su comportamiento biomecánico es mejor, se reduce el microgap entre ambos y consigue un sellado biológico superior, con menor contaminación bacteriana^(80,81). Según su geometría, la conexión interna se puede dividir en hexágono interno, octógono interno y conexión tipo Morse⁽⁷⁸⁾. Sin, embargo, en estudios in vitro se ha comprobado el mejor comportamiento a fatiga de los implantes de conexión externa (Garrido et al.)⁽⁷⁹⁾.
- I. **Módulo de la cresta:** es la parte más influyente en el diseño de los implantes. Corresponde a la porción transosteal del mismo. El módulo de la cresta ha de ser ligeramente menor que el diámetro de la rosca exterior del cuerpo del implante. Así, se impedirá la entrada de bacterias y tejido fibroso durante la curación inicial. Se denomina "Ajuste a Presión de cuerpo sólido"^(11,82). El módulo de cresta influye tanto en el acto quirúrgico, en el espacio biológico como en el perfil de carga, ya que es en esta porción donde se concentra mayor tensión y la carga oclusal (Figura 15). Se ha demostrado que es en la región del cuello del implante donde se concentran las tensiones cuando se aplica o una gran fuerza de compresión o una combinación de fuerzas de compresión y cizallamiento⁽⁸³⁾. La pérdida ósea hasta la primera espira del implante se denomina "saucerización"⁽⁷¹⁾. Depende, en gran medida, del diseño del cuello del biomaterial. Se cree que es porque, en la primera espira, el componente de la fuerza al que se somete un implante integrado, varía de

cortante a compresiva, mejor admitida por el hueso periimplantario. Shen et al.⁽⁷¹⁾ realizaron un análisis de elementos finitos a tres tipos de cuellos diferenciados sólo en su forma (divergente, recto y convergente) para determinar cómo se distribuían las tensiones a su alrededor. El diseño de cuello divergente fue el que menor tensión transmitía al tejido óseo circundante.

Los implantes con un diseño híbrido (parte coronal del implante con una superficie mecanizada y el resto rugosa) tienen como objetivo reducir el acúmulo de placa bacteriana y mejorar la higiene del paciente. Sin embargo, los implantes se suelen colocar subcrestalmente, luego esta porción, a no ser que exista pérdida ósea, no tiene relevancia. Además, el collar liso de estos implantes aumenta el riesgo de pérdida ósea al someterlo a carga, ya que promueve tensiones de cizallamiento en la interfase hueso-implante. El hueso cortical es muy fuerte ante fuerzas de compresión y más débil ante las de cizallamiento⁽²⁰⁾. Los implantes mecanizados tienen un potencial inherente de desunión con el hueso, por lo que aumentan la retención de tensiones, abocando a la reabsorción del hueso marginal⁽⁸⁴⁾. En contrapartida, la superficie mecanizada mantiene mejor la salud de los tejidos blandos ⁽²⁰⁾. Si existe pérdida ósea, ocasionada generalmente por sobrecarga oclusal o pérdida del espacio biológico, ésta descenderá hasta la primera espira del implante. Entonces, la primera espira, normalmente, cambiará la carga de cizallamiento creada por el módulo de cresta, a una carga de compresión, bien aceptada por el hueso cortical. De esta forma, se suele detener la pérdida ósea periimplantaria.



Figura 15. Cuello de un implante N1 (Nobel Biocare, Zurich, Suiza).

Los implantes con un cuello rugoso son más propensos a la pérdida ósea periimplantaria, al someterlos a carga. Para disminuir las fuerzas de compresión transmitidas al hueso periimplantario en la zona coronal, se diseñaron implantes con un cuello pulido (implantes de superficie híbrida). Sin embargo, se demostró que, al no existir suficiente unión entre el cuello y el hueso circundante para

poder distribuir las cargas, aumentaba la reabsorción ósea por un remodelado catabólico. Este fenómeno se conoce como “fenómeno por desuso”⁽⁸⁵⁾.

Hansson et al.⁽⁸⁶⁾ estudiaron, con un análisis de elementos finitos, el pico de tensión máximo bajo carga axial sobre implantes con cuello mecanizado y con cuello con retenciones (rugoso o con microespiras). Determinaron que los picos de tensión aumentan en la interfase hueso-cuello del implante, pero un cuello con retenciones mecánicas, en lugar de liso, puede soportar mayor intensidad de cargas axiales. Apuntan a que este hecho puede deberse a la unión debilitada entre el hueso y el collar mecanizado del implante que conlleva una disminución de estímulos y, en última instancia, a la pérdida ósea periimplantaria.

Jung y cols. en un estudio clínico, compararon cuellos mecanizados de distintas anchuras, entre 1 y 4,5 mm. Mediante radiografías midieron la pérdida ósea y comprobaron que, a mayor anchura del cuello pulido, mayor reabsorción ósea cresta. Con el método de elementos finitos se ha probado que el diseño del cuello del implante más adecuado para la distribución de cargas, debe ser mínimamente rugoso, con espiras más pequeñas que en el resto del cuerpo del implante. De esta manera, esta zona podrá asimilar y distribuir mejor las cargas axiales y se disminuirán las fuerzas de cizallamiento. Sin embargo, algunos autores advierten de que, si estos cuellos rugosos se exponen al medio oral, se acumulará más placa bacteriana, aumentando el riesgo de mucositis y periimplantitis.

En la misma línea, algunos autores han observado que, en los implantes ortopédicos sometidos a carga, la reabsorción ósea puede venir provocada por una falta de acoplamiento mecánico entre el hueso y el cuello del implante. En aquellos que tienen su porción coronal mecanizada, esta falta de interacción mecánica impide la transferencia efectiva de fuerzas al hueso periimplantario. Estos implantes presentan un potencial inherente de desunión con el hueso de soporte, que conduce a la reabsorción ósea por la retención de tensiones^(87,88). Se denomina el efecto de “Protección contra el estrés” y supone que, ante la falta de coincidencia de rigidez entre el implante y el hueso circundante, la insuficiente transferencia de las cargas conducirá a una reabsorción ósea y posible aflojamiento de la rehabilitación protética. Por su parte, los rugosos mejoran el acoplamiento mecánico.

Sin embargo, Vandamme et al.⁽⁴³⁾ comprobaron in vivo la relación entre la rugosidad de superficie del biomaterial y la respuesta del tejido óseo periimplantario sometido a carga funcional y en reposo tras la implantación. Para ello, insertaron en ratones implantes de superficie mecanizada (Ra: 0,70 μm) y rugosa SLA (Ra: 2,75 μm). En los casos en que no se sometía a carga inmediata a ningún grupo, la superficie rugosa proporcionaba una osteointegración más fuerte y rápida que los de superficie mecanizada. Sin embargo, al someterles a carga inmediata controlada, no patológica, no pudieron constatar discrepancias en la diferenciación celular entre los grupos. Apuntaron a que las condiciones de

carga eran más influyentes en la respuesta ósea que las modificaciones topográficas de las superficies de los implantes.

1.2.3.3.2 Propiedades externas e internas de los implantes

La preservación del hueso alveolar es un requisito indispensable para poder asegurar la longevidad de los implantes dentales. Para ello, es crucial determinar cómo se distribuyen los esfuerzos al hueso periimplantario, sin que existan respuestas biológicas negativas. La elección del implante idóneo depende, también de sus propiedades internas y externas⁽²⁰⁾.

1.2.3.3.1.2 Propiedades externas

Tal y como se ha expuesto, los cambios en la topografía de la superficie tienen un papel importante en la estabilidad secundaria del implante, favoreciendo tanto la curación y remodelación ósea como la conexión mecánica en la interfase hueso-implante⁽⁹⁾. La microrrugosidad (1-100 μm) actúa a nivel celular, estimulando la secreción de mediadores por parte de las plaquetas, la formación de la matriz de fibrina, la diferenciación de células osteoprogenitoras y aumentando la actividad osteoblástica. Así, la topografía influye en los tejidos duros, pero también en tejidos blandos periimplantarios, favoreciendo la formación de biofilm y la adhesión bacteriana a su superficie.

La topografía de la superficie del implante (los tratamientos de superficie y sus revestimientos) tiene, a su vez, un papel fundamental en la disminución del estrés. Bahrami et al. analizaron cómo influía el tratamiento de superficie de los implantes en la distribución de las tensiones. Se compararon implantes mecanizados, implantes con chorreado de arena, con pulverización de plasma y los implantes de superficie híbrida. Emplearon el método de elementos finitos para analizar los resultados y observaron que, efectivamente, el tratamiento de superficie sí afectaba a las tensiones de la interfase hueso-implante⁽⁸⁹⁾. Determinaron que el implante híbrido fue el que obtuvo una mejor distribución de esfuerzos en la interfase hueso-implante.

Sin embargo, en otros estudios se ha sugerido que las células osteogénicas responden a la microtopografía del implante de una forma mecano-dependiente. Es decir, que, si las cargas a las que se somete el sistema implantológico están controladas, se acelera la osteointegración, relegando la importancia de su microtopografía⁽⁴³⁾.

Aun así, la relación entre la sobrecarga oclusal y la pérdida ósea periimplantaria es todavía un tema controvertido⁽⁹⁰⁾. Mientras que Miyata y col. en un estudio con monos, sí observaron que, si existe mucha sobrecarga oclusal, ésta conducirá a la reabsorción ósea, aunque los tejidos periimplantarios estén sanos, Heitz-

Mayfield et al., no vieron una pérdida ósea significativa por carga oclusal si no existía inflamación gingival previa. Incluso, en otro estudio con perros, concluyeron que, si existe una mucosa periimplantaria sana, la sobrecarga podría aumentar el contacto hueso-implante. Lo que sí parece claro es que, si existe sobrecarga oclusal y una mucosa periimplantaria inflamada, la reabsorción ósea se verá agravada.

En la mayoría de estudios clínicos de seguimiento a largo plazo que relacionan la pérdida ósea marginal con la tasa de supervivencia de los implantes osteointegrados, no se encuentran diferencias significativas entre las distintas superficies. De hecho, la hipótesis más aceptada es que, si la calidad ósea es adecuada, la microtopografía de los implantes será secundaria⁽⁴²⁾.

1.2.3.3.1.2 Propiedades internas

- A. **Ductilidad:** se mide el stress Von Mises. Según las teorías de fallo para los materiales dúctiles, si la tensión de Von Mises de un material sometido a carga bajo tensión simple es \geq a su límite de fluencia, el material cederá ⁽³⁵⁾. El límite de fluencia de un material es aquel donde termina su zona elástica y comienza la plástica. Si se sobrepasa este límite, el material se deformará irreversiblemente. La ADA recomienda que la ductilidad mínima sea del 8%⁽²⁰⁾.
- B. **Dureza:** cuanto mayor sea la dureza del material, menor será el riesgo de desgaste o fractura del mismo.
- C. **Coefficiente de fricción:** la fricción es la resistencia al movimiento entre dos cuerpos en contacto. El coeficiente de fricción representa la relación entre la carga mecánica y la fuerza de fricción. A mayor coeficiente de fricción, mejor osteointegración y estabilidad secundaria. Los implantes mecanizados presentan un coeficiente de fricción de μ : 0,4 y las superficies tratadas con chorreado de plasma de 1. Sin embargo, aumentar dicho coeficiente de 0,4 a 1, aumenta el stress del hueso cortical en la zona crestal periimplantaria ⁽⁸⁸⁾.
- D. **Módulo de elasticidad:** se debe seleccionar un implante cuyo material tenga un módulo de elasticidad parecido al del hueso (18,6 GPa), para conseguir una distribución de fuerzas adecuadas y minimizar cualquier movimiento relativo en la interfase hueso-implante. Cuando se aplica una carga al implante, ésta se transmite al hueso periimplantario generándose una deformación y tensión en todo el sistema implantológico. En un cuerpo elástico al que se aplica una carga, existe una relación entre la fuerza y la deformación del mismo (elongación). Cuanto mayor sea la magnitud de los esfuerzos que se aplican a dicho sistema, mayor será la diferencia de deformación entre el implante y el hueso, aumentando el riesgo de encapsulación fibrosa del implante (Tabla 4).

El titanio posee una rigidez muy superior a la del hueso que lo alberga. Así, mientras que la del titanio es de alrededor de 110 GPa, la del hueso es de 2-

20 GPA. Este hecho puede ocasionar un apantallamiento de tensiones, es decir, al ser mucho más rígido que el hueso no puede transmitir las fuerzas de forma adecuada, reduciéndose sus propiedades mecánicas al intensificar las tensiones recibidas sobre el biomaterial. Esto puede conducir a la reabsorción del hueso periimplantario, pérdida de estabilidad a largo plazo y rotura del implante, sobre todo en huesos más corticales. De hecho, Martínez-Mondragón et al.⁽⁸⁾ confirmaron con un análisis de elementos finitos, que el área más probable de fallo era el área de las espiras del cuerpo del implante de titanio. Al modificar la superficie de los implantes, aumentando su rugosidad, se observó que se podía conseguir un módulo de elasticidad similar al hueso, permitiendo así, un equilibrio entre su rigidez y propiedades mecánicas. Además, estas superficies favorecen el crecimiento óseo en el interior del implante. Degerliyurt et al.⁽⁸⁷⁾, en un estudio con elementos finitos, compararon cinco tipos de superficie de implantes. El primero, titanio sólido y en los cuatro siguientes se fue aumentando su porosidad: 40%, 50%, 60% y 70%. Se les sometió a cargas axiales para medir la distribución máxima de esfuerzos sobre el hueso, según el criterio de esfuerzo de Von Mises. Concluyeron que los implantes porosos soportan bien la carga, presentan menor apantallamiento de tensiones y las distribuyen al hueso cortical, disminuyendo el riesgo de reabsorción ósea. La porosidad del Titanio que obtuvo la respuesta más adecuada a las cargas fue la del 40%⁽⁸⁸⁾

<i>Grado</i>	<i>Resistencia Máxima (MPa)</i>	<i>Límite elástico 0,2% (MPa)</i>	<i>Alargamiento (%)</i>	<i>Reducción de área (%)</i>
1	240	170	24	30
2	345	275	20	30
3	450	380	18	30
4	550	483	15	25

Tabla 4. Propiedades mecánicas del CpTi.

E. **Resistencia a la tracción, compresión y cizallamiento:** el material del implante debe tener una alta resistencia a la tracción y compresión, disminuyendo, así, el riesgo de fracturas.

Los tipos de fuerza a los que están sometidos el sistema implantológico (prótesis-implante-hueso) son⁽²⁰⁾:

- Fuerzas de compresión: empujan unas masas contra otras. Tienden a mantener la integridad de la interfase hueso-implante.
- Fuerzas de tracción: tienden a separarlos. Generan más riesgo para el hueso. Las tensiones de tracción son las responsables de la apertura de la grieta y las de compresión, de su cierre. Es decir, las tensiones de

tracción empeoran el comportamiento a fatiga y las de compresión lo mejoran (Figura 16).

- Fuerzas de cizallamiento o corte: dos fuerzas paralelas que tratan de doblar una porción de un cuerpo sobre sí mismo. Son las más destructivas para los implantes y el hueso. También tienden a separar.
- Fuerzas de flexión: tratan de doblar un cuerpo sobre su mismo eje.

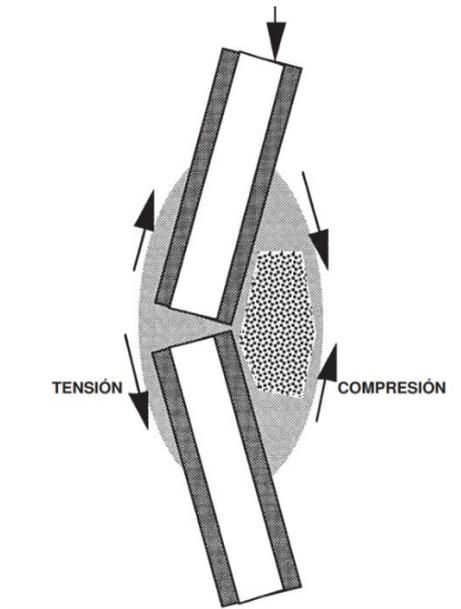


Figura 16. Fuerzas de tensión y compresión ⁽³⁶⁾.

El hueso cortical es más fuerte a fuerzas de compresión. Mientras que a las fuerzas de tracción es un 35% más débil y hasta un 65% más débil a las de cizallamiento. Los componentes de retención atornillados de las prótesis sobre implantes o los cementos empleados y la interfase hueso-implante aceptan mejor las fuerzas de compresión. Los estudios han comprobado que, cuando la carga aplicada al implante es de compresión, o una combinación de fuerzas de compresión y cizallamiento, las tensiones se concentran en la región del cuello del implante.

F. **Resistencia a la fatiga:** Debe ser alta para que no se produzcan fracturas ante cargas cíclicas. La resistencia a la fatiga es muy sensible a las propiedades del material del implante (geometría, modificaciones y forma de su superficie), a su composición química del material y su microestructura (tamaño, morfología orientación y distribución del grano) ⁽⁹¹⁾, a la cantidad y calidad del hueso periimplantario y a las condiciones de carga. Hoy se conoce que otros factores que influyen en la vida a fatiga de los implantes son la geometría de la conexión implante-pilar, el torque del tornillo, la fijación del implante y la carga de la corona⁽⁹²⁾. Además, las microgrietas, aristas o

cambios bruscos en la superficie del implante pueden actuar como concentradores de tensión (Figura 17).



Figura 17. Implante fracturado durante un ensayo de fatiga in vitro¹.

Por lo tanto, la condición superficial del implante afecta a su resistencia a fatiga, sobre todo, en la fase de nucleación de la grieta. Las variables que influyen en la vida a fatiga se clasifican en tres categorías:

- a. Rugosidad de superficie o concentradores de tensión.
- b. Cambios en la resistencia a la fatiga de la superficie del material.
- c. Cambios en la tensión residual de la superficie.

De esta forma, cuando la tensión máxima de la carga aplicada se produce en la superficie, si ésta presenta rugosidades o concentradores de tensión, disminuye la resistencia a fatiga y la duración de la fase de iniciación de la grieta. Así, cuanto más pulido sea el acabado superficial, mejor será el comportamiento a fatiga. Si existen discontinuidades geométricas o entallas, orificios o roscas en la superficie, actuarán como concentradores de tensión, disminuyendo la fase de nucleación por su efecto potenciador de tensiones y porque disminuyen la capacidad de fluencia del material (Pazos et al. 2010)⁽⁵⁾

También se conoce que la existencia de tensiones residuales de compresión en una capa superficial aumenta el rendimiento a fatiga^(5,93,94), ya que contrarresta parcialmente las tensiones externas de tracción. Se puede conseguir con tratamientos de granallado, tratamientos termomecánicos, etc. Por lo tanto, los tratamientos de superficie pueden generar tensiones residuales y variaciones topográficas en la superficie que disminuyan o aumenten la resistencia a fatiga⁽³⁾. No obstante, las tensiones residuales en la superficie también pueden relacionarse con un mayor potencial de corrosión, desgaste, peor comportamiento a fatiga y rotura frágil⁽⁹⁵⁾. Además, pueden dar lugar a deformaciones plásticas no homogéneas a lo largo del material que, sumadas a las sollicitaciones de carga, pueden conducir al fracaso del implante (Figura 18).

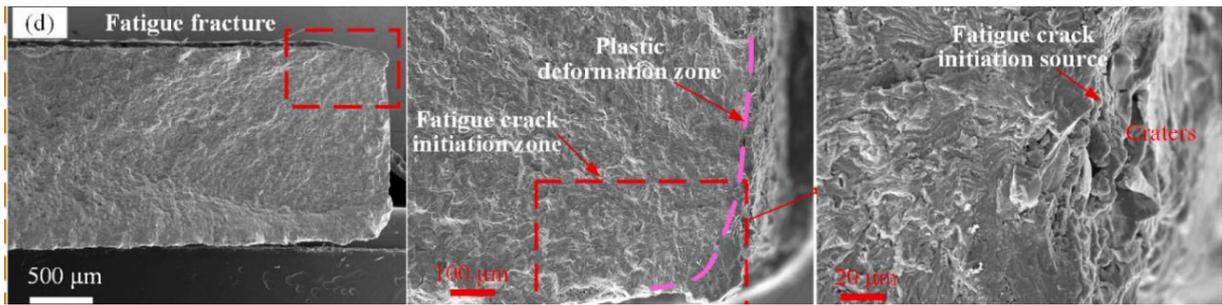


Figura 18. Fractura por fatiga tras un tratamiento de granallado ⁽⁹⁶⁾.

1.2.4. Complicaciones de los implantes

A pesar de la elevada tasa de supervivencia de los implantes dentales, no están exentos de problemas. Según el momento del fallo, los problemas con los que cursan se pueden dividir en complicaciones tempranas y tardías. Las primeras surgen en los seis primeros meses tras la colocación del implante^(97,98). Representan el 85 % de los fracasos de los implantes y su causa es por un fallo en la osteointegración, bien por una cirugía traumática, infección, mala cicatrización, mala calidad ósea o por micromovimientos del implante que lleve a su encapsulación fibrosa.

El resto de las complicaciones son más tardías. Según la causa que las provoque, se dividen en fallos biológicos y mecánicos (Figura 19).

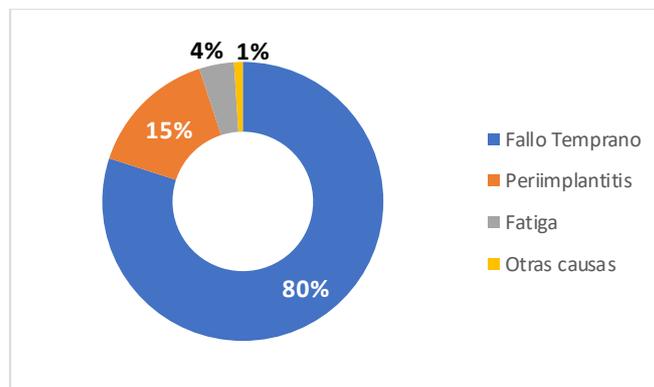


Figura 19. Representación de las causas de fracaso de los implantes.

1.2.4.1. Complicaciones biológicas

Hoy en día, es bien conocido que, una vez obtenida una adecuada osteointegración, se debe preservar la salud de los tejidos periimplantarios a largo plazo, para poder garantizar la funcionalidad y estética de las rehabilitaciones protéticas sobre implantes⁽⁹⁹⁾. Se ha de conseguir el sellado biológico, que es la barrera formada por los tejidos blandos periimplantarios

alrededor de la superficie del implante. Esta primera fijación bloquea el paso de bacterias, movimientos y protege contra la pérdida ósea en la región crestal.

La mucosa periimplantaria está conformada por dos capas: una capa superficial, de unos 2 mm de epitelio y otra más profunda, de tejido conectivo que mide alrededor de 1,5 mm. A diferencia de los dientes, los implantes carecen de ligamento periodontal y de cemento radicular, por lo que las fibras de colágeno se insertan en el hueso periimplantario únicamente de forma paralela u oblicua, dando como resultado un sellado menos fuerte que en los órganos dentales. Así, si se invade, existirá una retracción de los tejidos para conseguir una nueva remodelación. Hoy en día, es un hecho probado que, en ciertos casos, la pérdida ósea periimplantaria se debe únicamente a la pérdida del sellado biológico⁽⁶⁸⁾.

Para conseguir y preservar este sellado biológico se debe de valorar el biotipo del paciente, la existencia de una mucosa queratinizada de 3 mm, se han de evitar lesiones en los tejidos blandos por la prótesis y respetar la anchura biológica. Además, durante la fase quirúrgica de inserción del implante se ha de lograr un nivel óseo estable alrededor del cuello del implante. Una vez insertado el implante, no existirá pérdida ósea alrededor del cuello hasta que se esponga. Comenzará, entonces, un proceso de remodelación ósea que durará hasta que se cree y estabilice la anchura biológica, tanto en sentido apical como horizontal. Hoy en día, se conoce que la superficie del implante donde se inserta el tejido conectivo debe tener un cierto grado de rugosidad (1-1,5 mm) para facilitar la diferenciación y proliferación de los fibroblastos.

Una vez expuesto el implante, inevitablemente, se contaminará el espacio entre la supraestructura y el implante con la microflora de la cavidad oral. Los modelos de Oseosuficiencia⁽²⁵⁾ presentan al paciente como uno de los factores para la consecución del éxito del tratamiento implantológico, siendo la respuesta de éste a la presencia o concentración de determinadas especies bacterianas lo que determinará la pérdida ósea crestal. De esta manera, cuando ya exista inflamación reversible de la mucosa periimplantaria (mucositis) o una infección inflamatoria, crónica y progresiva de los tejidos blandos con la consecuente pérdida ósea irreversible (peri-implantantitis) determinar y tratar el componente bacteriano, aliviará los signos y síntomas, pero no tratará la raíz del problema (Figura 20). La periimplantitis es, por lo tanto, una enfermedad multifactorial, condicionada por la respuesta inflamatoria del huésped al biofilm acumulado, pero en la que, a su vez, los factores sistémicos, locales, del huésped y del implante tienen un papel importante en su desarrollo y progresión⁽¹⁰⁰⁾. Los criterios de salud periodontal, en la evaluación clínica, son que no exista inflamación de los tejidos blandos ni sangrado y, si lo hay, que sea en menos de un 10% de las localizaciones. La profundidad de sondaje debe ser igual o menor a 4 mm, que es lo que mide el ancho biológico en los implantes⁽⁴⁹⁾. En las radiografías de seguimiento no debe aumentar progresivamente la pérdida ósea periimplantaria.

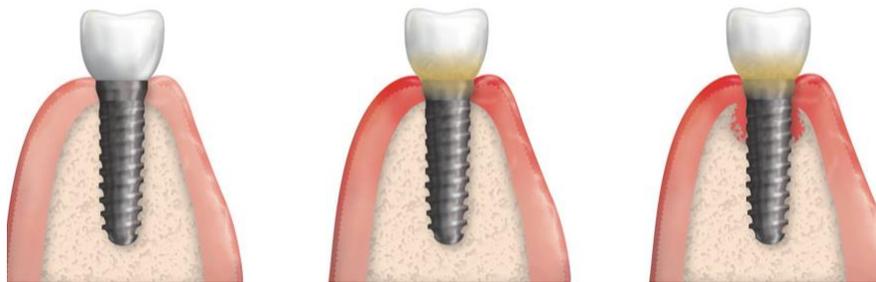


Figura 20. Tejidos blandos periimplantarios. Primera imagen: salud periimplantaria. Segunda imagen: mucositis. Tercera imagen: periimplantitis ⁽¹⁰¹⁾.

La osteointegración se puede entender como una competición entre los tejidos endógenos, que buscan mantener la interfase hueso-implante en un equilibrio dinámico por medio de la osteogénesis y los organismos infecciosos que buscan formar biofilms alrededor de los implantes^(9,102). Debe existir una suficiente mucosa queratinizada alrededor de los implantes para evitar la acumulación de placa y la invasión bacteriana. La periimplantitis, a diferencia de la periodontitis, progresa con destrucción de hueso de forma más extensa y rampante.

La predisposición al crecimiento de una flora patógena dependerá de muchos eventos no microbianos, siendo uno de ellos la superficie del implante. Existe una relación clara entre la topografía del implante y la adhesión bacteriana. Si ésta es rugosa y se expone en la cavidad oral, será mucho más propenso a la acumulación de biofilm, la adhesión bacteriana y la respuesta inflamatoria de los tejidos blandos periimplantarios que la superficie mecanizada, provocando mayor inflamación gingival y daño en el hueso marginal⁽⁴¹⁾. La periimplantitis progresará más rápido y será mucho más lesiva⁽¹⁰²⁾. De hecho, en estudios in vitro se ha comprobado que las variaciones en la topografía de los implantes tienen un impacto en la adhesión bacteriana, con un aumento de la formación de biopelículas. En un estudio con minicerdos se comparó los implantes lisos con los tratados con grabado ácido y la superficie SLActive⁽¹⁰³⁾. A los 20 minutos, esta última es la que tuvo mayor colonización de bacterias por ser la de mayor rugosidad. En estudios in vitro, se ha determinado que la rugosidad máxima debiera ser de Ra: 0,2µm. Si supera esta cifra, aumentará significativamente el riesgo de acumulación de placa bacteriana. Se ha de mantener un equilibrio entre las anheladas propiedades osteoconductoras de las superficies rugosas y la actividad antimicrobiana. Gil et al. realizaron un estudio in vitro para evaluar qué acabado superficial de los implantes era el más adecuado para conseguir el sellado biológico. Utilizaron muestras con un aumento de rugosidad creciente, desde F:0,01 (mecanizado) a F:0,3 (la más rugosa). Sembraron fibroblastos humanos y midieron su adhesión, proliferación y densidad en las superficies a estudio. Concluyeron que aquéllas con una rugosidad F:0,15 parecían ser la más adecuadas para el sellado biológico⁽¹⁰⁴⁾.

A la hora de elegir un implante para el mantenimiento de los tejidos periimplantarios y del sellado biológico, cobra también importancia, no sólo el diseño del cuello mismo, sino también el tipo de conexión (la externa conlleva una peor distribución de fuerzas, ocasionado mayor concentración de cargas en el hueso crestal, lo que provoca un peor comportamiento biológico), el cambio de plataforma (platform switching) y la altura del pilar elegido para poder alejar el espacio de unión entre el pilar y el cuello del implante y conseguir más tejidos blandos y minimizar la pérdida ósea crestal^(81,105). Además, al ser una enfermedad multifactorial se ha de prestar atención a las enfermedades sistémicas del paciente, medicación, tabaquismo, historial previo de periodontitis, genética, estrés y condiciones oclusales. A su vez, en el propio acto quirúrgico de inserción del implante, éste debe colocarse en una posición 3D adecuada, sin un excesivo torque para evitar la liberación de iones, con un nivel óseo estable alrededor del cuello y minimizar el trauma quirúrgico de la operación.

1.2.4.2.2 Tratamiento de la peri-implantitis

La Asociación Americana de Periodontología y la Federación Europea de Periodontología (European Workshop on Periodontology) definieron en 2017 las enfermedades inflamatorias de los tejidos blandos periimplantarios⁽¹⁰²⁾ en función de la respuesta inflamatoria de dichos tejidos a la acumulación del biofilm alrededor del implante o de la restauración protética. Detallaron los criterios diagnósticos entre salud periimplantaria, mucositis y periimplantitis. Si dicha respuesta inflamatoria sólo afecta a la mucosa periimplantaria, se denomina mucositis. Si además cursa con una pérdida progresiva del hueso de soporte del implante, se considera periimplantitis.

El tratamiento de la mucositis no es quirúrgico, mientras que el de la Periimplantitis sí⁽¹⁴⁾. El primer paso es la eliminación de la placa bacteriana. Se realiza un desbridamiento mecánico de la superficie del implante, eliminación del tejido inflamado, acompañado con tratamientos coadyudantes como son el uso de antibióticos locales y sistémicos, antisépticos y terapia con láser⁽¹⁰⁶⁾. Se deben identificar los factores que predisponen al acúmulo de biofilm, suprimir los signos clínicos y conseguir un ambiente aeróbico⁽¹⁰⁷⁾. Para tratar la periimplantitis se debe añadir un enfoque quirúrgico, reduciendo la profundidad de la bolsa, estabilizando el hueso periimplantario, y según el caso, regenerándolo. En función de cómo sea el defecto del hueso periimplantario y de la localización del biomaterial, el tratamiento engloba, bien de forma independiente o combinadas, cirugía de acceso, resectiva y de reconstrucción del defecto y en última instancia, en los casos más graves, la explantación del implante^(14,101) (Figura 21).

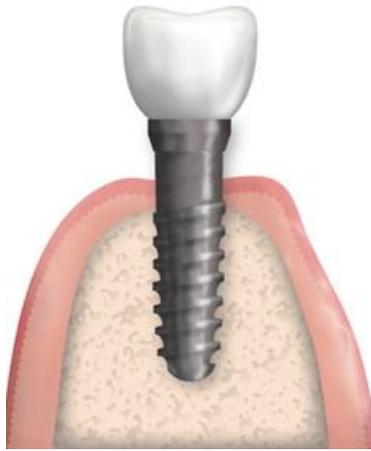


Figura 21. Situación idónea tras un tratamiento resectivo con implantoplastia ⁽¹⁰¹⁾.

La parte más compleja del tratamiento es la descontaminación de la superficie del implante, ya que la mayoría son superficies rugosas, con picos y valles, por lo que la eliminación completa de las bacterias adheridas es una tarea ardua de conseguir⁽¹⁰⁸⁾. Además, Ganesan et al.⁽¹⁰⁹⁾ comprobaron in vitro que cuanto más tiempo lleve el biofilm acumulándose en la superficie, más maduro, estructurado y organizado será, siendo su eliminación más complicada al volverse menos sensible a los tratamientos antiinfecciosos. En esta línea, Monje et al.⁽¹⁰⁷⁾ determinaron que no existe una opción de tratamiento con una efectividad clínica superior respecto de las otras, por lo que su uso suele ser combinado. Dentro de las tácticas empleadas para la descontaminación, caben destacar (Figura 22)^(107,110):

- **Métodos mecánicos:** eliminación mecánica del cálculo y la placa bacteriana acumulados, pero con el objetivo de provocar el menor daño posible a la superficie del implante. Se pueden emplear cepillos de titanio y quitosano, curetas, abrasión por aire y ultrasonidos. Éste último es el que más deteriora la superficie.
- **Métodos químicos:** disminuyen la concentración bacteriana, eliminan los componentes orgánicos y la endotoxina residual de las bacterias. La solución salina estéril y el hipoclorito sódico a bajas concentraciones (0,25%) han proporcionado resultados muy buenos en la reducción del biofilm, sin ocasionar citotoxicidad en las células del huésped, como la clorhexidina⁽¹¹¹⁾.

Descontaminación de la superficie del implante

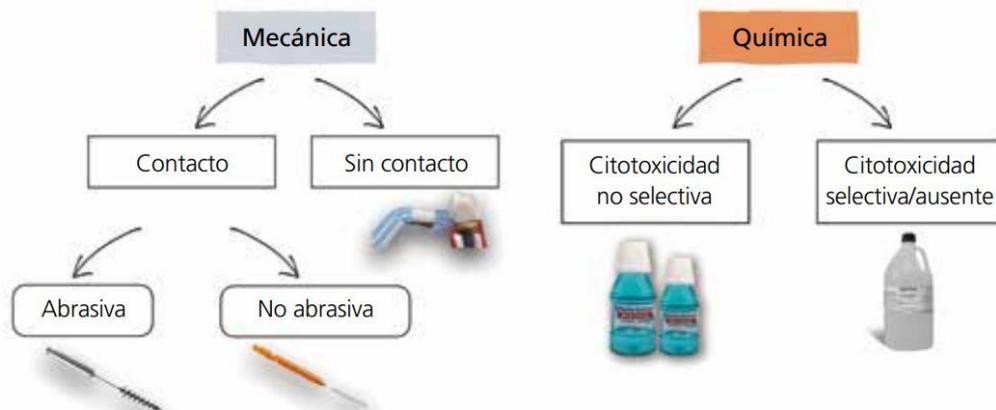


Figura 22. Técnicas para la descontaminación de la superficie de los implantes ⁽¹¹⁰⁾.

- **Farmacología:** los más utilizados son Metronidazol, Doxiciplina y Tetraciclinas. En función del tiempo en el que se mantiene la liberación del fármaco, pueden clasificarse en inmediatos, sostenidos (menos de 24 horas) y controlados (más de 24 horas).
- **Implantoplastia:** consiste en la eliminación de las espiras del implante y en el pulido de la superficie del implante que se encuentra fuera del lecho óseo, para lograr un área más pulida, mínimamente rugosa, consiguiendo que exista menor adhesión bacteriana y frenando, así, la progresión de la enfermedad. En los implantes bone-level, la acumulación de bacterias antiinflamatorias (especialmente, leucocitos polimorfonucleares) suele suceder en la interfase pilar-implante con la consecuente pérdida ósea patológica. Si existen espacios entre el cuello del implante y el pilar, cuando el paciente mastique, ocasionarán microfiltraciones del líquido oral a la interfase favoreciendo, así, la acumulación bacteriana. Al modificar la macrogeometría y microgeometría de dicha interfase se reduce el riesgo de contaminación por flora patógena. Sin embargo, numerosos estudios in vitro sugieren la posibilidad de que este tratamiento disminuya la biocompatibilidad del implante, aumentando la tasa de corrosión por la liberación de trazas metálicas, alergias, citotoxicidad y empeorando su comportamiento a fatiga^(14,108). En definitiva, reduciría la supervivencia del implante a largo plazo ya que la liberación de iones, además, provoca la pérdida ósea periimplantaria.

Toledano-Serrabona et al.⁽¹⁴⁾ estudiaron in vitro la corrosión que experimenta el Ti-6AL-4V tras un tratamiento de implantoplastia. Analizaron las partículas metálicas que se desprendieron tras el pulido de la superficie. La microestructura de dichas partículas resultantes estaba constituida por placas de Widsmatten rodeadas de una estructura α laminar fina. Esta microestructura confiere a dichas partículas mayor deformación plástica y tensión residual de compresión, lo que mejora sus propiedades mecánicas. Sin embargo, son partículas con una

elevada energía interna, que favorece la liberación de iones metálicos y la aparición de microcavidades, por lo que se aumenta el riesgo de corrosión del implante.

En esta línea, Callejas et al.⁽¹¹²⁾ comprobaron in vitro la respuesta inmunológica a las partículas de titanio eliminadas tras la implantoplastia en muestras de titanio grado IV. En función del tamaño de las mismas (5, 10, 15 y 30 μm) comprobaron que, a menor tamaño, mayor era la citotoxicidad y la respuesta inflamatoria, siendo las de tamaño de 15 μm las más biocompatibles. Aun así, todas las partículas eran citocompatibles.

Parahy et al.⁽¹¹³⁾ estudiaron la rugosidad de superficie de un implante con tratamiento SLA después del proceso de descontaminación para el tratamiento de periimplantitis con diversas técnicas. En todos los casos la superficie resultante fue mínimamente rugosa, ligeramente superior a la de los implantes mecanizados. Tawse-Smith et al.⁽¹¹⁴⁾ evaluaron in vitro la rugosidad de 40 implantes CpTi grado IV, siendo 20 de ellos mecanizados y los otros 20 presentaron un tratamiento de superficie de granallado. Igualmente, tras la implantoplastia, la rugosidad de los implantes con granallado era superior a los de los mecanizados, aunque sí se reducía. Apuntaron que con las fresas de silicona se podrían introducir trazas de materiales no biocompatibles. En estudios in vitro, se ha comprobado que la implantoplastia no empeora significativamente el comportamiento a fatiga de los implantes ya que la superficie resultante tras el tratamiento no llega a considerarse mecanizada sino mínimamente rugosa⁽¹¹⁵⁾. Camp-Font et al.⁽¹⁵⁾ evaluaron in vitro el comportamiento a fatiga de implantes de 3,5 mm de diámetro con una pérdida ósea simulada del 50%. Comprobaron que el mayor riesgo de fractura se encontraba en la zona del cuerpo del implante donde se inserta el tornillo protético, al presentar el menor grosor. La fractura progresaba en la zona mecanizada creada en la implantoplastia y era perpendicular al eje mayor del biomaterial. Sin embargo, el efecto del cambio topográfico en el comportamiento a fatiga era escaso y en ningún caso se consiguió una superficie totalmente lisa. Aun así, serían necesarios más estudios in vivo a largo plazo, en los que se evalúen distintos diámetros de implantes, conexión al pilar y posición en los maxilares.

Contrariamente a lo que pueda parecer, en las terapias de regeneración y reconstrucción del hueso periimplantario tras la detoxificación de la superficie, son los implantes de superficie rugosa los que presentan mejores tasas de éxito. La neoformación de hueso prístínico se evaluó en perros Beagles, comparando implantes de superficie mecanizada con los de superficie SLA⁽¹¹⁶⁾. Fueron estos últimos en los que hubo mayor formación de hueso. Aunque no está muy clara la razón, se cree que es porque la topografía de superficie del implante sí condiciona la neoformación ósea tras su implantación, pero también la reosteointegración tras su descontaminación. Además, como ya se ha explicado, las superficies rugosas permiten una estabilización del coágulo, lo que facilita la curación, la diferenciación de células osteoprogenitoras y la neoformación ósea.

El tratamiento de la periimplantitis es, por lo tanto, muy complejo y controvertido. El objetivo de los implantes de superficie híbrida fue disminuir la formación de biofilm alrededor del cuello de los implantes, gracias a su primera superficie mecanizada, para reducir el riesgo de las enfermedades periimplantarias. En el caso de que, aun así, se desarrollaran, la descontaminación siempre va a ser más sencilla que la de una superficie rugosa. Sin embargo, como las superficies mecanizadas presentan mayor riesgo de reabsorción del hueso marginal por una remodelación catabólica, es más probable que dicha pérdida del hueso marginal sea más temprana. Esta situación conlleva mayor riesgo de corrosión, peor pronóstico de reosteointegración, problemas estéticos y mecánicos, como se expondrá a continuación.

1.2.4.2. Complicaciones mecánico-técnicas

Los implantes osteointegrados están sometidos a cargas multiaxiales durante toda su vida útil. De hecho, éste es el objetivo del implante, soportar las cargas y disipar y distribuir las fuerzas recibidas a los tejidos periimplantarios, optimizando la función de la prótesis.

Los problemas mecánicos afectan tanto al implante como a la rehabilitación protética, ocasionando, entre otros, aflojamiento y/o rotura del tornillo y del aditamento, su fractura e incluso la del implante⁽⁹⁷⁾. Las consecuencias pueden llegar a ser catastróficas y su tratamiento es extraordinariamente complejo. Lamo L.⁽¹¹⁷⁾ realizó un estudio retrospectivo de 13 años (2002-2015) para analizar la incidencia de los problemas mecánicos en las rehabilitaciones implantológicas (Figura 23). La complicación más frecuente fue el aflojamiento del tornillo protésico (15%) y la de menor incidencia, la fractura del implante (0,75%).

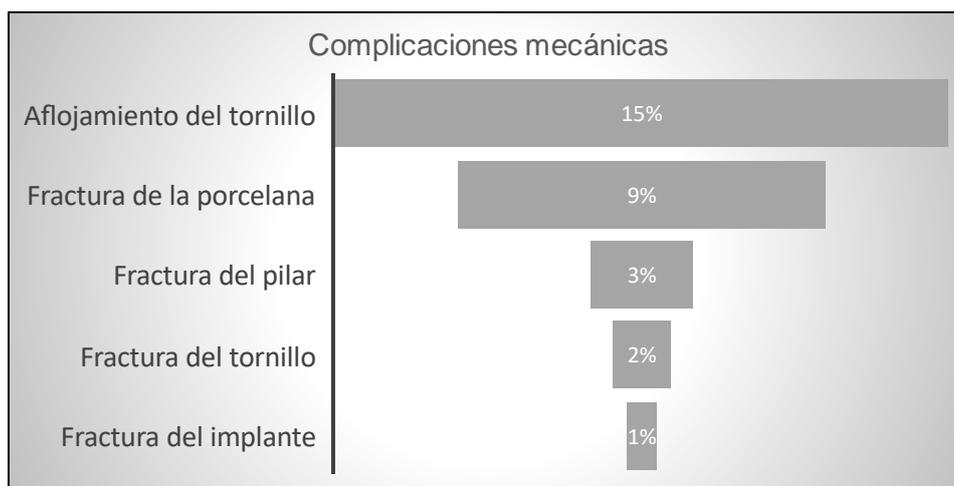


Figura 23. Representación de los problemas mecánicos más frecuentes de las rehabilitaciones implantológicas unitarias ⁽¹¹⁷⁾.

Las cargas que recibe un implante pueden ser monotónicas o cíclicas. Ambas pueden llegar a suponer fallos mecánicos del sistema prótesis-implante-hueso e incluso la rotura del implante^(3,97). Las cargas monotónicas se producen por una fuerza muy superior a su límite elástico, bien por un fallo en el proceso de fabricación del implante, una mala elección del mismo o por una concentración de tensión excesiva.

Las cargas cíclicas son las que suponen la primera causa de fractura del implante. Son tensiones sensiblemente inferiores a su límite elástico o a su resistencia a la tracción ante una fuerza estática. Las cargas masticatorias y oclusales, desde un punto de vista mecánico, se entienden como cargas cíclicas. Estas cargas de repetición son tiempo-dependientes, por acumulación de daño, es decir, ocurren más tarde que las complicaciones biológicas (alrededor de los 7,6 años, frente los 5 años de las biológicas). La causa de la mayoría de los fallos mecánicos es por fatiga de los metales (el 4% del total de los fallos tardíos), por corrosión o combinadas. La fatiga está íntimamente relacionada con el diseño del implante y su topografía (rugosidad de superficie, humectabilidad y composición química), y las condiciones de carga.

Por lo tanto, los problemas mecánicos de los implantes dentales pueden deberse a una sobrecarga oclusal, fuerzas oclusales no tangenciales, posición tridimensional errónea del implante, diseño inadecuado del mismo o de la prótesis y pilares empleados y su torque de inserción o por fatiga del material. Esta última va a ocasionar un desgaste del implante y, por consiguiente, una disminución de su resistencia⁽⁸⁾. Se estima que un implante dental está sometido, al año, a 10 millones de cargas cíclicas⁽¹¹⁸⁾. De hecho, la estabilidad a largo plazo de las rehabilitaciones implantológicas dependen tanto del comportamiento a fatiga del implante y los componentes protéticos empleados, como del mantenimiento de equilibrio de la interfase hueso-implante⁽⁵⁷⁾.

Shemtov-Yona realizaron un estudio de cohorte sistemático, analizando 100 implantes extraídos por causas biológicas. El 60% presentaba grietas o defectos similares. Así, si los fallos biológicos, primeros en ocurrir, se controlaran, la causa más probable de fallo de los implantes serían las causas mecánicas⁽⁹⁷⁾. Dhima et al. realizaron un estudio retrospectivo con un seguimiento de 29 años, evaluando 1.325 implantes y concluyeron que los problemas mecánicos eran más comunes que los biológicos⁽⁹⁷⁾.

1.2.4.2.2 Fatiga

Se entiende como fatiga a una forma de rotura de un material sometido a fuerzas dinámicas y fluctuantes, como son las cargas oclusales y de masticación. El comportamiento del material es distinto al someterle a cargas cíclicas o estáticas. De esta forma, la fractura por fatiga puede suceder ante tensiones sensiblemente inferiores al límite elástico del material o a su resistencia a la tracción ante una

fuerza estática. De hecho, ocurre después de un largo período en el que el cuerpo está sometido a tensiones o deformaciones repetidas, siendo un proceso de acumulación de daño. Su estudio es crucial, ya que hoy se conoce que es la primera causa de rotura de los materiales⁽⁹³⁾.

Los primeros trabajos sobre fatiga son de 1829 por el ingeniero de minas W. Albert, que realizó estudios en los que sometía a eslabones de cadenas de elevadores a cargas y descargas sucesivas. No obstante, el término de fatiga se acuñaría más tarde. El interés por el fenómeno de fatiga comenzó en el siglo XIX con la revolución industrial. El eje de los ferrocarriles fallaba y pensaron que era por la fragilidad del acero. En 1842 hubo un accidente de ferrocarril en Versalles en el que fallecieron entre 1.500 y 1.800 personas (Figura 24).



Figura 24. Accidente ferroviario de Versalles, 1842. Fuente: Wikipedia.

En 1843 Rankine apuntó las causas de la fractura por fatiga, las cargas fluctuantes, que convertían en frágil un material dúctil y remarcó el peligro de los concentradores de tensión. Whöler entre 1850 y 1870 realizó la primera investigación sistemática sobre la fatiga. En 1874 Gerber introdujo métodos para calcular la vida a fatiga de los materiales. Continuaron Goodman (1899) y Sodeberg. En 1910, Bastin formula una ecuación que relaciona el logaritmo de la tensión frente el logaritmo del número de ciclos. En la segunda guerra mundial se demostró que no sólo las cargas cíclicas influyen en la vida a fatiga de un material, sino también la temperatura. Desgraciadamente, este hecho se demostró al romperse los buques clase Liberty en las gélidas aguas del Atlántico Norte (Figura 25). Un ejemplo más reciente lo tenemos en el Prestige que naufragó en las costas gallegas por fatiga térmica y mecánica. A mediados del siglo XX se comenzó a relacionar la fatiga con la geometría y tamaño del material, acabado superficial, las condiciones ambientales, etc.

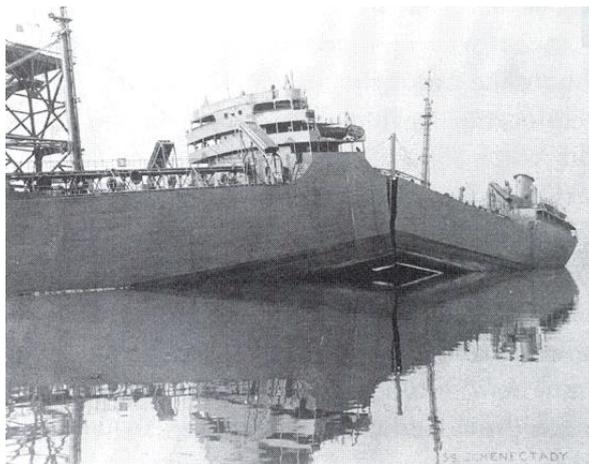


Figura 25. Avería del petrolero «Schenectady», enero de 1943 ⁽¹¹⁹⁾.

En 1964 la Organización Internacional de Normalización definió la fatiga como *“las variaciones en las propiedades de un metal debidas a la aplicación repetida de esfuerzos o deformaciones, aunque, generalmente, el término de fatiga se aplica a aquellos cambios que conducen a la falla”* (norma ISO/ R 373: *Principios generales para ensayos de fatiga de los metales*) ⁽¹²⁰⁾.

El Titanio es un metal relativamente blando, por lo que es susceptible al fallo por fatiga^(121,122). Las cargas oclusales, masticatorias se entienden como cargas cíclicas, desde una perspectiva mecánica. Shemtov-Yona et al. aconsejan aplicar la “curva de la bañera” para entender la vida a fatiga de los implantes⁽¹²³⁾. Esto supone que durante un largo período de función del biomaterial no existe ninguna señal del proceso de fatiga (parte inferior de la bañera) y cuando ocurre el fallo esta curva sube drásticamente y de manera extraordinariamente rápida hasta el fallo del implante.

El comportamiento a fatiga de un material se puede calcular bajo tres enfoques distintos:

- A. **Fatiga a bajo número de ciclos:** se ejercen tensiones relativamente elevadas que generan deformación elástica y plástica en cada ciclo. La vida a fatiga es inferior a los 10^3 - 10^6 ciclos. La mayor parte de la vida del material corresponde a la fase de propagación de la grieta⁽⁷⁸⁾.
- B. **Fatiga a alto número de ciclos:** las tensiones son inferiores, por lo que la vida a fatiga es mayor. Las deformaciones son prácticamente elásticas. La fase de iniciación de la grieta es la predominante, ya que se necesita un gran número de ciclos ($>10^3$ - 10^6) hasta la rotura.
- C. **Fatiga a ciclos muy altos:** vida infinita.

Whöler entre 1850 y 1870 realizó la primera investigación sistemática sobre la fatiga. Observó que la resistencia del acero era menor cuando se le sometía a cargas cíclicas que bajo cargas estáticas más altas. Concluyó que la resistencia a fatiga de un material dependía del número de ciclos de carga y del rango de la misma. Además, existía un nivel de tensión por debajo del cual ni el acero ni las aleaciones férricas presentaban fallo. Se acuñó el término *Límite de fatiga* de un

material, que es el mayor valor de tensión cíclica por debajo del cual las grietas existentes en un material no se propagan hasta el fallo. Como consecuencia se determinó la curva S-N o Curva de Whöler (curva de tensión por número de ciclos de carga) que relaciona los ciclos de carga de amplitud constante y alternas con una tensión media dada y que, hoy en día, sigue siendo uno de los test más empleados para la estimación de la vida a fatiga de un material.

Cuanto mayor sea la amplitud de la tensión, menor será el número de ciclos necesarios para la fractura. En las aleaciones de Titanio, la curva de Whöler se hace casi horizontal a mayores niveles de N. Esto significa que existe una tensión límite por debajo de la cual no se producirá la rotura (Límite da fatiga). Es decir, existe un valor de tensión por debajo del cual las grietas existentes en el material no progresarán hasta provocar el fallo por rotura del mismo.

Según la relación de la amplitud de la carga con el tiempo, existen tres tipos de ciclos⁽⁹³⁾:

- **Ciclo de carga invertida:** la tensión es simétrica en el tiempo (Figura 26). La carga varía regular y sinusalmente.
- **Ciclo de carga repetida:** los valores máximos y mínimos de tensión son asimétricos.
- **Tensión cambiante:** la tensión varía en amplitud y frecuencia.

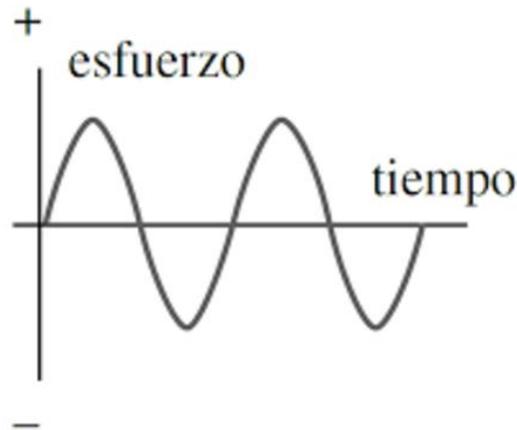


Figura 26. Ciclo de carga invertida ⁽⁹³⁾.

El valor medio de la tensión σ_m resulta de la media entre las tensiones máximas y las mínimas

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

El cociente de tensión (R) resulta de la división entre la tensión máxima y la mínima. De esta forma, en un ciclo de carga invertida el valor sería de 1

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

1.2.4.2.2 Fractura por fatiga

Existen tres tipos de fractura, en función de la capacidad de deformación plástica del material^(93,124):

1. **Fractura dúctil:** es un proceso lento, la grieta es estable a no ser que aumente la tensión. Existe mucha deformación plástica cerca de la grieta. La mayoría de los metales son dúctiles.
2. **Fractura frágil:** rápida, inestable, con muy poca deformación plástica.
3. **Fractura por fatiga:** se produce ante ciclos de repetición, tiempo-dependientes, bajo cargas dinámicas. Se inicia en las áreas de concentración de tensiones, sin deformación apreciable.

La fractura consiste en la separación en dos partes de un cuerpo ante una fuerza aplicada ya sea de tracción, compresión, torsión o cizalladura. Se divide en tres etapas. La primera es la de iniciación de la grieta, la segunda, la de su propagación hasta la tercera etapa o rotura del material. Normalmente, la superficie de fractura será perpendicular a la dirección de la fuerza de tracción aplicada⁽⁹³⁾. Esto es, en un área de mayor deformación se iniciará la grieta por fatiga que se propagará a través del material ante la tensión aplicada hasta que se produzca la fractura completa. Las tres etapas son⁽¹²⁵⁾:

- **Etapas de iniciación de la grieta:** aparecen microgrietas en zonas cercanas a la superficie del material o cerca de los defectos del mismo, como rayas, roscas o mellas, que actúan como concentradores de tensión (Figura 27). Emergen bandas de deslizamiento que, según aumenten los ciclos de carga, acaban provocando fisuras. Se conoce como Nucleación. Seguidamente, existirá un crecimiento de la grieta en pequeñas distancias y su tamaño es comparable al de la microestructura del material. Por lo tanto, al someter a un material a cargas cíclicas, que no sobrepasen su límite elástico, se originan discontinuidades microscópicas en su superficie provocadas por deslizamiento de dislocaciones. Cuando estas dislocaciones se agrupan son irreversibles, convirtiéndose en puntos de nucleación de las microgrietas. La longitud de iniciación de la grieta dependerá, así, de las características superficiales del material, de su microestructura y de las tensiones. En los implantes de Titanio esta etapa representa el 90% de su vida a fatiga. El tratamiento de granallado origina microhoyos en la superficie del implante por el chorreado de las partículas de alúmina. Estas microcavidades conllevan a que la iniciación de la grieta no sea en la superficie, sino a 1-2 μm de ésta, por lo que se alarga más la duración de esta primera fase. Presentan, por lo tanto, mejor comportamiento a fatiga que los de superficie mecanizada. La interfase de los implantes de superficie híbrida es donde confluyen dos superficies con tensiones residuales dispares y donde existe mayor potencial de corrosión, que favorece, además, la aparición de microcavidades.

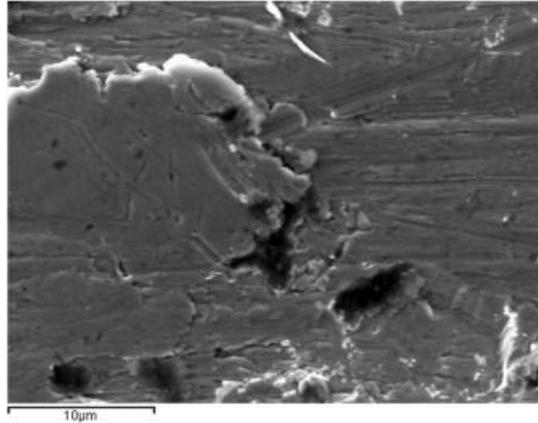


Figura 27. Microcavidades generadas por la corrosión en la interfase de las dos superficies de los implantes híbridos⁽¹⁶⁾. Actúan como concentradores de tensión.

El número de ciclos necesarios para el inicio de la grieta se calcula siguiendo esta fórmula matemática

Ni. $\Delta Wd = 4\pi \cdot p \cdot \gamma$, siendo,

ΔWd : energía de deformación en la punta de la grieta

P: radio del defecto medido en su eje de mayor longitud

Y: energía de la fractura por unidad interfacial del área

Una vez nucleada la grieta, ésta se propagará. La velocidad dependerá de las tensiones a la que se someta y de la naturaleza y superficie del material.

- **Etapas de propagación:** la velocidad de crecimiento de la grieta se incrementa drásticamente. En un principio, la celeridad en la que aumenta el tamaño de la grieta es pequeña, pero según se hace mayor su longitud y/o la tensión aplicada, el ritmo de crecimiento se acelera. La dirección del crecimiento de la grieta es perpendicular a la tensión aplicada. Se caracteriza por dos tipos de marcas: las marcas de playa (macroscópicas, aparecen en zonas donde hubo una interrupción de las cargas y, por lo tanto, de la propagación de la grieta) y las estrías (microscópicas, representan la distancia que avanzó la grieta en cada ciclo de carga) (Figura 28). Aun así, que no se puedan identificar estos dos tipos de marcas, no excluye la rotura por fatiga. Cuando la grieta ya alcanza un tamaño macroscópico se estabiliza su velocidad de crecimiento, que ya no dependerá de la carga aplicada ni de las características superficiales ni de la naturaleza del material en el que se generaron. En esta fase se considera al cuerpo como homogéneo y continuo y se estudia bajo los conceptos de Mecánica de Fractura.

La expresión matemática de Paris-Erdogan relaciona la velocidad de crecimiento de la grieta con su longitud inicial, las características de la muestra y el factor de intensidad de tensiones.

$$\frac{da}{dN} = A(\Delta K)^P$$

da/dN es la velocidad de crecimiento de la grieta, a representa el tamaño de la fisura y N el número de ciclos

A y p : constantes para un material

ΔK : factor de intensidad de tensiones

A medida que aumenta el tamaño de la grieta, si las tensiones son constantes, el factor de intensidad de tensiones será mayor y, por lo tanto, la velocidad de crecimiento de la grieta se incrementará.

Otra variable importante a determinar es la “vida a fatiga” del material, que supone el número de ciclos necesarios para producir la rotura (NT). Se calcula sumando el período en que se inicia la grieta (Ni) al período de propagación de la misma (Nf) hasta la rotura del material.

$$NT = Ni + Nf$$

En términos probabilísticos, la vida a fatiga se puede representar en un diagrama que relacione la tensión (S) con los ciclos hasta la rotura (N), cuyo resultante es una curva. Cada ciclo de carga contribuye a la acumulación de daño.

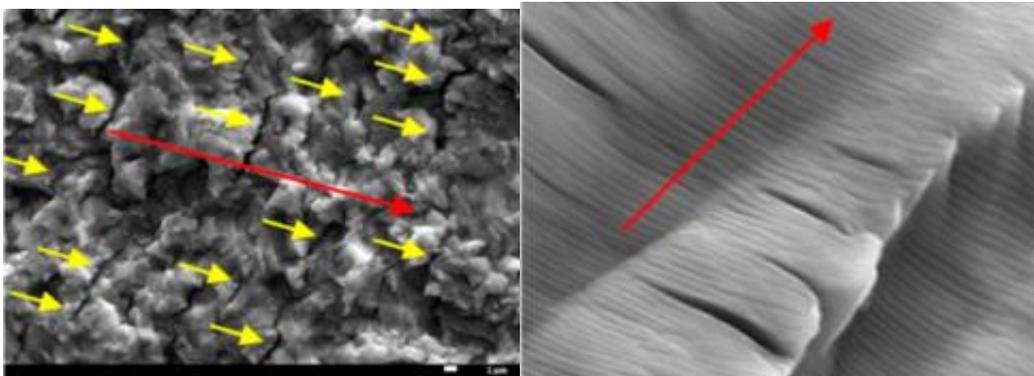


Figura 28. Imágenes por SEM de implantes fracturados. Primera imagen: zonas de nucleación secundarias. Segunda imagen (a la derecha): estrías por fatiga ⁽⁷⁶⁾.

- **Fractura Total:** la grieta alcanza un tamaño crítico y se produce la rotura. Fase muy rápida. Tanto es así, que en el cálculo de la vida a fatiga de un material no se tiene en cuenta. El tamaño de la zona de la fractura final se relaciona con el nivel de las cargas a las que se ha sometido el material. Si las tensiones han sido elevadas, el área de fatiga será pequeña y el de la fractura alta. Si las

tensiones han sido bajas, la zona de rotura será pequeña y el de fatiga extensa (Figura 29).

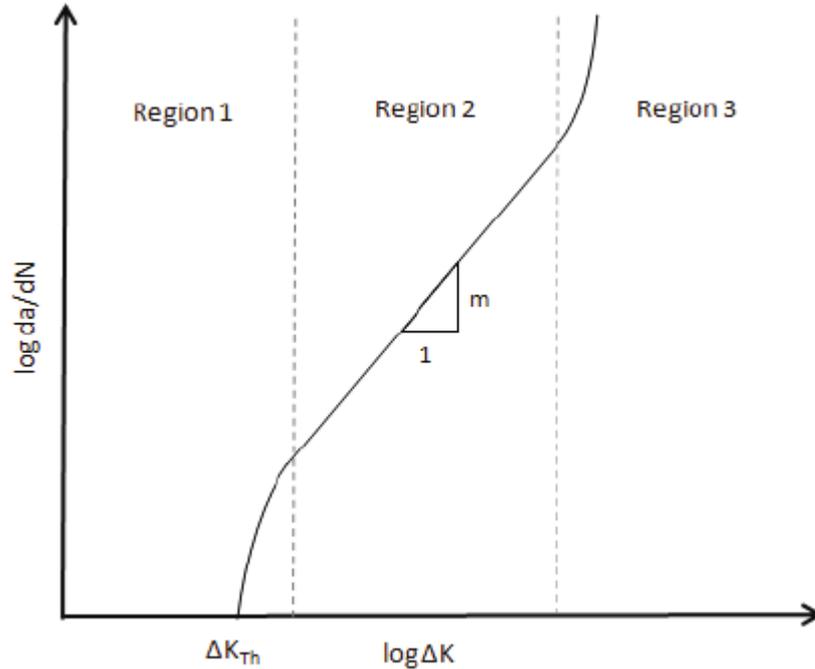


Figura 29. Velocidad de crecimiento de la grieta ⁽⁹³⁾. Región 1: si las cargas cíclicas son bajas y/o la longitud de las grietas es muy pequeña, éstas no crecerán. Región 2: se incrementa la velocidad de crecimiento de la grieta, la curva es casi lineal. Región 3: fractura rápida con un crecimiento extraordinario de la grieta.

Terrats et al.⁽⁷⁶⁾ estudiaron con Microscopía Electrónica de barrido (SEM) las tres etapas de la progresión de la fractura por cargas cíclicas en implantes de titanio grado IV con conexión interna. En la figura 30 se puede observar las tres fases expuestas. En la etapa I de iniciación de la grieta se encontraron muchos puntos de origen de nucleaciones de grietas. En la etapa II de propagación de la grieta observaron tanto “*estrías*” o discontinuidades tenues paralelas a la dirección de la carga y “*grietas secundarias*” perpendiculares a la dirección de la tensión aplicada. En la etapa III o Fractura total observaron microhendiduras originadas por el estado de extraordinaria deformación plástica.

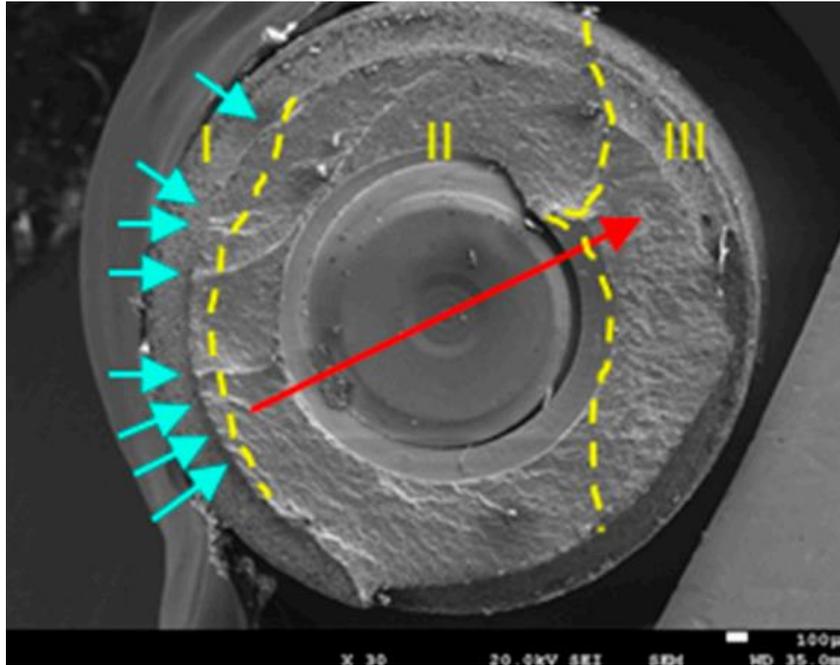


Figura 30. Etapas de la fractura por fatiga. I: etapa de iniciación. II: etapa de propagación. III: fractura total ⁽⁷⁶⁾.

Desde el punto de vista del tamaño, las grietas se pueden dividir en:

1. Microscópicas: ante una tensión cíclica aplicada sobre el material, se inician las grietas. En este primer momento son microscópicas.
2. Macroscópicas: según crecen las grietas, aumentan su tamaño hasta la rotura final.

En la primera etapa de iniciación de la grieta, éstas son microscópicas y comienzan en la superficie del material o en zonas próximas a los defectos existentes en su superficie. En función de las características y microestructura del material y de las cargas a las que está sometido, estas microgrietas comienzan a agruparse, aumentando su longitud, llegando a presentar un tamaño considerable desde el punto de vista macroscópico.

Por lo tanto, para mejorar la vida a fatiga de un material se deben tener las siguientes consideraciones^(93,126):

- ✓ Si no existiera grieta inicial, la vida a fatiga dependería de la etapa de iniciación. Si se incrementa el límite de resistencia del material, disminuyendo el tamaño del grano del mismo, aumentaría su resistencia a fatiga
- ✓ Las grietas por fatiga comienzan, se nuclean y propagan en las áreas con mayor deformación
- ✓ Cuando exista una grieta inicial, habría que disminuir la tasa de crecimiento de la misma. En los implantes osteointegrados es imposible observar las grietas iniciales sin un método invasivo para el paciente.

- ✓ El desarrollo de una estructura dúplex podría aumentar la vida a fatiga de un material. Esto es, tratando un material termomecánicamente, con un grano fino en la superficie y gruesos en el interior.

1.3. Modificación de las superficies de los implantes

La manera en que los tejidos periimplantarios responden al implante depende de sus características de superficie, textura, composición química, rugosidad y humectabilidad⁽¹²⁷⁾. Facilitan que la superficie del implante se adecue a su misión específica, aumentando su biocompatibilidad, su porcentaje de unión con el hueso y la adsorción de proteínas. En el momento de inserción de un implante, éste entra en contacto con los tejidos y fluidos corporales. Las proteínas en sangre se van a adherir a su superficie, pudiendo influir en la respuesta inmune, inflamatoria, en la coagulación y, en última instancia, en la biocompatibilidad del implante. La adsorción de las proteínas va a depender de las características específicas de la superficie del implante. Albrektsson determinó que las propiedades de superficie que tienen un papel relevante en la osteointegración de los implantes son la topografía, las características físico-químicas y las propiedades mecánicas⁽¹²³⁾. Están interrelacionadas entre sí, de tal manera que, a veces, es muy complicado determinar una causa-efecto directa a una sola de ellas⁽¹²¹⁾. En la tabla 5 se resumen las propiedades de superficie de los implantes más importantes, que se desarrollarán a continuación (Vörös, 2001)⁽¹²⁸⁾.

PROPIEDAD	INFORMACIÓN
COMPOSICIÓN QUÍMICA	Composición atómica Estado químico de los elementos
MICROESTRUCTURA	Cristalinidad Límites de grano Inclusiones Vacantes
MORFOLOGÍA RUGOSIDAD TEXTURA FORMA	Detalles superficiales (2D, 3D) Área específica Porosidad
ENERGÍA SUPERFICIAL	Humectabilidad Adsorción Energía superficial
ELÉCTRICA	Potencial de superficie Cargas superficiales
PROPIEDADES MECÁNICAS	Elasticidad/plasticidad Tensiones residuales

Tabla 5. Propiedades de superficie más importantes de los implantes ⁽¹²⁸⁾.

Los parámetros sobre la calidad de las superficies de los implantes con un papel fundamental son^(11,99,129):

- **Topografía, rugosidad y morfología de superficie:** el éxito a largo plazo de las rehabilitaciones implantológicas depende de la superficie de los implantes y de la derivada respuesta ósea. La topografía de la superficie engloba la rugosidad de la misma y la orientación y forma de sus irregularidades^(95,113) (Figura 31). Hasta la década de los 90, los implantes que más se utilizaban con excelentes resultados eran los desarrollados por el grupo sueco de Bränemark. Consideraban lisa su superficie, aunque en verdad, por el proceso de fresado presentan una rugosidad de 0,5 – 1 micras, por lo que es más correcto denominarlos implantes de superficie mecanizada. En su superficie existen ciertas irregularidades por el proceso de corte durante su fabricación, por lo que pueden integrar superficies con texturas muy diversas^(17,130). Los implantes de superficie rugosa presentan un grado variable de la misma, en función del tratamiento aplicado (aposición, sustracción) y de microcavidades, fisuras o grietas practicadas^(49,131). Al aumentar la rugosidad de superficie se consigue mayor contacto hueso-implante, mayor estabilidad y anclaje mecánico con el hueso circundante y mejor distribución de las tensiones^(9,94).

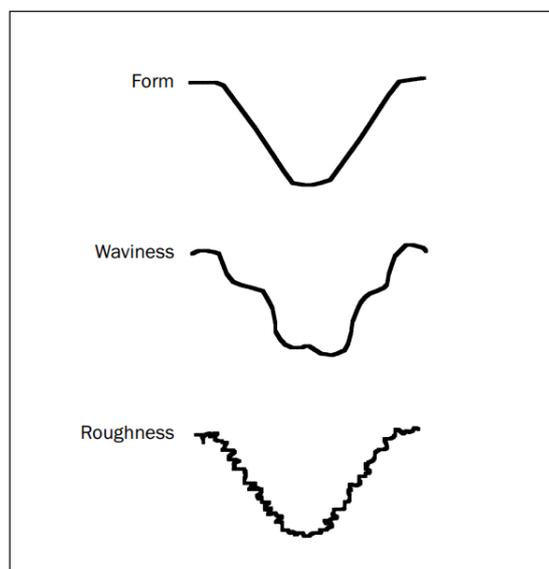


Figura 31. Representación de la forma, ondulación y rugosidad de la superficie de un implante ⁽¹³⁰⁾.

Para valorar la topografía de la superficie de los implantes se utilizan los siguientes parámetros⁽¹²⁹⁾.

- Ra: rugosidad media definida como la integral entre los valores de altura absolutos entre los picos y valles a lo largo del perfil evaluado. Parámetro de amplitud en una evaluación del perfil en 2D (Figura 32).

- Sa: amplitud de desviación de la altura media, calculada en valores 2D y extendida a estándares 3D. Se debe usar este parámetro, ya que los valores en 3D son más representativos, exactos, proporcionan más información y se pueden tratar con sistemas informáticos⁽¹³⁰⁾ (Figura 33).
- Rq: media de la raíz cuadrada de la desviación estándar de la muestra en longitud.
- Rz: distancia vertical media entre los cinco valores más elevados (picos) y los cinco más inferiores (valle)
- Índice entre superficies: valora la homogeneidad de la superficie.

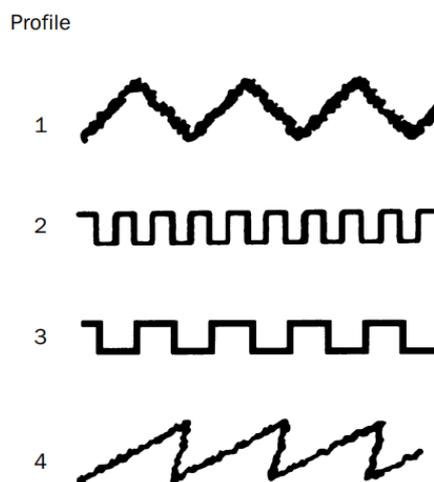


Figura 32. Distintos perfiles de superficie con la misma altura (valor Ra) ⁽¹³⁰⁾.

Las superficies lisas, o mecanizadas, presentan un Sa < 0,5 μm , en las superficies mínimamente rugosas su Sa es de 0,5 a 1,0 μm , en las moderadamente rugosas sus valores son: 1,0-2,0 μm y las rugosas es de $\geq 2,0 \mu\text{m}$. Hoy en día, se conoce que la mejor respuesta ósea y de los tejidos adyacentes aparece en rugosidades entre 1-2 μm , disminuyendo así, el riesgo de periimplantitis y de liberación de iones metálicos⁽²⁾.

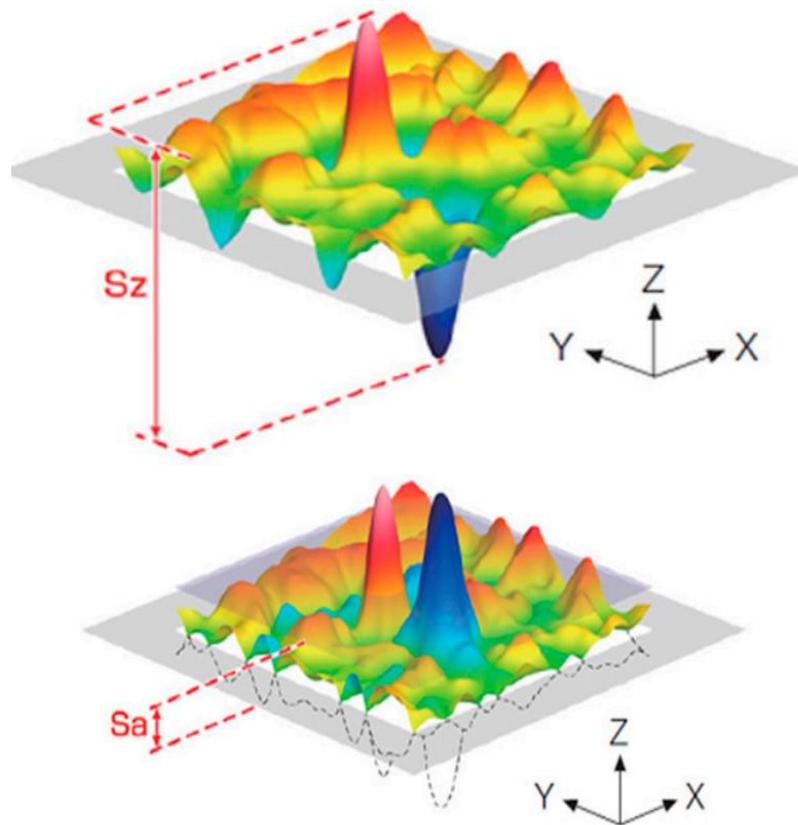


Figura 33. Parámetros de amplitud ⁽¹³²⁾.

- **Composición química:** La mejora de la composición química de la superficie de los implantes fue la primera estrategia que se siguió para lograr una respuesta específica tanto de los tejidos adyacentes como a nivel celular. Para ello, por ejemplo, se incorporó fosfato cálcico, a la capa de TiO_2 , con la intención de mejorar la conexión biomecánica entre la matriz ósea y la superficie del implante. Las nuevas investigaciones se encaminan a añadir a la composición química de la capa de TiO_2 elementos tanto orgánicos como inorgánicos para influir en la curación ósea⁽¹³³⁾.

Los tratamientos de superficie de los implantes pueden ocasionar la liberación de metales, iones, lubricantes o detergentes que modifiquen dicha superficie y la respuesta del huésped, ocasionando una respuesta inmune inflamatoria. De este modo, el aumento de concentración de carbono, puede ser indicativo de un mayor porcentaje de restos de refrigerantes o contaminantes⁽¹³⁴⁾. Aunque su concentración es baja y existen pocos estudios sobre sus efectos, se ha de exigir una calidad extraordinaria de los implantes dentales con controles íntegros y completos^(95,135).

- **Energía de superficie:** la superficie del titanio es reactiva. Si presentan una alta energía libre superficial, habrá mayor adhesión celular y, por consiguiente, mejor osteointegración. Si se contamina la superficie habrá menor energía de la interfase. La energía de superficie depende de la rugosidad y de la composición química. La adhesión celular a la superficie del implante está condicionada por la capa de proteínas sanguíneas depositada en la superficie del biomaterial. Esta capa determinará que las células se adhieran y que, además, reaccionen adecuadamente. En su unión con la superficie del implante se forman enlaces no covalentes tales como Fuerzas de Van der Waals, enlaces de hidrógeno e interacciones hidrofóbicas, dependientes tanto de las peculiaridades de las proteínas sanguíneas, como de la superficie del biomaterial⁽¹²⁾. Robles et al. comprobaron in vitro que las superficies rugosas con un tratamiento de granallado poseían menor energía de superficie que las mecanizadas⁽³⁹⁾. Sin embargo, gracias a la tensión superficial compresiva y a su rugosidad superficial superior, presentaron mayor adsorción de proteínas, como la Fibronectina. De igual manera, Aragonese et al.⁽¹³⁶⁾ compararon in vivo la humectabilidad y la energía de superficie entre implantes de titanio grado IV mecanizados y con tratamiento de granallado. Estos últimos presentaron una superficie hidrofóbica con menor energía de superficie, sobre todo el componente dispersivo. Sin embargo, el componente polar era superior respecto de los de superficie mecanizada. La mayor densidad de carga negativa de su superficie favorece la mayor adsorción de Fibronectina y, por lo tanto, la osteointegración⁽¹³⁷⁾. Se siguen necesitando, por lo tanto, más estudios in vivo para confirmar la relación entre la energía de superficie y una mejora en la osteointegración. Puede ocurrir, que al entrar en contacto el implante con el aire al sacarlo de su vial, cambie su energía de superficie⁽⁹⁵⁾.
- **Humectabilidad.** La composición de la superficie del titanio afecta a su hidrofilia, fundamental en la fase inicial de la osteointegración. Se mide el ángulo de contacto formado por la tangente de una gota al caer sobre una superficie en horizontal (Figura 34). Su valor varía de 0 a 180°. Por encima de 90°, la superficie se considera hidrofóbica. En las superficies hidrofílicas el ángulo de contacto con el hueso es de entre 40 y 70 grados, lo que supone una mejor interacción con los fluidos biológicos, las células y tejidos. Existe una fuerza de atracción entre los átomos del líquido y del sólido que conducirá a un menor tiempo de osteointegración y mayor BIC en las etapas iniciales, si se compara a las superficies hidrofóbicas. Cuando la superficie de un implante presenta una carga positiva, será una superficie hidrofílica⁽¹³⁸⁾. Su concentración de carbono disminuye y aumenta la del oxígeno. Se ha comprobado que impulsa la expresión de la osteocalcina y de la fosfatasa alcalina. Los materiales hidrofílicos reaccionan con mayor rapidez a las proteínas del plasma sanguíneo e incrementan la repuesta de las células osteoprogenitoras al implante, estimulando la regeneración ósea temprana en el lecho quirúrgico. En

estudios con animales se ha comprobado que presentan mayor afinidad por el coágulo sanguíneo formado tras el trauma quirúrgico de inserción del implante, por lo que mejoran la neoangiogénesis⁽⁹⁾. Sin embargo, Pegueroles et al.⁽¹²⁾ comprobaron in vitro que un cierto carácter hidrofóbico es conveniente para poder anclar las proteínas sanguíneas con menor movilidad. En cuanto a la adhesión bacteriana, las bacterianas hidrofílicas se adhieren a superficies hidrofílicas, y las bacterias hidrofóbicas (*P. gingivalis*, *A. actinomycetemcomitans*, *F. nucleatum*) a las superficies hidrofóbicas. La rugosidad ideal para que no hubiera adhesión bacteriana sería Sa : 0,2 μm . Sin embargo, todavía se hacen necesarios más estudios a largo plazo para determinar la relación entre la hidrofiliidad de las superficies y la menor formación de biofilm. En estudios in vitro se ha comprobado que es más importante la rugosidad de superficie y las condiciones de tensión residual que la humectabilidad⁽³⁹⁾. Las superficies rugosas son más hidrofóbicas que las mecanizadas (menor humectabilidad y mayor ángulo de contacto con el hueso).

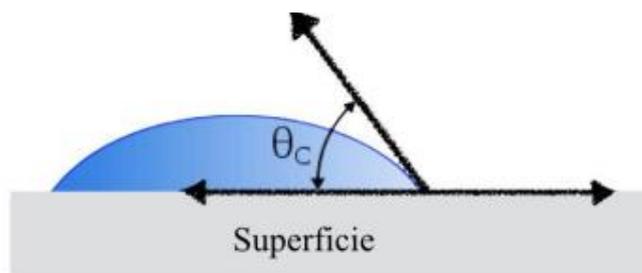


Figura 34. Representación del ángulo de contacto ⁽¹¹³⁾.

- **Tensión superficial:** relación entre las fuerzas de adhesión de las células y las fuerzas de cohesión de los átomos al interior de la superficie del implante (Figura 35). Si estas últimas son mayores que las de adhesión, no habrá o será escasa la interacción entre el implante y su medio. La tensión interfacial cobra mucha importancia en los recubrimientos de superficie, como los de hidroxiapatita. Aunque se ha demostrado histológicamente que presentan mayor adhesión de los osteoblastos y proliferación de la matriz extracelular, estos recubrimientos son inestables y no se integran ni se biodegradan de manera homogénea, pudiendo desintegrarse fragmentos grandes conllevando el fracaso del implante⁽⁴⁸⁾.

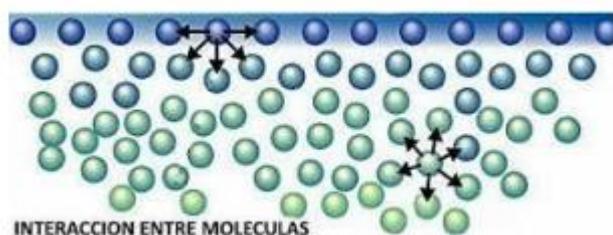


Figura 35. Representación de las fuerzas de atracción entre las moléculas de la superficie y las internas ⁽¹³⁹⁾.

- **Potencial zeta:** determina la tasa de intercambio de iones entre la superficie del implante y el medio. Tiene importancia a la hora de establecer las proteínas que se van a adherir a su superficie, de las que dependerán los mecanismos de adhesión y proliferación celular. Cuando los niveles zeta son bajos, habrá mayor diferenciación de células osteogénicas. Si la carga del potencial zeta es negativa (por una excesiva presencia de hidrocarburos, por ejemplo), impedirá la adhesión de proteínas sanguíneas y de matriz extracelular de los osteoblastos, al presentar también, carga negativa⁽¹⁴⁰⁾.

1.3.1. Modificación de la rugosidad de superficie

Se ha comprobado que la rugosidad de la superficie de los implantes tiene un efecto en el comportamiento celular, en cuanto a la proliferación, diferenciación y síntesis de las proteínas de las células osteoblásticas⁽¹⁴¹⁾. De esta manera, si aumenta la rugosidad de superficie de los implantes, a nivel macrométrico, se verá aumentada la energía de superficie del implante, lo que mejora la adsorción y migración de proteínas, la proliferación y diferenciación de las células osteoblásticas, existirá mayor actividad de la fosfatasa alcalina y mayor producción de colágenos y osteocalcina, por lo que la fijación temprana será superior y, por tanto, mejorará la osteointegración. Además, a nivel micrométrico, habrá mayor cantidad de hueso nuevo en la interfase hueso-implante, aumentando el contacto hueso-implante (BIC), y su estabilidad mecánica a largo plazo y el torque de desinserción serán superiores, gracias a su mayor anclaje⁽¹⁴²⁾.

Existen tres grandes grupos de implantes según su superficie^(4,91,95):

- **Implantes de superficie mecanizada:** sus propiedades físicas son similares a las del tejido óseo adyacente, son bioinertes. Su unión con el hueso es biomecánica, es decir, depende del crecimiento del hueso dentro de las irregularidades existentes en su superficie. El tiempo para alcanzar la osteointegración es muy elevado.
- **Implantes con tratamiento de superficie:** mejora las propiedades osteoconductoras del material. La unión con el hueso es, también,

biomecánica pero la respuesta de éste es superior. Se acorta el tiempo para alcanzar la osteointegración y la unión de la interfase es más fuerte.

- **Implantes con tratamientos de superficie a escala nanométrica:** favorecen una respuesta a nivel molecular. Hoy en día, las investigaciones se encaminan a conseguir superficies bioactivas, para promover una unión en la interfase hueso-implante química más que física. Esta unión se ha denominado “oseocoalescencia”, que significa fundirse con el hueso, conformando una unión química con los tejidos vivos. Para ello, se incorporan a la superficie previamente rugosa, proteínas o péptidos con una elevada capacidad osteogénica, como son las proteínas morfogenéticas óseas (colágeno tipo I, fibronectina o el factor de crecimiento fibroblástico) o moléculas como la melatonina y la hormona de crecimiento⁽⁹⁹⁾. Estas superficies presentan, además, una buena resistencia a la tracción y tensión. También se está investigando en incorporar con nanopartículas, antibióticos como la Doxiciclina y antiinflamatorios como la Dexametasona, para contrarrestar una posible respuesta exacerbada del sistema inmune y la proliferación del biofilm⁽¹⁴³⁾. Salou et al. compararon el torque de desinserción de tres tipos de implantes (implantes de superficie mecanizada, rugosa SLA y con tratamiento nanométrico) en el cóndilo del fémur de conejos blancos de Nueva Zelanda, tras 4 semanas. Demostraron que tanto el BIC (contacto hueso-implante) como el torque de desinserción era significativamente mayor en los implantes con el tratamiento a escala nanométrica⁽¹⁴⁴⁾ (Figura 36).

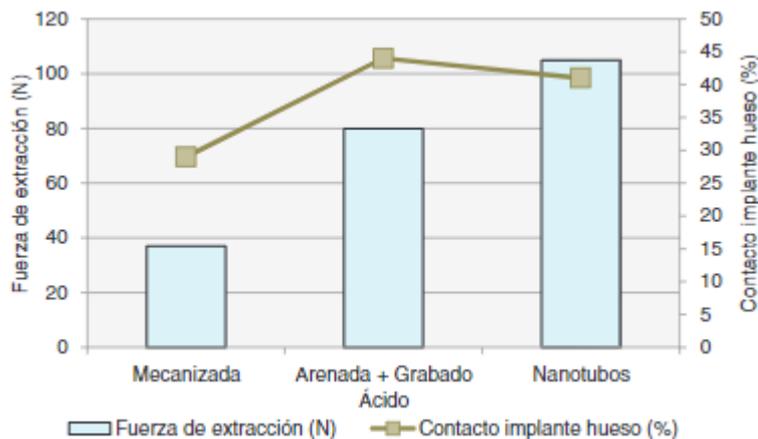


Figura 36. Estudio de Salou et al. Torque de desinserción en conejos según el tratamiento de superficie del implante colocado tras 4 semanas ⁽⁴⁾.

La rugosidad de superficie se puede medir en tres escalas (Figura 37):

- Macroescala: ≥ 10 micras
- Microescala: 1-10 μm . Son las que presentan mejor conexión mecánica implante a hueso

C. Nanoescala: < 1µm.

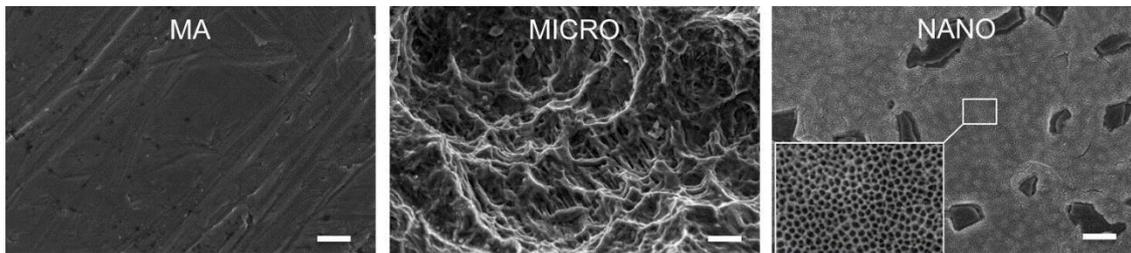


Figura 37. Microscopía óptica de una superficie mecanizada (MA), superficie rugosa SLA (MICRO) y anodizada (NANO) ⁽¹⁴⁴⁾.

A. **Tratamientos a Macroescala**⁽³⁵⁾: se utiliza para crear superficies porosas. Existen dos categorías:

- Función selectiva por láser (SLM): consigue una porosidad del 63%, un Ra de 5-20 µm y un tamaño de los poros de 250-800 µm. Al modificar la rugosidad de superficie, mejora la resistencia a la abrasión, sus propiedades biológicas, la osteointegración y sus propiedades antimicrobianas, ya que disminuye la adhesión del *Staphylococo aureus*, por lo que presenta menor riesgo de infección. Sin embargo, es el proceso más lento.
- Fusión por haz de electrones (EBM): su porosidad es del 49%, Ra de 20-50 µm y el tamaño de los poros varía entre 350 y 1400 µm. Por ello, consigue más contacto hueso-implante que el SLM. Presentan una alta resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.

Estos tratamientos presentan un riesgo muy elevado de periimplantitis y de fuga de iones

B. **Tratamientos a Microescala**: se expondrán más ampliamente, ya que la superficie rugosa de los implantes híbridos a estudio, presenta un tratamiento a esta escala (SLA).

- i. **Granallado (Grit Blasting)**: tratamiento de superficie para aumentar la rugosidad. Consiste en un chorreado de partículas abrasivas a alta presión para conseguir un Ra: 110-250 µm. Las partículas empleadas son: Al₂O₃, SiO₂, TiO₂, Ca₃(PO₄)₂. En estudios in vivo se ha comprobado el aumento del torque reverso gracias al tratamiento de granallado con partículas de TiO₂^(145,146). Sin embargo, las partículas proyectadas deben ser más duras que el titanio para poder lograr una rugosidad de superficie óptima, siendo las de Alúmina las que proporcionan resultados superiores⁽¹³⁷⁾. Además, la mejor respuesta biológica se consigue con el chorreado de alúmina (Al₂O₃), ya que confiere a la superficie buena adherencia y desarrollo celular y aumenta la expresión de osteocalcina, proporcionando así, una unión hueso-implante firme y temprana, disminuyendo el tiempo de osteointegración.

Fomenta la eliminación del tejido necrótico provocado por el trauma quirúrgico por parte de los macrófagos⁽¹⁴⁷⁾. Consigue una mayor adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos. En estudios in vivo en fémur de conejos, se constató el aumento del BIC⁽⁹⁴⁾. El chorreado de partículas aumenta la hidrofilia de la superficie y disminuye el componente polar, lo que favorece la adsorción proteica⁽¹³⁷⁾. Su superficie está conformada por picos y valles, que aumentan su rugosidad. Además, este tratamiento introduce una tensión residual compresiva, que le confieren excelentes propiedades mecánicas (Figura 38). Esta tensión va a depender del material proyectado y de la presión y distancia a la que se proyecta⁽¹⁶⁾. Es decir, al aumentar la rugosidad de superficie e introducir una tensión residual compresiva se favorece la remodelación ósea y, por lo tanto, la osteointegración. Además, mejora el rendimiento a fatiga ya que, gracias a la presión de las partículas sobre la superficie, se genera una elevada deformación plástica local que varía la iniciación de la grieta de fatiga de la superficie a 1-2 μm de la misma^(17,98,137). Sin embargo, algunos autores como Leinenbach et al. o Pazos et al.⁽³⁾, determinaron que su rendimiento a fatiga era inferior, hasta un 25 %, debido a las partículas de alúmina residuales entre los surcos más afilados, ocasionados por la degradación del propio chorreado, que actuaron como concentradores de tensión⁽³⁾. A su vez, estas partículas de alúmina remanentes aumentarían el riesgo de contaminación de su superficie y, por lo tanto, de su biocompatibilidad⁽¹⁴⁷⁾. Sin embargo, Gil et al.⁽¹³⁷⁾ realizaron un estudio in vitro e in vivo comparando implantes con tratamiento de granallado e implantes con dicho tratamiento, pero seguido de un proceso de limpieza con ultrasonidos en acetona a alta presión durante cinco horas. No encontraron diferencias entre ambos grupos de implantes, en cuanto a reacciones alérgicas o tóxicas. Sí pudieron observar que las superficies con el tratamiento de granallado, pero sin la limpieza posterior, presentaron mayor unión hueso-implante (BIC) y menor adhesión bacteriana al presentar una energía superficial inferior gracias a la presencia de Alúmina.

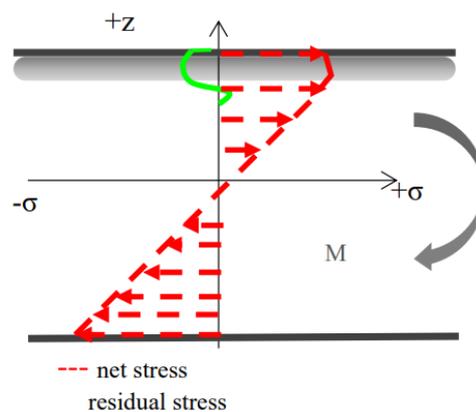


Figura 38. Tensión resultante (tensión aplicada “net” y residual compresiva “residual”) de una muestra con tratamiento de granallado ⁽¹⁴⁸⁾.

ii. **Grabado ácido:** se utilizan distintos tipos de ácidos fuertes para aumentar la rugosidad de la superficie del titanio. Entre ellos están ácido hidrociorhídrico (HCL), ácido nítrico (HNO₃), ácido sulfúrico (H₂SO₄) y el ácido fluorhídrico (HF). La rugosidad conseguida depende del ácido empleado (tipo y concentración), del tiempo y de la temperatura de la reacción. El resultado es una rugosidad entre 1 y 2,7 μm . Este tratamiento mejora el BIC, la fijación hueso-implante por la mayor bioactividad de la superficie y presenta menor reabsorción de la cresta marginal que los mecanizados. Sin embargo, sus propiedades mecánicas son peores, ya que las discontinuidades provocadas por el ácido debilitan su resistencia a la fatiga. De hecho, el ataque ácido genera una superficie rugosa no homogénea, coexistiendo zonas con corrosión por ácido con otras en las que el ataque del mismo es ínfimo. El ataque ácido no introduce tensiones compresivas que contrarresten el efecto negativo de las modificaciones de superficie, por lo que necesita menor número de ciclos hasta el fallo por fatiga (Figura 39). Marenzi et al.⁽¹⁴⁷⁾ compararon in vitro las superficies tratadas con granallado y con grabado ácido. Éstas últimas son las que presentan mayor probabilidad de fallo durante la inserción del implante a consecuencia de su superficie irregular que lleva a un peor comportamiento mecánico ante la tensión generada en la implantación. En contrapartida, el tratamiento con el ácido elimina mejor los posibles contaminantes de su superficie, incrementando su biocompatibilidad⁽¹⁴⁷⁾.

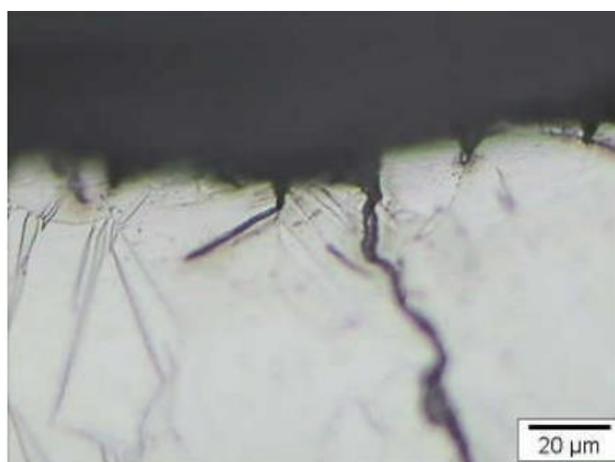


Figura 39. Fisuras en una superficie tratada con grabado ácido⁽¹⁴⁹⁾.

En estudios in vivo en fémur de conejos vieron a las 8 semanas de inserción, su torque reverso era 4 veces superior a los implantes mecanizados. Martínez-González et al. en estudios in vivo con perros Beagle, midieron que el BIC era superior al de los mecanizados tanto a los 3 meses de cicatrización, como a los 3 meses de carga. Por ello, estos implantes se han empleado en carga inmediata⁽¹⁵⁰⁾.

En 1996 se introdujo la superficie DAE⁽⁴⁸⁾ que suponía un tratamiento dual con grabado ácido (24% HF + HCL/H₂SO₄). Este tratamiento convierte a la superficie del implante en un área osteoconductiva, que puede acelerar el

crecimiento óseo en la interfase hueso-implante, ya que permite la migración de células osteogénicas y la adhesión de fibrina, sin perder su tasa de éxito a largo plazo. Presentan un alto torque de desinserción, BIC más alto y menor reabsorción ósea, comparándolos con los mecanizados. De este modo, su topografía modula la expresión genética extracelular de la osteonectina y osteocalcina, presentando ambas un efecto positivo en la interfase hueso-implante.

- iii. **SLA**: granallado con chorro de arena, grano grande y posterior grabado ácido (Sand-blasted, Large-Grit and Acid-Etched). Es uno de los mejores tratamientos de superficie. Primero, se practica un chorreado con partículas de arena gruesa, que proporcionan a la superficie del titanio una macrorrugosidad de 250-500 μm . Seguidamente, se realiza un grabado ácido con HCL/ H₂SO₄, que superpone una microrrugosidad (2-4 μm), por lo que existen dos escalas de rugosidad diferenciables⁽¹²¹⁾ (Figura 40). El Sa resultante es de 1,5 μm . Presenta una tasa de éxito del 95% en estudios de seguimiento a 10 años y mayor biocompatibilidad en periodos iniciales de formación de hueso. Su topografía característica tiene un impacto positivo en la activación de plaquetas sanguíneas y en la diferenciación y migración celular. Aumenta el índice de células productoras de factores reguladores de osteoblastos y disminuye la activación de osteoclastos. En un estudio en conejos, Salvi et al. compararon la respuesta biológica a la inserción de implantes con superficie SLA frente a los que tenían un tratamiento de superficie con TPS (plasma de titanio). Se comprobó que el torque de desinserción era mayor con SLA, existiendo mayor contacto hueso-implante en menos tiempo⁽¹⁵¹⁾.

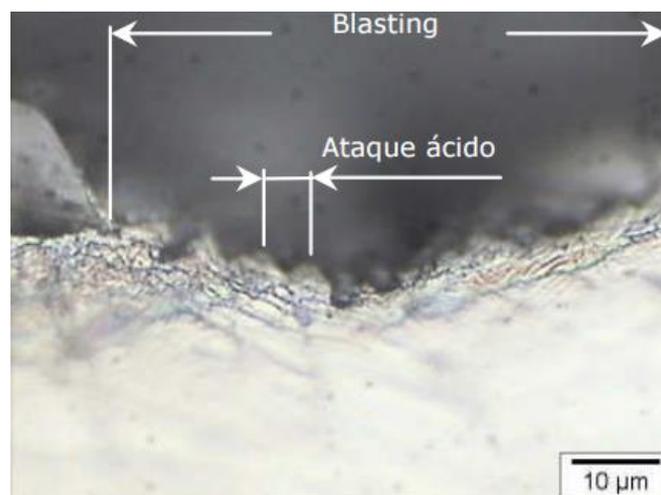


Figura 40. Superficie con tratamiento de granallado y ataque ácido (SLA) ⁽¹⁴⁹⁾.

En estudios in vitro se ha demostrado la mayor sensibilidad celular a su microtopografía. De esta forma, existe un aumento de la adhesión, proliferación y diferenciación de los osteoblastos. Además, tienen un impacto en la configuración y conformación de pseudópodos celulares, que conlleva

a un incremento en la proliferación celular. A su vez, el incremento celular conduce a una mayor producción de fosfatasa alcalina. También de osteocalcina, factor del crecimiento β y de prostraglandina E, teniendo, todos ellos, un papel en la formación ósea. Gracias a sus propiedades osteoconductoras, se ha demostrado que tienen una escasa pérdida ósea crestal⁽³³⁾.

En estudios in vivo con Minipigs se constató su mayor torque de desinserción. Esta propiedad también se ha demostrado en estudios clínicos, por lo que su uso es excelente para carga inmediata ya que, además, acorta el tiempo de cicatrización. En un estudio clínico, Fanagan et al. ⁽¹⁵⁾ compararon la respuesta de implantes con superficie SLA cargados de forma precoz (a los 3 meses de la cirugía) con el mismo tipo de implantes, pero con carga inmediata (provisionalización a los 2 días). Midieron el coeficiente de estabilidad del implante (ISQ), y la rigidez del complejo hueso-implante con el torque de desinserción, empleando un análisis de resonancia de frecuencia. Se dividió a los pacientes en dos grupos de 18 personas. En un grupo colocaron 43 implantes SLA sumergidos y en el otro grupo, se implantaron 38 en la mandíbula y 25 en el maxilar superior a los que colocaron la carga inmediata. En la evaluación del torque reverso observaron que, en todos los casos, disminuía en las primeras semanas debido a la fase de remodelación del hueso necrótico. Después, aumentaba progresivamente por la aposición ósea. La estabilidad de los implantes no varió durante las 4-6 primeras semanas, para luego ir incrementándose progresivamente. El ISQ en la tercera semana después de la inserción del implante, era mayor en mandíbula, ya que la estabilidad primaria, como ya se ha mencionado, depende fundamentalmente del tipo de hueso implantado. A los 3 meses de seguimiento no existía diferencia entre los implantes con carga inmediata y aquellos con carga precoz.

En 2005, Straumann patentó la superficie SLActive, que consiste en sumergir la superficie SLA en una solución isotónica a un pH muy bajo. Así se consigue aumentar mucho su hidrofilia, lo que supone menor tiempo de osteointegración, mejor adhesión al hueso, mayor BIC y curación ósea más rápida. En numerosos estudios se ha registrado una tasa de éxito en carga inmediata del 100%. En estudios in vitro han demostrado que presentan un impacto inmunomodulador en la activación de macrófagos y en la reducción de liberación de factores postinflamatorios. Además, Cabrera-Domínguez et al. comprobaron en estudios in vivo con animales diabéticos el aumento del BIC conseguido con implantes de superficie SLActive respecto de los de superficie SLA⁽¹⁵²⁾.

- C. **Tratamientos a Nanoescala:** son los que más se están investigando actualmente. Se conoce que, cuanto más texturizada se la topografía, mayor será su energía de superficie, lo que generará mayor humectabilidad en sangre y mayor propagación y unión de la fibrina y proteínas de la matriz, que conllevará a una mejor unión con las células y curación de los tejidos justo

después de la integración. Se incrementa tanto la diferenciación osteoblástica como la aposición y fijación ósea. Además, disminuyen el riesgo de periimplantitis ya que la formación de biofilm y la colonización bacteriana es menor. Incluso la descontaminación del implante, como primer paso de la secuencia del tratamiento de la periimplantitis, presenta mejores resultados que en la superficie rugosa convencional (SLA)⁽¹⁴⁴⁾.

- Pulverización de plasma: este tratamiento aumenta el enclavamiento mecánico y proporciona mayor resistencia a la tracción en la interfase hueso-implante.

Cuando se emplea el TiO₂, se ha demostrado que se consigue un aumento del BIC, mayor nivel de hueso marginal, mayor fuerza de torsión y mayor tasa de supervivencia que en los implantes mecanizados. Sin embargo, se pueden llegar a desprender partículas de titanio en la región periimplantaria, debido a que pueden quedar pequeños espacios en la unión con la superficie del implante.

- Anodización: consiste en crear nanoporos y nanotubos en la superficie del implante con una anodización potencial constante durante varios períodos de tiempo y con distintos ácidos (H₂SO₄, HF, HNO₃, H₃PO₄). Consigue una capa de óxido de grosor desde pocos cientos de nanómetros a pocas micras. Estas superficies mejoran la adsorción de proteínas, la proliferación y adhesión de las células osteoblásticas, la humectabilidad, mayor tasa de curación en la interfase hueso-implante y mejor respuesta ósea en experimentos mecánicos. Además, los nanotubos de TiO₂ pueden servir para cargar fármacos a la superficie del implante.

Con la técnica de Espectrometría de fotoelectrones⁽¹³⁴⁾ se ha constatado que con la anodización se triplica el espesor de la capa de TiO₂ respecto del grosor existente en superficies con tratamientos con grabado ácido y sin tratamiento (mecanizados). Este incremento conlleva una mejor respuesta fisiológica in vivo, ya que los condrocitos presentan una relación positiva con el espesor y cristalinidad de dicha capa. También, el nivel de carbono es inferior al presentar menor porcentaje de contaminantes. Al aumentar el espesor de la capa de TiO₂, disminuye el riesgo de corrosión, de liberación de iones y aumenta la dureza y la rugosidad de superficie, siendo, también, más homogénea.

Existen muchas clasificaciones sobre los distintos tipos de tratamientos que se pueden realizar en la superficie del titanio puro en función del objetivo a alcanzar y de la escala de rugosidad^(131,153). Actualmente, los métodos que más se emplean para modificar la rugosidad de superficie son los de sustracción (granallado, grabado ácido y superficie SLA), anteriormente mencionados. Sus ventajas se han comprobado en estudios in vitro, in vivo y clínicos (5,14,15,20,21,39,77,84,88). En los estudios in vitro se ha demostrado una mayor actividad metabólica de los osteoblastos, mayor adhesión celular y aumento de las proteínas morfogenéticas. Esto se traduce en una cicatrización más adecuada, un aumento del contacto hueso-implante y mejor estabilidad a largo

plazo del implante. En estudios in vivo, se ha verificado el mayor contacto hueso-implante y del torque reverso. En los estudios clínicos se han constatado su eficacia sobre todo en los casos más comprometidos.

1.3.2. Medición cuantitativa de la rugosidad

Existen numerosas técnicas para la medición de la rugosidad de superficie, diferenciándose normalmente, en el principio físico en el que se basan. Los resultados obtenidos se analizan con un software específico y se aplican filtros de corrección de fase (normalmente filtro Gaussiano) para poder separar la forma de la rugosidad de superficie de las ondulaciones o desviaciones propias de la superficie (Figura 41)⁽¹⁵⁴⁾. Se obtiene información macroscópica (forma, dimensiones de la muestra) y microscópica (caracterización de la superficie en función del tratamiento aplicado, textura, etc.).

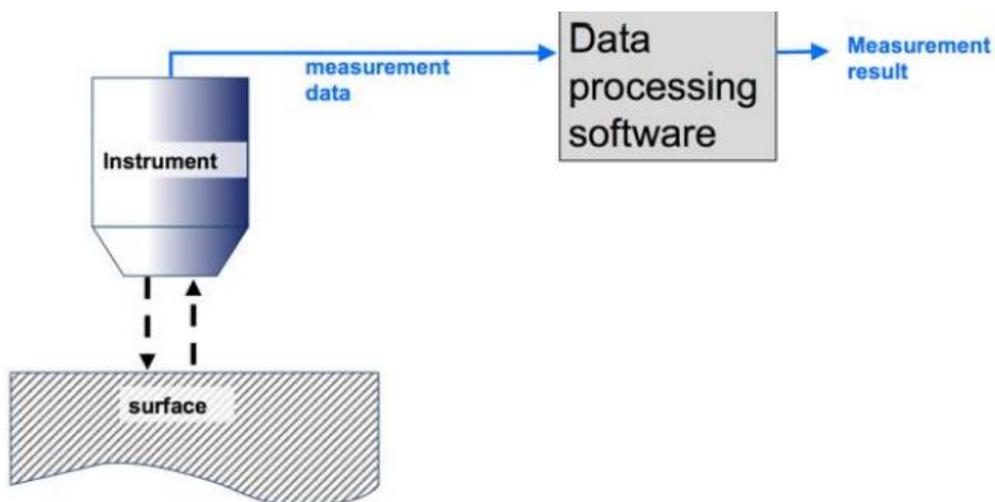


Figura 41. Medición de rugosidad de superficie ⁽¹⁵⁴⁾.

Las técnicas para la cuantificación de la rugosidad se pueden dividir en tres grupos: ópticas, de contacto y microscopía de sonda de barrido (Tabla 6). Todas presentan ventajas e inconvenientes. De hecho, Wennerberg⁽¹³⁰⁾ constató que existen muchas diferencias entre autores a la hora de cuantificar la rugosidad de superficie de los implantes. Por un lado, las muestras no reproducían la forma con espiras de la mayoría de los biomateriales, por lo que la elección del instrumento de medición no era el adecuado en muchos casos. Además, no existe un criterio consensuado sobre el uso de parámetros en tres o dos dimensiones, ni del nivel necesario de resolución de las muestras (Figura 42).

Ópticas	De contacto (mecánico)	Microscopía de sonda de barrido
Interferometría de barrido	Perfilometría de contacto	Microscopía de fuerza atómica (AFM) Microscopía de efecto túnel
Microscopía confocal	Rugosímetro mecánico Rugosímetro de punta láser	Microscopía electrónica (SEM)

Tabla 6. Clasificación de las técnicas para la caracterización de superficie ^(130,154-156).

Es las técnicas de contacto mecánico un captador se traslada sobre la superficie de la muestra. Si la muestra es relativamente blanda, puede verse dañada, por lo que son métodos destructivos. En las técnicas ópticas, el captador es un haz de luz. Normalmente son técnicas más rápidas y con mejor resolución. En esta investigación se ha empleado el Interferómetro de luz blanca. En la tabla 7 se describen las ventajas e inconvenientes de las técnicas más utilizadas⁽¹³⁰⁾.

Técnica	Ventajas	Inconvenientes
Perfilómetro de contacto (Contacto mecánico)	Mediciones en 2D y 3D Medición horizontal elevada (100x100 mm) Resolución vertical: 8 mm	Sólo se evalúan áreas sin espiras Se puede dañar la superficie con el captador si es muy blanda La punta del calibrador puede sufrir desgaste y contaminación
Microscopía de fuerza atómica (Sonda de barrido)	Resultados en 3D Resultados a escala nanométrica Mediciones: 100x100 µm Resolución vertical: 6 µm Resolución horizontal: 100 pm Mediciones en aire y agua	Mediciones de área escasa, no representativas. No puede medir las zonas roscadas de los implantes sin destruirlas.
Sistemas de detección de enfoque (Contacto óptico)	Mediciones verticales con margen amplio	Difícil de medir las pendientes de más de 15° Luz reflejada Resultados más altos que los reales

Técnica	Ventajas	Inconvenientes
Microscopía de barrido confocal (Contacto óptico)	Resultados en 3D (Eje XYZ) Menor error asociado (mediciones independientes del punto anterior) Menor sobreestimación de resultados Resolución vertical: 6 μm Resolución lateral: 0,6 μm Ángulo de pendientes máximas: 30°	Valores de medición lateral escasos para implantes ortopédicos
Interferómetro de luz blanca	Menor error asociado Medición lateral máxima: 200x200 μm Resolución vertical: 0,1 μm Resolución horizontal: 0,4 μm Amplios rangos de medición Método rápido	Dificultad en las mediciones de pendientes con más de 3° Mediciones dependientes de la debilidad de la luz reflejada

Tabla 7. Ventajas e inconvenientes de las técnicas más empleadas para la medición de la rugosidad de superficie en implantes dentales ⁽¹³⁰⁾.

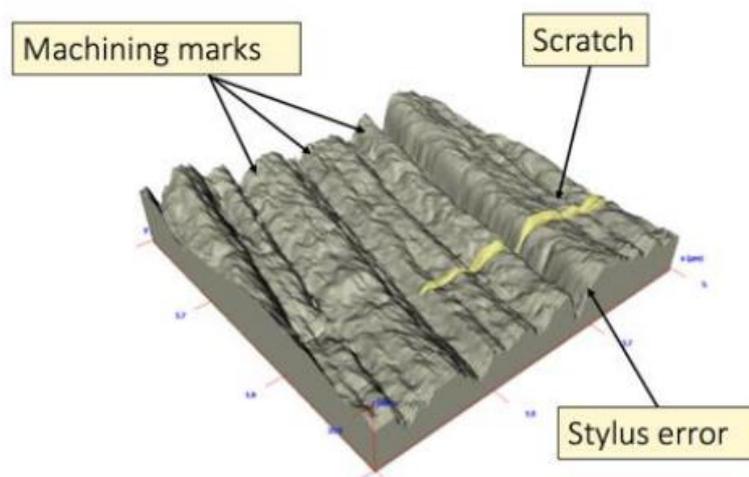


Figura 42. Caracterización de una superficie mecanizada por AFM. Se pueden observar rayones y marcas del proceso de mecanizado ⁽¹⁵⁴⁾.

1.3.3.Implantes híbridos

Los implantes de superficie híbrida presentan una porción coronal de 4-5 mm mecanizada y otra porción rugosa (apical a la primera). Coexisten, por lo tanto, dos superficies con características muy diferenciadas (Figura 43 y Tabla 8).

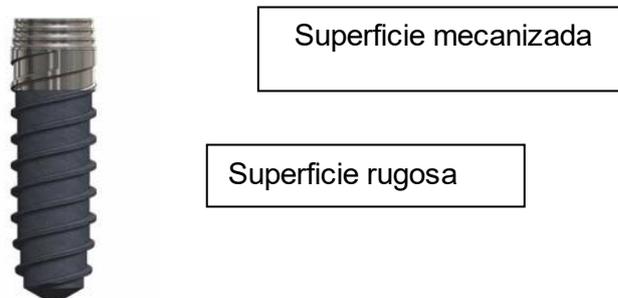


Figura 43. Implante híbrido (Implante VEGA, Klockner Dental Implants).

1.3.3.1. Objetivos de los implantes híbridos

Los implantes de superficie híbrida surgieron para minimizar el riesgo de formación de biofilm alrededor de los implantes, con la consecuente adhesión bacteriana y la respuesta inflamatoria de los tejidos blandos periimplantarios. Según lo expuesto, la rugosidad adecuada para minimizar dicha adhesión bacteriana es S_a : $0,2 \mu\text{m}$. Así, si existe pérdida ósea periimplantaria y se exponen los primeros milímetros del implante híbrido, los tejidos blandos entrarán en contacto con una superficie mecanizada, más respetuosa con la mucosa. Al incorporar también una superficie rugosa, mejoran el tiempo para alcanzar la osteointegración y la calidad de la unión con el hueso circundante, confiriendo así, una mayor estabilidad a largo plazo respecto de aquellos implantes con toda la superficie mecanizada. La rugosidad de superficie de los implantes más favorable para alcanzar una osteointegración más firme y temprana es de $1-2 \mu\text{m}$ (S_a).

Los implantes con superficie híbrida son implantes bone-level, o implantes en dos piezas, por lo que su inserción quirúrgica es subcrestal. Después, necesitan la conexión de un pilar intermedio para la restauración protética.

Los implantes tissue-level (implantes en una pieza) tienen, como los de superficie híbrida, una superficie rugosa insertada en el hueso y un collar pulido coronal a ésta, pero situado en una posición yuxtaósea. El objetivo de estos implantes es, por un lado, mejorar la respuesta de los tejidos blandos, al disminuir el riesgo de adhesión bacteriana. Por otro, evitan el daño en el epitelio circundante que supone la colocación del pilar después del período de osteointegración y, además, desaparece el microgap existente entre el implante y dicho pilar. Esta interrupción del epitelio puede provocar un daño del mismo con la consecuente

migración del sellado de los tejidos blandos y la pérdida temprana del hueso crestral marginal^(157,158).

Hermann et al.⁽¹⁵⁹⁾ estudiaron in vivo el mantenimiento de la anchura biológica alrededor de los implantes tissue-level en perros labradores durante un período de 3 a 15 meses. Emplearon dos tipos de implantes, según su tratamiento de superficie (TPS y SLA). En todos los casos, tenían un cuello pulido de 3 mm. Observaron el mantenimiento de la anchura biológica durante los meses con y sin carga funcional. Curiosamente, el tejido conectivo alrededor del cuello fue disminuyendo progresivamente con el tiempo de uso funcional y aumentando el del epitelio de unión, siendo el cómputo total de la anchura biológica estable (Figura 44).

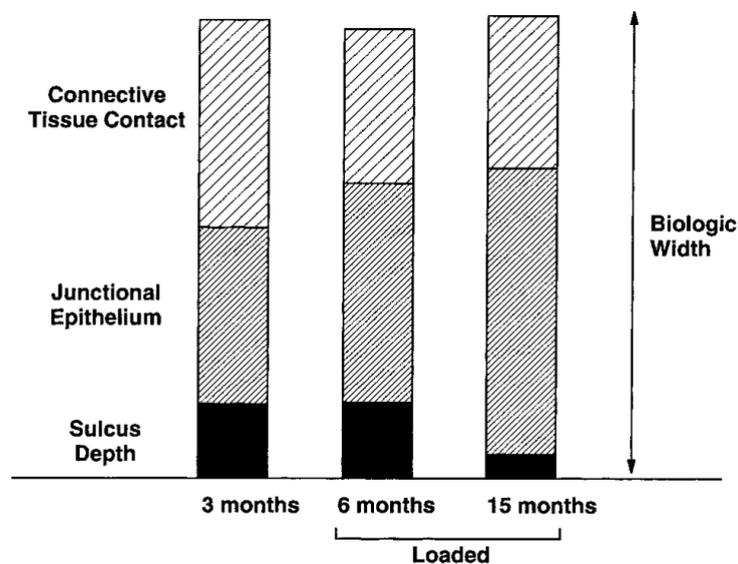


Figura 44. Evolución de la anchura biológica con el tiempo ⁽¹⁵⁹⁾.

La superficie mecanizada de los implantes de superficie híbrida, al tener una posición subcrestal, no tiene ningún efecto sobre los tejidos blandos, a no ser que exista una pérdida ósea marginal con la consecuente exposición de las primeras espiras. Entonces, la superficie mecanizada sí será relevante. Robles et al.⁽³⁹⁾ analizaron in vitro la adhesión bacteriana a las dos superficies coexistentes. Estudiaron la adhesión de dos bacterias Gram +, *E. faecalis* y *S. gordinii*. Fue la superficie rugosa la que presentó mayor adhesión bacteriana.

Sin embargo, confirmando lo ya expuesto, observaron que la formación ósea alrededor de la superficie mecanizada es menor, las células osteoblásticas cubren mayor área de la superficie, pero con menor puntos de unión. De este modo, aunque los implantes híbridos incorporen una superficie rugosa, al tener una posición apical respecto de la mecanizada, presentan menos nivel de osteointegración y una unión más débil con el hueso circundante.

	Superficie mecanizada	Superficie rugosa
Humectabilidad	Hidrofílica	Hidrofóbica
Ángulo de contacto	Mayor	Menor
Adhesión osteoblastos	Mayor área. Células más delgadas	Menor área, menor dispersión. Mayor fuerza de adhesión
Adhesión bacteriana	Menor	Mayor
Osteogénesis	A distancia	De contacto
Rugosidad de superficie	<0,5 µm	1-2 µm
Tensiones residuales compresivas	Valores de referencia	Sí las introducen (tratamientos de granallado y SLA)
Deformación plástica local	Valores de referencia	Sí las introducen (tratamientos de granallado y superficie SLA)
Osteointegración	Tiempo prolongado para alcanzarla Unión más débil	Fijación temprana Mayor BIC Mayor Torque de desinserción Mayor fuerza de adhesión
Comportamiento mecánico	Fenómeno por desuso	Mejor comportamiento Menor apantallamiento de tensiones

Tabla 8. Comparativa entre la superficie mecanizada y rugosa.

Por lo tanto, en la interfase de las dos superficies es donde existe mayor concentración de tensiones. La distribución de las deformaciones plásticas locales no es homogénea y presenta un riesgo mayor de formación de microdefectos por corrosión que, además, actúan como concentradores de tensión, empeorando el comportamiento a fatiga y las propiedades mecánicas⁽¹⁶⁾.

1.3.3.2. Estudios clínicos

Los implantes de superficie híbrida presentan, entonces, una porción coronal mecanizada, respetuosa con la mucosa periimplantaria. Por ello, hoy en día, se aconseja su implantación en pacientes con historial previo de periimplantitis y enfermedad periodontal. De esta forma, los implantes de superficie híbrida se han diseñado para obtener una mejor respuesta de los tejidos blandos, al evitar un posible contacto de la superficie rugosa con la mucosa⁽⁸⁵⁾. Si el tercio coronal mecanizado de los implantes híbridos se expone al medio bucal, habrá menor

adhesión bacteriana y menor respuesta inflamatoria de los tejidos. En contrapartida, si su porción mecanizada se inserta dentro del hueso en la fase quirúrgica, existirá una reabsorción ósea hasta ella⁽⁶⁸⁾.

Así, Spinato et al. colocaron 93 implantes híbridos, 45 en pacientes sanos y 48 en pacientes con enfermedad periodontal. En los controles a 6 y 12 meses comprobaron que no había diferencias en la pérdida ósea crestral entre los dos grupos a estudio y que, en las prótesis cementadas, si se colocan pilares de al menos 2 mm de altura existirá menor pérdida ósea ya que, por un lado, es más fácil eliminar los restos de cemento que actúan como irritante y, por otro, proporcionan una mayor altura para el mantenimiento del ancho biológico⁽¹⁶⁰⁾. Sin embargo, estos mismos autores evaluaron la pérdida ósea marginal y la supervivencia durante 3 años en 38 implantes híbridos y 37 con superficie rugosa (chorreado de arena y doble grabado ácido)⁽¹⁰⁵⁾. Comprobaron que la parte rugosa del implante híbrido presentaba mayor BIC, mientras que en su parte coronal mecanizada había mayor pérdida ósea, sobre todo en el primer año de carga. En contrapartida, el riesgo de periimplantitis era inferior. En un estudio experimental con perros Beagle⁽³⁶⁾ se evaluó la periimplantitis inducida por ligadura, seguida de un período de progresión espontánea, comparando implantes con superficie rugosa e híbrida. Durante la fase de progresión espontánea, los implantes híbridos sí demostraron niveles inferiores de IL-1 β , biomarcador propio del huésped relacionado con el aumento de la infección del tejido periimplantario y destrucción de tejido⁽¹⁶¹⁾. En otro estudio retrospectivo a 12, 36 y 60 meses evaluaron a 161 pacientes con 460 implantes híbridos⁽³⁵⁾. Constataron que los implantes con superficie híbrida presentaban una alta tasa de supervivencia, un nivel óseo estable y una baja prevalencia de complicaciones biológicas. En la misma línea, Karlsson et al., en un estudio comparativo entre implantes con superficie mecanizada y rugosa (chorreado con TiO₂) a 12 meses y 133 implantes, no observaron ninguna diferencia significativa en la pérdida de hueso marginal entre los dos tipos de superficie⁽¹⁶²⁾.

Zetterqvist et al. realizaron un estudio a 5 años comparando 304 implantes, de los cuales 139 presentaban una superficie rugosa con grabado ácido completo (superficie DAE) y 165 eran implantes híbridos con una superficie mecanizada hasta la tercera rosca en su región coronal, y el resto de su superficie estaba tratada con grabado ácido. Se hicieron mediciones radiográficas, se valoró la profundidad de sondaje, el sangrado y supuración al mismo y la movilidad. Los resultados mostraron que no existía un aumento del riesgo de periimplantitis al modificar la superficie de los implantes⁽⁴⁸⁾. Aconsejaban, además, emplear los implantes rugosos para preservar el hueso crestral, sobre todo, en los casos más críticos. De igual manera, Lee et al.⁽¹⁶³⁾ concluyeron tras realizar un estudio retrospectivo de 6 años evaluando a 161 pacientes con 462 implantes híbridos. No pudieron verificar la disminución del riesgo de periimplantitis, pero sí, observaron un aumento significativo de su tasa de fracaso en zonas más desfavorables, con menor densidad ósea y hueso más trabecular. En otro estudio a un año de seguimiento, sí se observó mayor pérdida ósea marginal en los implantes de superficie híbrida, aunque la respuesta de los tejidos blandos fue

mejor que en los de superficie rugosa. En este estudio sólo se evaluaron a tres pacientes^(48,164).

Con todo ello, se hacen necesarios más estudios a largo plazo para determinar las ventajas clínicas de los implantes con superficie híbrida. La prevalencia de la periimplantitis es de 10-15%, aunque según el estudio consultado, puede ser incluso superior⁽¹⁶⁵⁾. En lo que sí hay consenso es en que su prevalencia es ascendente, ya que el número de implantes colocados al año es cada vez mayor⁽¹⁰¹⁾. Su incidencia aumenta a partir del sexto año de carga del implante^(97,98).

1.3.3.3. Comportamiento a fatiga

Una de las características que afecta al comportamiento a fatiga del biomaterial es la condición de superficie. En los implantes de superficie híbrida coexisten dos tipos muy diferenciados, con distinto comportamiento mecánico. La interfase de ambas superficies, donde confluyen, puede suponer la zona más vulnerable de dichos implantes. En la Tabla 9 se resumen las propiedades mecánicas de la superficie mecanizada y rugosa. La superficie mecanizada tiene los valores de referencia, al ser la primera que se empleó durante años y por ello, la más estudiada. Se compara con una superficie rugosa tras un tratamiento de granallado con partículas de alúmina, que es el tratamiento convencional por ser el más fácil de lograr y eficaz⁽¹⁷⁾. Además, Robles et al. publicaron un estudio in vitro comparando el riesgo de corrosión de los implantes con superficie mecanizada, rugosa e híbrida. Observaron que la superficie que tiene mayor resistencia a la corrosión es la mecanizada. Los implantes híbridos presentan el mayor riesgo de corrosión y degradación química, especialmente en la interfase de las dos superficies, zona donde existe la mayor concentración de tensiones de dichos implantes⁽¹⁶⁾

Hasta ahora, existe poca información científica sobre el efecto de compartir ambas superficies de forma continua en cuanto al comportamiento mecánico resultante del implante. Por ello, el objetivo de esta investigación experimental in vitro fue comprobar la influencia de tener dos superficies heterogéneas en la resistencia mecánica y en el comportamiento a fatiga de los implantes híbridos.

	Superficie Mecanizada	Superficie Rugosa
Rugosidad		Mayor
Resistencia a la corrosión	Mejor	
Resistencia al desgaste		Mayor
Tensiones residuales		Sí
Rendimiento a fatiga		Mejor

	Superficie Mecanizada	Superficie Rugosa
Transmisión de tensiones al hueso circundante	Desunión	Mayor
Tensiones de cizallamiento	Mayor	
Retención de tensiones	Mayor	
Acoplamiento mecánico		Mejor

Tabla 9. Propiedades mecánicas de la superficie mecanizada y rugosa.

1.4. Aspectos relativos al comportamiento mecánico

1.4.1. Tensión residual

La tensión residual es una tensión interna del material presente, aunque no se le someta a cargas. Puede originarse en los procesos de fabricación de una forma inintencionada, o bien, incorporarla al material por medio de ciertos tratamientos, como el granallado. A veces, llegan a representar un porcentaje elevado en el valor del límite elástico de un material. Las tensiones residuales hay que sumarlas a las sollicitaciones de carga e influyen en las dos primeras etapas de la grieta de fractura, la de iniciación y propagación⁽¹⁶⁶⁾. Si el conjunto de las tensiones formado por las cargas aplicadas y las tensiones residuales supera el límite elástico del material, se van a producir en éste unas dislocaciones que se transforman en deformaciones plásticas locales⁽³¹⁾.

Las tensiones residuales de tracción aumentan los niveles de tensión del material, abocando a su fractura a cargas inferiores de las que soporta el material. Si la tensión residual introducida es de compresión, contrarresta las tensiones de tracción, mejorando el rendimiento a fatiga del material y su resistencia a la fractura⁽⁹⁴⁾. En estudios in vitro e in vivo se ha constatado la relación entre las tensiones residuales de compresión en la superficie rugosa del implante y su comportamiento a fatiga, ya que reduce los concentradores de tensión, pero, además, influye en la unión hueso-implante, aumentando tanto su anclaje mecánico como la respuesta celular^(16,94,98). Con el tratamiento de granallado, al proyectar las partículas de alúmina en la superficie del implante, se introduce una tensión residual de compresión que da lugar a una deformación plástica local, mejorando su comportamiento a fatiga⁽⁹⁸⁾ (Figura 45). No se conoce bien si el mejor comportamiento a fatiga de los materiales con tratamiento de superficie de granallado proviene de las tensiones residuales de compresión introducidas o por los cambios en su estructura ocasionados por la proyección

de las partículas abrasivas. Éstas van a crear microcavidades que alejan la zona de iniciación de la grieta de la superficie. El resultado de éstas va a depender del material impactado, el ángulo, intensidad y distancia de la proyección⁽¹⁶⁷⁾.

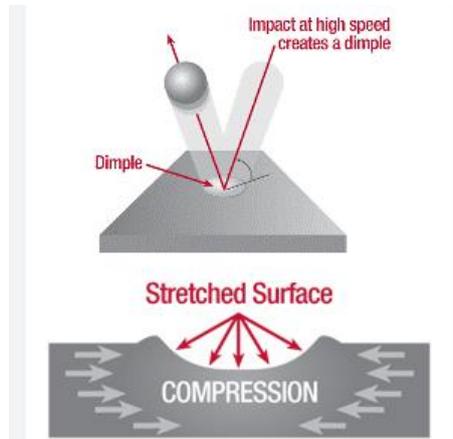


Figura 45. Representación de la proyección de partículas sobre una superficie, generando microhoyos y una tensión residual compresiva (Fuente: Wikimedia).

Sin embargo, el hecho de presentar distintos perfiles de tensiones residuales, como es el caso de los implantes de superficie híbrida, puede ocasionar deformaciones plásticas no homogéneas en distintos puntos durante las sollicitaciones de carga que aumenten el riesgo de corrosión y de rotura frágil y empeoren el comportamiento a fatiga del material⁽¹⁶⁾.

Existen numerosos métodos para cuantificar las tensiones residuales tipo I, es decir, las macroscópicas. Se dividen en dos grandes grupos, destructivas y no destructivas, en función de si es necesaria la provocación de daños irreversibles en la muestra a analizar (Tabla 10). Las técnicas destructivas se basan en la medición de la deformación generada en un material al eliminar parte del mismo, liberando así, las tensiones residuales. Dentro de las técnicas no destructivas, cabe destacar la difracción de Rayos X, empleada comúnmente para la medición de las tensiones residuales superficiales en los implantes dentales, gracias a su menor coste y al tamaño de las muestras a evaluar^(16,17,168). Hoy en día, mediante un análisis de elementos finitos se es capaz de predecir la tensión residual que presentarán las muestras a estudio. Todavía es una técnica en desarrollo por su complejidad de uso y se han de comprobar los resultados con otras técnicas experimentales^(169,170).

<i>Métodos No destructivos</i>	<i>Métodos destructivos</i>
<i>Difracción de Rayos X</i>	Método de hoyo ciego
<i>Difracción de neutrones</i>	Medición de curvatura
<i>Difracción de Rayos X de sincrotón</i>	Medición de anillos concéntricos
<i>Fotoelasticidad</i>	Sach Boring
	Crach-Compliance

Tabla 10. Métodos para la medición de tensiones residuales ⁽¹⁶⁹⁻¹⁷²⁾

Por lo tanto, las tensiones residuales se miden de forma indirecta, es decir, primero se evalúan otros parámetros tales como la deformación elástica o el desplazamiento y, a partir de ellos, se deducen las tensiones residuales⁽¹⁷⁰⁾. En las técnicas de Difracción se mide la distancia interplanar libre sin tensiones y posteriormente, gracias a las modificaciones determinadas en dicha distancia de la muestra a estudio, se obtiene la deformación elástica resultante. Dentro de las técnicas de Difracción existen la Difracción de Rayos X, Difracción de neutrones y Difracción de Rayos X de Sincrotón. Con las dos últimas se pueden medir tensiones residuales en mayor profundidad, pero el coste aumenta, al igual que las instalaciones requeridas para su ejecución.

En esta investigación experimental se ha empleado la difracción de rayos X. Es una técnica no invasiva, aunque sólo mide la tensión residual superficial. Se basa en localizar la reorganización de los átomos originada por las tensiones residuales (Figura 46). Cuando los rayos X inciden sobre una superficie, si ésta presenta tensiones superficiales, el ángulo de difracción varía, modificando la distancia entre los planos de red próximos. Si las tensiones residuales son de tracción, por ejemplo, dicho ángulo es mayor.

La difracción de las ondas sobre una estructura cristalina se basa en la Ley de Bragg.

$$2d \operatorname{sen} \theta = n \lambda$$

N: número entero

λ : longitud de onda de los rayos X

D: distancia entre los planos

θ : ángulo formado entre los rayos que inciden y los planos de dispersión

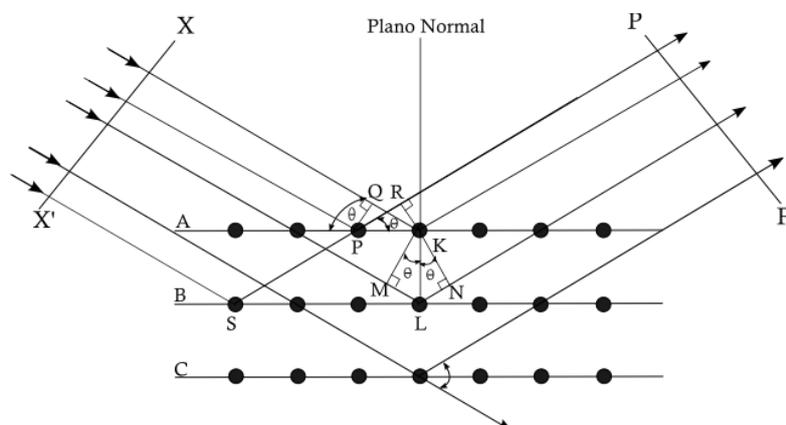


Figura 46. Difracción de Bragg (Fuente Wikipedia).

1.4.2. Resistencia a la flexión

Tal y como se ha explicado, para determinar el comportamiento mecánico de un material primero se han de realizar las pruebas ante cargas estáticas o cuasi-estáticas.

Al aplicar una fuerza sobre un material, éste sufrirá una deformación, siguiendo la Ley de Hooke. La resistencia a la flexión mide la carga máxima soportada por un material antes de que se produzca la fractura. En este estudio se ha determinado la resistencia a la flexión mediante una máquina de fluencia de carga. Igualmente, se empleará dicha máquina para las pruebas de fatiga (Figura 47). Es un método preciso, reproducible y con una buena relación coste/beneficio.

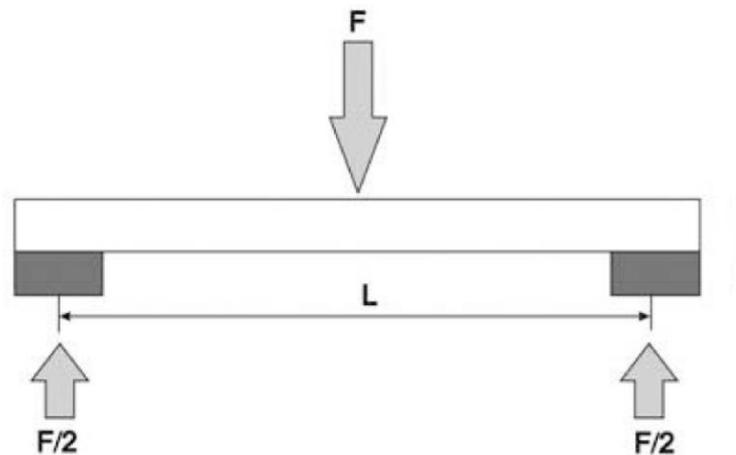


Figura 47. Prueba de flexión ⁽¹⁷³⁾.

Otro método para el estudio de la resistencia a la flexión son las *Galgas extensiométricas metálicas*. Gracias a un sensor adherido al material a estudio se registran las deformaciones promedio. Sin embargo, se pueden dar lugar a ciertos errores en la señal recibida por el sensor debido a su alta dependencia de la temperatura⁽¹⁷⁴⁾.

1.4.3. Ensayos de fatiga en implantes dentales

El estudio del comportamiento a fatiga de un material bajo cargas cíclicas se realiza preferentemente de forma experimental (Figura 48). Por ello, la Organización para la Estandarización Internacional estableció en 2003 la Norma ISO 14801:2008 para implantes endoóseos, en la que se especifica cómo se deben realizar los ensayos de fatiga^(175,176). Los requisitos son:

- Se deben realizar distintos ensayos.

- Las cargas aplicadas serán unidireccionales, con amplitud constante y controladas en fuerza.
- Se realizarán distintos ensayos con diferentes niveles de carga, aumentando su valor.
- El nivel de carga más alto será aproximadamente el 80% del valor de rotura estática del implante.
- La carga deberá variar sinusalmente entre un valor pico y el 10% de dicho valor ($R=0,1$).
- La frecuencia de la carga será inferior a 15Hz con ciclos de 5×10^6 , o frecuencia inferior a 2 Hz con 2×10^6 ciclos.
- Se realizarán tres ensayos con cada nivel de carga.
- Habrá que someter al implante a las peores condiciones de carga. Para ello, se fijará el implante para que exista un ángulo de 30 ± 2 grados respecto a la dirección de la aplicación de la carga.

Con estos ensayos se obtiene la curva de fatiga o curva S-N, conociendo el número de ciclos que resiste cada muestra sin llegar a la rotura por cada valor de carga aplicada. Así, se podrá determinar el límite de resistencia del implante, que será aquel por debajo del cual el implante podrá ser sometido indefinidamente a ciclos de carga.

Esta norma sólo ratifica los requisitos que deben cumplir los implantes dentales, sin determinar un valor límite imperativo. Con estas pruebas no se puede determinar el daño acumulado⁽³⁾. Un aspecto fundamental de la fatiga es su aleatoriedad, que puede llevar a resultados bastante dispares. De esta manera, en la superficie de varias muestras de un mismo material pueden presentar diferencias microestructurales, que sobre todo en la fase de nucleación de la grieta, muestren resultados no homogéneos. Por ello, la fatiga se estudia en términos estadísticos probabilistas de daño acumulado.

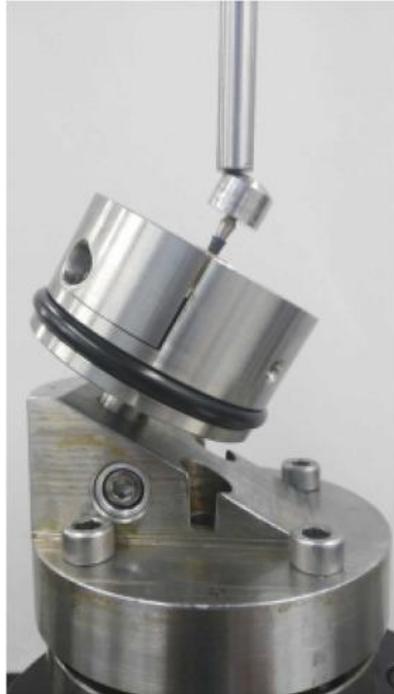


Figura 48. Máquina de fluencia de carga para la prueba de fatiga.

Actualmente, se entiende que, si los implantes no fallan por las complicaciones biológicas, lo harán por fatiga del material⁽³⁾. Determinar el momento en que sucederá es muy complicado, ya que existe una extraordinaria pluralidad de cargas oclusales y masticatorias, su frecuencia es aleatoria, el medio ambiente intraoral varía constantemente y no existe un método de detección no invasivo para el paciente.

1.4.4. Medición de las tensiones de Von Mises y de las microdeformaciones resultantes

La tensión de Von Mises se emplea en las teorías de fallo para determinar la energía de deformación de un material dúctil sometido a esfuerzos⁽⁷²⁾. Entendiendo la interfase hueso-implante como un área dinámica, un aspecto fundamental desde el punto de vista biomecánico, es estudiar cómo se distribuyen las fuerzas en ella. La interfase debe soportar las fuerzas oclusales sin que exista una respuesta desfavorable. La superficie del implante tiene un papel fundamental en la magnitud y la forma en que dichas fuerzas se distribuyen al tejido óseo periimplantario⁽¹⁷⁷⁾. Los implantes osteointegrados de Titanio presentan una rigidez muy superior a la del hueso. Esto supone que, ante una carga aplicada, el biomaterial no se va a deformar, pudiendo ocasionar tanto un aumento de concentración de esfuerzos sobre el implante como una distribución de las tensiones escasa o inadecuada al hueso periimplantario⁽⁸⁾. Ziaie et al.⁽¹⁷⁸⁾ con análisis de elementos finitos, confirmaron como la distribución de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes en el hueso periimplantario

estaban condicionadas, también, por su grosor y densidad. Así, el hueso cortical recibe más tensión que el trabecular pero su distribución es más efectiva.

Hoy en día, se es capaz de cuantificar in vitro la distribución de tensiones gracias al análisis de elementos finitos. Este método permite realizar modelos en tres dimensiones, por lo que el error asociado a los resultados disminuye. Se modela una estructura conjunta que representa el elemento protético, el implante y el hueso circundante (tanto cortical como trabecular) y se describen las condiciones de contorno^(51,179). Mide la dirección, magnitud y localización de las fuerzas y la distribución de las tensiones en toda la estructura que se ha mallado. Además, se pueden repetir las pruebas sin que suponga un coste adicional.

El FEM (Método de Elementos finitos) comenzó a usarse en 1956. Se aplicó en la guerra de Vietnam para mejorar el diseño de los aviones en cuanto a su resistencia, vida a fatiga y desplazamiento. Se utiliza para resolver problemas complejos, estructurales, en ingeniería industrial y aeronáutica. Es un método numérico que consiste en dividir el problema a estudiar en pequeñas regiones (elementos), interconectados entre sí por un número finito de entidades puntuales (nodos)⁽⁵⁾. Es decir, el problema planteado se puede analizar y estudiar resolviendo una serie de ecuaciones que permitirán determinar el comportamiento físico de los elementos.

Sus grandes ventajas son su gran versatilidad, ya que se puede aplicar para el estudio de numerosos problemas físicos y se puede modificar tanto la geometría de los elementos a estudio como las condiciones de contorno y las cargas aplicadas. Además, es un método no invasivo, fundamental para poder estudiar la biomecánica en los sistemas biológicos. Así, su uso se ha extendido para evaluar el comportamiento biomecánico y condiciones de carga en distintas prótesis, para la planificación quirúrgica en casos específicos y predecir su resultado clínico⁽¹⁸⁰⁾. En contrapartida, se requiere experiencia para poder analizar los resultados de los datos obtenidos y a su vez, estos mismos resultados, dependen de la definición del modelo realizado.

En la Implantología oral su uso se ha extendido para conocer y mejorar las propiedades biomecánicas de los implantes, para predecir el éxito o fracaso de los mismos bajo distintas condiciones clínicas y conseguir una mejora en su diseño a fin de lograr una distribución de fuerzas en la interfase hueso-implante más adecuada. Se debe considerar que en un estudio clínico no se puede certificar la existencia de grietas por fatiga sin un método invasivo para los pacientes. Además, si un implante se fractura, su explantación es tan complicada que, muchas veces, su análisis posterior a la exodoncia se hace casi imposible⁽⁹⁷⁾. El comportamiento mecánico de un implante se estudia mediante los criterios de fatiga tradicionales junto con el análisis de elementos finitos^(181,182). En el análisis con elementos finitos se pueden determinar las características biomecánicas del implante, las del hueso circundante, diferenciando entre hueso cortical y trabecular ya que tienen distinto comportamiento elástico, y las interrelaciones con el ambiente oral⁽⁹⁷⁾.

Para desarrollarlo hay que seguir los siguientes pasos^(120,183):

- ✓ Establecer los objetivos de análisis (en nuestro caso, determinar la distribución de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes en hueso cortical y trabecular para los 3 tipos de superficies a estudio, diferenciadas sólo en su tensión residual).
- ✓ Obtener la geometría del implante a estudiar en 3D (diámetro, longitud, forma, características de la rosca).
- ✓ Asignar las propiedades del material a cada uno de los elementos de estudio (tipo de material, tratamiento de superficie del implante, tensión residual, cantidad de hueso y calidad, diferenciando entre hueso cortical y trabecular)
- ✓ Aplicación de las condiciones de contorno y de carga (cargas, angulación, desplazamiento, módulo de elasticidad del implante y del hueso cortical y trabecular).
- ✓ Mallado refinado con elementos triangulares o cuadráticos para conseguir resultados precisos. La elección del tipo de elementos y del número de nodos determina la exactitud del análisis⁽⁵⁷⁾. Se han de eliminar los aspectos que no sean influyentes en el estudio, para poder simplificar el análisis posterior (en nuestro caso, la geometría, espiras, conexión de los implantes, etc., al ser idénticas para todas las muestras).
- ✓ Utilización de un software de elementos finitos para la resolución de los resultados obtenidos.
- ✓ Obtener la función de probabilidad acumulada, con la programación de las ecuaciones de modelo y ejecución

Para el estudio de la distribución de las tensiones también se emplean las *Galgas de deformación*, basadas en cambios de potencial eléctrico. Su uso se está investigando mucho actualmente para el estudio de las deformaciones en las interfases entre tejidos vivos y materiales. Permiten evaluar tanto la amplitud de la deformación como su dirección. Las nuevas investigaciones se encaminan a la modificación de su sensor metálico, ya que presenta poca sensibilidad en deformaciones pequeñas. Se están sustituyendo por sensores de composites basados en nanopartículas, con mayor sensibilidad, gracias a un proceso de tunelización de activación térmica. Sin embargo, los datos conseguidos pueden verse afectados por las variaciones geométricas del material a estudio, por la elevada sensibilidad anisotrópica (los portadores de carga no pueden penetrar de forma axial) y por la resistividad ocasionada por la deformación⁽¹⁸⁴⁾.

Otra opción a valorar para la medición de las tensiones es el empleo la *Fotoelasticidad trimensional*, basada en el fenómeno óptico conocido como "*birrefringencia*". Al someter a un modelo realizado con polímeros traslúcidos a una determinada temperatura y tiempo, seguido de un enfriamiento en aire, se produce una "congelación de tensiones". Es decir, el material mantiene el mismo estado de tensión. Esta técnica es muy precisa, capaz de medir la diferencia de tensiones constantes en todo el modelo⁽¹⁸⁵⁾. Sin embargo, no aporta datos cuantitativos.

1.4.5. Microestructura del Titanio y sus aleaciones

El Titanio es un elemento alotrópico⁽¹⁸⁶⁾, es decir, puede presentarse en diferentes estructuras químicas (Figura 49). Existen dos fases alotrópicas, la fase α y la fase β ⁽¹⁸⁷⁾. La transformación alotrópica se produce a la temperatura β Transus ($882\pm 2^\circ$). Por debajo de dicha temperatura, a temperatura ambiente, existe la fase α , que es una estructura cristalina hexagonal compacta (hcp). Por encima, la fase β (bcc), con una estructura cúbica centrada en el cuerpo⁽¹⁸⁸⁾.

La temperatura β Transus puede variar en función de la cantidad de elementos intersticiales presentes en la composición química del Titanio. Éstos se pueden clasificar en:

- Elementos estabilizadores α (Oxígeno, Nitrógeno, Carbono, Aluminio) que aumentan dicha temperatura de transición.
- Elementos estabilizadores β , que disminuyen tanto la temperatura Transus como la aparición de compuestos intermetálicos⁽⁹¹⁾.
 - Elementos β isomorfos (Vanadio, Molibdeno...)
 - Elementos eutectoides (Cromo, Hierro, Níquel.)

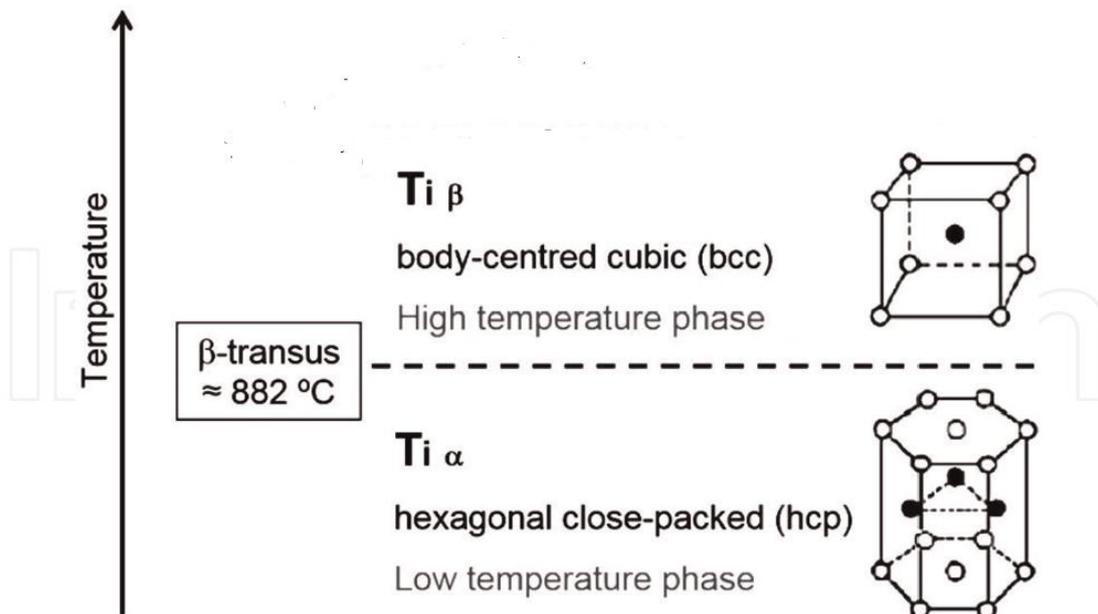


Figura 49. Transformación de fase alotrópica del titanio en función de la temperatura ⁽¹⁸⁹⁾.

En función de la proporción de cada fase, existen cuatro tipos de microestructura de las aleaciones de Titanio^(18,186,187) (Figura 50):

- Aleaciones α : sólo existe la fase α . Es la estructura del CpTi.

- Aleaciones próximas a α : presente un porcentaje pequeño de fase β (5-10%).
- Aleaciones $\alpha+\beta$: estructura de equilibrio estable. La proporción de fase β es algo inferior al 40%. Estructura cristalina del Ti-6Al-4V.
- Aleaciones β : transformación de la fase α primaria en fase α' martensita hexagonal. Fase metaestable.

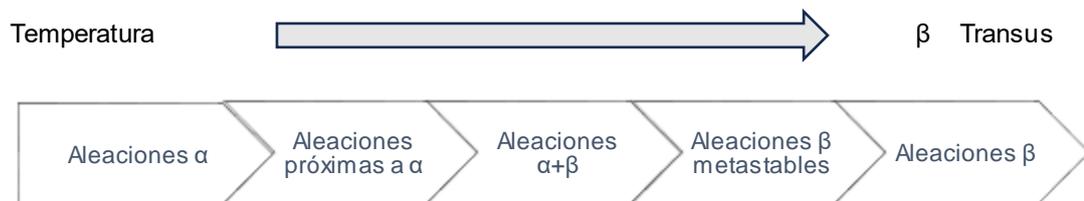


Figura 50. Tipos de aleaciones del titanio en función de su microestructura.

El tamaño, orientación, distribución y forma de los granos de la microestructura influyen en las propiedades mecánicas de las aleaciones de Titanio. La fase α posee una buena estabilidad térmica y resistencia de fluencia, excelente resistencia a la corrosión, ductilidad y tenacidad. Sin embargo, su módulo de elasticidad es más elevado, tiene menor resistencia a la tracción y es más frágil^(188,190). La fase β posee el menor módulo elástico, la mayor resistencia a la corrosión, tenacidad, mayor fuerza, mejor comportamiento a fatiga, elevada resistencia específica y propiedades mecánicas. Las aleaciones $\alpha+\beta$ presentan mejores propiedades mecánicas que la fase α , mayor dureza y resistencia a la corrosión. El Ti-6Al-4V es la aleación más empleada para aplicaciones médicas, ya que posee una biocompatibilidad excelente, elevada resistencia específica y es muy manejable. Presenta una estructura de equilibrio $\alpha+\beta$. Sus propiedades vienen determinadas en función de la cantidad de fase α . Esta aleación es sensible al tratamiento térmico. En función de la temperatura y del tiempo de recristalización tras un tratamiento de recocido, se puede modificar su microestructura y, por lo tanto, sus propiedades mecánicas⁽¹⁹¹⁾.

Dependiendo de la temperatura alcanzada en el tratamiento térmico y del tiempo de recristalización se obtendrán distintas microestructuras⁽¹⁹¹⁻¹⁹³⁾ (Figura 51):

- Microestructura dúplex-bimodal: muy buen comportamiento a fatiga y propiedades mecánicas, alta resistencia y ductilidad aceptable.
- Microestructura completamente lamelar: alta tenacidad, pero baja ductilidad.
- Microestructura completamente equiaxial: adecuada fuerza y ductilidad.
- La estructura Mill-annealed se obtiene tras un tratamiento de deformación plástica sin recristalización. Primero se trata a 950°C y seguidamente se le aplica un tratamiento térmico de recocido a 700°C durante dos horas. Presenta una estructura de Widmstätten con láminas α y capas β .

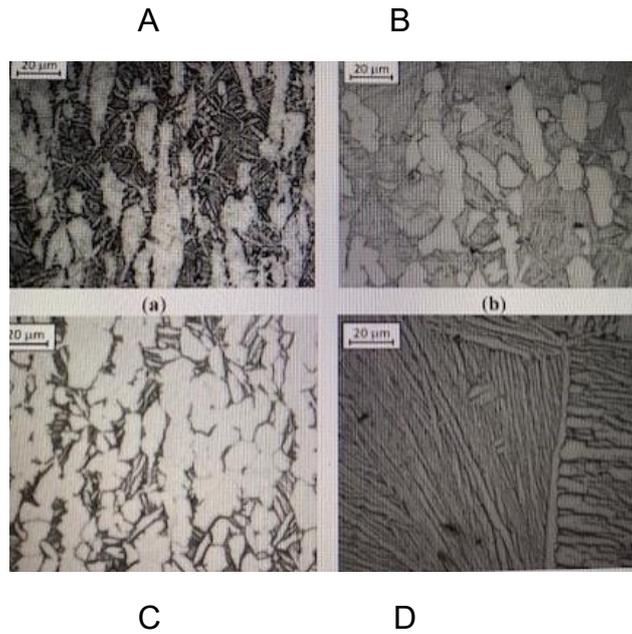


Figura 51. Microestructura de Ti-6Al-4V. A: Mill-annealed. B: Bimodal. C: completamente equiaxial. D: completamente lamelar ⁽¹⁹¹⁾.

1.4.5.1. Fases del Titanio y sus aleaciones y su estructura cristalina

Para identificar el Titanio y sus aleaciones se debe conocer su microestructura. Ésta engloba tanto la fase alotrópica (α , $\alpha+\beta$, β) como su estructura de grano (geometría de los cristales, densidad, organización). Ambas determinan el comportamiento mecánico, la resistencia a la corrosión y sus propiedades físicas^(173,194).

El Titanio comercialmente puro y sus aleaciones sólo tienen fase α por lo que, tras el tratamiento térmico, no suele transformarse a fase β . Los cambios en su microestructura se van a reducir al refinamiento de grano y variaciones en su forma. Estas modificaciones dependen de la composición química, la cantidad de elementos intersticiales, del proceso de fabricación, de la temperatura alcanzada, del tiempo de mantenimiento y de la velocidad de enfriamiento⁽¹⁹⁴⁾.

Al someter al titanio y sus aleaciones a un tratamiento térmico se va a producir un crecimiento de grano y una disminución del área del límite de grano. La importancia del estudio del crecimiento de grano radica en su influencia en las propiedades mecánicas resultantes del material. A menor número de granos, aumenta la dureza y la fuerza⁽¹⁹⁵⁾. El crecimiento de grano puede ser normal o discontinuo (anormal)⁽¹⁹⁶⁻¹⁹⁸⁾. En el primer caso, el tamaño de los granos es homogéneo, con escasa variedad de su forma y tamaño. Su distribución unimodal es, por tanto, más homogénea y tiempo-independiente. La fuerza motriz es la energía interfacial libre, relacionada con el límite de grano. Cuando el crecimiento de grano es "anormal" los granos crecen con distintos tamaños y velocidades, que da lugar a una organización bimodal de su tamaño⁽¹⁹⁵⁾. Los

granos más pequeños se irán sustituyendo por los más grandes, hasta desaparecer, volviendo a recuperar cierta uniformidad (Tabla 11). A este tipo de crecimiento de grano se le ha denominado “coalescencia”. Conlleva peores propiedades mecánicas y recristalizaciones secundarias. La energía depende de la desorganización del límite de grano que presenta una movilidad anisotrópica. En ambos casos, la distribución que se emplea para su representación es log normal.

Crecimiento de grano	Normal	Anormal
Distribución	Unimodal	Bimodal
Tamaño	Homogéneo	Heterogéneo
Propiedades mecánicas	Mejores	Peores
Dependencia del tiempo de tratamiento térmico	Independiente	Dependiente

Tabla 11. Comparativa entre el crecimiento de grano normal y anormal ^(195–198).

1.4.5.2. Límite de grano

Hillert propuso la “*Teoría del campo medio*” para explicar y medir el crecimiento de grano en los materiales policristalinos^(197,198). La fuerza que promueve el crecimiento de grano es la energía libre interfacial, relacionada de manera lineal con la velocidad del avance del límite de grano. Esta energía depende de las singularidades del límite de grano, en cuanto a su morfología y distribución de las estructuras cristalinas. Es inversamente proporcional a la temperatura aplicada, es decir, disminuye al aumentar la temperatura del tratamiento. Se debe a que el aumento del tamaño de grano, provocado por el tratamiento térmico, reduce el área del límite grano, disminuyendo así, la energía interfacial.

El límite de grano tiene un papel importante en la resistencia a la fractura del material, ya que representa el medio por el que se transfieren las cargas a los cristales. Las grietas se propagan siguiendo las zonas de menor resistencia. Se conoce que a veces, los límites de grano pueden impedir el desplazamiento de los defectos^(199,200). En una zona con mayor límite de grano y tamaño de grano pequeño existirán más áreas de nucleación de las grietas. Según el método de enfriamiento elegido tras el tratamiento térmico (en horno, al aire o en agua) se puede variar la fragilidad del material y, por lo tanto, el origen de la fractura⁽²⁰¹⁾. A menor velocidad de enfriamiento (en horno o aire) los precipitados se depositan en los límites de granos, mientras que al aumentarla (agua) existe mayor dispersión dentro de los cristales, variando el mecanismo de la fractura. Las fracturas se pueden clasificar en^(124,202) (Figura 53):

- Fracturas transgranulares o intragranulares: las grietas avanzan a través de los granos.
- Fracturas intergranulares: las grietas se delimitan al límite de grano. Es una fractura frágil (Figura 52)⁽²⁰⁰⁾.

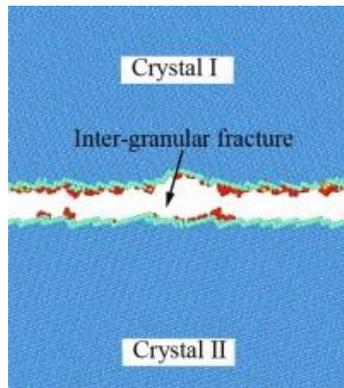


Figura 52. Fractura intergranular ⁽²⁰⁰⁾.

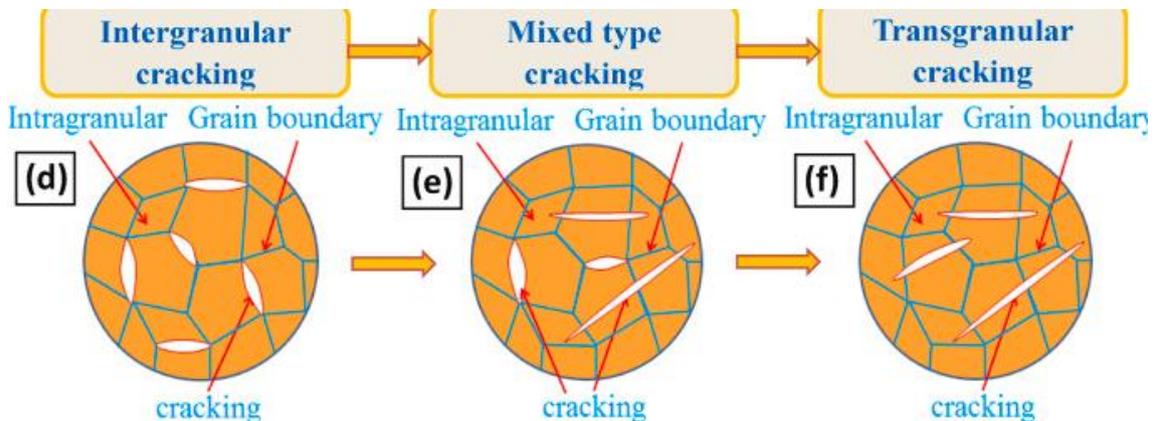


Figura 53. Representación de los tipos de fractura. D: fractura intergranular. E: mezcla de intergranular y transgranular. F: fractura transgranular ⁽²⁰¹⁾.

La velocidad del avance del límite de grano es directamente proporcional a la presión que se ejerce en una superficie curva para mantenerla plana^(197,203). En cada estructura de límite de grano existe una disposición atómica única. Al aplicar una fuerza sobre sus átomos, al presentar una superficie curva, el límite de grano se desplaza al lado cóncavo y los átomos al convexo. Se genera, así, una fuerza motriz del crecimiento de grano, que se irá reduciendo progresivamente, hasta alcanzar el equilibrio termodinámico⁽²⁰⁴⁾. Sin embargo, si la concentración de elementos intersticiales es lo bastante elevada para unirse,

pueden disminuir el desplazamiento de los límites de grano, aunque estén en una situación de estabilidad termodinámica⁽¹⁹⁹⁾ (Figura 54).

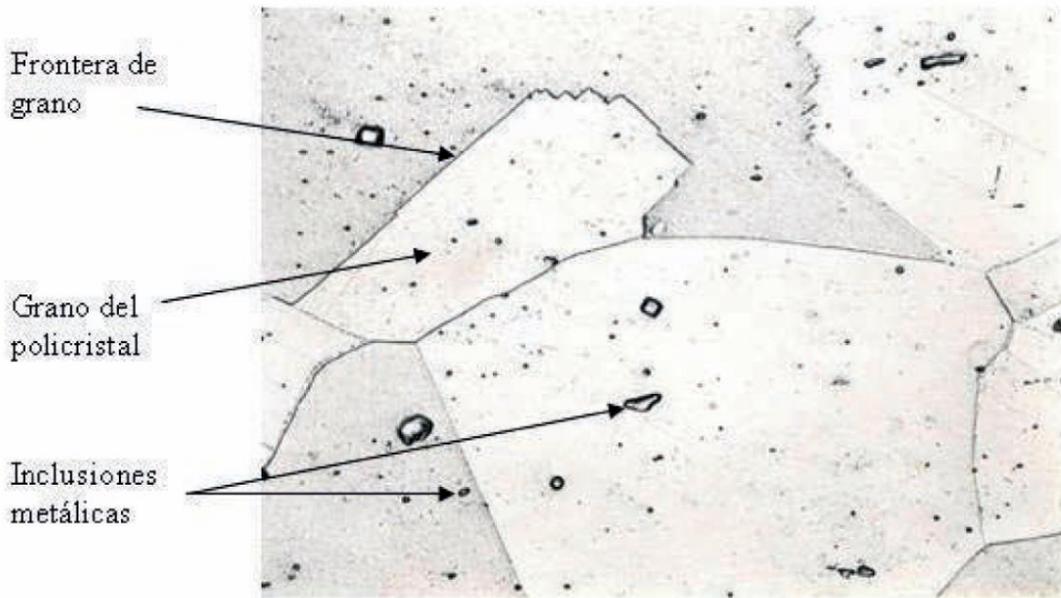


Figura 54. Micrografía por SEM del acero inoxidable ⁽¹⁷³⁾.

La expresión matemática de la velocidad del desplazamiento del límite de grano es:

$$v = M \cdot \Delta P = M \sigma \cdot \left(\frac{1}{P_1} + \frac{1}{P_2} \right)$$

M: coeficiente dependiente de la temperatura, relacionado con la movilidad del límite de grano.

El crecimiento de grano se entiende como esférico, siendo P_1 y P_2 los radios. Para la dimensión del tamaño de los granos se emplea su calibre promedio^(197,205).

1.4.5.6. Cinética del grano

Hu et al. propusieron entender el crecimiento de grano como una consecuencia del desprendimiento y unión de átomos en el límite de grano que provocan su desplazamiento (Figura 55)⁽²⁰⁵⁾. Cada proceso precisa distinta energía de activación. Además, la barrera de energía libre del anclaje de los átomos depende de la rugosidad del límite de grano. Ésta aumenta con la temperatura del tratamiento térmico, es decir, a mayor temperatura, se incrementa la rugosidad del límite de grano y disminuye la energía libre interfacial, hasta alcanzar el valor cero.

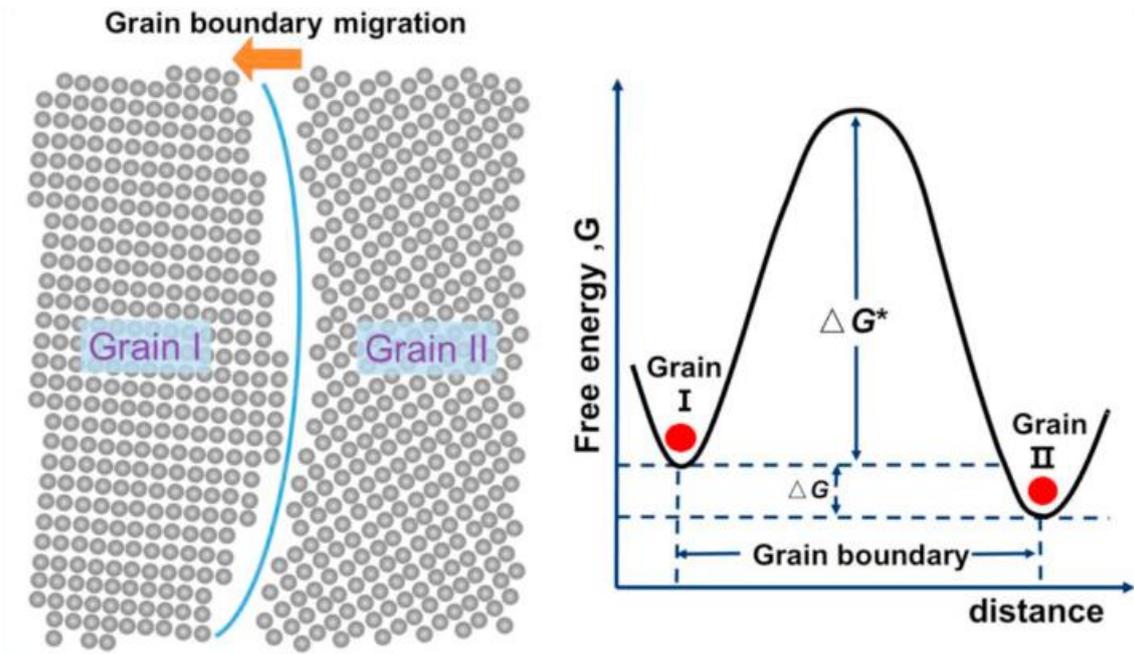


Figura 55. Movimiento de los átomos en el límite de grano. Grain: grano. Grain boundary: límite de grano. Free energy: energía libre interfacial ⁽²⁰⁵⁾.

Hu y Rath determinaron que el orden de crecimiento de los granos esféricos se podría calcular con la siguiente ecuación

$$D - D_0 = Kt^n$$

La diferencia de tamaño de los granos depende del tiempo del tratamiento térmico.

K: constante de Boltzmann (asociación entre temperatura y energía)

- ✓ Entropía: será menor en una estructura policristalina (ordenada) que en ese mismo material en forma de gas (desorganizada)
- ✓ Segunda ley de la termodinámica: Si existe la misma probabilidad de cualquier microestado, la entropía se expresa en forma $k \log(N)$.
- ✓ Ley de los gases ideales: la multiplicación del volumen y de la presión es igual al resultado del producto de la temperatura absoluta (T), la cantidad de sustancia (n) y la constante de los gases (R)

$$pV = nRT$$

La expresión matemática del crecimiento de grano es^(198,205):

$$\frac{dD}{dt} = MY(n-1) \frac{1}{D} \cdot e^{(-c \cdot \frac{\epsilon^* D}{T(n-1)})}$$

\mathcal{E}^* es la energía de activación. Es inversamente proporcional a la temperatura (Figura 56).

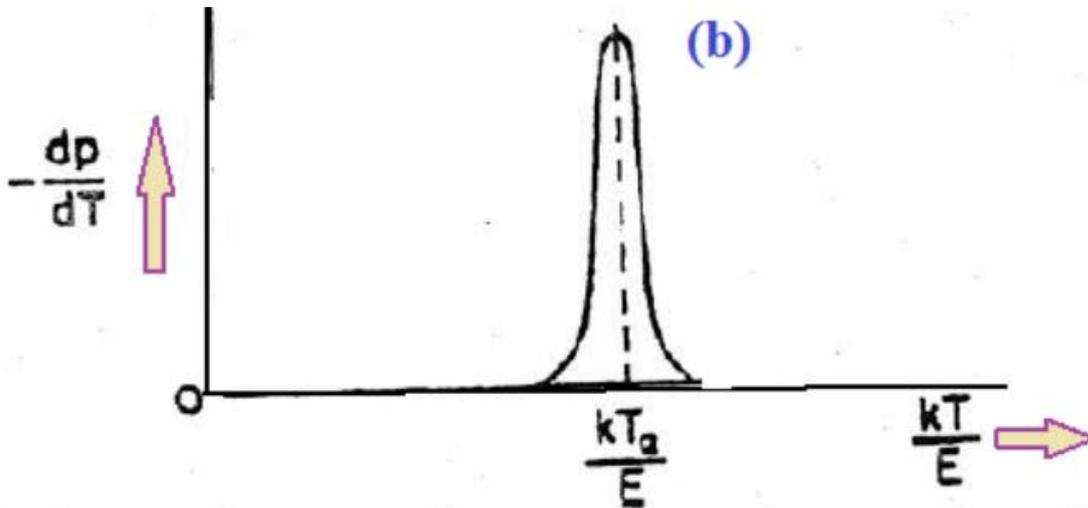


Figura 56. Relación entre la temperatura de recocido y la energía de activación ⁽²⁰⁶⁾.

Siendo M la movilidad del límite de grano, su velocidad aumenta exponencialmente a medida que la temperatura sea mayor. La ecuación de Arrhenius expresa esta relación:

$$K(T) = Ae^{-\frac{E_a}{Rt}}$$

Por lo tanto, la difusión de los átomos a lo largo de los límites de grano se entiende como un proceso de activación térmica, siendo la expresión matemática ⁽²⁰⁷⁾:

$$K = K_0 \exp\left(\frac{-E_a}{RT}\right)$$

K : constante dependiente de la temperatura

La energía de activación necesaria para el estudio de la cinética de grano se obtiene mediante la ecuación de Kissinger modificada ^(204,208):

$$\ln\left(\frac{T_p^2}{\beta}\right) = \frac{E_a}{RT_p} + \ln\left(\frac{E}{RA}\right)$$

1.5. Tratamiento térmico de recocido

La existencia de tensiones residuales no homogéneas conlleva una disminución de la resistencia a la corrosión y del rendimiento a fatiga del material. Si se

equilibran, mejorará el comportamiento mecánico, la resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad⁽²⁰⁹⁾. Uno de los tratamientos empleados en metalurgia es el tratamiento térmico de recocido. Es una técnica sencilla, con una adecuada relación coste/ beneficio, que permite homogeneizar las tensiones residuales. Al modificar la microestructura del material es posible mejorar sus propiedades mecánicas, aumentando su tenacidad, su resistencia a fluencia y su rendimiento a fatiga. Existe una relación entre la temperatura conseguida con un tratamiento térmico, el cambio de fase alotrópica y del crecimiento del grano y las propiedades físico-químicas del material⁽⁴⁾.

El titanio y sus aleaciones son elementos alotrópicos. Es decir, según la temperatura aplicada se modifica su estructura química. El Ti-6Al-4V presenta una microestructura dúplex ($\alpha+\beta$) que es sensible a los cambios térmicos. A medida que se aumente la temperatura, la fase α primaria se transformará en fase β (alcanzada a la temperatura β Transus).

En estudios in vitro con tratamiento térmico de recocido a temperaturas entre 800 y 850 grados se consigue una estructura laminar espaciada, más homogénea con mayor límite de grano, mejorando la conexión estructural con el hueso, sus propiedades de fatiga y la resistencia a la corrosión⁽²⁰⁹⁻²¹¹⁾.

Con el tratamiento térmico de recocido se pretende modificar las propiedades de la interfase calentando las probetas a una temperatura inferior a la β Transus, con un enfriamiento posterior adecuado para poder mantener la temperatura alcanzada durante un tiempo que permita la estabilización y armonización de las dos superficies en la zona de intersección de ambas. Se ha de determinar la temperatura a alcanzar, su tiempo de mantenimiento y la velocidad de enfriamiento^(193,209,211,212). Estos tres puntos modifican la morfología, tamaño, orientación y distribución del grano y la cantidad de fase α resultante⁽⁹¹⁾, que determinan las nuevas propiedades mecánicas del material. Cuanto menos espacio exista entre los granos, menos irregulares y más pequeños sean y más alejados de la superficie estén, el material presentará mejores propiedades mecánicas⁽¹⁹²⁾. Además, el tratamiento térmico modifica la capa óxida de TiO₂ variando su cristalinidad, consiguiendo mayor humectabilidad de superficie, mejor resistencia a la corrosión y, por ello, mejor biocompatibilidad⁽²⁰⁹⁾.

Las muestras se deben de proteger en una atmósfera inerte de Argón durante el tratamiento. El Titanio presenta una alta afinidad por los elementos intersticiales que conllevarían a su oxidación sin la citada protección. Si se oxida, se forma en su superficie una capa denominada en inglés “ α case” que se debe eliminar ya que disminuye la ductilidad y rendimiento a fatiga de la probeta⁽²¹¹⁾.

Los tratamientos térmicos, por tanto, mejoran significativamente las propiedades físicas y mecánicas del titanio y sus aleaciones. Aumentan su dureza, la resistencia al desgaste, a la corrosión y a la fatiga ya que toleran mucho mejor las cargas cíclicas ante tensiones repetitivas. Además, disminuyen las tensiones internas, lo que proporciona una mayor resistencia a fatiga al disminuir la deformación y la aparición de fisuras.

1.5.1. Estudio metalográfico

El estudio metalográfico permite analizar la microestructura del Titanio, de una manera sencilla, reproducible y en corto tiempo. Para realizarlo, previamente, se deben preparar las muestras. Primero, se necesitan que estén pulidas y sean planas. Para el Titanio, se recomienda el corte de las preparaciones con discos de carburo de silicio. Después, una embutición con resinas epoxi (en frío) o fenólicas (en caliente). A continuación, se ha de hacer un esmerilado y pulido. Se usarán discos, disminuyendo progresivamente el grano, para el desbaste cada vez más fino. Seguidamente, hay que realizar un pulido mecánico, químico-mecánico o electrolítico. El titanio y sus aleaciones, son relativamente blandos, por lo que lo más adecuado es realizar un estudio electrolítico⁽¹²⁴⁾. Para el ataque químico se emplea ácido fluorhídrico (HF) y nítrico (HNO₃), con una concentración del 15% para ambos, denominado Reactivo de Kroll. La mezcla es de 100 ml de agua, 1-3 ml de ácido fluorhídrico y 2-6 ml de ácido nítrico.

Por último, se realiza el estudio de las muestras con Microscopía óptica. Empleando sistemas de procesamiento de imágenes se obtiene un exhaustivo análisis del grano⁽²¹³⁾.

Para evaluar la textura u orientación cristalográfica se realiza el análisis por difracción de Rayos X, basado en las Figuras de Polo^(213,214). Vienen determinadas por las distintas densidades de polo obtenidas por las mediciones en función de las diferentes intensidades reflejadas en los rayos x.

1.5.2. Endurecimiento por recocido

Con el tratamiento térmico de recocido a bajas temperaturas se puede aumentar la dureza de un material policristalino. La explicación de este logro se basa en tres hechos, según los autores⁽²¹⁵⁾. A nivel del límite de grano se consigue un estado de equilibrio, conteniendo las dislocaciones, pudiendo incluso llegar a desaparecer. También se modifica la orientación cristalográfica, ubicando los planos paralelos a la carga aplicada. Por último, existe una separación de los átomos con impurezas que anclan las dislocaciones en los límites de grano e impiden la formación de nuevas dislocaciones.

Por lo tanto, las propiedades mecánicas de un material policristalino van a depender de la fase alotrópica, del tamaño del grano, del límite de grano (distribución, organización), de las dislocaciones (movimiento, densidad), de las impurezas y de los elementos intersticiales⁽²¹⁶⁾.

En este trabajo de investigación se quiere equilibrar la diferencia de tensiones residuales en los implantes híbridos. No se conseguirá el “endurecimiento por recocido”, sino que, al aplicar temperaturas elevadas, existe el riesgo de provocar su detrimento. Por ello, es esencial cuantificar la microdureza resultante

de las muestras tras el tratamiento ya que un crecimiento de grano excesivo conlleva un mayor movimiento de dislocaciones, resultando en una disminución de la dureza. Este hecho determina el tiempo de mantenimiento de la temperatura de forma inversamente proporcional. A mayor tiempo, menor dureza resultante.

1.5.4. Tratamiento térmico y aumento de la resistencia a la corrosión

La corrosión supone un detrimento de las propiedades del titanio y sus aleaciones y, en última instancia, de su biocompatibilidad. Según las causas que provoquen la corrosión, se clasifican en^(217,218):

- Electroquímica: existe humedad en el ambiente.
- Por altas temperaturas, aunque no exista humedad.
- Por tensión. Se caracteriza por la acción conjunta y sinérgica de:
 - Tensiones superiores a su límite estático (suma de cargas aplicadas y tensiones residuales).
 - Su microestructura (tamaño de grano, textura y composición química del límite de grano).
 - Ambiente corrosivo.

Según lo expuesto, en la interfase de los implantes de superficie híbrida aumenta el riesgo de corrosión por la gran heterogeneidad de las tensiones residuales⁽¹⁶⁾. Además, la corrosión genera picaduras en la interfase que empeoran, a su vez, su comportamiento a fatiga al actuar como concentradores de tensión. Con el tratamiento térmico de recocido se pretende aliviar las tensiones residuales de los implantes híbridos. Este tratamiento, además, modifica la microestructura del Titanio. Al aplicar una temperatura elevada a las muestras disminuye el número de los cristales por unidad de volumen, por el aumento de su tamaño y disminuye el límite de grano. Éste tiene un efecto de pila de concentración. Al reducirlo, presumiblemente, mejorará la resistencia a la corrosión.

Para ello, se deben estudiar los parámetros de densidad de corriente (I_{CORR}) y potencial de corrosión (E_{CORR}) mediante ensayos potenciodinámicos de polarización anódica. También, el potencial de circuito abierto (E_{OCP}) con ensayos potencioestáticos de circuito abierto⁽¹⁶⁾ (Figura 57). El electrolito empleado es la Solución de Hank, ya que reproduce fielmente la concentración de iones del medio ambiente oral. Por ello, también se ha de mantener a 37°C. En esta investigación se empleó la misma metodología que Robles et al.⁽¹⁶⁾. Los valores que obtuvieron para los implantes de superficie híbrida fueron estadísticamente inferiores para el Potencial de Corrosión y el Potencial de circuito abierto (E_{CORR} y E_{OCP} , respectivamente) y estadísticamente superiores para la Densidad de corriente (I_{CORR}) respecto a los implantes completamente mecanizados y rugosos.

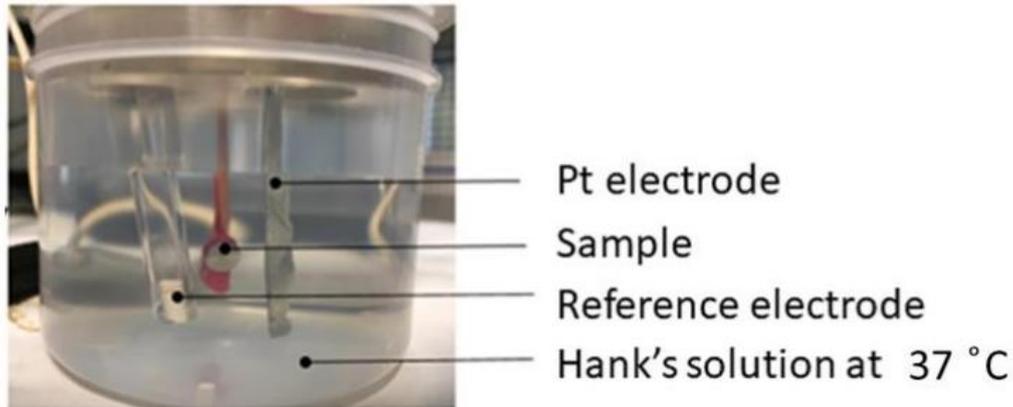


Figura 57. Celda electrofítica para el estudio in vitro de la corrosión⁽¹⁵⁾.

1.5.4. Tratamiento térmico para reducir las tensiones residuales

En esta investigación se han empleado implantes de Titanio grado III, por lo que sólo tienen una estructura cristalina de fase α . Con el tratamiento térmico de recocido sólo se pueden relajar las tensiones residuales, no modificar sus propiedades mecánicas, al no poder variar su fase alotrópica. La temperatura a elegir será aquella que sea capaz de homogeneizar las tensiones residuales de los implantes híbridos, sin grandes cambios en su microestructura, para que no se produzcan un exceso indeseable de granos recristalizados.

En el tratamiento de recocido existen tres etapas:

- Recuperación: en la que se homogenizan las tensiones residuales, sin variar la microestructura ni las propiedades mecánicas.
- Recristalización: se libera la energía almacenada dentro del material policristalino para formar nuevos granos y límites de grano.
- Crecimiento de grano: los átomos se desplazan a las áreas donde exista menor deformación. La fuerza motriz es la energía almacenada. Debe controlarse para que no exista un crecimiento de grano excesivo que empeorarían las propiedades mecánicas del material.

Las precauciones que se deben seguir para el éxito del tratamiento térmico son^(194,211,219,220):

- Las probetas de Titanio deben estar limpias de impurezas y secas, para que no se contaminen.
- Deben manejarse con guantes
- El horno debe, también, estar limpio, al igual que las fijaciones en las que se inserten las probetas.
- Proteger con una atmósfera inerte de argón. El titanio tiene una gran afinidad por los elementos intersticiales. Si no se protege correctamente su superficie puede reaccionar con el oxígeno y nitrógeno, generando una capa superficial, contaminada, que disminuye sus propiedades

mecánicas, volviéndola más frágil. Esta capa se denomina “ α case” y debe ser eliminada.

- Elección de la temperatura. Como sólo se quiere equilibrar las tensiones residuales, se debe seleccionar o temperaturas altas con poco tiempo de mantenimiento, o temperaturas bajas con mayor duración de mantenimiento. En cualquier caso, no se debe superar la temperatura β Transus para no disminuir significativamente la fuerza del material y se ha de evitar un crecimiento de grano desmedido. El rango de temperaturas es muy amplio, desde mayor del 0,3% de la temperatura de fusión del Titanio (1668°C) hasta ligeramente inferior a la β Transus (882°C). En este estudio se han calentado las probetas a 800°C.
- Mantenimiento de la temperatura: influye en el crecimiento de grano, en su tamaño y estabilización y el cambio alotrópico de fase. Su importancia es más destacable en los tratamientos con temperaturas próximos a la β Transus⁽²²¹⁾. En el Ti-6Al-4V afecta a la estabilización de las fases α y β , equilibrándolas.

La elección del tiempo de mantenimiento para la eliminación de tensiones residuales se basa en la cuantificación de la microdureza de las muestras, siguiendo la norma ISO 6507 (Dureza de Vickers) (Figura 58). El tratamiento de granallado introduce tensiones de compresión, hecho que aumenta su dureza superficial⁽²²²⁾. El tiempo adecuado será aquel con el que se obtenga valores similares a los del titanio sin ningún tratamiento aplicado, constatando así, la eliminación de las tensiones residuales. Se han comparado siete tiempos de mantenimiento: 10, 20, 30, 40, 60, 100 y 120 minutos.

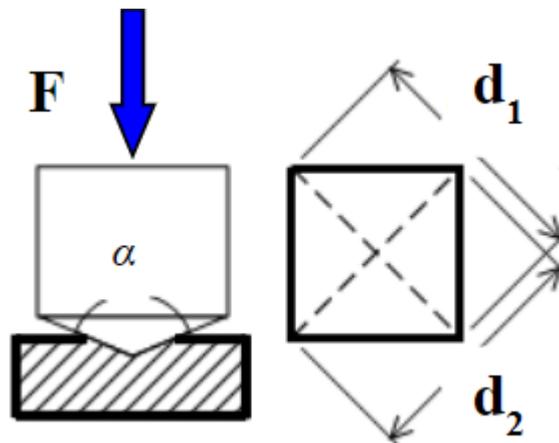


Figura 58. Representación de indentación de Vickers ⁽²²²⁾.

- Velocidad de enfriamiento: lo más importante es conseguir un enfriamiento homogéneo, no tanto la velocidad en que se produzca. Este equilibrio es fundamental para que no se introduzcan tensiones residuales indeseadas dentro de las muestras. El tiempo de enfriamiento debe ser suficiente para que los límites de grano sean lo más regulares posibles.

La velocidad de enfriamiento cobra más importancia cuanto mayor sean las temperaturas alcanzadas con el tratamiento térmico^(201,221). Su efecto sobre la microestructura del Ti-6Al-4V ha sido muy estudiado. Vilaro et al. determinaron que, si se superaba la temperatura β Transus, debía haber una velocidad lenta de enfriamiento, en horno, para favorecer el crecimiento de la fase α . Sin embargo, Hadad et al. observaron que, si se empleaba el agua para el temple, en lugar de realizarlo a temperatura ambiente, la dureza de las muestras de Ti-6Al-4V resultantes era superior⁽²²³⁾.

En esta investigación se ha empleado agua a 20°C para el enfriamiento. El empleo de agua es un método económico, rápido para que no exista un excesivo crecimiento de grano, útil en metales no complejos que requieran velocidades críticas altas^(224–226). Han et al.⁽²²⁰⁾ consideraron importante investigar cómo un enfriamiento rápido podría tener cierta relevancia a la hora de introducir tensiones residuales compresivas.

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

2.1. Hipótesis

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surgen las siguientes hipótesis de trabajo:

No existen diferencias en la tensión residual compresiva entre las dos diferentes superficies presentes en un implante híbrido y, por tanto, en el comportamiento mecánico de estos implantes cuando se les compara con los implantes de superficie mecanizada y rugosa.

El tratamiento térmico de las superficies mixtas de un implante híbrido, que tiene como objetivo homogeneizar la tensión residual de ambas superficies, no determina una mejora de las propiedades mecánicas de dichos implantes.

Formuladas las hipótesis iniciales como una afirmación o pregunta dirigida a todo el marco de estudio, es indudable que, dada su generalidad, surgirán más interrogantes, más construcciones teóricas, que nos obligarán a generar sucesivas hipótesis. Por ello, con una visión pragmática, reduccionista y explicativa, preferimos hablar de objetivos en vez de hipótesis, sin que por ello nos olvidemos de los que significan y representan.

2.2. Objetivos

Objetivos generales de la primera investigación.

El objetivo general del primer estudio in vitro fue determinar si en un implante híbrido existen dos zonas diferenciadas de tensión residual compresiva en relación con sus dos tipos diferentes de superficie.

El segundo objetivo general fue analizar si esas diferencias de tensión residual se relacionaban con una modificación del comportamiento mecánico cuando se les comparaba con implantes con sólo una superficie, mecanizada y rugosa.

Objetivos específicos de la primera investigación:

1. Determinar la rugosidad de la superficie mecanizada y de la rugosa.
2. Calcular la tensión residual de cada superficie.
3. Analizar las propiedades mecánicas de los implantes híbridos respecto a la resistencia a la flexión y comportamiento en fatiga.
4. Comparar con las propiedades mecánicas de los implantes de superficie única (mecanizados y rugosos).
5. Analizar en un implante híbrido las tensiones transferidas al hueso marginal periimplantario y su distribución.

6. Comparar con las tensiones transferidas al hueso marginal periimplantario y su distribución, para implantes de una única superficie (mecanizada y rugosa)

Objetivo general de la segunda investigación

El objetivo principal del segundo estudio fue el de evaluar la influencia de un tratamiento térmico sobre la homogeneización de las tensiones residuales de las diferentes superficies que conforman un implante híbrido.

El segundo objetivo fue establecer si las propiedades mecánicas del implante híbrido homogeneizado mediante tratamiento térmico son equiparables a las de un implante con modificación de superficie rugosa convencional.

Los objetivos específicos son:

1. Determinar la temperatura ideal de recocido, que consiga equilibrar la tensión residual de las dos superficies, sin que ello conlleve un detrimento de las propiedades mecánicas de los implantes híbridos.
2. Determinar el tiempo de mantenimiento de la temperatura alcanzada, que permita una estabilización de la estructura cristalográfica, sin detrimento de la dureza de las muestras.
3. Calcular la tensión residual de los implantes híbridos con tratamiento térmico.
4. Comparar los resultados obtenidos con los implantes híbridos sin tratar.
5. Calcular la cinética del crecimiento de grano de las muestras tratadas.
6. Determinar la resistencia a la corrosión de las muestras tratadas.
7. Analizar el comportamiento mecánico tras el tratamiento térmico ante cargas cíclicas (comportamiento a fatiga).
8. Establecer una comparativa con los resultados de los implantes híbridos que no hayan recibido tratamiento y con los implantes de superficie rugosa (SLA).
9. Analizar las tensiones transferidas al hueso marginal periimplantario y su distribución en un implante híbrido con tratamiento térmico y tensiones homogéneas.
10. Comparar con las tensiones transferidas al hueso marginal periimplantario y su distribución para implantes de una única superficie (mecanizada y rugosa).
11. Comparar los resultados mecánicos (comportamiento a fatiga y corrosión) encontrados en los implantes híbridos con tratamiento térmico de homogeneización de la tensión residual con los de los implantes de superficie única (mecanizada y rugosa).

3. METODOLOGÍA

3.1. Primera investigación

3.1.1. Caracterización de superficie

3.1.1.1. Implantes

Se emplearon 90 implantes de titanio comercialmente puro (CpTi) grado III, donados por Klockner Dental Implants (Soadco, Escaldes Endorgany, Andorra). Todos presentaban las mismas características: implantes de colocación a nivel de hueso, conexión interna, cuello con micro-espigas, diámetro de 3,5 mm y longitud de 12 mm. Se les dividió en tres grupos, cada uno compuesto por 30 implantes para caracterizar su superficie. El primer grupo, formado por los implantes mecanizados (S: smooth), se mantuvo con la superficie lisa obtenida tras su mecanización en fábrica. El segundo grupo, representado por los implantes de superficie híbrida (H) no recibió tratamiento alguno en sus primeros 4 mm (hasta la tercera rosca) para preservar el mecanizado. En los 8 mm restantes se practicó un tratamiento de granallado con partículas de alúmina de 220 μm a una presión de 5 bares. El último grupo, compuesto por los implantes de superficie rugosa (R), recibieron el mismo tratamiento en toda la superficie que los implantes híbridos en su porción apical (Figura 1).

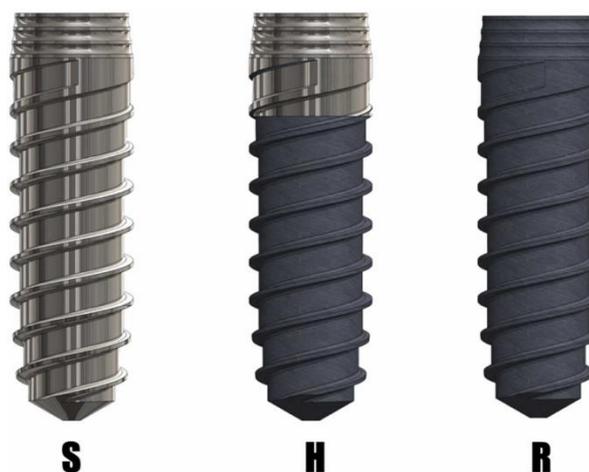


Figura 1. Implantes empleados en la primera investigación. Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso (Implantes VEGA, Klockner Dental Implants).

3.1.1.2. Rugosidad de superficie y topografía

Para la evaluación de la rugosidad de superficie se empleó un interferómetro de luz blanca (Wyko NT1100; Veeco, Plainview, Nueva York, EEUU). La superficie del área a estudio fue para la superficie mecanizada de $189.2 \times 248.7 \mu\text{m}^2$ y para la rugosa de $459.9 \times 604.4 \mu\text{m}^2$. Para el análisis de los resultados obtenidos se empleó un software de análisis Wyko Vision 232TM (Veeco, Plainview, Nueva York, EEUU).

Se aplicó un filtro tipo Gausiano⁽¹⁵⁴⁾ para poder separar la rugosidad de superficies de las ondulaciones, inclinaciones y formas de la misma. Los datos a análisis se obtuvieron de 5 muestras para cada una de las superficies a estudio. Los parámetros de amplitud empleados en este estudio para cuantificar la rugosidad de superficie fueron:

- Sa: amplitud de desviación de la altura media, calculada en valores 2D y extendida a estándares 3D. Es un valor de rugosidad media.
- Sm: media de la raíz cuadrada de la desviación estándar de la muestra en longitud. Tiene un valor estadístico.
- Índice entre superficies (Index área): valora la homogeneidad de la superficie.

Mediante un Microscopio electrónico de barrido (SEM) se analizó la topografía de superficie de los implantes a estudio. Gracias al uso de esta técnica, se puede analizar la topografía de las superficies de forma extraordinariamente detallada, permitiendo el análisis de imperfecciones o, incluso, de contaminantes en dichas superficies.

3.1.2. Propiedades mecánicas

3.1.2.1 Tensión residual

La tensión residual se evaluó en 5 implantes de cada grupo según su superficie (mecanizada y rugosa), teniendo en consideración que, en un implante híbrido, coexisten ambas. Para ello, se empleó un Difractómetro con una configuración de Bragg-Bentano (D500, Siemens, GmbH, Berlin, Alemania)^(16,17,168). realizando mediciones para la familia de planos⁽²¹³⁾ que difracta a $2\Theta = 139, 5^\circ$. Se ajustaron las posiciones de los picos con el software WimpPlotR, usando la pseudo función Voigt y se transformaron en distancias interplanares según la ecuación de Bragg.

3.1.2.2 Resistencia a la flexión

Se emplearon celdas de carga de 25 KN bajo un desplazamiento constante de velocidad 1 mm/min. La formulación matemática para el cálculo del momento de flexión es:

$$M = F \times l \times \text{seno } 30^\circ$$

Siendo M el momento de flexión, F la carga máxima y l la distancia desde el centro del punto de aplicación.

Para poder comparar los tres grupos de implantes a estudio (mecanizados, rugoso e híbridos) bajo los mismos criterios de evaluación y poder, así, cotejar el comportamiento a fatiga entre los grupos, se empleó para todos ellos el mismo valor de fatiga y de resistencia máxima (Norma: ASTM F 382-99).

3.1.2.3 Comportamiento a fatiga

Los estudios de fatiga se realizaron mediante una máquina de fluencia (Figura 48). Siguiendo las directrices de la Norma ISO 14801:2008, se aplicó una carga uniaxial, de aplicación sinusoidal (Figura 26), bajo un régimen de compresión-compresión. La angulación de la carga fue de 30° (peor escenario posible), con una frecuencia de aplicación de 15 Hz, con ciclos de 5×10^6 , en un ambiente seco^(175,176).

3.1.3. Análisis de elementos finitos

3.1.3.1 Diseño del modelo

Gracias al software Salome Cad (Open Cascade SAS company, Guyancourt, France) se modeló un sistema prótesis-implante-hueso simplificado, para poder obtener modelos en 3D^(120,180,182,227). El objetivo del análisis de elementos finitos fue determinar y cuantificar la distribución de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes en implantes con distinto tratamiento de superficie y, por ello, tensiones residuales diferentes (implantes mecanizados, híbridos y rugosos).

Para el mallado de los elementos (prótesis, implantes y hueso periimplantario) se han de eliminar los aspectos no relevantes para facilitar, así, el procesamiento

informático y el análisis de los datos obtenidos. De este modo, y siguiendo el principio de Saint Venant, se entendió que las simplificaciones acometidas no influían en los resultados. El diseño del sistema implantológico fue:

- Modelo de corona protésica.
- Modelo de los implantes: cuerpo cilíndrico (diámetro: 1,92 mm y longitud: 10 mm), con una porción coronal ligeramente convergente, de inserción cresta yuxtaósea y altura de 1,8 mm. Los implantes a estudio presentan todos el mismo macrodiseño (conexión, forma, tamaño) por lo que se modelaron tres diseños de implantes sólo diferenciados en su condición de superficie y tensión residual resultante (Figura 59):
 - Implantes mecanizados (S: Smooth): superficie completamente mecanizada con tensión residual compresiva de -20,2 MPa.
 - Implantes de superficie híbrida (H: Hybrid): los 5 mm coronales presentan una superficie mecanizada (S) con una tensión residual de -20,2 MPa. Los 5 mm apicales poseen una superficie rugosa (R: Rough) con una tensión residual de -200 MPa.
 - Implantes de superficie rugosa (R): superficie completamente rugosa con tensión residual de -200 MPa.

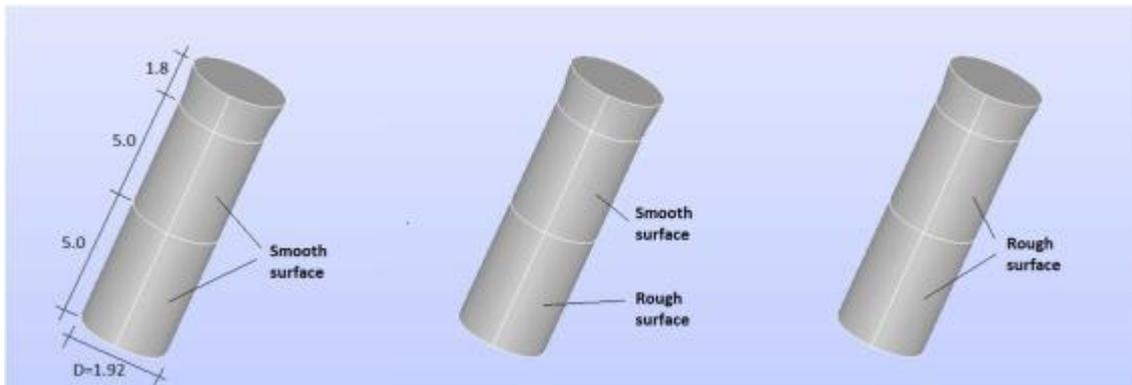


Figura 59. Modelado de los implantes a estudio. Izquierda: mecanizado (Smooth). Centro: híbrido (Hybrid). Derecha: rugoso (Rough).

- Modelo del hueso periimplantario: cuerpo cilíndrico con una altura de 10 mm de los cuales, los 3 mm coronales correspondían al hueso cortical y los 7 mm restantes, al trabecular. Se diferenció entre hueso cortical y trabecular, al presentar distinto módulo elástico y distinto comportamiento mecánico (Tabla 3) ^(20,63,66). Se han examinado dos situaciones en función de la posición del hueso periimplantario respecto del cuello del implante:
 - En salud: se desarrolló el modelo Cortical superior (Upper-cortical), establecido en la parte superior del implante (Figura 60).
 - Pérdida ósea periimplantaria: modelo Cortical inferior (Lower-cortical), situado a 5 mm apical al cuello del implante (Figura 61).

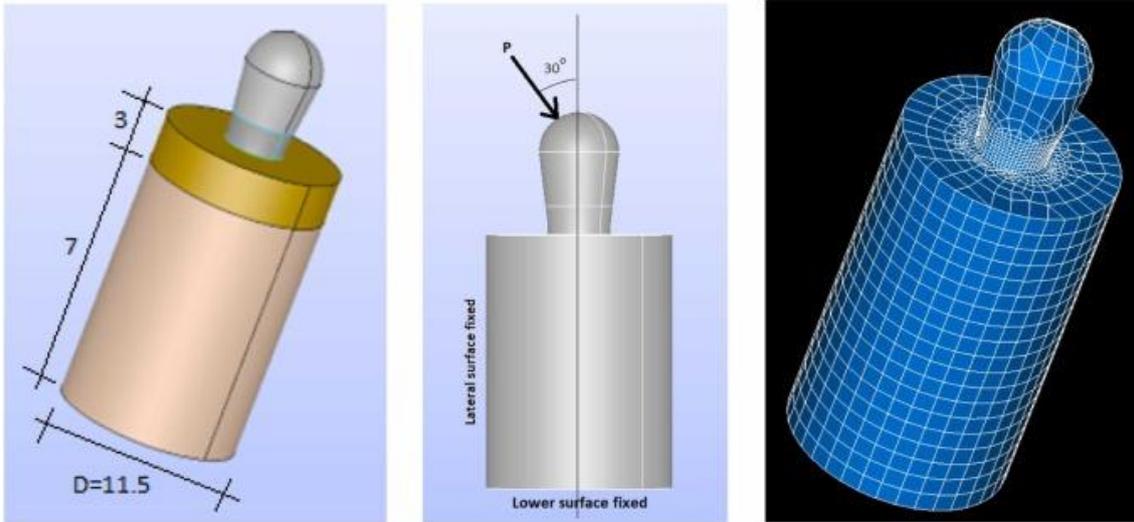


Figura 60. Mallado del hueso cortical superior. Izquierda: Modelo del implante. Centro: condiciones de carga. Derecha: malla de elementos finitos (86,227 elementos y 109,328 nodos. Valores en mm).

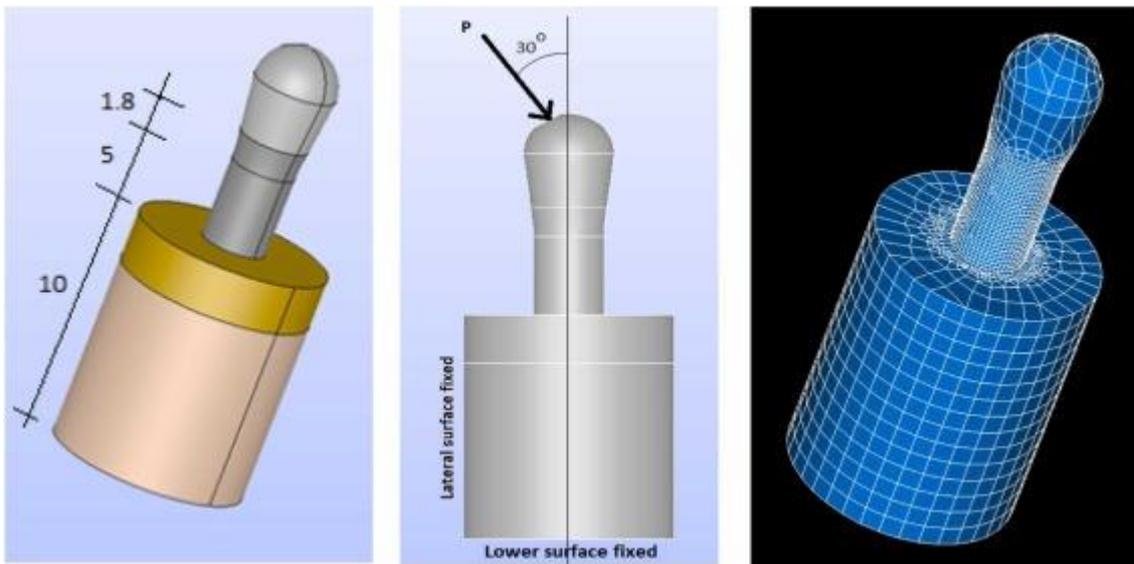


Figura 61. Mallado del hueso cortical inferior. Izquierda: Modelo del implante. Centro: condiciones de carga. Derecha: malla de elementos finitos (79,234 elementos y 101,452 nodos. Valores en mm).

Una vez obtenidos los 6 modelos a estudio (3 para los implantes, diferenciados por su rugosidad y tensión residual y 2 para el hueso, según la posición del tejido óseo respecto del implante) se han de exportar los datos al programa informático para el análisis de elementos finitos. Se ha empleado el software Code_Aster (Électricité de France, París, Francia) (Tabla 12).

Modelo del hueso	Elementos	Nodos
Cortical superior	86,227	109,328
Cortical inferior	79,234	101,452

Tabla 12. Modelos generados para las dos situaciones respecto del nivel óseo periimplantario.

3.1.3.2 Propiedades mecánicas de los materiales y condiciones de la interfase

Todos los elementos se han considerado isotrópicos, homogéneos y linealmente elásticos. Además, se estima que el contacto hueso-implante es el ideal de osteointegración (100%) y que existe un ajuste pasivo corona-implante. En la tabla 13 se describen las propiedades mecánicas de los elementos modelados, que concuerdan con los comúnmente empleados en estudios de diseño similar y objetivos diferentes, encontrados en la literatura científica ^(228–230).

Material	Módulo de Young (MPa)	Poisson's Ratio
Implante	110,000	0.32
Hueso cortical	19,400	0.30
Hueso trabecular	5,600	0.28
Dispositivo de carga	200,000	0.30

Tabla 13. Propiedades mecánicas de los materiales modelados.

3.1.3.3 Condiciones de carga

Para simular el anclaje real del implante al hueso, se restringieron los movimientos de las superficies laterales e inferiores (Figuras 67 y 68). A los 6 modelos obtenidos se les aplicó una carga de compresión con una inclinación de 30° respecto del eje longitudinal del implante. La fuerza de 140 N se distribuyó uniformemente sobre la parte superior del implante.

Antes de los cálculos numéricos se realizó un análisis de sensibilidad de la malla de elementos finitos, ya que la elección de los elementos y refinamientos

empleados, pudiera afectar a los resultados obtenidos⁽⁵⁷⁾. Se propuso el uso de elementos hexaedros clásicos y tetraedros cuadráticos, con un refinamiento de tamaño de 2 mm para el hueso y de 0,1 mm para el implante-corona.

3.2. Segunda investigación

3.2.1. Preparación de las muestras

Se emplearon barras cilíndricas de titanio comercialmente puro grado III con tratamiento de superficie SLA (SOADCO, Engordany, Andorra). Para este tratamiento de granallado, se emplearon partículas de alúmina de 220 μm , proyectadas a una presión de 2,5 bar y a una distancia de 150 mm, simulando el método aplicado comúnmente en los implantes de uso clínico y coincidentes con el tratamiento realizado sobre los implantes de la muestra de la investigación preliminar. De estas barras se obtuvieron los modelos de estudio, consistentes en 40 discos de 3 mm de altura y 5 mm de diámetro.

Mediante Microscopía óptica (SEM) se analizó su microestructura de granos α equiaxiales (Figura 62). En la tabla 14 se muestran las impurezas químicas de la aleación a estudio.

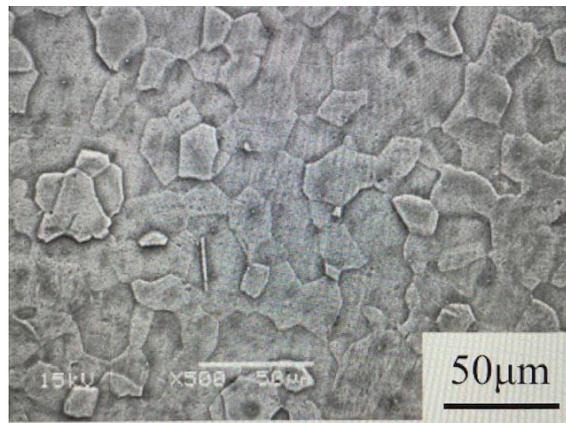


Figura 6. Microestructura de granos α del CpTi grado III sin tratamiento térmico (SEM).

Nitrogen	Carbon	Hydrogen	Iron	Oxygen	Titanium
0.05	0.10	0.12	0.30	0.35	Balance

Tabla 14. Impurezas químicas de las muestras (porcentaje en peso).

3.2.2. Tratamiento de recocido

Para el tratamiento térmico se empleó una temperatura de 800°C, inferior a la β Transus (960°C) y coincidente con lo recogido en la literatura al respecto de los tratamientos de recocido^(210,211,231). Las 40 muestras se dividieron en grupos de 5. Para poder estudiar la cinética de grano de la fase α , al primer grupo de 5 implantes se le consideró el grupo control, no recibiendo, por ello, ningún tratamiento térmico. Al resto de los grupos se les aplicó la temperatura de 800°C, variando sólo su tiempo de mantenimiento, siendo éstos de 10, 20, 30, 40, 60, 100 y 120 minutos, respectivamente. En todos los casos, el recocido se realizó en una atmósfera inerte de argón para evitar la posible oxidación del titanio. Una vez transcurrido el tiempo de mantenimiento de la temperatura se realizó un enfriamiento en agua a 20°^(225,226).

3.2.2.1. Pruebas de microdureza

El tratamiento de superficie de granallado tiende a aumentar la dureza de las muestras, gracias a las tensiones residuales de compresión que provoca^(232,233). Al aplicar una temperatura elevada, éstas se irán reduciendo⁽²³⁴⁾. La microdureza resultante que puede considerarse ideal (junto con el tiempo de mantenimiento de la temperatura asociado) será aquélla que recupere la microdureza del CpTi sin tratamiento de superficie.

Para evaluar entonces la microdureza resultante tras el tratamiento térmico de las muestras se empleó un microdurómetro Matsuzawa (Tokyo, Japón), siendo el penetrador un diamante de base cuadrada que aplica una carga de 1 Kgf durante 15 segundos. La unidad de medida es el valor de Dureza de Vickers (HVN) (Norma ISO 6507).

3.2.3. Análisis metalográfico

Para el análisis de la microestructura de las muestras se debe realizar, primero, un estudio metalográfico^(124,213,214). Las muestras se trataron mediante pulido metalográfico y grabado químico con una solución que contenía HF y HNO₃, ambas al 15%. Mediante microscopía óptica Olympus (Tokio, Japón) se realizó la observación metalográfica. Para determinar el área de grano se emplearon Técnicas de Análisis de Imagen con el programa Omnimet 3 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA)

3.2.4. Implantes

Una vez establecido el tiempo de tratamiento térmico adecuado en relación con la recuperación de la microdureza, se volvió a contar con una nueva muestra de implantes como los empleados en la primera investigación, aportados de nuevo por Klockner Dental Implants (Engordany, Andorra) (Figura 1).

Se analizaron un total de 20 implantes híbridos tratados térmicamente. Se les dividió en tres grupos. El primero, conformado por 5 implantes, se utilizó para medir la tensión residual resultante. Al segundo grupo, también de 5 implantes, se le realizaron pruebas de resistencia a la corrosión. El último grupo (10 implantes) se empleó para las pruebas de comportamiento a fatiga.

El comportamiento mecánico de los implantes híbridos tratados térmicamente se comparó con otros 10 implantes de superficie mecanizada y 10 rugosos (SLA), empleados en la primera investigación. Los implantes de superficie rugosa sirvieron como grupo control.

3.2.5. Corrosión

Se emplearon 30 muestras, divididas en tres grupos de 10 cada uno. Como electrolito, se utilizó la Solución de Hank (ThermoFisher, Madrid, España) (Tabla 15). Como celda electroquímica se empleó un contenedor de polipropileno (PP). El electrodo de referencia fue calomel (KCl saturado), con un potencial de 0,241V. Para determinar la resistencia a la corrosión de los implantes híbridos tratados térmicamente, se realizaron pruebas de Potencial de circuito abierto (E_{OCP}), los Potenciales de corrosión (E_{CORR}) y las corrientes de corrosión (I_{CORR}), conforme a ensayos realizados con anterioridad y publicados por nuestro mismo equipo de investigación (Robles et al. 2023)⁽¹⁶⁾ (Tabla 14). Para la obtención de los datos se contó con el software PowerSuite (versión 2.2, Oak Ridge, Tennessee, EEUU).

<i>Componente</i>	<i>Composición (nM)</i>
<i>K₂HPO₄</i>	0,44
<i>KCL</i>	5,4
<i>CaCL₂</i>	1,3
<i>Na₂HPO₄</i>	0,25
<i>NaCL</i>	137
<i>NaHCO₃</i>	4,2
<i>MgSO₄</i>	1,0
<i>C₆H₁₂O₆</i>	5,5

Tabla 15. Composición química de la solución de Hank.

Para determinar el Potencial de corrosión de circuito abierto se introdujeron en la celda electroquímica las muestras y el electrodo calomel. Se tomaron registros cada 10 segundos, durante 5 horas. Siguiendo la norma ASTM E3-11 e ISO 10993-5, se consideró el potencial cuando los cambios del mismo eran inferiores a 2 mV durante 30 minutos.

Según la norma sobre mediciones de polarización anódica potenciodinámica (ASTM G5) se obtuvieron las curvas de polarización para los tres grupos de muestras. Se basa en el estudio de la corriente que se genera entre la muestra y el contraelectrodo (en esta investigación fue el platino) al existir un potencial eléctrico entre el electrodo (calomel) y la muestra. Primero, se ha de permitir la estabilización del sistema realizando durante una hora una prueba de circuito abierto. Seguidamente, se ejecuta un barrido eléctrico de -0,8 mV a 1,7 mV, con una velocidad de 2 mV/s. Seguidamente, se obtienen los gráficos con la función PowerCorr-Polarización cíclica del software PowerSuite. A partir de las pendientes de Tafel se infieren los valores de E_{CORR} e I_{CORR} (ASTM G102-89).

3.2.6. Propiedades mecánicas

Para poder comparar los resultados de ambas investigaciones de forma fehaciente, la evaluación de las propiedades mecánicas de los implantes híbridos tratados térmicamente siguió la misma metodología que la primera investigación.

3.2.6.1. Tensión residual

Se utilizó el mismo difractómetro Bragg-Brentano (D500, Siemens, GmbH, Berlín, Alemania).

3.2.6.2. Comportamiento a fatiga

El comportamiento a fatiga se evaluó en 30 implantes, divididos en tres grupos. El primer grupo estaba formado por los implantes híbridos tratados térmicamente, sin tensiones residuales. El segundo grupo estuvo formado por los implantes de superficie rugosa (grupo control) y el tercero, por los implantes de superficie híbrida sin tratamiento (tensión residual de la superficie mecanizada de -20,2 MPa y tensión residual de la superficie rugosa de -201 MPa).

3.2.6.3. Análisis de elementos finitos

3.2.6.3.1. Diseño de los modelos

Para el modelado de los elementos, de nuevo, se empleó el software Salome CAD (Open Cascade SAS Company, Guyancourt, France). Se creó un modelo simplificado representando el sistema implantológico (prótesis-implante-hueso) Los implantes se diseñaron con un cuerpo cilíndrico, con su porción coronal ligeramente aumentada. Las propiedades de todos los implantes a análisis eran las mismas, estableciendo como objeto a estudio sólo la diferencia de tensión residual. Entonces, los tres tipos de implantes a estudio diferenciados únicamente por su rugosidad de superficie y por su tensión residual derivada fueron:

- Implantes de superficie híbrida tratados térmicamente (tensión residual de $-20,2$ MPa).
- Implantes híbridos sin tratamiento térmico (tensión residual de $-20,2$ MPa en su porción coronal y de -201 MPa en su porción apical).
- Implantes rugosos SLA (tensión residual de -201 MPa).

El hueso también se modeló, diferenciando entre hueso superior (cortical superior) y el inferior (cortical inferior)^(120,180,182,235). Se obtuvieron, así, dos modelos en 3D, cuya representación fue:

- Hueso cortical superior: los 5 mm coronales. Grosor de 5 mm (Figura 63).
- Hueso cortical inferior: esponjoso. Representado en los 5 mm apicales (Figura 64).

Antes del cálculo numérico, se realizó un análisis sensible a la malla. Como resultado, el modelo propuesto se realizó utilizando elementos tetraédricos cuadráticos clásicos con diferentes refinamientos, siendo 1 mm como tamaño del elemento para el hueso y 0,2 mm para los componentes del implante (Figuras 67 y 67). Una vez generado el modelo 3D y la malla de elementos finitos, los datos obtenidos se exportaron a Code-Aster (EDF Francia, París, Francia) para el análisis numérico de elementos finitos.

En esencia, salvo por las modificaciones referentes a las tensiones residuales consideradas por superficie, el resto de aspectos relativos al diseño y modernización de este ensayo fueron idénticas a las del análisis de elementos finitos de la primera investigación, descritos con anterioridad (Tabla 13).

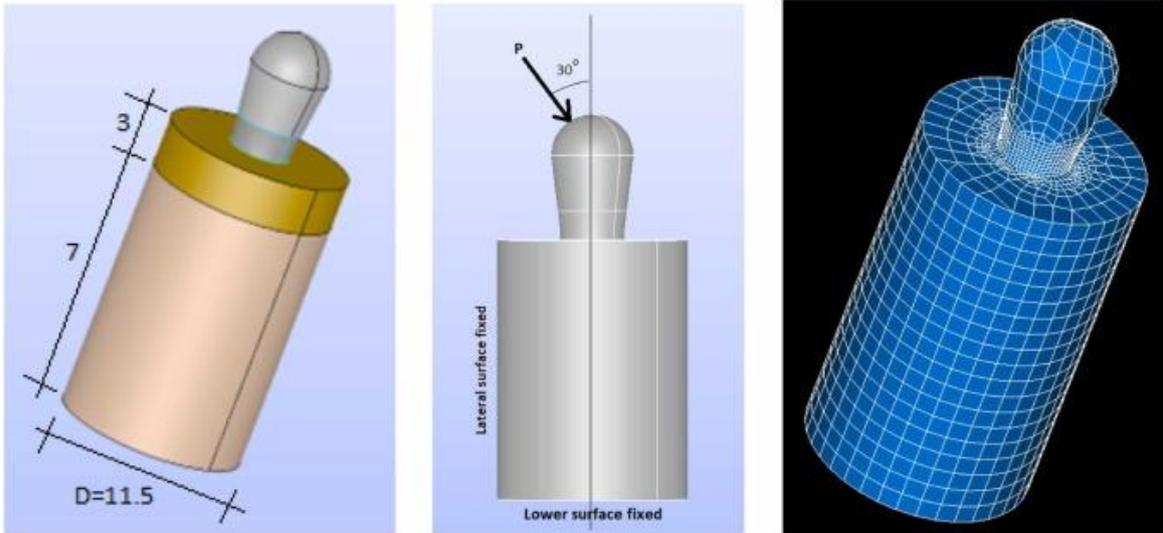


Figura 63. Mallado del hueso cortical superior. Izquierda: Modelo del implante. Centro: condiciones de carga. Derecha: malla de elementos finitos (56,227 elementos y 109,328 nodos. Valores en mm).

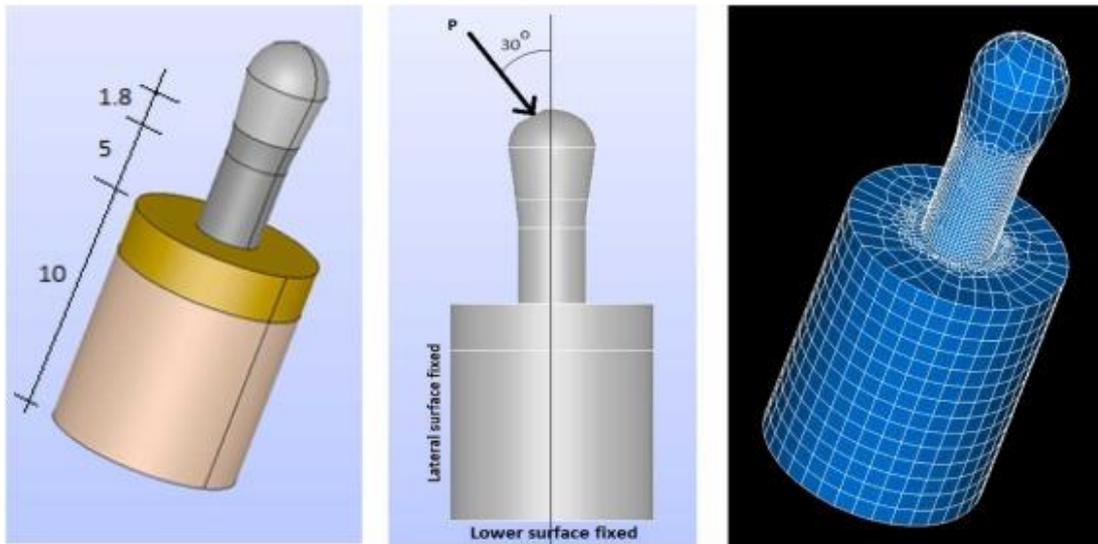


Figura 64. Mallado del hueso cortical inferior. Izquierda: Modelo del implante. Centro: condiciones de carga. Derecha: malla de elementos finitos (79,234 elementos y 101,452 nodos. Valores en mm).

4. RESULTADOS

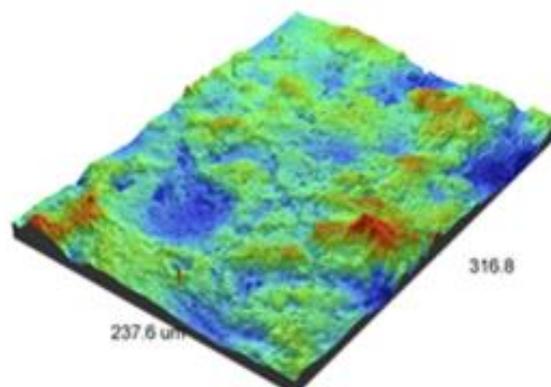
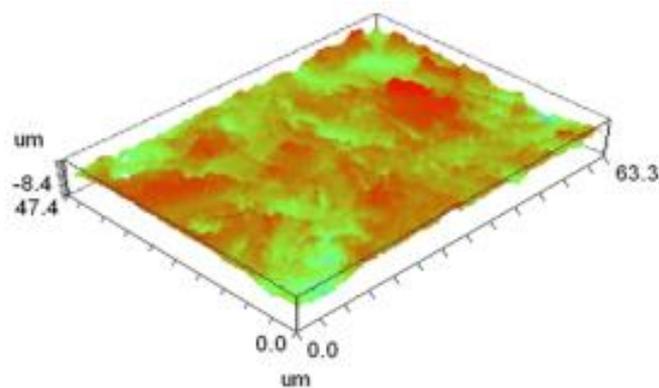
4.1. Resultados de la primera investigación

4.1.1. Caracterización de superficie

En la tabla 16 y figura 65 se muestran los valores obtenidos para los parámetros Sa, Sm e Index Área, demostrando diferencias estadísticamente significativas. Los implantes de superficie híbrida comparten ambas superficies, la mecanizada que representa sus 4 mm coronales, y la rugosa, el resto.

Superficie	Sa (μm) \pm SD	Sm (μm) \pm SD	Index Area \pm SD
Mecanizada	0,23 \pm 0,02	0,33 \pm 0,01	1,10 \pm 0,02
Rugosa	1,98 \pm 0,12*	5,40 \pm 0,20*	1,16 \pm 0,05*

Tabla 16. Rugosidad de superficie. Los valores con asterisco y en azul indican una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$)



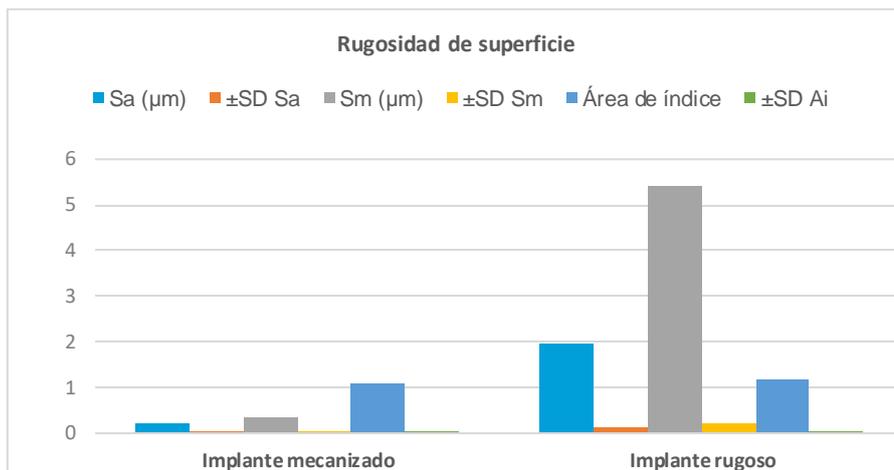


Figura 65. Representación de las mediciones de la rugosidad de superficie (Valores Sa, Sm y Área de índice con su desviación estándar).

4.1.2. Comportamiento mecánico

4.1.2.1 Tensión residual

En la tabla 17 se representa la tensión residual de cada superficie a estudio (mecanizada y rugosa). Las tensiones compresivas son negativas^(94,166). El tratamiento de granallado introduce dichas tensiones, presentando una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$ t-student) respecto de la superficie mecanizada (Figura 66). En los implantes híbridos confluyen ambas superficies en la interfase. Este hecho, determina su comportamiento mecánico.

Implante	Tensión residual (SD) (MPa)
Mecanizado	-20,2 (5,3)
Rugoso	-201,2(11,2)

Tabla 17. Tensión residual. Los valores en azul indican una diferencia estadísticamente significativa.

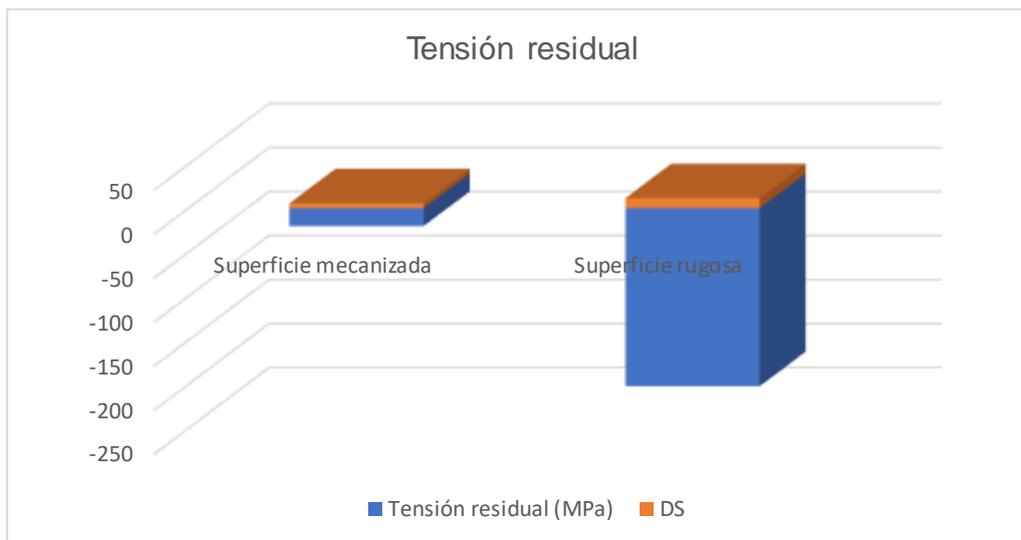


Figura 66. Representación de la tensión residual (MPa) de la superficie mecanizada y rugosa.

4.1.2.2 Resistencia a la flexión

La tabla 18 y en la figura 68 se muestran los valores obtenidos de resistencia a la flexión para los tres tipos de implantes a estudio. Los implantes de superficie completamente rugosa presentan una mayor resistencia a la flexión, estadísticamente significativa. Lo contrario acontece en los implantes de superficie híbrida, que obtienen los valores significativamente más bajos.

Implante	Resistencia a la flexión (SD) (MPa)
Mecanizado	430(7)
Híbrido	418(6) [*]
Rugoso	490(10) ^{**}

Tabla 18. Resistencia a la flexión. Los valores con asterisco y en azul indican una diferencia estadísticamente.

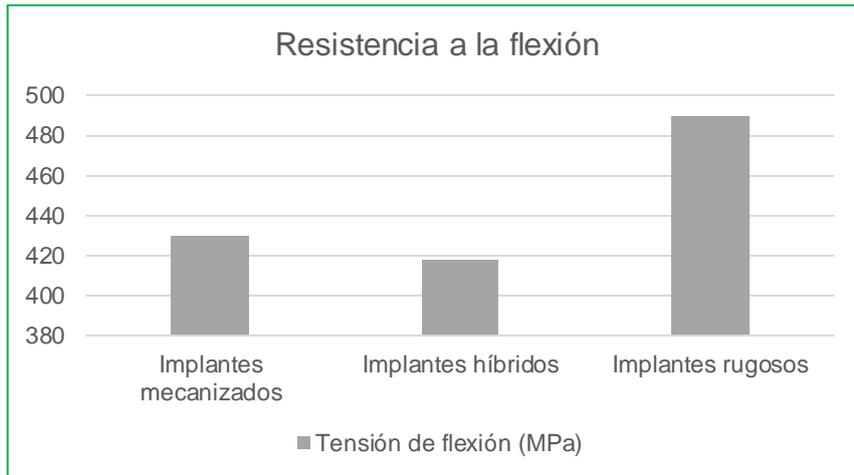


Figura 68. Representación de los resultados de la resistencia a la flexión de los tres implantes a estudio.

4.1.2.3 Comportamiento a fatiga

Se obtuvo la curva S-N o curva de Whöler para los tres tipos de implantes a estudio (Figura 69). Confirmando los datos de resistencia a flexión, los implantes de superficie híbrida presentaron el peor comportamiento a fatiga. De nuevo, aquéllos con superficie rugosa y tensiones compresivas superiores, manifestaron un comportamiento superior al resto.

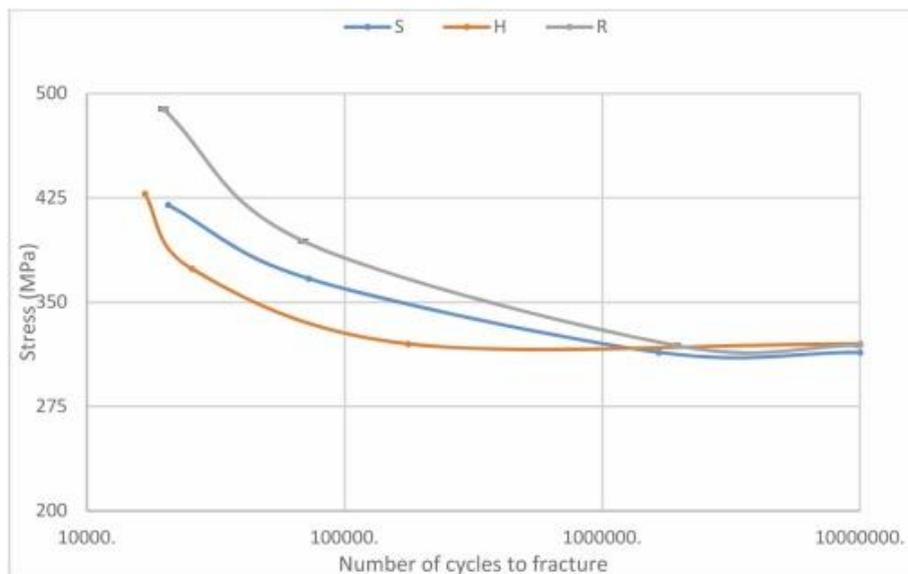


Figura 69. Curva S-N. S: implantes mecanizados. H: implantes híbridos. R: Implantes rugosos.

4.1.3. Análisis de elementos finitos

La tabla 19 muestra los valores de las tensiones según Von Mises (Svon: MPa) y de las microdeformaciones resultantes (μ deformaciones: mm/mm) transferidas al implante y al hueso periimplantario, tanto para los tres tipos de implantes, mecanizados (M), híbridos (H) y rugosos (R) como para las dos situaciones de nivel óseo a estudio (Cortical superior e inferior).

<i>Modelo</i>	<i>Implante</i>	<i>Implante</i>		<i>Hueso</i>	
		Svon	μ deformaciones	Svon	μ deformaciones
<i>Cortical Superior</i>	M	73,9	1.038e-3	63.6	1.280e-3
	H	192.8	1.746e-3	131.7	2.060e-3
	R	183.8	1.923e-3	129.9	2.368e-3
<i>Cortical inferior</i>	M	144.4	1.719e-3	99.3	2165e-3
	H	211.7	2.130e-3	158.9	2.337e-3
	R	319.7	3.342e-3	236.7	3.778e-3

Tabla 19. Valores de distribución de Tensiones de Von Mises y microdeformaciones obtenidos tanto para los tres tipos de implantes como para el tejido óseo periimplantario.

Según los datos obtenidos, se puede inferir:

- Los valores de Tensiones de Von Mises son superiores para el hueso cortical inferior, independientemente del implante.
- Los valores de Tensiones de Von Mises más elevados se encuentran en los implantes rugosos en el hueso cortical inferior (en azul).
- Los implantes mecanizados en la porción de hueso cortical alto, presentan los valores de microdeformaciones más bajos (en verde).
- Los implantes rugosos en el hueso cortical alto, presentan los valores de microdeformaciones más elevados (en morado).

Los diagramas de colorimetría reflejan, a su vez, las diferencias de distribución de tensiones y microdeformaciones resultantes, en función de la superficie del implante a estudio y del tipo de hueso (Figuras 70, 71, 72 y 73).

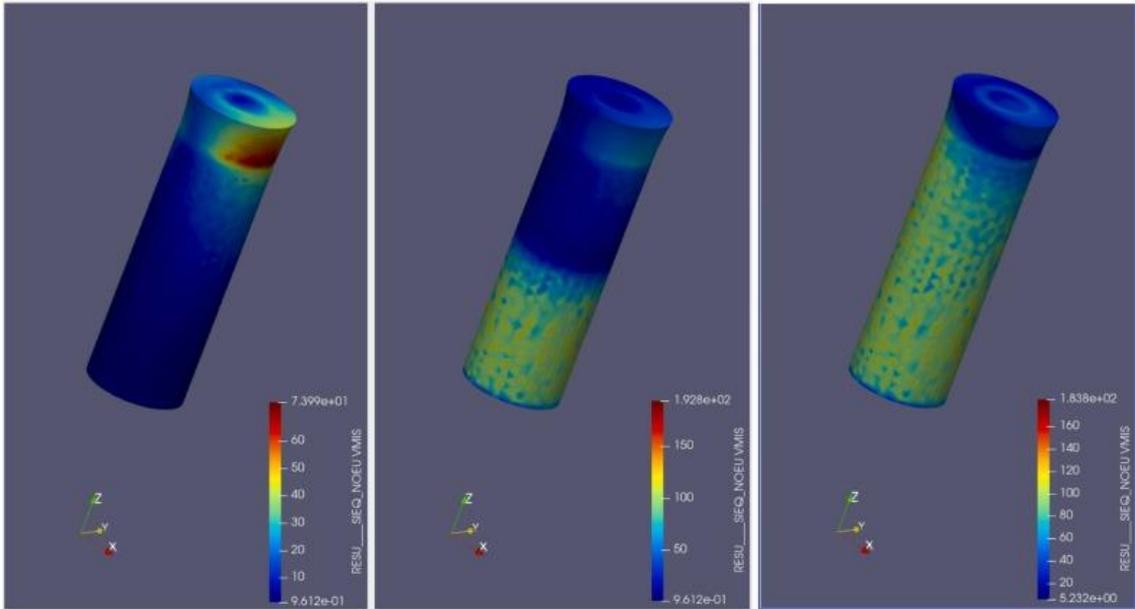


Figura 70. Distribución de tensiones de Von Mises en los tres implantes en el modelo hueso cortical superior (MPa). Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso.

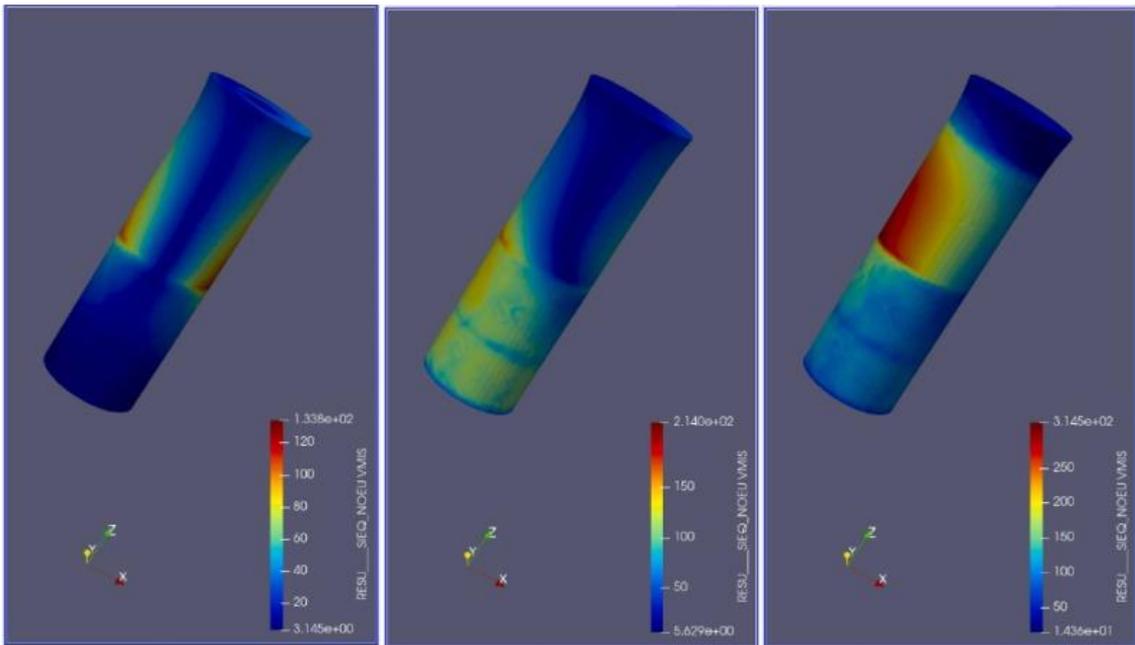


Figura 71. Distribución de tensiones de Von Mises en los tres implantes en el modelo hueso cortical inferior (MPa). Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso.

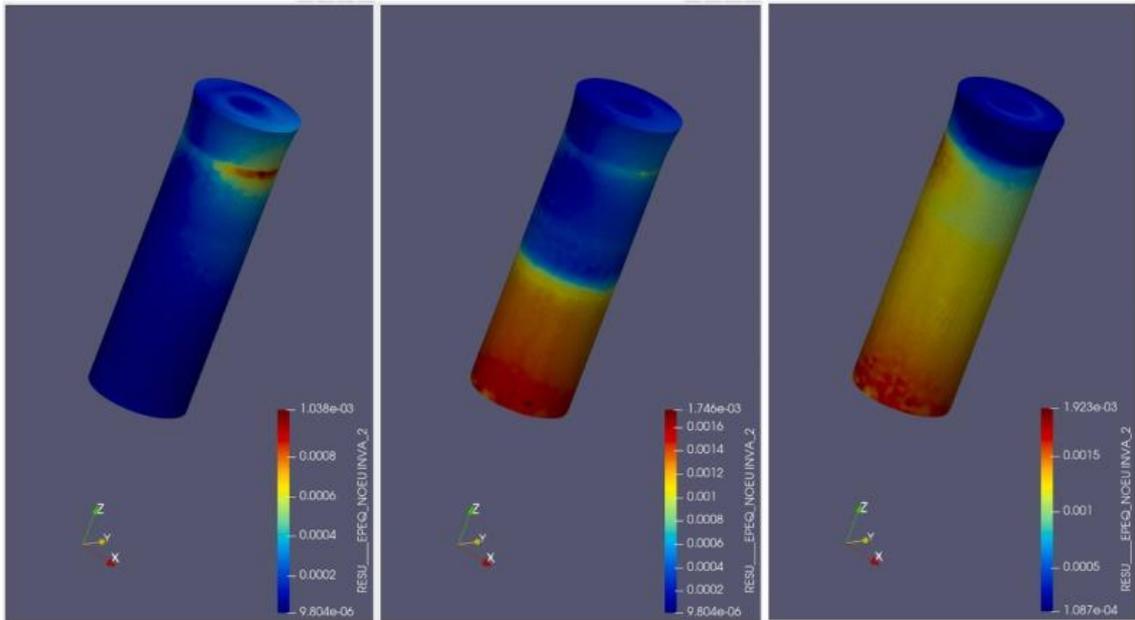


Figura 72. Microdeformaciones en los implantes en el modelo de hueso cortical superior (mm).
 Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso.

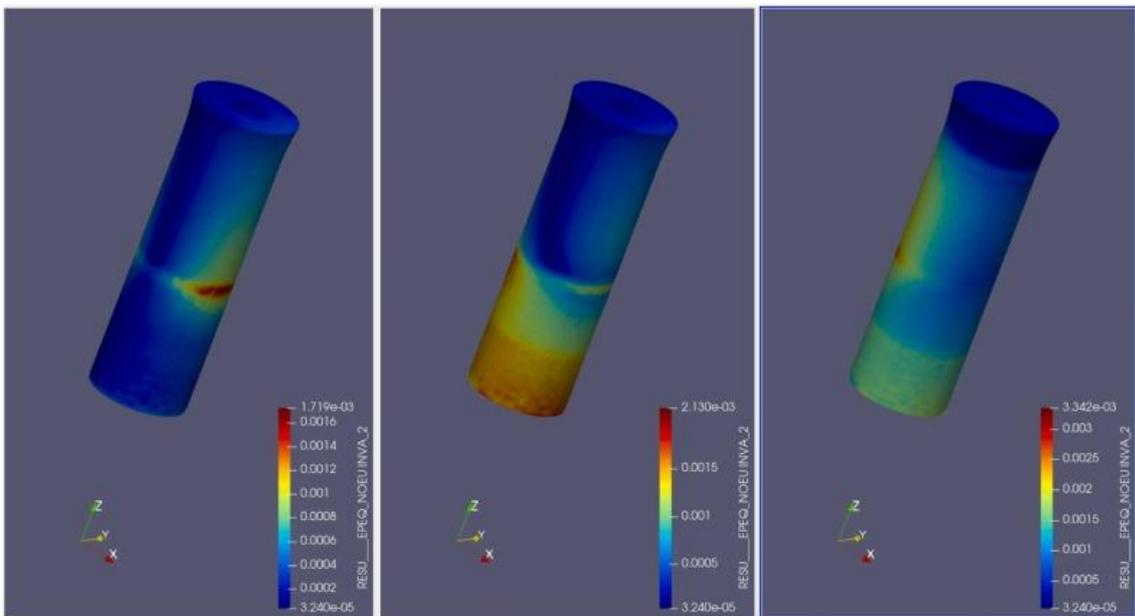


Figura 73. Microdeformaciones en los implantes en el modelo de hueso cortical inferior (mm).
 Izquierda: implante mecanizado. Centro: implante híbrido. Derecha: implante rugoso.

Las figuras 70-73 representan las distribuciones de tensión de Von Mises y microdeformaciones para los tres tipos diferentes de implantes y dos tipos de hueso utilizando un diagrama de colorimetría. En general, los diagramas muestran diferencias obvias en la transferencia de tensiones y la microdeformación dependiendo de la posición del hueso y, obviamente, entre los diferentes tipos de implantes (mecanizados S, híbridos H y rugosos R). Del

mismo modo, tienden a ocurrir distribuciones similares de estrés y microdeformación dentro de la muestra.

4.2. Resultados de la segunda investigación

4.2.1 Microdureza

Los resultados descritos anteriormente avalan un incremento de las tensiones residuales compresivas como resultado del granallado de los implantes. El tratamiento a alta temperatura (800°C) produce el “*ablandamiento térmico*”, aunque es previsible que cuanto más tiempo se mantenga la temperatura, menor dureza acabarán presentando las muestras. Por ese motivo, en nuestro ensayo hemos aplicado diferentes tiempos y controlado el resultado con la microdureza resultante después del tratamiento. A este respecto, la tabla 20 y figura 74 muestran las microdurezas (HVN) resultantes en los discos de la muestra en función del tiempo y se observa que con 30 minutos el metal recupera una microdureza que es la más parecida a la del titanio sin modificación de superficie (110 HVN) ^(223,234,236).

Tiempo	Microdureza (HVN)±DS
0	234±13
10	159±7
20	120±6
30	115±7
40	110±9
60	107±7
100	104±3
120	102±4

Tabla 20. Relación entre el tiempo de mantenimiento de la temperatura (800°C) y la microdureza de las muestras resultante (HVN).

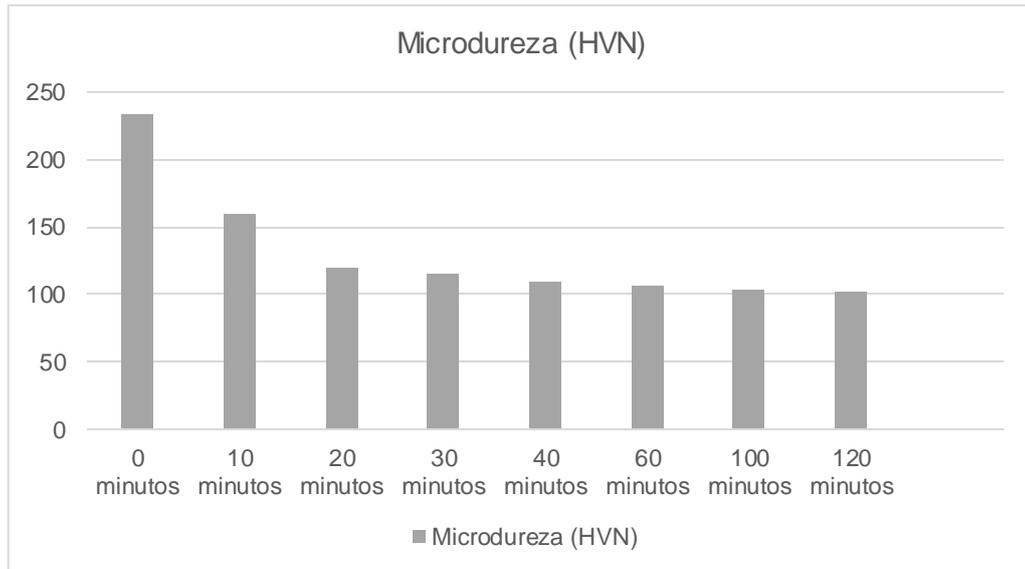


Figura 74. Relación entre la microdureza y el tiempo de mantenimiento.

4.2.2 Crecimiento de grano

La velocidad de crecimiento del grano es inversamente proporcional a la energía de activación. Además, es un proceso de *Difusión activado*^(195–197), en el que existe una relación exponencial entre la temperatura aplicada y el aumento en la velocidad del crecimiento de grano. De hecho, en la Figura 75 se observa como el crecimiento de los granos es muy rápido al principio, para luego, a partir de los 20 minutos de aplicación de la temperatura, disminuir la tasa de crecimiento.

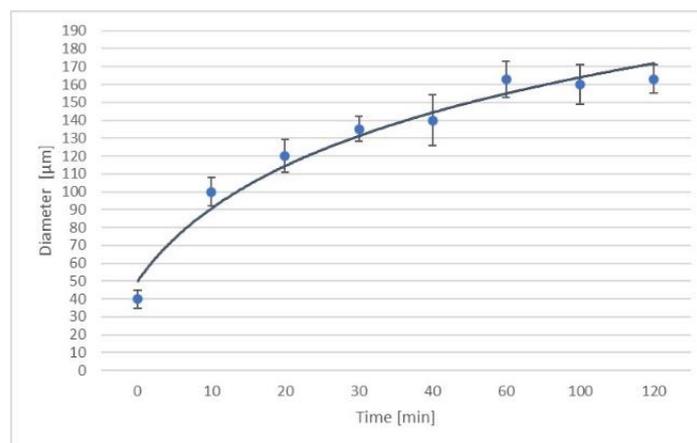


Figura 75. Relación entre el diámetro medio del grano en función del tiempo de mantenimiento de la temperatura (800°C).

Existe una recristalización completa, con una forma de granos esférica (igual tamaño en todas las direcciones de medida), en la que la textura de los cristales

no tiene importancia. Sigue, por tanto, un crecimiento de grano normal, homogéneo, según la distribución de Hillert^(197,237) (Tabla 21).

Cuanto más tiempo se mantenga la temperatura, mayor será el crecimiento de tamaño de los granos⁽²⁰⁴⁾. A medida que vaya aumentando el diámetro de los cristales, el número de granos por unidad de volumen disminuirá, al igual que el límite de grano. Progresivamente, la energía libre interfacial se irá reduciendo, al igual que el ritmo de crecimiento de los cristales^(195,203,207). El diámetro de los granos antes de recibir el tratamiento térmico fue de 40 μm . El diámetro resultante de los granos tras el mantenimiento de la temperatura de 800°C durante 30 minutos fue de 160 μm . La microestructura resultante, al no haber superado la β Transus, siguió siendo de granos α equiaxiales (Figura 69).

Temperatura (°)	Log K (constante dependiente de la temperatura)	n (exponente de crecimiento)
800	0,98	0.50

Tabla 21. Valores de K y n para la temperatura de 800°C.

Para metales de alta pureza y a altas temperaturas de tratamiento, el valor de “n” (exponente de crecimiento) es de 0,5. Cuanto mayor sea el número de impurezas, peor será el porcentaje de recristalización⁽²⁰⁶⁾. En el caso de las muestras empleadas en esta investigación, el resultado obtenido esté próximo a dicho valor, por su pureza elevada y escasa densidad de defectos lineales. El valor de “n” se incrementa cuanto más alta sea la temperatura, ya que cuanto mayor sea la difusión de los átomos, mayor será el crecimiento de los granos⁽²⁰⁷⁾.

4.2.3 Resistencia a la corrosión

En la tabla 22 y figura 76 se confirma como la homogeneización de tensiones residuales en los implantes de superficie híbrida mejora significativamente su resistencia a la corrosión. Los implantes híbridos tratados térmicamente presentan una resistencia a la corrosión similar a la de los implantes mecanizados.

Implante	E_{OCP} (mV)	I_{CORR} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)	E_{CORR} (mV)
Mecanizado	-200.9±13.3	0.014±0.055	-280±53
Rugoso	-192.2±0.10*	0.019±0.019	-273±34
Híbrido	-186.4±4.9**	0.069±0.015*	-223±50*
Híbrido con tratamiento térmico	-199.8±2,3	0.016±0.034	-278±24

Tabla 22. Valores de E_{OCP} , J_{CORR} y E_{CORR} para los 4 tipos de implantes a estudio. Los valores con asterisco expresan una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$ ANOVA).

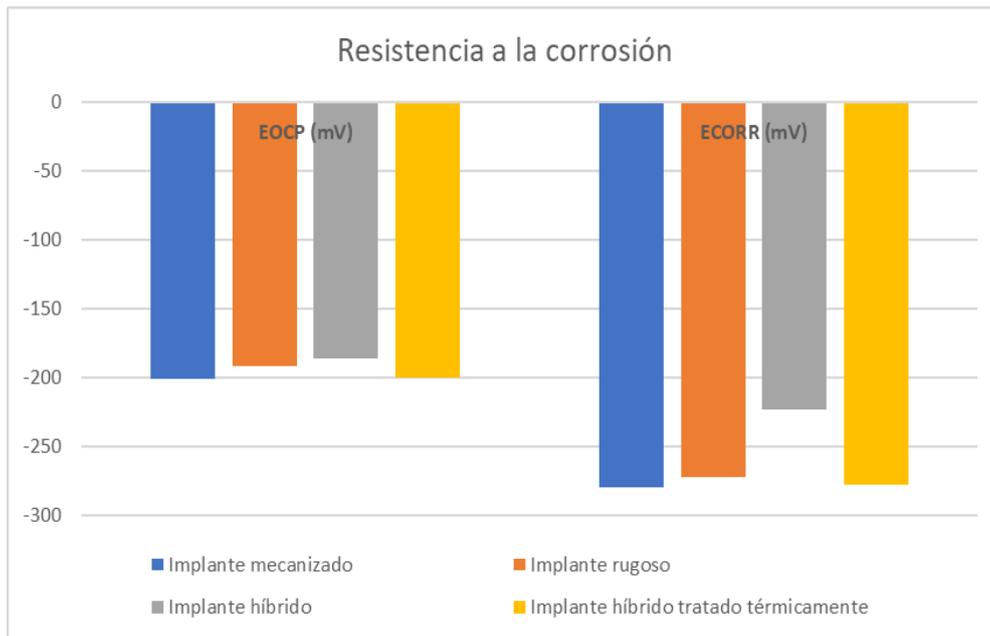


Figura 76. Valores del potencial de circuito abierto (E_{ocp}) y potencial de corrosión (E_{corr}) para los cuatro tipos de implantes a estudio.

4.2.4 Tensión residual

El tratamiento térmico sí fue capaz de homogeneizar las tensiones residuales de los implantes híbridos. Gracias al tratamiento de recocido aplicado presentan una tensión homogénea, en toda su superficie de -20.2 MPa, similar a la de los implantes mecanizados (Tabla 25 y Figura 77).

<i>Implante dental</i>	<i>Tensión residual (MPa)</i>
<i>Implante mecanizado</i>	-20.2 (5.3)
<i>Implante rugoso</i>	-202.2 (11.2)*
<i>Implante híbrido con tratamiento térmico</i>	-20.2 (5.3)

Tabla 23. Tensión residual de los implantes a estudio. Los valores con asterisco indican diferencias estadísticamente significativas.

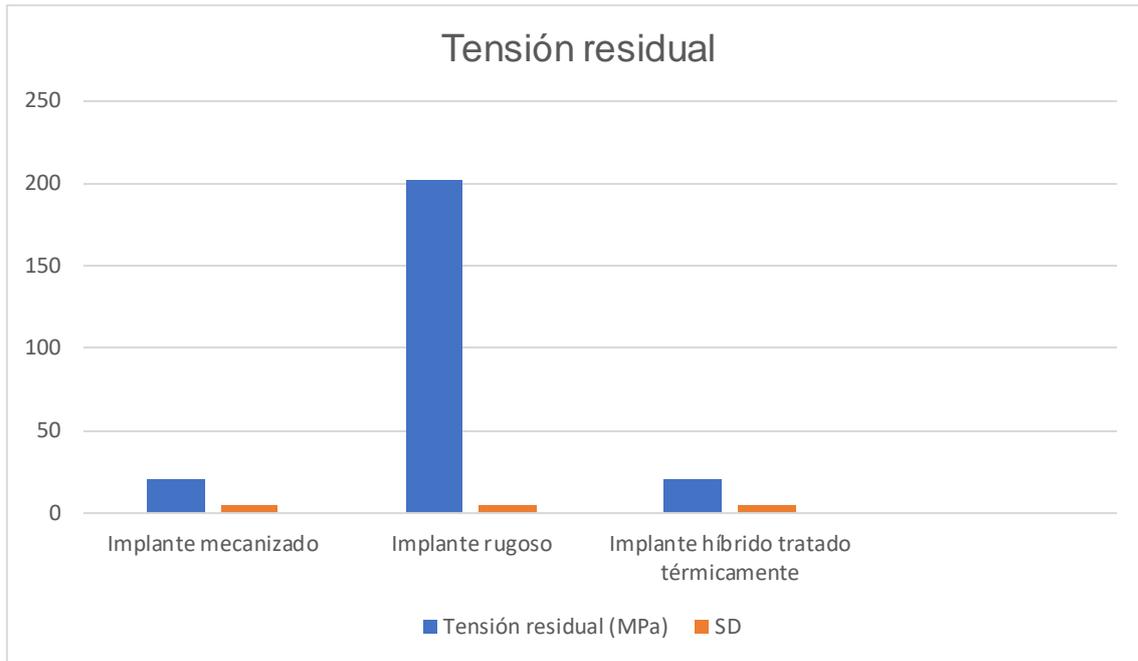


Figura 77. Representación de las tensiones residuales (MPa) de los implantes rugosos (granallado), mecanizados e híbridos tratados térmicamente.

4.2.5 Comportamiento a fatiga

De nuevo, se obtuvo la Curva S-N para los implantes con superficie rugosa, superficie híbrida y superficie híbrida tratada térmicamente (Figura 78). El comportamiento a fatiga de los implantes híbridos mejoró gracias al tratamiento térmico de recocido. Al conseguir homogeneizar las tensiones residuales, las grietas ya no se nuclearán en la interfase, al no existir las severas deformaciones plásticas originadas por la concentración de tensiones. De nuevo, los implantes de superficie rugosa presentan un comportamiento a fatiga superior al resto, gracias a las elevadas tensiones compresivas.

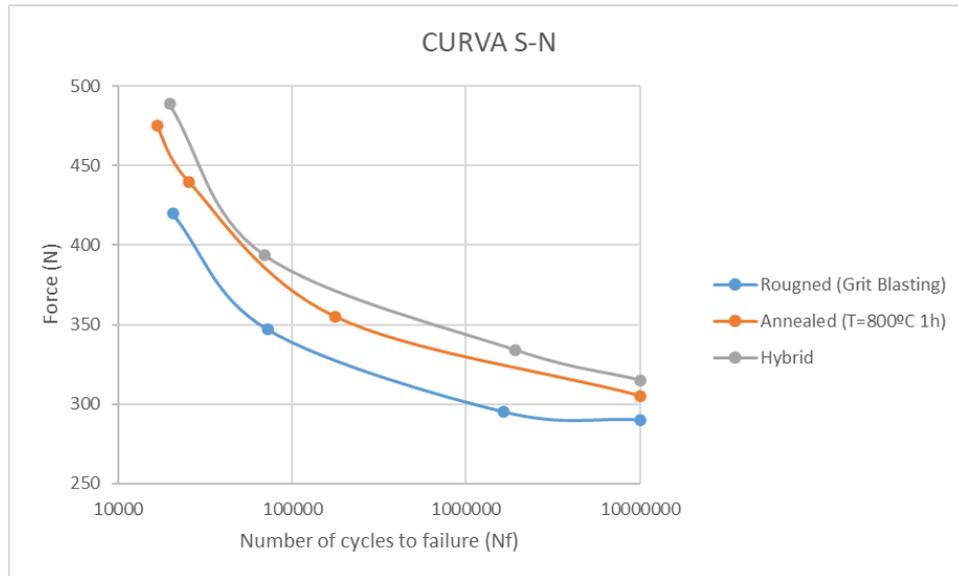


Figura 78. Comportamiento a fatiga de los implantes de superficie rugosa (Grit blasting), híbridos (Hybrid) e híbridos tratados térmicamente (Annealed).

4.2.6 Análisis de elementos finitos

Tanto las tensiones de Von Mises como las microdeformaciones resultantes aumentaron significativamente en el hueso cortical inferior. Esta nueva distribución favorece el mantenimiento del equilibrio de la interfase hueso-implante. Sin embargo, las tensiones de Von Mises y las microdeformaciones disminuyeron ligeramente en el hueso cortical (Tabla 24). Se debe a que el tratamiento térmico también elimina las leves tensiones residuales introducidas en el proceso de fabricación del implante híbrido. Las figuras 79, 80, 81 y 82 representan los diagramas de colorimetría de las tensiones de Von Mises y las microdeformaciones en hueso cortical y trabecular.

Modelo	Implante híbrido con tratamiento térmico		Hueso	
	Svon	μ deformaciones	Svon	μ deformaciones
Hueso cortical	66.3	0.798e-3	45.7	1262e-3
Hueso trabecular	122.7	1413e-3	81.3	2.206e-3

Tabla 24. Tensiones de Von Mises (Svons: MPa) y microdeformaciones (μ deformaciones: mm).

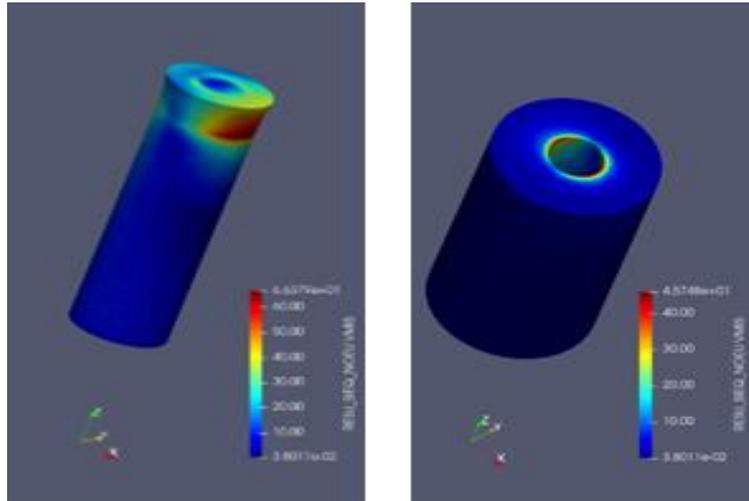


Figura 79. Tensiones de Von Mises (MPa) en el implante en el modelo de hueso cortical superior. Izquierda: implante híbrido. Derecha: hueso cortical superior.

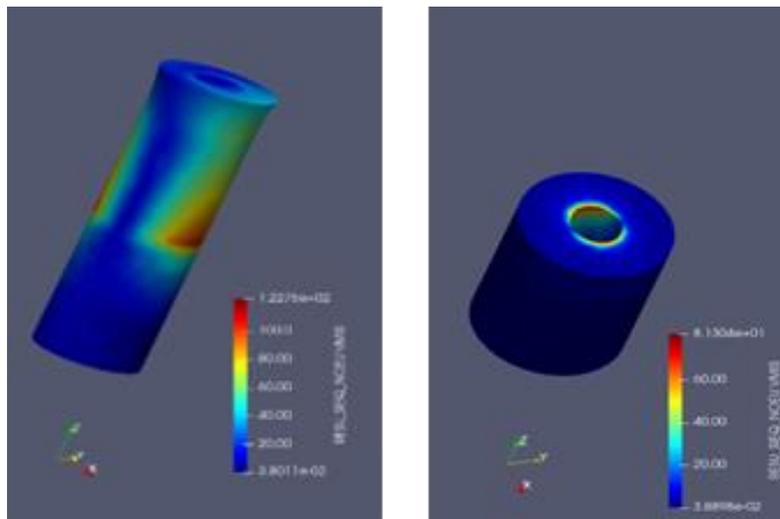


Figura 80. Tensiones de Von Mises (MPa) en el implante en el modelo de hueso cortical inferior. Izquierda: implante. Derecha: hueso cortical inferior.

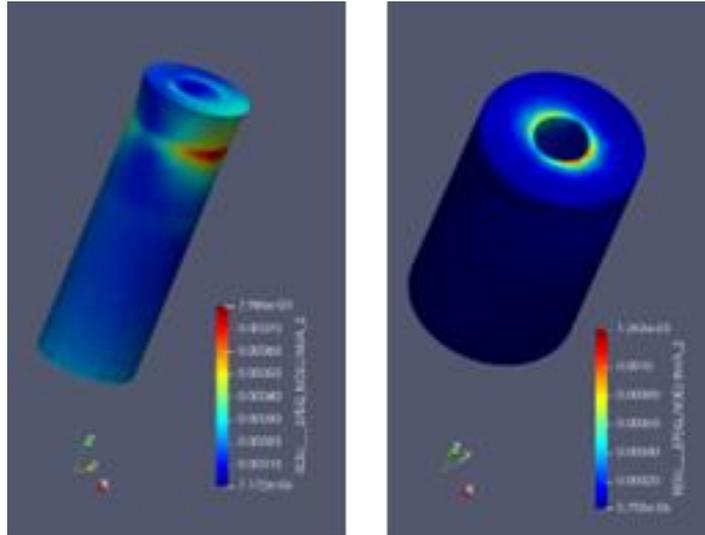


Figura 81. Microdeformaciones en el implante a nivel del hueso cortical superior. Izquierda: implante. Derecha: hueso cortical superior.

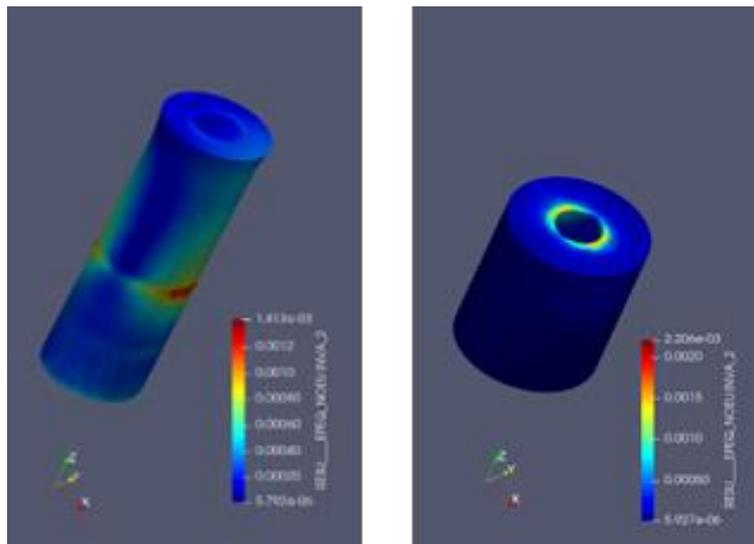


Figura 82. Microdeformaciones en el implante a nivel del hueso cortical inferior. Izquierda: implante. Derecha: hueso cortical inferior.

Las figuras 79-82 representan las distribuciones de tensión de Von Mises y microdeformaciones para los implantes híbridos con tratamiento térmico y los dos tipos de hueso utilizando un diagrama de colorimetría. Se observan diferencias contundentes en las distribuciones de tensiones y microdeformaciones dependiendo de la posición de los dos tipos de hueso.

5. DISCUSIÓN

Los implantes híbridos representan una de las opciones de implantes a elegir por el odontólogo para las rehabilitaciones implantológicas. El cuerpo de estos implantes posee dos superficies heterogéneas, en cuanto a su rugosidad de superficie. Sus 4-5 mm más coronales tienen una superficie mecanizada y el resto es una superficie rugosa. Los objetivos de compartir dos superficies son intentar disminuir la prevalencia de las complicaciones biológicas que acontecen durante la vida útil de los implantes dentales, mejorar la integración de los tejidos blandos periimplantarios y favorecer la osteointegración⁽²³⁸⁾. Es posible que, en caso de exposición del módulo de la cresta del implante, como resultado de un proceso inflamatorio periimplantario, las superficies mecanizadas tiendan a convivir con menos biofilm que en las rugosas, disminuyendo así, la posibilidad de adhesión bacteriana. En el European Workshop of Periodontology se definieron las enfermedades de los tejidos blandos periimplantarios en función de la respuesta inflamatoria a la acumulación del biofilm⁽³⁹⁾. La cantidad y calidad de biofilm acumulado depende de la rugosidad, textura y composición química de la superficie del implante⁽²³⁹⁾. En los implantes híbridos existe menor riesgo de mucositis y periimplantitis al tener la superficie mecanizada en posición coronal. Sin embargo, se colocan en posición subcrestal, por lo que, a no ser que exista pérdida ósea periimplantaria, no conllevan ningún beneficio para los tejidos blandos. Si se exponen sus primeros milímetros de superficie mecanizada por pérdida ósea, entonces sí cobrará mayor relevancia, ya que la colonización bacteriana será inferior a la que existiría en una superficie rugosa⁽¹⁰²⁾.

Por otro lado, como la superficie rugosa está en posición apical respecto de la mecanizada, tenderán a presentar menor osteointegración que los implantes con superficie completamente rugosa (SLA). En estudios *in vitro* e *in vivo*, se ha comprobado que en las superficies mecanizadas la adhesión celular y de proteínas es inferior, al igual que la proliferación y diferenciación de células osteoprogenitoras⁽¹²¹⁾. En las superficies rugosas se produce una osteogénesis de contacto, más rápida de conseguir. En las superficies mecanizadas, existe menor adherencia del coágulo inicial lo que genera un microespacio. La osteogénesis es, por tanto, a distancia. Además, la interfase hueso-implante tiene una unión mecánica más débil y presenta una unión hueso-implante (BIC) menor. Los implantes con superficie mecanizada se consideran anisotrópicos y los de superficie rugosa, isotrópicos. Este hecho viene determinado por su topografía a microescala que facilita la adhesión de los osteoblastos, de proteínas y, por lo tanto, la osteointegración^(121,126). Existe, entonces, una relación entre la rugosidad de superficie del implante y sus propiedades físico-químicas (tensión residual, energía de superficie y humectabilidad) con su unión con el hueso circundante.

En contrapartida, existen pocos estudios clínicos a largo plazo que aseveren la menor pérdida ósea de los implantes con superficie moderadamente rugosa respecto de aquéllos con superficie mecanizada⁽²⁴⁰⁾. Vandeweghe et al.⁽²⁴¹⁾

realizaron un seguimiento durante 14 años a implantes con superficie mecanizada y con superficie SLA en maxilar y mandíbula edéntulos. Evaluaron la prevalencia de periimplantitis y la tasa de pérdida ósea. Encontraron que hubo mayor pérdida ósea en los implantes de superficie rugosa, aunque estadísticamente no significativa. Sin embargo, apuntaron a que los resultados podrían verse alterados por otras variables empleadas, como la diferencia de diámetros de implantes, del material restaurador, la elección o no de pilar intermedio, etc.

Numerosos estudios confirman la estabilidad de los tejidos blandos alrededor de los implantes híbridos y su alta tasa de supervivencia^(160,162,164). No obstante, algunas investigaciones apuntan a una mayor pérdida ósea periimplantaria si se comparan con los implantes de superficie rugosa, sobre todo en situaciones óseas más desfavorables^(48,105,163).

Elías et al.⁽²⁴²⁾ realizaron un estudio in vitro e in vivo sobre 140 implantes, dividiéndolos en 4 grupos según su tratamiento de superficie: mecanizados, con grabado ácido, superficie SLA y anodizados. Midieron la rugosidad de superficie, la humectabilidad y el torque de desinserción. Confirmando lo expuesto, los implantes mecanizados presentaban una superficie hidrofílica y anisotrópica. El torque de desinserción era inferior respecto de los otros grupos a estudio. Las modificaciones en la superficie de los implantes condicionan la adhesión celular, diferenciación, su orientación y la fuerza de esa unión. En los implantes lisos las células se disponen siguiendo las irregularidades generadas en el proceso de manufacturación, aplanándose, con una unión más débil y recibiendo menor nutrición^(9,38-40,138,242). La osteointegración tarda, así, más tiempo en lograrse. Confirmaron, también, la tensión residual de compresión que existe en los implantes con tratamiento de superficie SLA (Tablas 8 y 9). Este hecho es el que marca la diferencia en el comportamiento mecánico de los implantes de superficie híbrida. Hasta ahora existía poca bibliografía sobre cómo influye en el comportamiento biomecánico de los implantes híbridos combinar dos superficies heterogéneas con tanta diferencia de tensiones.

Las tensiones residuales de compresión mejoran las propiedades mecánicas de los implantes osteointegrados, confiriéndoles mayor dureza, resistencia a la flexión y comportamiento a fatiga^(17,148,243). A su vez, permiten una distribución de tensiones en la interfase hueso-implante más efectiva, favoreciendo su estabilidad, en un equilibrio dinámico, ante las cargas. También contribuyen a una osteointegración más firme y rápida de conseguir^(132,136). Sin embargo, cuando en un mismo biomaterial coexisten dos superficies con tensiones tan diferenciadas, se generan deformaciones plásticas no homogéneas que conllevan a una menor resistencia a la corrosión y a un detrimento del comportamiento biomecánico de los implantes de superficie híbrida⁽²⁴⁴⁾. Además, la transmisión de tensiones al hueso periimplantario es menos eficiente y las microdeformaciones que sufre el implante híbrido ante las cargas avocan a que el área más probable de fallo sea la interfase entre sus dos superficies. Por ello, el conseguir equilibrar las tensiones residuales dispares presentes en los

implantes híbridos a estudio con el tratamiento de recocido propuesto, supone una mejoría tanto de su comportamiento mecánico, como de su resistencia a la corrosión y biocompatibilidad. Siempre contando con las limitaciones inherentes de este tipo de ensayos in vitro, nuestro estudio propuso una solución con una relación coste/beneficio aceptable a fin de lograr un mayor tiempo de vida útil de los implantes híbridos, mejorando sus propiedades mecánicas, la transmisión de tensiones al tejido óseo circundante y su resistencia a la corrosión.

5.1. Discusión de los resultados del primer ensayo: caracterización y evaluación del comportamiento mecánico

5.1.1. Rugosidad de superficie

Para determinar la rugosidad de superficie se empleó la interferometría óptica ya que es una técnica no invasiva, extraordinariamente precisa y presenta una elevada resolución vertical ($2\mu\text{m}$)^(130,135,136,245). El interferómetro de luz blanca es un instrumento de perfilado óptico que permite hacer una reconstrucción en 3D de las superficies. Se basa en las interrupciones o solapamientos de las ondas al incidir sobre una superficie determinada un haz de luz, frente a un plano de referencia⁽²³⁸⁾. La topografía de las superficies incluye la forma y altura de los picos y valles de la misma. Para que los osteoblastos puedan detectar los picos, su altura debe ser, como mínimo, de $2\mu\text{m}$. La distancia vertical máxima será de $10\mu\text{m}$, correspondiendo a la altura máxima de una célula. Por ello, el interferómetro de luz blanca es un método de cuantificación de la rugosidad adecuado para los implantes dentales. Se obtienen resultados a escala micrométrica, escala que, hoy en día, sigue siendo la más aceptada para la cuantificación de la rugosidad de los implantes⁽¹³⁰⁾. Además, es necesario tomar, como mínimo, tres muestras de cada implante a estudio, ya que los biomateriales con espiras presentan distintos niveles de rugosidad dependiendo de la zona (parte superior de la rosca, valles o ángulos de las mismas)⁽¹⁵⁶⁾. En esta investigación se tomaron 5 muestras de cada tipo de superficie (mecanizada y rugosa), obteniendo así, una elevada exactitud de los registros. Además, se obtuvieron parámetros de medición en 3D, ya que las superficies anisotrópicas (las mecanizadas) presentan diferente topografía en función de la dirección de la medición. Se siguen, por tanto, las recomendaciones de Stout et al.⁽¹⁵⁶⁾ para la determinación de la rugosidad de superficie.

La Norma ISO 4287 establece los parámetros a evaluar sobre la rugosidad de superficie y tipo de material^(130,147). Estos son la altura de los picos, el espacio entre los picos y valles en sentido horizontal y un valor híbrido, que incluye valores en horizontal y vertical.

Como era de esperar, encontramos en las diferentes muestras de implantes, una diferencia de rugosidad estadísticamente significativa entre la superficie rugosa

y la mecanizada ($p < 0,05$). Los resultados obtenidos presentaron valores similares a los obtenidos en otros estudios *in vitro* e *in vivo* (16,113,130,132,135,147,241,242,246,247). Tal y como se ha explicado, modificando la superficie y topografía de los implantes se puede aumentar su bioactividad, afectando a la adhesión, orientación, morfología y proliferación celular, alteración de la trombogenicidad superficial, modulación de la encapsulación fibrosa y, de esta forma, influir significativamente en la señalización y adhesión celular al implante⁽¹¹⁾. La rugosidad óptima sería aquella que equilibrara la mayor respuesta osteoblástica con la menor adhesión bacteriana y, en este sentido, parece que los valores de 1-2 μm mejoran la osteointegración y disminuyen el riesgo de peri-implantitis y de liberación de iones^(2,95). Por lo tanto, los implantes híbridos presentan menor osteointegración que los implantes completamente rugosos, aunque la formación de biofilm y la colonización bacteriana será inferior en el caso de exposición de las primeras espiras.

Aunque existen métodos de determinación de la rugosidad implantaria de alta precisión y con resultados a escala nanométrica, como el microscopio de fuerza atómica, nosotros hemos empleado la técnica de interferometría (130,154,155). Esta técnica es comúnmente empleada en estudios de diseño similar y objetivos diferentes (132,136) y tiene ciertas ventajas. Como una alta resolución espacial, que es una técnica no destructiva (a diferencia de la rugosimetría de contacto) y que permite ser aplicada a diferentes tipos de superficies y materiales con precisión y detalle.

Hoy en día, todavía, son necesarios más estudios clínicos a largo plazo que determinen la relación real entre la rugosidad de la superficie del implante y la estabilidad del nivel óseo periimplantario con el tiempo. Doornewaard et al.⁽²⁴⁷⁾, en un metaanálisis, intentaron correlacionar la rugosidad de superficie con la pérdida ósea por periimplantitis y la estabilidad del hueso alrededor del implante con un mínimo de 5 años de control. Se encontraron con infinidad de problemas, ya que en muchas investigaciones se combinan variables dispares, tales como el macrodiseño del implante, los criterios diagnósticos de periimplantitis, protocolos quirúrgicos y protéticos, experiencia del operador...Aun así, apuntaron a que los implantes de superficie rugosa presentaron una mayor pérdida ósea. Actualmente, la hipótesis más aceptada es que, aunque la rugosidad de superficie de los implantes tiene una gran importancia en la diferenciación y adhesión celular en fases más tempranas tras la implantación, en la curación y remodelación ósea, en la conexión mecánica con el hueso periimplantario y en su distribución de tensiones^(9,89,242), antes situaciones óseas favorables, podría ser un condicionante secundario^(43,74).

5.1.2.Tensión residual

La tensión residual está presente en el material, aunque no se le apliquen cargas. Es necesario conocerlas ya que siempre hay que sumarlas a las sollicitaciones de carga. Si no se conocen, el material podría fallar antes de lo esperado, ya que pueden afectar tanto a la integridad como al tiempo de vida útil del material⁽²⁴⁸⁾. Desgraciadamente, su medición es altamente compleja. Existen numerosas técnicas muy útiles en determinadas situaciones, pero invalidadas para otras (sondeo acústico, difractometría, método del hoyo ciego, método de curvatura, etc.). Los esfuerzos se encaminan a poder medir la tensión residual tanto en la superficie como en el núcleo del material, a aumentar su resolución, disminuir su coste y a que sean no invasivas ⁽¹⁷¹⁾. En esta investigación se ha empleado la Difracción de Rayos X. Es una técnica no destructiva, con una adecuada relación coste/beneficio, sin necesidad de instalaciones grandes y específicas y es capaz de medir las tensiones residuales tipo I y II (macroscópicas y distancia de un cristal, respectivamente)⁽¹⁷⁰⁾.

Los resultados obtenidos muestran una diferencia estadísticamente significativa entre las tensiones residuales de las dos superficies ($p < 0.05$, t-Student), mecanizada y rugosa. El tratamiento de chorreado con partículas de alúmina que se emplea para generar una superficie rugosa, introduce una tensión residual compresiva estadísticamente superior, de $-202,2$ MPa, frente a los $-20,2$ MPa de la superficie mecanizada. Por lo tanto, los resultados confirman la coexistencia, en el caso de los implantes híbridos, de dos superficies con tensiones residuales dispares. Las tensiones residuales de compresión tienden a anular la formación, nucleación y propagación de las grietas, ya que mueven las cargas hacia el material, manteniendo su integridad. Las tensiones de compresión se consideran negativas. Aumentan el límite elástico del material, su resistencia y mejoran su comportamiento a fatiga⁽¹⁶⁶⁾. Las tensiones residuales de tracción, al contrario, tienden a favorecer la aparición de grietas, necesitando menor energía de las fuerzas para que se formen, empeorando, por ello, el rendimiento a fatiga. Las tensiones de tracción se consideran positivas.

Así, ante iguales condiciones de carga, el tratamiento de superficie de granallado aumenta el número de ciclos necesarios para la iniciación de la grieta, gracias a su tensión residual compresiva. De hecho, en ingeniería se emplea para aumentar la vida a fatiga de las piezas sometidas a cargas cíclicas fluctuantes⁽¹⁴⁸⁾. Además, a consecuencia de las microcavidades ocasionadas por la proyección de las partículas de alúmina, la iniciación y nucleación de la grieta se aleja de la superficie del implante, a $1-2 \mu\text{m}$ de ella^(17,98). Este cambio de localización mejora su rendimiento a fatiga ya que, atendiendo a lo expuesto, el 90% de la vida a fatiga de un implante corresponde a la fase de iniciación de la grieta.

Por lo tanto, las tensiones residuales de compresión contrarrestan los efectos negativos que tienen las irregularidades en la superficie ocasionadas por el

tratamiento de granallado, que actuarían como concentradores de tensión⁽¹²⁵⁾. Dichas irregularidades dependen del tamaño y material de la partícula proyectada y de la presión, velocidad, distancia y ángulo de proyección^(16,148,167,232). Erosionan la superficie del titanio y sus aleaciones, generando una superficie de diversa rugosidad y microcavidades⁽¹²³⁾. Además, pueden existir restos de partículas de alúmina adheridas a la superficie que actuarían, de igual modo, como concentradores de tensión. De hecho, autores tan nombrados como Pazos o Leinenbach determinaron que la resistencia a fatiga de los implantes con un tratamiento de granallado disminuía una media de un 25% respecto de aquellos mecanizados^(3,5), siendo un 20% inferior con un arenado fino y hasta un 40% menor si las partículas proyectadas eran de grano grueso⁽²⁴³⁾. Contrariamente, Esposito et al.⁽²⁴⁹⁾ consideraron que el aumento de riesgo de fractura se debía a la tensión residual de tracción ocasionado por un chorreado no homogéneo de la superficie y no por las partículas de alúmina residuales. Por lo tanto, la deformación plástica de la superficie del material provocada por el tratamiento de granallado homogéneo hasta conseguir la saturación, sí introduce tensiones residuales de compresión que conllevan a un aumento del comportamiento a fatiga del implante, de su dureza y a un menor desgaste^(17,148). Los implantes dentales rugosos usados en esta investigación presentan la superficie SLA. El grabado ácido tras el chorreado con partículas de alúmina elimina los posibles concentradores de tensión ocasionados por las partículas residuales adheridas a su superficie y conforma una topografía más homogénea. El resultado es un comportamiento a fatiga superior al resto de muestras a estudio.

Multigner et al.⁽²⁴³⁾ estudiaron in vitro la rugosidad, tensión residual y microdureza de probetas de Ti-6Al-4V, sin tratamiento (mecanizadas), con tratamiento de granallado y con tratamiento de granallado seguido de un tratamiento de recocido a 500°C. La rugosidad que obtuvieron fue de Ra: 0,7 µm para la superficie mecanizada, la superficie arenada obtuvo un Ra de 2 y la última muestra tras el tratamiento térmico, obtuvo un Ra de 1,6 µm. Para el estudio de las tensiones residuales emplearon la técnica de Difracción de radiación sincrotrón, ya que permite evaluar tensiones más internas. Las probetas mecanizadas obtuvieron valores de tensión residual muy bajos, ocasionados por el propio proceso de fabricación mediante mecanizado. A las que se trató con el chorreado de partículas de alúmina presentaron un gran incremento de las mismas, incluso a una profundidad de 50 µm. Las tensiones residuales disminuyeron significativamente tras el tratamiento térmico. Midieron, además, la microdureza de las probetas. En el último grupo, la microdureza disminuía tras el tratamiento de recocido frente a las que se les realizó el granallado (con valores superiores al resto), confirmando que el arenado provoca un endurecimiento del material. Al proyectar las partículas de alúmina en la superficie del material se genera una deformación plástica que conlleva un movimiento de las dislocaciones, pero también, su entrelazamiento. Este hecho impedirá nuevos desplazamientos de los defectos ante una nueva deformación, traduciéndose en un incremento de la dureza⁽²³²⁾.

En nuestro ensayo in vitro se emplearon partículas de alúmina de tamaño 220 μm proyectadas a 150 mm de distancia superficie del titanio-pistola, con una presión de 2,5 bares. Los parámetros de rugosidad y tensión residual compresiva obtenidos en la superficie del material van a depender del tamaño de la partícula, del ángulo, la velocidad, del tiempo y presión de la proyección⁽²³²⁾. Se debe conseguir que toda la superficie reciba el impacto de las partículas de alúmina, para evitar heterogeneidades que actúen como concentradores de tensión y lograr, de este modo, una tensión residual de compresión en toda la muestra.

Dai et al.⁽⁹⁶⁾ estudiaron la relación entre la rugosidad y tensión residual conseguidas con el tratamiento de granallado en la aleación 2024-T3 Al y el comportamiento a fatiga. Observaron que el tratamiento de granallado reduce la vida a fatiga a altos y bajos ciclos, siguiendo un patrón de U invertida. Esto es, primero mejora el comportamiento a fatiga de las muestras para, después, disminuirlo. Cuanto mayor tamaño tenían las partículas proyectadas (800 μm), peor era el comportamiento a fatiga. Determinaron que la proyección de partículas sobre la superficie no debía originar cráteres con demasiada altura y rayas o defectos demasiado largos para no empeorar el rendimiento a fatiga. Ellos recomendaron en base a sus resultados, el uso de un tamaño de partículas pequeñas (como el aplicado en nuestro estudio de 220 μm) con un ángulo de proyección medio, o partículas de tamaño medio con un ángulo pequeño.

Además, las tensiones residuales podrían tener un papel importante no sólo en el comportamiento mecánico de los implantes, sino también en la osteointegración⁽⁶⁵⁾. Velasco et al.⁽⁹⁸⁾ implantaron en conejos de Nueva Zelanda implantes CpTi grado III con superficie mecanizada, con tratamiento de grabado ácido, de granallado y anodizados, a fin de estudiar in vivo cómo la rugosidad de superficie y las tensiones residuales influían no sólo en la consecución de una osteointegración mayor y temprana, sino también, en las propiedades mecánicas del biomaterial. Efectivamente, en los análisis tras un período de 4 a 10 semanas, aquellos con tratamiento de granallado presentaron los mejores valores de formación ósea periimplantaria, una unión mecánica más firme hueso-implante y mejor comportamiento a fatiga. Es difícil determinar, no obstante, si estos niveles superiores de formación ósea en los rugosos, tuvo lugar como resultado de la influencia de la propia rugosidad en el trofismo de las células óseas o en las tensiones residuales diferentes.

En la misma línea, Pereira et al.⁽¹³²⁾ comprobaron in vitro la influencia de las tensiones residuales de compresión en las superficies de los implantes de titanio en la respuesta biológica. Para ello, emplearon cuatro tipos de superficies. Las dos primeras eran mecanizadas, pero una de ellas presentaba tensiones residuales compresivas y la otra no. Lo mismo hicieron para las dos muestras con tratamiento de granallado. Utilizaron CpTi grado III y la misma metodología que en esta investigación para la medición de las tensiones residuales y la rugosidad de superficie (Tabla 25). Comprobaron que en aquéllas con tensiones residuales de compresión (mecanizada y rugosa) existía una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a las células osteoblásticas adheridas a

la superficie y también, en la mayor actividad de la fosfatasa alcalina. A su vez, en las superficies con tensiones residuales aumentaba su hidrofilia, la energía de superficie y el componente polar, lo que supone una mayor adsorción de proteínas sanguíneas del coágulo, tras la inserción del biomaterial.

Superficie	Tensión residual (MPa)	Rugosidad de superficie (Sa) (µm)
Mecanizada	-10±2	0,21±0,02
Mecanizada con tensiones residuales	-189±20	0,24±0,10
Rugosa (granallado)	-8±3	2,04±0,15
Rugosa con tensiones residuales	-201±12	1,99±0,18

Tabla 25. Valores de tensión residual (MPa) y rugosidad de superficie (Sa: µm) para las cuatro muestras a estudios (Pereira et al. 2024) ⁽¹³²⁾.

Por otro lado, confirmaron que la rugosidad supera a las tensiones residuales en su relevancia frente a la osteointegración. Así, tanto la proliferación de osteoblastos como la mineralización era superior en las muestras rugosas sin tensión residual que en aquellas mecanizadas con tensión residual compresiva. En esta línea, Pieuchot et al.⁽²⁷⁵⁾ determinaron que las células se pueden adaptar a la curvatura de la superficie a escala celular, eligiendo preferentemente las partes cóncavas. A esta capacidad de las células para su disposición específica lo denominaron “*Curvotaxis*”.

A pesar de los beneficios biológicos y mecánicos que pueda conllevar la existencia de tensiones residuales de compresión, la clave en un implante híbrido sería la falta de homogeneidad de las mismas. Y el área crítica sería la interfase, donde convergen ambas superficies con sus tensiones residuales propias y casi, antagónicas. La heterogeneidad de tensiones tan acusada entre ambas superficies provoca una distribución no homogénea de las tensiones residuales, que conlleva a un comportamiento a fatiga inferior de dichos implantes, mayor riesgo de aparición de grietas y de corrosión y al colapso del material en última instancia.

En esta línea, Robles et al.⁽¹⁶⁾ compararon in vitro el potencial de corrosión de los implantes con superficie mecanizada, rugosa e híbridos, mediante ensayos potenciodinámicos y potencioestáticos. Los implantes con menor resistencia estadísticamente significativa a la corrosión fueron los de superficie híbrida, debido a la gran diferencia de tensión residual entre ambas superficies. En la interfase de ambas superficies, donde confluyen, es donde existe el mayor potencial de corrosión.

A su vez, esta corrosión genera picaduras en la interfase de ambas superficies que actúan como concentradores de tensión, empeorando su comportamiento a fatiga (Figura 83)⁽¹⁶⁾. Aparece, entonces, el fenómeno de fatiga por corrosión. Es

decir, existe una acción sinérgica y simultánea entre la corrosión, de causa electroquímica, y la fatiga, de origen mecánico por tensiones cíclicas⁽²⁵⁰⁾. Ante la aplicación de cargas cíclicas, el implante híbrido presenta peor comportamiento mecánico ya que su resistencia es mucho menor que los efectos lesivos e independientes de la fatiga y de la corrosión. La menor resistencia a la corrosión aumenta, por un lado, la fragilidad del implante, haciéndolo más propenso a la iniciación de grietas por fatiga y, por otro, incrementa el índice de crecimiento de la misma. El resultado de la acción conjunta de corrosión y fatiga es una fractura frágil⁽¹¹⁸⁾.

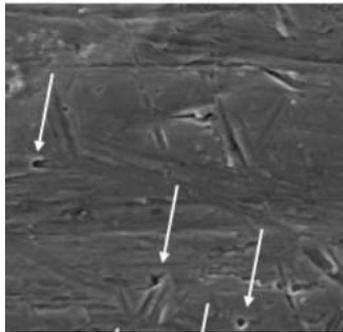


Figura 83. Picaduras por corrosión en la interfase de los implantes híbridos ⁽¹⁶⁾.

Papakyriacou et al.⁽¹¹⁸⁾ estudiaron in vitro la respuesta a cargas cíclicas del CpTi con distintos tratamientos de superficie (mecanizado, granallado y shot-peening) en un medio corrosivo y en otro que no lo era. Para ello, simulaban una infección en la cavidad oral, introduciendo en suero salino ácido láctico para obtener un pH de 5. Comprobaron que los implantes de superficie mecanizada tenían un comportamiento a fatiga inferior al resto en un ambiente no corrosivo. Las tensiones residuales de compresión introducidas con el granallado y shot-peening disminuyen la magnitud de la tensión recibida. En los tres casos a estudio, los resultados en un ambiente corrosivo confirmaron una disminución de los límites de resistencia y curvas S-N. Sin embargo, en las muestras con tensión residual el comportamiento a fatiga no experimentó un empeoramiento significativo. Este hecho supone que las tensiones residuales de compresión, no sólo protegen de los efectos negativos de las cargas cíclicas, sino que, también, tienden a contrarrestar las consecuencias nocivas de la corrosión. Por lo tanto, el comportamiento mecánico del biomaterial ante cargas cíclicas en un ambiente oral corrosivo, va a depender de su tratamiento de superficie.

Gil et al.⁽²⁷⁹⁾ estudiaron in vitro el efecto de fractura por fatiga y corrosión ocasionado por la adhesión bacteriana en la superficie de los implantes. Evaluaron la resistencia a la flexión y la vida a fatiga de implantes de titanio grado III con superficie mecanizada antes y después de la colonización por *Streptococcus sanguinis* y *Lactobacillus salivarius* durante un período de 1 a 3 meses. Determinaron que la presencia de estas bacterias ocasionaba una corrosión electroquímica por la que, gracias a la presencia de agua, existía un intercambio de electrones (azufre y ácidos de Tiamina) entre la superficie de

Titanio y las bacterias. La corrosión generaba pittings en la superficie con forma de V, que actuaban como concentradores de tensión. Además, los niveles de Hidrógeno en la superficie del implante se iban acrecentando por efecto de la corrosión, formándose hidruros de titanio y sulfuro de hidrógeno. Como consecuencia, el comportamiento mecánico de las muestras se iba reduciendo, hasta un 7% la resistencia a la flexión y un 15% la vida a fatiga a los 3 meses. Este hecho, confirma la acumulación de daño propia del comportamiento a fatiga.

5.1.3. Comportamiento mecánico

5.1.3.1. Resistencia a la flexión

Los materiales se caracterizan por su composición química, microestructura y comportamiento mecánico que influyen en su resistencia a la tracción, límite elástico y módulo de Young ^(93,251). Para objetivar las propiedades mecánicas de un material primero se han de realizar ensayos de tracción estandarizada, que determinan la fuerza máxima soportada por la muestra a estudio⁽⁵²⁾. Los resultados con pruebas estáticas se han de complementar con ensayos de fatiga, ya que son las cargas cíclicas y dinámicas las que más comprometen la estructura del implante^(78,178).

La Norma ASTM F 382-99 (Standard Specification and Test Method for Metallic bone plates) rige las pruebas de flexión a realizar. La resistencia a la flexión mide la carga máxima que se puede aplicar a un material antes de que se produzca la falla.

El titanio y sus aleaciones presentan una deformación elástica y plástica antes de la fractura. Una vez nucleada la grieta de fractura, ésta avanza y el material se deforma elásticamente, liberando la energía que tiene almacenada y aumentando su energía superficial. El fallo elástico acontece cuando la energía de distorsión elástica de un material dúctil supera un determinado valor. A su vez, sufre cierto grado de deformación plástica, que reduce la progresión de la grieta⁽⁹³⁾. En los implantes de superficie rugosa, la proyección de partículas de alúmina con el granallado provoca una tensión plástica local, que se traduce en una resistencia a flexión significativamente superior respecto de los otros dos grupos de implantes, ya que permite mayor grado de deformación del material antes de la falla (490 MPa). De nuevo, los implantes de superficie híbrida son los que presentan la menor resistencia a la flexión a consecuencia de las deformaciones plásticas no homogéneas existentes por el hecho de compartir dos superficies tan dispares (418 MPa).

Rohr et al.⁽²⁵²⁾ confirmaron la influencia de las tensiones residuales en la resistencia a la flexión y dureza en implantes de Zirconia (3Y-TZP). Dividieron las muestras en cinco grupos, según el tratamiento de superficie y térmico aplicados

(superficie pulida, superficie pulida con tratamiento térmico a 1250°C durante 1 hora, superficie mecanizada, superficie mecanizada con igual tratamiento térmico y superficie con tratamiento de granallado y térmico, 1250°C/1 hora). La modificación de la superficie ocasionada por el pulido con discos de diamante introdujo tensiones residuales en las muestras que aumentó los valores de resistencia a la flexión y microdureza respecto del resto de las muestras.

5.1.3.2. Comportamiento a fatiga

En este estudio in vitro se comparó el comportamiento a fatiga de tres tipos de implantes con distintas superficies, siendo el resto de condiciones iguales. Se determinó la curva S-N (curva de Whöler) donde se demuestra el mejor comportamiento de los implantes con superficie rugosa. De nuevo, las tensiones residuales compresivas de estos implantes condicionan la propagación subcrítica de la grieta, contrarrestando el efecto de la carga cíclica. Además, la grieta no se inicia en la superficie como en los otros dos grupos a estudio, sino en la subsuperficie, hecho que dificulta la nucleación de la misma^(88,29,161-163). El grabado ácido posterior al tratamiento de granallado en los implantes rugosos SLA elimina las posibles partículas de alúmina adheridas a la superficie. Estas pequeñas trazas podrían actuar como concentradores de tensión, disminuyendo su comportamiento a fatiga^(3,135).

Los implantes de superficie híbrida son los que peor rendimiento a fatiga presentan. Las grietas comienzan en la superficie del mismo, por lo que su nucleación es más rápida y el 100% de las mismas se inicia en la interfase de las dos superficies. Se confirma la influencia de la diferencia de tensión residual entre las dos superficies coexistentes en los implantes híbridos, en su empeoramiento del compartamiento mecánico. Además, en estudios anteriores se ha comprobado un mayor potencial de corrosión y degradación química en la interfase con la consecuente aparición de microcavidades que actúan como concentradores de tensión⁽¹⁶⁾.

Es en la interfase de las dos superficies, área en la que convergen, donde existe mayor concentración de tensiones y mayor exacerbación de las tensiones residuales. Las tensiones residuales son siempre un perfil, es decir, si en un punto existe un tensión residual de compresión, en otro habrá de tracción. Esto acarrea una distribución no homogénea de las tensiones residuales con deformaciones plásticas no uniformes, especialmente en la interfase. Las grietas por fatiga se inician y nuclean en las áreas con mayor deformación, con una respuesta asimétrica en la interfase, propagándose después, bajo la tensión de las cargas cíclicas, a través del material hasta la rotura final^(120,253).

Los implantes de superficie mecanizada presentan un rendimiento a fatiga intermedio, entre los otros dos grupos. Las grietas se inician en la superficie y su tensión residual compresiva es mínima, por lo que se confirma que los

tratamientos de superficie sí condicionan el comportamiento a fatiga en la fase de iniciación de la grieta. Además, al existir una distribución homogénea de las tensiones residuales en toda la probeta su rendimiento a fatiga es superior a los de superficie híbrida.

Gracias a la fractografía se puede realizar un estudio del origen, dirección y causa de las grietas. En las Figuras 84 y 85 se observa con un microscopio electrónico de barrido (SEM) cómo las grietas se localizan en la superficie de los implantes mecanizados e híbridos (las dos primeras imágenes) y como en los rugosos comienzan alejados de la misma, gracias a las microcavidades generadas por el chorreado de partículas de alúmina, que relegan la iniciación de la grieta por debajo de su superficie, contrarrestando así su nucleación.

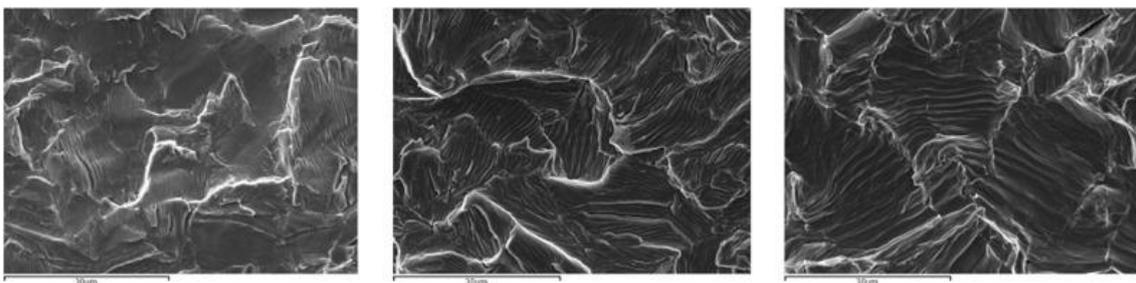


Figura 84. Marcas de playa. Izquierda: implantes mecanizados. Centro: implantes híbridos. Derecha: implantes rugosos.

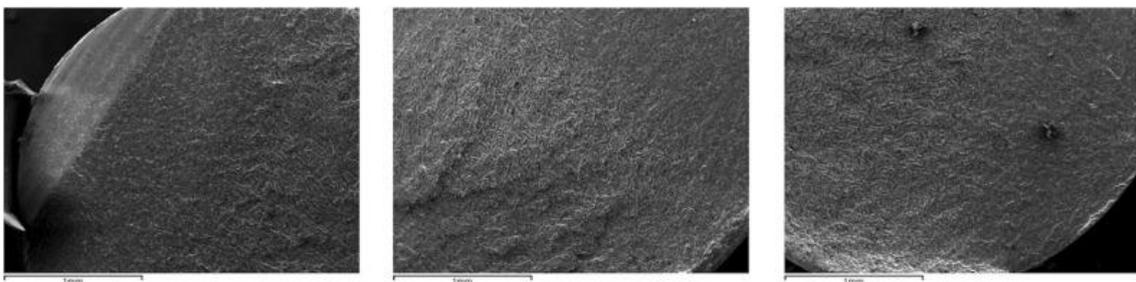


Figura 85. Iniciación de la grieta. Izquierda: implantes mecanizados. Centro: implantes híbridos. Derecha: implantes rugosos.

Aragoneses et al.⁽¹³⁶⁾ compararon in vivo el comportamiento a fatiga de los implantes de Zirconio con los del titanio grado IV con tratamiento SLA y mecanizados. Evaluaron la rugosidad de superficie, la tensión residual y el comportamiento a fatiga de cada uno de los grupos. De nuevo, las tensiones residuales estadísticamente superiores de la superficie SLA (-440,9 MPa) condicionaron, no sólo el mejor comportamiento a fatiga, sino también, un aumento del BIC. Los implantes de Zirconia-2.5Y-TZP presentaron el peor comportamiento a fatiga respecto de los otros dos grupos, al tener el menor valor de tensiones residuales compresivas (-190,3 MPa). Se confirma, así, la influencia de las tensiones residuales no sólo en el comportamiento biomecánico

de los implantes de titanio, sino también, en la osteointegración más firme y temprana que alcanzan.

De igual manera, Gil et al.⁽²³³⁾ compararon, in vitro, los mismos valores en implantes de Titanio grado III mecanizados, con tratamiento de granallado y con tratamiento de granallado seguido de un tratamiento termo-químico para obtener un recubrimiento de apatita. Los valores de rugosidad (Sa) eran muy similares en los dos últimos grupos y muy superiores a los de la superficie mecanizada, gracias a la proyección de partículas de alúmina. Sin embargo, el tratamiento de granallado generó una tensión residual estadísticamente superior al resto (-220 MPa frente a los -77,2 de los mecanizados y -12,1 con la capa de apatita). Irremediablemente esta discrepancia conllevó un mejor comportamiento a fatiga de los implantes con tratamiento de granallado y a un descenso de un 10% en los que presentaron el tratamiento termoquímico.

Las pruebas de fatiga realizadas en este estudio son deterministas. Hoy en día, estos ensayos siguen siendo considerados como un método científico fiable, acertado y reproducible para el estudio del comportamiento mecánico de un material ante cargas cíclicas. Por otro lado, autores como Trueba et al.⁽⁵³⁾ estudiaron el comportamiento a fatiga en implantes porosos con un test de fatiga convencional (curva S-N) y de fatiga acumulada. Para realizar este último fueron aumentando la carga aplicada un 10% cada 50.000 ciclos, siendo el resto de parámetros idénticos. Tal y como se ha descrito, en la fatiga existe un daño acumulado, no necesariamente lineal. Además, una característica de la fatiga es su dispersión. Por ello, es conveniente su estudio con los test convencionales, deterministas, pero también, con test de fatiga acumulativa⁽²⁵⁴⁾. De hecho, los resultados obtenidos con cada tipo de prueba fueron diferentes, ya que en las pruebas deterministas el daño por fatiga es la suma del daño causado en cada ciclo de carga única. En contrapartida, en las pruebas de fatiga acumulativa, el valor máximo de tensión obtenido hasta el fallo depende del daño acumulado en las secuencias anteriores, que son diferentes a los ciclos idénticos de cargas inferiores.

Además, las pruebas de comportamiento a fatiga muestran “el peor escenario posible” según la norma ISO 14801. Los resultados conseguidos pueden no correlacionarse exactamente con los estudios clínicos al variar las condiciones oclusales, ferulización de los implantes, etc⁽¹⁵⁾. De hecho, Martínez-Mondragón et al.⁽⁸⁾ en su estudio in vitro determinaron que los implantes de titanio sí fallarían por fatiga según el criterio de Goodman (tracción-tracción), pero no lo harían bajo cargas de compresión-compresión (negativas). Actualmente, para poder extrapolar los resultados del comportamiento a fatiga al análisis de elementos finitos, se aconseja emplear, en lugar de los criterios de fatiga tradicionales (Goodman, Gerber o Soderberg), otros indicadores mecánicos, como la densidad de energía de deformación, ya que representan mejor la remodelación ósea de la interfase hueso-implante⁽⁵⁷⁾.

Terrats et al.⁽⁷⁶⁾ investigaron si existían diferencias en la resistencia de implantes estrechos (diámetro inferior a 3,0 mm) y regulares (4,0 mm de diámetro) ante cargas cíclicas y estáticas, al ferulizarlos o en solitario como implantes unitarios. Para ello, realizaron 5 grupos. El primero eran implantes estrechos unitarios. El segundo, implantes de plataforma regular unitarios. En el tercer grupo ferulizaron dos implantes estrechos, en el cuarto grupo, dos implantes regulares y en el quinto, un implante estrecho a uno regular. Comprobaron que al disminuir el diámetro del biomaterial, se reducía su comportamiento a fatiga y su resistencia a cargas estáticas. Sin embargo, al ferulizarlos había una mejora estadísticamente significativa en ambas situaciones de carga. Tanto es así, que entre el grupo 1 y 3 (implantes estrechos unitarios y ferulizados) la resistencia a fatiga era cuatro veces superior y, al comparar el grupo 1 con el quinto, la mejora suponía un incremento del 16%. Este hecho, debería tenerse en cuenta si se emplean implantes de superficie híbrida. Al ferulizarlos, disminuiría el riesgo de fallo por fatiga que presentan.

La fractura de los implantes, aunque es una complicación bastante infrecuente, supone el fracaso de la rehabilitación implantológica^(117,255). Normalmente suceden tardíamente, a partir del séptimo año de carga, por lo que se hace difícil encontrar estudios clínicos con tanto tiempo de seguimiento y con empleo de parámetros comparables. Sánchez-Acedo et al ⁽²⁵⁵⁾ realizaron un seguimiento durante 10 años a 23 pacientes. Aunque emplearon tres tipos de marcas de implantes diferentes, sí registraron datos comunes a todas a ellas. De los 33 implantes fracturados, el 52% de los casos fueron en pacientes bruxistas, en el 63% hubo aflojamiento o rotura previa de los tornillos de fijación protésicos y el 75% de los implantes fracturados presentaron reabsorción ósea en la región crestal. Los implantes fracturados (23 de los 33) fueron mayoritariamente los colocados en la mandíbula (zona de premolares y molares) y 26 implantes se rompieron entre el segundo y quinto año de carga funcional.

En los implantes dentales el 90% de la vida a fatiga corresponde a la fase de iniciación de la grieta. En esta fase no se detecta ningún signo de su nucleación, hasta que sucede la catastrófica rotura final. Además, los implantes están sometidos continuamente a cargas cíclicas (el paciente mastica, rechina, aprieta los dientes, etc) cuya intensidad, frecuencia, rango, multiaxialidad y el medio ambiente oral donde suceden no se pueden controlar. Lo que sí se puede reducir la heterogeneidad de las tensiones residuales en los implantes híbridos mediante un tratamiento térmico, que es lo que se propone en esta investigación experimental. Al equilibrar las tensiones residuales en los implantes de superficie híbrida se consigue mejorar su comportamiento a fatiga, la resistencia a la corrosión, la fatiga por corrosión y, en última instancia, alargar el tiempo de vida útil del implante.

5.1.4. Análisis de elementos finitos

Como era de esperar y, confirmando los resultados de los test de fatiga tradicionales, los implantes de superficie mecanizada y, por lo tanto, la primera superficie coronal de los implantes híbridos, presentan los valores más bajos de distribución de tensiones y de microdeformaciones en el hueso cortical (Figura 86). Los implantes de superficie rugosa tienen en el hueso cortical inferior los valores más elevados. Autores como Bahrami et al. defienden que un leve aumento en las tensiones transmitidas al hueso trabecular mandibular estimula la adaptación/ aposición ósea⁽⁸⁸⁾. Se constata así, que la condición de superficie del implante (rugosidad y tensión residual) afecta a la distribución de tensiones y las microdeformaciones posteriores. En la porción mecanizada del implante híbrido existe mayor probabilidad de reabsorción del hueso cortical, según las teorías de Frost, por la escasa transmisión de tensiones. Las superficies mecanizadas presentan un componente inherente de desunión, una falta de acople mecánico con el tejido óseo circundante, que provoca una menor distribución de tensión y en última instancia, una reabsorción ósea^(8,86,177). Además, en el análisis de elementos finitos se puede observar como la tensión máxima transmitida varía linealmente según la posición del hueso circundante por lo que, de nuevo, la interfase entre ambas superficies vuelve a ser la que tiene mayor probabilidad de fallo.

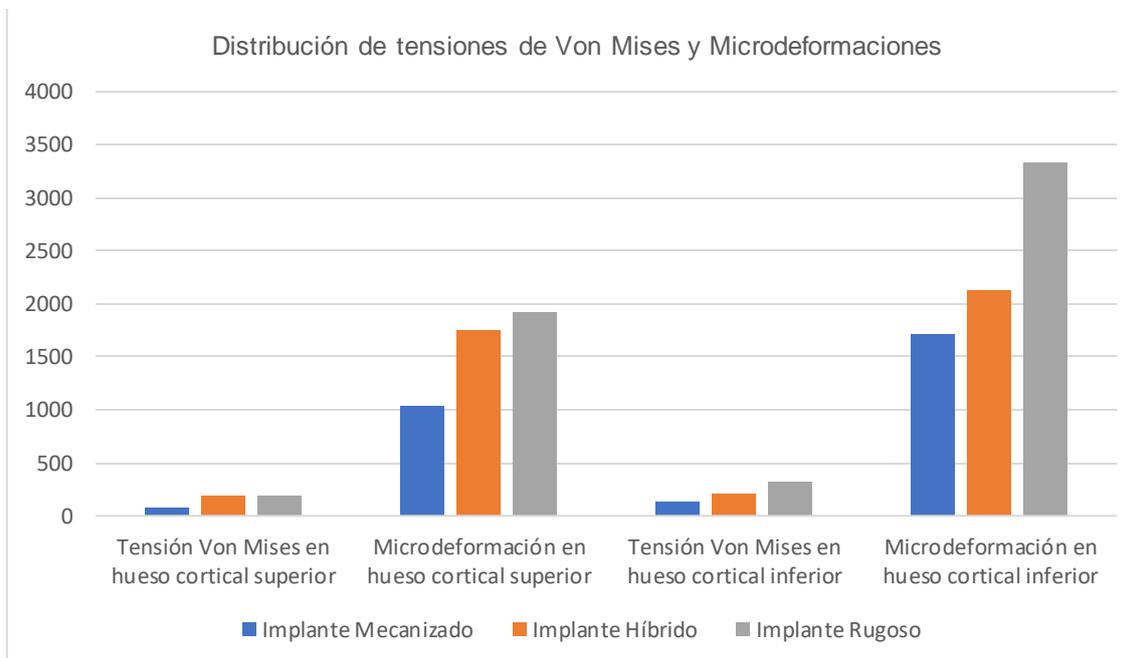


Figura 86. Distribución de tensión de Von Mises (MPa) y microdeformaciones (mm/mm) en los tres tipos de implantes y en hueso cortical superior e inferior.

Una limitación a la hora de establecer las condiciones de contorno para el análisis de elementos finitos es la consideración de todos los elementos como isotrópicos, esto es, que su composición es igual en toda su estructura. Según lo anteriormente descrito, el hueso trabecular presenta cierto grado de anisotropía al igual que los implantes de superficie mecanizada^(51,242,256-258). Aunque esta consideración está respaldada por la literatura científica, existen autores que apoyan la importancia de considerarlos anisótropos⁽²⁵⁹⁾. O'Mahony et al. y Shen et al.⁽⁷¹⁾ demostraron que las tensiones en el hueso cortical eran superiores al considerar su anisotropía. Martínez-Mondragón et al.⁽⁸⁾ en su análisis de elementos finitos, consideraron al hueso ortotrópico, es decir, con mejores propiedades mecánicas al aplicar la carga en el eje longitudinal.

Por lo tanto, una dificultad a la hora de realizar un análisis de elementos finitos es no solo, que se requiere experiencia para poder analizar los resultados los obtenidos. Si no que, además, dicho resultados dependen de la definición del modelo realizado y de la correcta recopilación de los datos^(180,182).

Con todas las pruebas realizadas y contando con las limitaciones inherentes de este estudio in vitro, se podría afirmar que la gran diferencia de tensión residual existente entre las dos superficies que conforman los implantes híbridos determina que la interfase entre ambas sea su punto más débil. Es el área donde existe mayor potencial de corrosión, mayor probabilidad de fallo por fatiga y menor resistencia mecánica.

No obstante, queremos destacar que la innovación que aporta este estudio es el de haber podido modelizar las propiedades mecánicas de los implantes de forma más exacta, puesto que no sólo se han considerado sus propiedades elásticas (módulo de Young y coeficiente de Poisson), como es habitual en este tipo de análisis, sino que, además, se han tenido en cuenta sus tensiones residuales de compresión, para los diferentes implantes con distintas superficies a estudio. Confiamos en que esta aportación pueda ser considerada en estudios futuros para promover la obtención de resultados más precisos, en este tipo de análisis matemáticos.

5.2. Discusión de los resultados del segundo ensayo: tratamiento térmico de homogeneización de tensiones

Una vez constatada la fuerte repercusión de la heterogeneidad de las tensiones residuales en el comportamiento mecánico de los implantes de superficie híbrida, se estableció el propósito de encontrar un tratamiento para relajarlas y mejorar así, sus propiedades.

A este respecto, en el presente estudio experimental in vitro se propuso realizar un tratamiento térmico de recocido. Este método se usa ampliamente en metalurgia para aliviar las tensiones residuales de los materiales. Está respaldado también por la literatura científica. Numerosos autores han

comprobado que sí tenía un efecto positivo en el Ti-6Al-4V fabricado con función selectiva por láser^(244,260). Sin embargo, autores como Vilardell et al. determinaron que este tratamiento térmico empeoraba su comportamiento a fatiga por el mayor engrosamiento del grano, que provocaba un aumento en la velocidad de propagación de la grieta.

Por este motivo, se hace necesario determinar no sólo la temperatura a alcanzar que alivie la heterogeneidad de las tensiones residuales, sino también la microestructura resultante, ya que condicionará las propiedades mecánicas. Así mismo, se consideró necesario repetir los test de fatiga tradicionales y el análisis de elementos finitos para corroborar que el tratamiento térmico, en verdad, mejora el comportamiento mecánico de los implantes híbridos. También, se hubo de valorar la resistencia a la corrosión tras el tratamiento de recocido. Como último punto, resultó necesario comparar las propiedades mecánicas de los implantes híbridos térmicamente tratados con los de superficie rugosa.

5.2.1. Tratamiento térmico de recocido

El tratamiento térmico de recocido consiste en someter a las probetas a altas temperaturas dentro de un horno con atmósfera protegida de argón para evitar la oxidación del titanio. Es importante determinar la temperatura a alcanzar, su tiempo de mantenimiento y el método de enfriamiento ya que todas estas variables condicionan la microestructura resultante. La temperatura a alcanzar será la temperatura más baja que consiga aliviar las tensiones residuales. Dependerá del tipo de aleación, su microestructura y de los elementos intersticiales que contenga. Por lo tanto, los parámetros del tratamiento de recocido varían en función del resultado a alcanzar y del material a estudio.

Así, en las aleaciones $\alpha+\beta$ se aconseja calentar las muestras a una temperatura inferior a la β Transus, ya que el superarla conlleva mayor desestabilización de la fase α , que es la que condiciona su comportamiento mecánico⁽²²¹⁾. Se consiguen, así, granos equiaxiales finos que mejoran tanto la fuerza como la ductilidad del material. Después del tiempo de mantenimiento de la temperatura y del enfriamiento posterior a temperatura ambiente, es de gran utilidad realizar un tratamiento de envejecimiento a temperaturas entre 400-600°C para aumentar la cantidad de fase β y su estabilidad⁽²¹⁹⁾. Hu et al ⁽²⁶¹⁾ constataron que, si la temperatura de recocido supera la β Transus, se forman granos β grandes que disminuyen la ductilidad del material. Tras el enfriamiento posterior, si la aleación contiene pocos elementos β estabilizantes, la fase β metaestable no se retiene y dichos granos grandes se transforman en α' martensita.

En esta línea, Haar et al.⁽²⁶²⁾ propusieron someter al Ti-6Al-4V a un tratamiento térmico a bajas temperaturas para aliviar las tensiones residuales y transformar la microestructura. Comprobaron que, a temperaturas a partir de 560° C, conseguían aliviar el 90% de la tensión residual. La transformación de fase de la

microestructura comenzaba a temperaturas relativamente bajas, con la descomposición de la α' martensita en fase $\alpha+\beta$. El Vanadio se difundía lentamente en la fase β y el Aluminio en la fase α . Sin embargo, una parte de la fase α quedaba sin transformar, lo que provocó peor comportamiento mecánico. Cuanto más se aumente la temperatura alcanzada, mayor será la transformación de fase α resultante. Germain et al. ⁽²⁶³⁾ confirmaron que a 600°C durante 2 horas consiguieron aliviar el 100% de las tensiones residuales. A partir de los 480°C se producía el cambio en la microestructura, por descomposición de la α' martensita dentro de las lamelas de la fase $\alpha+\beta$ ⁽²⁶³⁾. En el rango de temperaturas elegidas constataron que sí se conseguía aliviar la tensión residual (desde los 370°C) aunque el cambio de microestructura no era demasiado contundente. En todos los casos, a temperaturas de 800°C durante dos horas, la resistencia a la corrosión del Ti-6Al-4V aumentaba significativamente ⁽²⁶⁴⁾. En contrapartida, Li et al. determinaron que a temperaturas de 950°C se conseguía aumentar la fuerza de las probetas y su comportamiento a fatiga ⁽²⁶¹⁾.

La microestructura del titanio comercialmente puro está formada sólo por fase α . Si se supera la temperatura β transus ($882\pm 2^\circ$), la fase α se transforma en fase β Metaestable con formación martensita hexagonal α' . Autores como Farabi et al. y Kao et al. emplearon la temperatura de 1000°C para incrementar in vitro la dureza y las propiedades mecánicas del CpTi ⁽²⁶⁵⁾. De la misma manera, Catherine et al. ⁽²⁶⁶⁾ confirmaron que a 900°C mejoraba la ductilidad y la resistencia a la tracción. Sin embargo, Uematsu et al. ⁽²⁶⁵⁾ comprobaron el empeoramiento del comportamiento a fatiga tras un tratamiento de recocido a temperatura de 1000°C. Igualmente, Mpumlwana et al. ⁽²²³⁾ confirmaron que con una temperatura de 900°C se reducía la resistencia a la tracción.

Por otro lado, Li et al. ⁽²²⁰⁾ aplicaron temperaturas en el intervalo de 490 a 890°C al titanio comercialmente puro grado II. Constataron que, al aumentar la temperatura dentro de ese rango, se reducía la tensión residual y el riesgo de fractura. Sin embargo, empeoraba la resistencia a la tracción. A partir de 590°C comenzaba el crecimiento de granos cristalinos, siendo al alcanzar 890°C, cuando el tamaño de grano era inferior. Determinaron que las temperaturas entre 690-790°C eran las más adecuadas, ya que se aliviaba la tensión residual sin detrimento de las propiedades mecánicas ⁽²²⁰⁾. Por ello, la temperatura elegida en nuestro ensayo (800°C) es inferior a la β Transus, ya que se requiere únicamente equilibrar las tensiones residuales sin provocar un detrimento de las propiedades mecánicas. Zheng et al. ⁽²²³⁾ comprobaron en láminas de CpTi que cuanto mayor sea la temperatura del tratamiento térmico, mayor será el tamaño de granos y, por lo tanto, menor resistencia a la tracción de las muestras a estudio.

La elección del tiempo de mantenimiento más adecuado depende de la microdureza resultante. Cuanto más se conserve la temperatura de recocido, existirá un detrimento de las propiedades mecánicas por el aumento del tamaño de grano y del derivado movimiento de las dislocaciones. El aumento de la temperatura y de su tiempo de mantenimiento conlleva una disminución de la plasticidad de las muestras y un consecuente incremento del riesgo de

fractura⁽²³⁴⁾. Es el efecto de “ablandamiento térmico” (*Thermal softening*). Siguiendo la relación de Hall-Petch, cuanto más aumente el tamaño de grano, peores propiedades mecánicas y menor resistencia a la corrosión presentará el material policristalino^(267,268). De este modo, Uematsu et al ⁽²⁶⁵⁾ confirmaron que tras una temperatura de 1000°C a mayor tiempo de mantenimiento, peor comportamiento a fatiga a causa de los granos α no transformados. Igualmente, Mpumlwana et al ⁽²²³⁾ observaron el aumento en el número de dislocaciones, bandas de deslizamiento y subgranos al incrementar el tiempo de mantenimiento de 30 a 90 minutos.

Si se emplean temperaturas bajas (480°C – 595°C) en el Titanio comercialmente puro, se aconsejan tiempos de mantenimiento largos (hasta 4 horas) para el alivio de tensiones residuales y enfriamiento lento (aire) ⁽²⁶⁹⁾. Así, Michalcová et al ⁽²⁷⁰⁾ comprobaron que a 425°C/ 1 hora de mantenimiento se relajaban las tensiones residuales internas. Si mantenían dicha temperatura durante 3 horas el tamaño de grano se conservaba y se eliminaban las tensiones, por lo que fue el de elección. A 525°C durante una hora, el engrosamiento de grano aumentaba significativamente, con el consecuente detrimento de las propiedades mecánicas. Por lo tanto, cuanto mayor sea la temperatura del recocido, menor tiempo se ha de mantener. Además, en nuestro ensayo se ha empleado un enfriamiento rápido en agua a 20°C para no introducir tensiones residuales y evitar un excesivo crecimiento de grano ^(271,272).

En esta investigación, al disminuir las tensiones residuales de las muestras, se produce una merma en su dureza. Por este motivo, se consideró el tiempo de mantenimiento de 30 minutos como el más adecuado. Al homogeneizar las tensiones residuales, la mayor dureza que proporcionan las tensiones compresivas de la superficie con tratamiento de granallado desaparece, por lo que se ha de conseguir una dureza similar a la del titanio sin tratamiento. A partir de los 30 minutos la microdureza disminuye respecto del titanio sin tratamiento, por lo que se descartan tiempos de mantenimiento superiores. La dureza y la resistencia a la tracción se emplean para determinar la resistencia a la deformación plástica. Confirmando lo expuesto, Xu et al. probaron un tratamiento de recocido seguido de chorreado de arena en muestras de titanio TA1 sometidas a soldadura⁽²³⁶⁾. Comprobaron que con el tratamiento térmico a 650°C durante 2 horas disminuía el módulo de elasticidad y la resistencia a tracción. Sin embargo, al realizar seguidamente el chorreado mejoraban el refinamiento de grano, generando en la superficie de las muestras estados de alta tensión, aumentando, así la microdureza.

5.2.3.Tensiones residuales

Una vez elegida la temperatura (800°C) y el tiempo de mantenimiento más adecuado (30 minutos) del tratamiento de recocido se ha de comprobar si se ha logrado el equilibrado de las tensiones residuales. Se empleó la misma metodología que en la primera investigación (diffractometría de rayos X), para poder obtener datos comparativos. El recocido sí homogeniza las tensiones residuales en los implantes híbridos. La tensión resultante fue de -20,2 MPa, similar a la obtenida para los implantes de superficie mecanizada.

El alivio de la heterogeneidad de las tensiones residuales supone un mejor comportamiento mecánico y resistencia a la corrosión. Sin embargo, según lo expuesto, las tensiones residuales de compresión mejoran el comportamiento a fatiga de los implantes y su dureza, por lo que los implantes de superficie híbrida, como se reflejará a continuación, presentan peores propiedades mecánicas que los rugosos, a pesar de la mejoría que conlleva el tratamiento térmico de recocido.

Gil et al.⁽¹⁶⁸⁾ realizaron, in vitro, dos tratamientos de recocido al CpTi grado III. Por un lado, sometieron las muestras a una temperatura de 700°C durante dos horas, seguido de un enfriamiento al aire. El segundo grupo recibió un tratamiento de recocido a una temperatura de 1050°C, durante una hora, con temple posterior en agua. La microestructura resultante fue de granos α equiaxiales en el primer caso, y de α martensita acicular en el segundo. Comprobaron que las muestras tratadas con temperaturas inferiores a la β -transus presentaron mejor comportamiento a fatiga, pero mayor reblandecimiento. Posteriormente, a ambos grupos se les practicó un tratamiento de granallado. Al introducir las tensiones residuales de compresión mejoraron tanto el comportamiento a fatiga como su dureza de superficie. Se confirma, por tanto, como la existencia de tensiones residuales de compresión aumenta la tensión de servicio, ya que se hace necesaria la aplicación de una carga de mayor magnitud para poder contrarrestar las tensiones residuales y permitir, así, la propagación de la grieta hasta la rotura final.

5.2.3.Resistencia a la corrosión

Al aplicar una temperatura de 800°C con mantenimiento de 30 minutos no se forman las picaduras en la interfase de las dos superficies de los implantes híbridos, gracias al equilibrado de las tensiones residuales (Figura 87). Este hecho, por sí sólo, conlleva una mejoría en la resistencia a la corrosión. Robles et al. determinaron in vitro que la gran heterogeneidad de tensiones residuales en la interfase de las dos superficies de los implantes híbridos promovía la aparición de las picaduras o pittings⁽¹⁶⁾. Éstas suponen una corrosión no homogénea a lo largo de un área, progresando con distintas velocidades. La

base de la picadura actúa como un ánodo y la superficie, como un cátodo⁽²⁷⁶⁾. En la interfase entre las dos superficies de los implantes híbridos se produce un potencial eléctrico, debido a la diferencia significativa de sus tensiones residuales, generando una celda de concentración. El área rugosa actúa como ánodo (activo) y la mecanizada, como cátodo (pasivo). Como sí se ha conseguido homogeneizar las tensiones residuales en toda la superficie, el proceso electrolítico se frena.

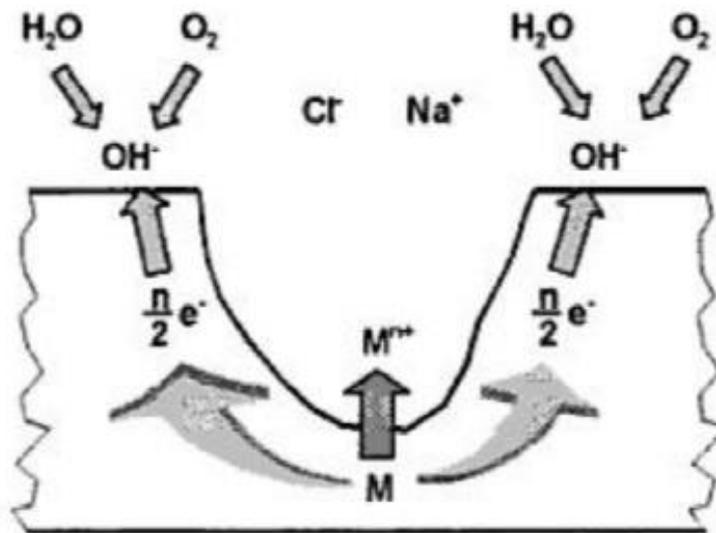


Figura 87. Actividad electrolítica de las picaduras ⁽²⁷⁶⁾.

En esta línea, Camps-Font et al.⁽¹⁵⁾ estudiaron in vitro la resistencia a la corrosión en implantes de Ti-6Al-4V tras un tratamiento de implantoplastia. La variación topográfica que supone pulir sólo las espiras existentes fuera del modelo que representa el lecho óseo, genera una diferencia de tensión residual. Esta heterogeneidad conlleva la aparición de pittings en la interfase entre la superficie rugosa no sometida al tratamiento y la mínimamente rugosa conseguida con la implantoplastia. Así, la resistencia a la corrosión de los implantes tratados fue inferior a los que no lo recibieron. Sugieren, además, el tratamiento de recocido como solución, aunque sería imposible de realizar en un caso real, in vivo, con un biomaterial ya osteointegrado.

Además, Soltis et al.⁽²³⁴⁾ determinaron que en las aleaciones de titanio la formación de la película de pasivación es propensa a nuclearse en los límites de grano. Los límites de grano representan el área entre los granos en contacto. Con el tratamiento térmico, el límite de grano disminuye, al aumentar el tamaño de los granos. Existe una relación entre los límites de grano y la resistencia a la corrosión⁽²⁷⁷⁾.

Las propiedades del límite de grano están influidas por la estructura de los cristales, su composición química, el tratamiento térmico al que se le someta y la fase alotrópica^(218,278). La oxidación es distinta si se produce en el interior de los cristales o en los límites de grano, pudiendo verse aumentada o rebajada⁽²⁶⁷⁾. Ralston propuso que la corriente de corrosión dependía de la longitud del límite de grano y el porcentaje de conducción de la película de óxido, de su densidad. Frecuentemente, los pittings por corrosión electroquímica aparecen en los límites de grano, ya que es donde se acumula la mayor parte de la energía interna del material^(200,279). Al disminuir el límite de grano por el aumento de tamaño de los granos tras el tratamiento de recocido a 800°C, se hace necesaria una intensidad de corriente mayor para generar la corrosión, al existir una mayor compactación de los cristales dejando menos huecos para la difusión electrolítica⁽²⁸⁰⁾. Por ello, también, la resistencia a la corrosión de los implantes de superficie híbrida mejora tras el tratamiento térmico propuesto.

Se han estudiado el potencial de circuito abierto (E_{OCP}), los valores de densidad de corriente (J_{CORR}) y potencial de corrosión (E_{CORR}) para los implantes mecanizados, rugosos, híbridos e híbridos con tratamiento térmico. Los valores para éstos últimos mejoran significativamente, acercándose a los de los implantes mecanizados. Robles et al.⁽¹⁶⁾ comprobaron in vitro que eran los que mejor resistencia a la corrosión presentaban respecto del resto de superficies. El tratamiento de superficie de granallado reduce ligeramente dicha resistencia⁽¹⁴⁸⁾. Se confirman los peores valores de los implantes de superficie híbrida y cómo el tratamiento térmico de recocido es capaz de mejorarlos al equilibrar las tensiones residuales y modificar mínimamente su microestructura.

Ma et al.⁽²⁷⁷⁾ estudiaron la influencia de la velocidad del enfriamiento en la corrosión de muestras gruesas de la aleación AlZnMgCu. La resistencia a la corrosión disminuía cuanto más despacio se producía el enfriamiento. Encontraron, además, mayor número de límites de grano con baja energía (2-15°) corroídos y mayor tasa de límites de granos de alta energía (>15°), cuanto menor era la velocidad de enfriamiento. La corrosión mostró un patrón no uniforme, sino ondulado. Es decir, la profundidad del área corroída variaba según la zona a estudio, en función de la velocidad de temple aplicado. Se confirma, cómo el límite de grano puede actuar como un “muro de contención” contra la corrosión o, al contrario, favorecerla, si no se siguen acertadamente los parámetros del tratamiento térmico (Figura 88).

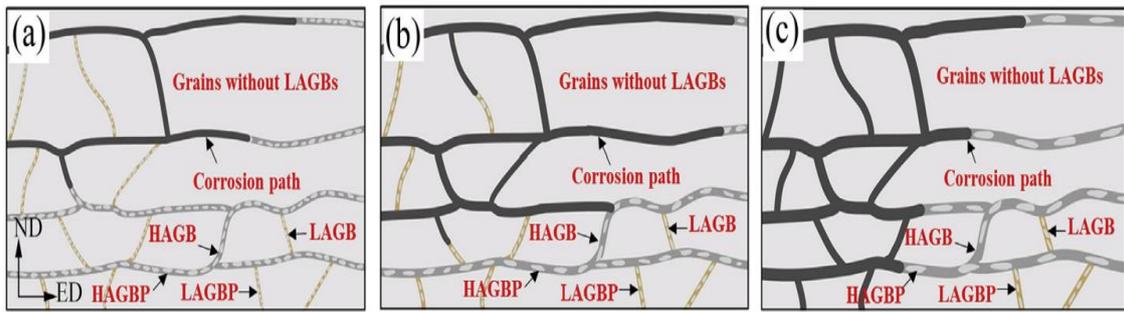


Figura 88. Rutas de propagación de la corrosión en función de la velocidad de enfriamiento. A: alta tasa de enfriamiento, mayor resistencia a la corrosión. B: velocidad de enfriamiento media, con corrosión uniforme, en capas. C: velocidad de enfriamiento baja, aumento de la propagación de la corrosión ⁽²⁷⁷⁾.

Cuando el titanio o sus aleaciones se exponen a un ambiente corrosivo, la película de pasivación (TiO_2) se puede agrietar, liberándose iones de Titanio que interactuarán con los iones de Cl^- . Cuanto mayor sea la adsorción de estos iones de Cloro, aumentará el campo electrolítico a través de la citada película, favoreciendo el incremento de la adsorción de iones agresivos. Se irá reduciendo progresivamente el oxígeno necesario para la repasivación, disolviéndose, finalmente, el titanio ^(285,286).

Este proceso está íntimamente relacionado con la microestructura de las muestras a estudio. De esta forma, Ibrahim et al.⁽²⁸¹⁾ sometieron a la aleación Low Cost β Titanium a dos tratamientos de recocido, ambos seguidos de un envejecimiento a 500°C durante 4 horas. El primer tratamiento de recocido consistió en una temperatura de 650°C durante 30 minutos y el segundo de 750°C durante 30 minutos. En el primer caso, se encontraron una microestructura resultante de granos β equiaxiales con un volumen de fase α del 15% con forma de aguja. Comprobaron que, gracias a la fase α , estas muestras presentaron un aumento de la dureza y de la resistencia de tracción. Sin embargo, fueron las muestras sometidas al segundo tratamiento de recocido las que obtuvieron mejor resistencia a la corrosión. Su microestructura resultante, con menor número de granos α , pero anclados en el límite de grano, frenó la formación de la celda galvánica entre las dos fases. En los dos casos, tras los tratamientos térmicos, se retrasaban los efectos corrosivos ya que, ambas muestras, tendían a pasivarse.

Igualmente, Larvrys et al.⁽²⁴⁴⁾ encontraron la relación entre la microestructura y la resistencia a la corrosión en el Ti-6Al-4V con fabricación aditiva. Este tratamiento confiere al Ti-6Al-4V una microestructura anisotrópica, con regiones asimétricas de fase α' acicular, que reduce su resistencia a la corrosión en un 16% respecto de la misma aleación sin tratamiento. Al aplicar un tratamiento de recocido a 800°C durante 2 horas y enfriamiento posterior a 500°C durante 30 minutos, consiguieron reducir las tensiones residuales y aumentar la resistencia a la corrosión. Se liberó más fase β con las altas temperaturas y se redujo la fase α'

metaestable, con mayor tendencia a la disolución en un ambiente corrosivo. Sin embargo, si aumentaban la temperatura de recocido a 850°C, el tamaño de los cristales se duplicaba, disminuyendo la resistencia a la corrosión. Por lo tanto, se constata la relación existente entre el tratamiento térmico de recocido con la microestructura resultante y las propiedades mecánicas y la resistencia a la corrosión conseguidas.

5.2.5.Comportamiento a fatiga

El tratamiento térmico de recocido mejora el comportamiento de los implantes de superficie híbrida, al equilibrar las tensiones residuales. Aun así, los resultados de nuestro estudio muestran que son los implantes de superficie rugosa los que siguen presentando los mejores valores.

Durante la etapa de iniciación de la grieta se produce la fractura de enlaces atómicos, dando lugar a la formación de dislocaciones. Su constitución está, en parte, determinada por la forma, tamaño y orientación de los granos más superficiales, que son los que sufren más deformación plástica. Los límites de grano actúan como un muro protector contra el crecimiento de la grieta⁽¹⁸³⁾. Si existiese un crecimiento de grano desmedido con el tratamiento térmico, la nucleación y posterior crecimiento de la grieta aumentarían, ya que existe una correspondencia entre su avance y el mayor de tamaño de los cristales.

5.2.5.Análisis de elementos finitos

De nuevo, se realizó un estudio en 3D para determinar la distribución de tensiones de Von Mises tanto en el implante híbrido tratado térmicamente como en el hueso periimplantario, diferenciando entre hueso cortical y trabecular. En el análisis de elementos finitos se confirmó el mejor comportamiento mecánico de dichos implantes cuando se comparaban con los no tratados. Tanto la distribución de Tensiones de Von Mises como las microdeformaciones derivadas aumentaron en el hueso cortical inferior. El éxito a largo plazo de las rehabilitaciones implantológicas depende del mantenimiento del equilibrio de la interfase implante-hueso, siendo la transferencia de cargas crucial en este proceso. Al homogeneizar sensiblemente la distribución de las tensiones a lo largo del cuerpo del implante y del hueso circundante disminuye el riesgo de pérdida ósea y de fallo por fatiga⁽²⁸²⁾. Al eliminar las tensiones residuales en las dos superficies del implante híbrido tras el tratamiento térmico, también desaparecen las existentes en la porción coronal mecanizadas derivadas del proceso de manufacturación. Como resultado, disminuye ligeramente la distribución de esfuerzos al tejido óseo cortical, por lo que serían necesarios más estudios para valorar las implicaciones de esta nueva transmisión, ya que podría

augmentar el efecto de desunión con el hueso periimplantario, favoreciendo la pérdida ósea (Figura 89).

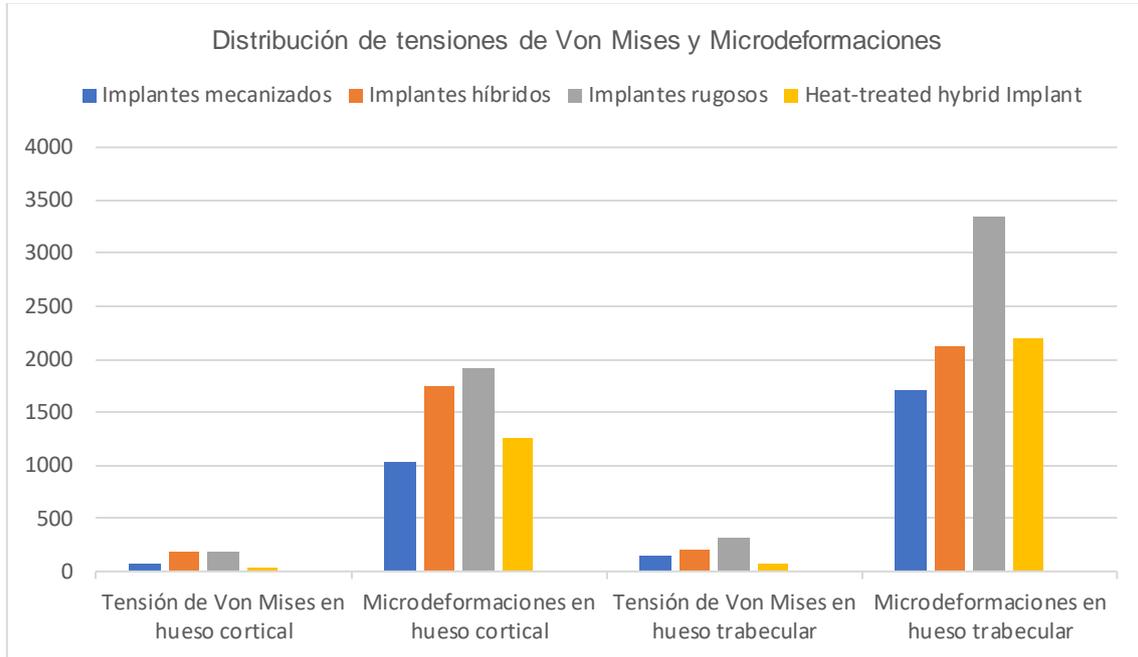


Figura 89. Distribución de tensiones de Von Mises (MPa) y microdeformaciones (mm) para los 4 tipos de implantes a estudio.

Aunque siguen siendo necesarios más estudios clínicos para resolver la relación entre la tensión transmitida y la reabsorción/aposición del tejido óseo periimplantario, sí se ha constatado la protección del hueso cortical atenuando las tensiones transmitidas por el implante dental al hueso trabecular^(283,284). Medina-Gálvez et al. comprobaron con un análisis de elementos finitos con cargas dinámicas⁽²⁸⁵⁾ que el hueso trabecular se comporta como un reductor de tensiones de Von Mises al tener mayor elasticidad que el hueso cortical. Además, al encontrarse protegido por la cortical, la tensión que va a recibir siempre será inferior. Sin embargo, tal como se ha comprobado en la literatura, sí que es adecuado que reciba cierto grado de tensión para una mejor adaptación mecánica⁽⁸⁹⁾.

En el análisis mediante elementos finitos se ha empleado para todos los casos el mismo tipo de carga, elemento protético, diseño geométrico de los implantes, densidad ósea y condiciones de contorno. En los implantes de superficie rugosa existe mayor riesgo de transferencia de tensiones excesivas al hueso cortical, con la consecuente pérdida del tejido óseo alrededor del cuello del implante. Esta situación se puede minimizar empleando un material más elástico, aunque se hacen necesarios más estudios clínicos para determinar su relevancia real^(51,286,287).

Por ello, sería indispensable llevar a cabo estudios in vivo en modelos animales y, posteriormente, clínicos que confirmen los beneficios del tratamiento térmico

de recocido propuesto. Existen condiciones difícilmente extrapolables en esta investigación in vitro. Se ha asumido el 100% de osteointegración, pero si existiera pérdida ósea periimplantaria y se expusieran las primeras espiras del implante, podría verse reducida su vida a fatiga por acción conjunta entre las cargas aplicadas y el fluido intraoral^(3,57). De hecho, en los estudios in vitro, el límite de fatiga del titanio y sus aleaciones se reduce cuando las pruebas se ejecutan en soluciones salinas (simulando la saliva) frente a aquéllas en aire⁽¹⁶⁸⁾. Además, todos los materiales se entienden como isotrópicos y linealmente elásticos. Autores como Wakabayashi⁽²⁸⁸⁾ defienden que no reproducen de manera realista las condiciones intraorales. Van Staden et al.⁽²⁸⁾ midieron in vitro el perfil de tensiones provocado en el hueso cortical y trabecular en el momento de inserción de un implante. Para ello, en las condiciones de contorno para el análisis de elementos finitos, consideraron a los dos tipos de hueso periimplantario como no lineales, ya que al introducir el biomaterial se sobrepasa su límite elástico. A su vez, el análisis de elementos finitos presenta una situación en un momento concreto, no es capaz de cuantificar la acumulación de daño asociada al tiempo de uso⁽¹⁷⁹⁾. Complementariamente, realizar un estudio de elementos finitos dinámico podría aumentar la precisión de los resultados obtenidos^(282,284–286).

6. RELACIÓN COSTE/BENEFICIO

Actualmente, el número de implantes dentales colocados al año aumenta considerablemente. La población cada vez tiene más edad y mayor información sobre salud bucal, por lo que existen más pacientes potenciales. Además, hay que tratar los problemas que sufren los implantes colocados hace años.

Todos los biomateriales deben tener la marca CE y seguir las normas ISO de exigencia mencionadas. Los costes de producción son caros y, sin embargo, en esta investigación se propone aumentarlos, al añadir el tratamiento térmico de recocido. También, se ha de considerar el impacto sobre el medio ambiente, al elevar el consumo energético en el procesamiento propuesto de los implantes de superficie híbrida. Sin el tratamiento térmico, estos implantes son un 15% más caros que los de superficie rugosa convencional.

Entonces, ¿cuál sería el beneficio del tratamiento térmico de recocido? Obviamente, a corto plazo, el económico no es. Como se ha expuesto, los problemas periodontales y, en especial, la periimplantitis, ocurren con mayor frecuencia a partir del quinto año tras la implantación. Los implantes de superficie híbrida respetan las dos interfases más apicales mencionadas, permitiendo una adecuada adaptación de los tejidos blandos y mejorando el sellado epitelial, gracias a su superficie mecanizada coronal. Además, proporcionan una unión con el hueso periimplantario firme en su porción apical, gracias a la superficie rugosa. El riesgo de sufrir problemas biológicos puede ser inferior a los implantes de superficie únicamente rugosa.

Sin embargo, tal como se ha expuesto, presentan peor comportamiento mecánico y mayor riesgo de corrosión que los implantes de superficie única, mecanizada o rugosa. Las complicaciones mecánicas y en especial, la fatiga del material, comienzan más tardíamente y, desgraciadamente, son difícilmente detectables de forma precoz. No existe un método diagnóstico no invasivo para detectar las grietas microscópicas en la superficie del implante. El paciente sigue comiendo, rechinando, apretando los dientes hasta la catastrófica rotura final. La explantación del biomaterial fracturado es altamente compleja, necesitándose incluso, según el caso, técnicas regenerativas del lecho óseo, lo que incrementa los costes, la morbilidad del paciente y el riesgo de lesión de estructuras adyacentes. Con el tratamiento de recocido propuesto, el comportamiento mecánico de los implantes híbridos mejora, la interfase entre las dos superficies deja de ser un área de exacerbación de tensiones y, además, el riesgo de corrosión disminuye, por lo que se aumenta su biocompatibilidad y, en última instancia, su longevidad.

Por ello, sí sería conveniente considerar el tratamiento térmico de recocido como un paso adecuado en el proceso de fabricación de los implantes híbridos. El objetivo no es sólo la satisfacción del paciente portador de la rehabilitación

implantológica, en cuanto a su funcionalidad, longevidad y estética, aunque con expectativas realistas, sino también la del Odontólogo. Con el tratamiento térmico de recocido propuesto se pretende evitar urgencias en consulta tan indeseables como la fractura de un implante, los costes sobrevenidos y la cirugía posterior de reparación del daño, a veces, altamente compleja.

Sería beneficioso continuar con esta línea de investigación, realizando estudios in vivo y clínicos. Así, si el profesional elige los implantes de superficie híbrida como biomaterial de elección, considerar el tratamiento térmico propuesto, podría suponer una opción de mejora de su comportamiento mecánico incrementando, por lo tanto, su vida útil.

7. LIMITACIONES

En esta investigación in vitro se ha empleado CpTi grado III de gran pureza. Los resultados obtenidos pueden resultar complicado de extrapolar a otros tipos de aleaciones de titanio u otros metales.

No se ha contemplado ni la posición del cuello del implante respecto del hueso crestal, ni la existencia de mucosa queratinizada, ni el tipo de material restaurador, tipo de antagonista, uso de un pilar intermedio o diferencias con rehabilitaciones con implantes ferulizados. Estas variables pueden proporcionar datos clínicos distintos. Por ello, aunque la asociación entre la respuesta de los tejidos biológicos y las modificaciones de la topografía de las superficies de implantes y su comportamiento mecánico se ha comprobado en estudios in vitro, in vivo y clínicos, es altamente complicado establecer un único factor responsable en la consecución de un resultado óptimo a largo plazo.

En este estudio se han empleado implantes con un diámetro de 3,5 mm. La distribución de tensiones al hueso periimplantario depende, entre otros, del diámetro del biomaterial. Sería conveniente realizar nuevos estudios in vitro con diámetros inferiores o superiores.

Una de las características de la fatiga es su aleatoriedad, por lo que sería adecuado emplear un tratamiento probabilístico de los datos y no determinista. Aun así, los estudios de fatiga tradicionales representan un método científico idóneo para el estudio del comportamiento mecánico de un material ante cargas cíclicas.

El análisis de elementos finitos depende de un diseño estricto, con la elaboración de un modelo, establecimiento de las condiciones de contorno y carga. Estas variables y las simplificaciones asumidas pueden dar lugar a cierto margen de error en la interpretación de los resultados.

En este estudio se ha utilizado un tratamiento térmico de recocido, seleccionando una temperatura elevada con un enfriamiento rápido, apoyado en la literatura científica. También se puede elegir un tratamiento de recocido con temperaturas más bajas con un mantenimiento largo.

Sería conveniente realizar estudios in vivo con animales y después, clínicos a largo plazo para poder evaluar el comportamiento mecánico de los implantes híbridos y los beneficios del tratamiento de recocido propuesto. Sin embargo, se debe considerar que en un estudio clínico no se puede certificar la existencia de grietas por fatiga sin un método invasivo para los pacientes. Además, si un implante se fractura, su extracción es tan complicada que, muchas veces, el análisis posterior a su explantación se hace casi imposible.

Actualmente, las investigaciones sobre las posibles modificaciones de superficie de los implantes dentales se encaminan hacia implantes de superficie híbrida doblemente rugosos. Esto es, una porción coronal mínimamente rugosa

(nanorrugosidad) y otra, apical con rugosidad moderada (microrrugosidad). Con esta combinación se consigue mayor estabilidad ósea alrededor del cuello del biomaterial, mayor contacto hueso-implante, menor adhesión de biofilm y mayor estabilidad ósea y de los tejidos blandos periimplantarios^(163,289). Se hacen necesarios más estudios clínicos, sobre todo en pacientes con historial de periimplantitis, para comprobar su tasa de supervivencia a largo plazo y estudios in vitro e in vivo para evaluar su comportamiento mecánico.

8. CONCLUSIONES

1. La diferencia de la rugosidad de superficie entre las dos superficies a estudio (mecanizada y rugosa convencional) es estadísticamente significativa.
2. Existe una diferencia estadísticamente significativa entre la tensión residual de la superficie mecanizada y de la rugosa.
3. La interfase entre las dos superficies que conforman los implantes híbridos es donde existe mayor concentración de tensiones.
4. En los implantes de superficie híbrida existe una distribución no homogénea de las deformaciones plásticas locales.
5. Las tensiones residuales deben sumarse a las solicitaciones de carga.
6. Los implantes de superficie híbrida presentaron el peor comportamiento mecánico, con valores inferiores de resistencia a la flexión estadísticamente significativos. Su comportamiento a fatiga también fue inferior.
7. En los implantes híbridos, el 100% de las grietas comenzaron en la interfase de las dos superficies.
8. El tratamiento de superficie condiciona la iniciación de la grieta por fatiga, afectando a la localización de inicio de la grieta y al número de ciclos necesarios para su nucleación.
9. La superficie mecanizada de los implantes híbridos, al igual que los implantes completamente mecanizados, presenta los valores más bajos de distribución de tensiones de Von Mises y de microdeformaciones en el hueso cortical superior.
10. La heterogeneidad de las tensiones residuales en los implantes híbridos condiciona su peor comportamiento mecánico respecto de los implantes con sólo una superficie (rugosa o mecanizada). Los implantes de superficie rugosa convencional (granallado) demuestran mejor comportamiento mecánico respecto a los otros dos grupos a estudio (de superficie mecanizada e híbrida). Los implantes de superficie rugosa presentan una tensión residual compresiva, que mejora su comportamiento a fatiga y la dureza. Las grietas por fatiga comenzaron en la subsuperficie, a unos 1-2 μm , dificultando su nucleación. La distribución de tensiones de Von Mises y las microdeformaciones resultantes son, a su vez, más efectivas. Aumentan significativamente en el hueso cortical inferior respecto de los implantes híbridos y mecanizados.

11. En esta investigación in vitro, los parámetros del tratamiento de recocido empleados son una temperatura de 800°C mantenida durante 30 minutos y enfriamiento en agua a 20°C, ya que consigue equilibrar las tensiones residuales sin reducir la microdureza de las muestras respecto del titanio sin tratamiento de superficie. Un tratamiento térmico de recocido a temperaturas elevadas y con un tiempo de mantenimiento prolongado conlleva un detrimento de la dureza.
12. Con el tratamiento térmico empleado se consigue una homogeneización de la tensión residual en todo el cuerpo del implante híbrido, sin diferencias entre sus dos superficies.
13. Con el tratamiento térmico propuesto se obtuvo una recristalización completa, sin un excesivo crecimiento de grano que empeoraría las propiedades mecánicas del material policristalino.
14. El tratamiento de recocido mejora significativamente la resistencia a la corrosión de los implantes híbridos. Los implantes híbridos sin tratamiento térmico presentaron los peores valores en los estudios potencioestáticos y potenciodinámicos. Los implantes mecanizados obtuvieron los mejores resultados de resistencia a la corrosión. La resistencia a la corrosión de los implantes rugosos fue ligeramente inferior a los de superficie mecanizada.
15. Al homogeneizar la diferencia de tensiones residuales, mejora el comportamiento mecánico de los implantes híbridos.
16. El comportamiento a fatiga de los implantes híbridos con tratamiento térmico es superior a aquéllos sin tratamiento.
17. La distribución de Tensiones de Von Mises y las microdeformaciones en hueso cortical inferior mejoran significativamente para los implantes híbridos tratados térmicamente. Disminuyen ligeramente en el hueso cortical superior.
18. El comportamiento mecánico de los implantes híbridos tratados es, aun así, inferior al de los implantes con superficie rugosa convencional.
19. Las tensiones residuales de compresión de los implantes de superficie rugosa (granallado) proporcionan una mayor dureza y mejor comportamiento a fatiga y una distribución de las tensiones de Von Mises más efectiva.

A la vista de los de los resultados de nuestro estudio no podemos aceptar la hipótesis nula inicial que suponía que *no existían diferencias en la tensión residual compresiva entre las dos superficies presentes en un implante híbrido y, por tanto, en el comportamiento mecánico de estos implantes cuando se les*

compara con los implantes de superficie mecanizada y rugosa y, por tanto, debe ser rechazada.

La segunda hipótesis inicial que suponía que “el tratamiento térmico de las superficies mixtas de un implante híbrido, que tiene como objetivo homogeneizar la tensión residual de ambas superficies, no determina una mejora de las propiedades mecánicas de dichos implantes”, también debe ser rechazada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Haidar Wehbe A, Matos Garrido N, Ayllón Guerola JM, Moreno Muñoz J, Núñez Márquez E, Velasco Ortega E. El efecto de la fatiga cíclica sobre los pilares de implantes dentales. *Av Odontostomatol.* 2020;36(2):89–97.
2. Kumar K A, Bhatt V, Balakrishnan M, Hashem M, Vellappally S, Aziz A Al Kheraif A, et al. Bioactivity and Surface Characteristics of Titanium Implants Following Various Surface Treatments: An In Vitro Study. *J Oral Implantol.* 2015;41(5): e183–8.
3. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. *Dent J (Basel).* 2016;4(2):16.
4. Lario-Femenía J, Amigó-Mata A, Vicente-Escuder Á, Segovia-López F, Amigó-Borrás V. Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes. *Revista de metalurgia (Madrid).* 2016;52(4):84-e084.
5. Pazos L, Corengia P, Svoboda H. Effect of surface treatments on the fatigue life of titanium for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(6):416-24.
6. Oliva J. Oliva X., Oliva j.D. Implantes de zirconia y restauraciones cerámicas completas para la sustitución estética de los incisivos centrales del maxilar superior. *The European Journal of Esthetic Dentistry.* 2008;1(2):122–33.
7. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100B (4):1044–52.
8. Martínez-Mondragon M, Urriolagoitia-Sosa G, Romero-Ángeles B, García-Laguna MA, Laguna-Canales AS, Pérez-Partida JC, et al. Biomechanical Fatigue Behavior of a Dental Implant Due to Chewing Forces: A Finite Element Analysis. *Materials.* 2024;17(7):1669.
9. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. *J Clin Med.* 2021;10(8):1641.
10. Mavros N, Larimian T, Esquivel J, Gupta RK, Contieri R, Borkar T. Spark plasma sintering of low modulus titanium-niobium-tantalum-zirconium (TNTZ) alloy for biomedical applications. *Mater Des.* 2019; 183:108163.
11. Koshy E, Philip SR. Dental Implant Surfaces: An Overview. *International Journal of Clinical Implant Dentistry.* 2015;1(1):14–22.
12. Pegueroles M, Tonda-Turo C, Planell JA, Gil FJ, Aparicio C. Adsorption of Fibronectin, Fibrinogen, and Albumin on TiO₂: Time-Resolved Kinetics, Structural Changes, and Competition Study. *Biointerphases.* 2012;7(1–4):48–13.
13. Lausmaa J. Mechanical, Thermal, Chemical and Electrochemical Surface Treatment of Titanium. Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P., editors. Springer; 2001. 231–266 p.
14. Toledano-Serrabona J, Sánchez-Garcés MÁ, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E, Camps-Font O, Verdeguer P, et al. Mechanical Properties and Corrosion Behavior of Ti6Al4V Particles Obtained by Implantoplasty: An In Vitro Study. Part II. *Materials.* 2021;14(21):6519.
15. Camps-Font O, Toledano-Serrabona J, Juiz-Camps A, Gil J, Sánchez-Garcés MA, Figueiredo R, et al. Effect of Implantoplasty on Roughness, Fatigue and Corrosion Behavior of Narrow Diameter Dental Implants. *J Funct Biomater.* 2023;14(2):61.

16. Robles D, Brizuela A, Fernández-Domínguez M, Gil J. Corrosion Resistance and Titanium Ion Release of Hybrid Dental Implants. *Materials*. 2023;16(10):3650.
17. Osak P, Maszybrocka J, Zubko M, Rak J, Bogunia S, Łosiewicz B. Influence of Sandblasting Process on Tribological Properties of Titanium Grade 4 in Artificial Saliva for Dentistry Applications. *Materials*. 2021;14(24):7536.
18. Gloc M, Przybysz S, Dulnik J, Kołbuk D, Wachowski M, Kosturek R, et al. A Comprehensive Study of a Novel Explosively Hardened Pure Titanium Alloy for Medical Applications. *Materials*. 2023;16(22):7188.
19. Javier F, Mur G, Brizuela A. Superficies bioactivas mediante tratamiento termoquímico contáctil. Citius implantes dentales con superficie osteoconductiva para la rapidez de la osteointegración y con alta resistencia mecánica. *Citius-Fortius 24 | CIENCIA Y CLÍNICA | ESPECIAL IMPLANTES*.
20. Darwish Elsayed M. Biomechanical Factors That Influence the Bone-Implant-Interface. *Oral Maxillofac Surg*. 2019;3(1).
21. Kazarinov N, Stotskiy A, Polyakov A, Valiev RZ, Enikeev N. Finite Element Modeling for Virtual Design to Miniaturize Medical Implants Manufactured of Nanostructured Titanium with Enhanced Mechanical Performance. *Materials*. 2022;15(21):7417.
22. Gloc M, Przybysz-Gloc S, Wachowski M, Kosturek R, Lewczuk R, Szachogluchowicz I, et al. Research on Explosive Hardening of Titanium Grade 2. *Materials*. 2023;16(2):847.
23. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(3):425–31.
24. Davies SJ, Gray RJM, Young MPJ. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *Br Dent J*. 2002;192(2):79–88.
25. Naveau A, Shinmyozu K, Moore C, Avivi-Arber L, Jokerst J, Koka S. Etiology and Measurement of Peri-Implant Crestal Bone Loss (CBL). *J Clin Med*. 2019;8(2):166.
26. Gahona Gutiérrez O, Granic Marinov X, María; Chelmes CA, Juan; Pozo A, et al. Evaluación y Comparación de la Estabilidad de Implantes Dentales en el Maxilar y la Mandíbula en Tres Tiempos Distintos, Mediante Análisis de Frecuencia de Resonancia Comparison of Dental Implants Stability in Maxilla and Mandible at Three Different Times Using Resonance Frequency Analysis. Vol. 10, *Int. J. Odontostomat*. 2016.
27. Velásquez-Paz RO, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, Villarraga-Ossa JA, Diosas-Peña JG. Evaluación de los micromovimientos en la interfase hueso-implante con carga inmediata: análisis de elementos finitos. *Revista nacional de odontología*. 2017;13(25).
28. Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(3):303–13.
29. Vanegas A. JC, Landinez P. NS, Garzón-Alvarado DA. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*. 2009;28(3):130–46.
30. Vanegas Acosta J. C. Landinez PNS, Garzón-Alvarado DA. Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. *Rev Cubana Estomatol*. 2010;47(1).
31. Zhuang W. Z. HGR. Investigation of residual stress relaxation under cyclic load. *Int J Fatigue*. 2001;23(1):31–7.

32. Kohan J. I.; Blasetti N.; Mayocchi K. A.; Lemos Barboza A. L.; Kang K. W; Llorente C. L. Estudio in vitro de la adhesión de células madre mesenquimales en superficies de implantes dentales de titanio. Universidad Nacional de La Plata; 2023.
33. Flanagan D. Osseous Remodeling Around Dental Implants. *J Oral Implantol.* 2019;45(3):239–46.
34. Bratengeier C, Johansson L, Liszka A, Bakker AD, Hallbeck M, Fahlgren A. Mechanical loading intensities affect the release of extracellular vesicles from mouse bone marrow-derived hematopoietic progenitor cells and change their osteoclast-modulating effect. *The FASEB journal.* 2024;38(1): e23323-n/a.
35. Wang Q, Zhou P, Liu S, Attarilar S, Ma RLW, Zhong Y, et al. Multi-Scale Surface Treatments of Titanium Implants for Rapid Osseointegration: A Review. *Nanomaterials (Basel).* 2020;10(6):1244.
36. Forriol F. Respuesta ósea a las solicitaciones mecánicas en condiciones fisiológicas. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2001;45(3):258–65.
37. Desai S, Singh R, Karthikeyan I, Reetika G, Jyothilaxmi. Three-dimensional finite element analysis of effect of prosthetic materials and short implant biomechanics on D4 bone under immediate loading. *Journal of dental implants.* 2012;2(1).
38. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):251–62.
39. Robles D, Brizuela A, Fernández-Domínguez M, Gil J. Osteoblastic and Bacterial Response of Hybrid Dental Implants. *J Funct Biomater.* 2023;14(6):321.
40. Velasco E, Pato J, Segura JJ, Medel R, Poyato M, Lorrio JM, et al. La investigación experimental y la experiencia clínica de las superficies de los implantes dentales (I). Vol. 9, DENTUM. 2009.
41. Hermann F. LH, PA. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent.* 2007;16(2):165–75.
42. Fernando Salgado J, Castano C, Alberto Arismendi J, Piedad Garcia L, Lucia Mesa A, Mejia R. Estudio comparativo de implantes de superficie lisa y rugosa. Resultados a 36 meses. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2010;21(2):159–69.
43. Vandamme K, Naert I, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. Effect of Implant Surface Roughness and Loading on Peri-Implant Bone Formation. *Journal of periodontology (1970).* 2008;79(1):150–7.
44. Minamikawa H, Att W, Ikeda T, Hirota M, Ogawa T. Long-term progressive degradation of the biological capability of titanium. *Materials.* 2016;9(2):102.
45. Att W, Ogawa T. Biological aging of implant surfaces and their restoration with ultraviolet light treatment: A novel understanding of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):753–61.
46. Lee J.H. Ogawa T. The biological aging of titanium implants. *ImplantDentistry.* 2012;21(5).
47. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):894–904.
48. Zetterqvist L, Feldman S, Rotter B, Vincenzi G, Wennström JL, Chierico A, et al. A Prospective, Multicenter, Randomized-Controlled 5-Year Study of Hybrid and Fully Etched

- Implants for the Incidence of Peri-Implantitis. *Journal of periodontology* (1970). 2010;81(4):493–501.
49. Romero-Gavilán F, Araújo-Gomes N, Ana D, Sánchez-Pérez M. Osteointegración de implantes de titanio con superficies activas. Un estudio proteómico. *Gaceta Dental: industria y profesiones* 2019. 297: 106-124. ISSN 1135-2949
 50. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. Mecanobiología de los huesos maxilares: I. Conceptos generales. *Av Odontoestomatol.* 2007;23(6):347–58.
 51. Cantó-Navés O, Medina Gálvez R., Marimon X., Ferrer M., Figueras Álvarez O., Cabratosa Termes J. A 3D Finite Element Analysis Model of Single Implant-Supported Prosthesis under Dynamic Impact Loading for Evaluation of Stress in the Crown, Abutment and Cortical Bone Using Different Rehabilitation Materials. *Materials (Basel).* 2021;14(13).
 52. Villa Romero T, Ibáñez MC, Marengo H, Ibáñez JC. Resistencia de diferentes implantes y componentes sometidos a sobre torque. Estudio in-vitro. *Rev Asoc Odontol Argent.* 2021;109(3):149–57.
 53. Trueba P, Navarro C, Giner M, Rodríguez-Ortiz JA, Montoya-García MJ, Delgado-Pujol EJ, et al. Approach to the Fatigue and Cellular Behavior of Superficially Modified Porous Titanium Dental Implants. *Materials.* 2022;15(11):3903.
 54. Bratengeier C, Johansson L, Liszka A, Bakker AD, Hallbeck M, Fahlgren A. Mechanical loading intensities affect the release of extracellular vesicles from mouse bone marrow-derived hematopoietic progenitor cells and change their osteoclast-modulating effect. *The FASEB journal.* 2024;38(1): e23323-n/a.
 55. Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone.* 1998 Nov 1;23(5):399–407.
 56. ERASLAN O, SEVİMAY M, USUMEZ A, ESKITASCIOGLU G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - a finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):273–8.
 57. Hosseini-Faradonbeh SA, Katoozian HR. Biomechanical evaluations of the long-term stability of dental implant using finite element modeling method: a systematic review. *J Adv Prosthodont.* 2022;14(3):182–202.
 58. Häggman-Henrikson B, Ali D, Aljamal M, Chrcanovic BR. Bruxism and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil.* 2024;51(1):202–17.
 59. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmen E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2): e1–11.
 60. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26–35.
 61. Anitua E. TR, LF, OG. Influencia de la longitud, diámetro y geometría del implante en la distribución de tensiones: un análisis con un modelo de elementos finitos. *Revista Internacional de Odontología Restauradora y Periodoncia.* 2010;14(1):86–93.
 62. Chrcanovic BR, 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.
 63. Oursler M.J. BT. Bone Cells. ASBMR 26th Annual Meeting 1001–1222, *Journal of Bone and Mineral Research*, Volume 19, Issue S1, 1 January 2004, Pages S2–S58, 2004;19(S1): S2–58.

64. Arias CF, Herrero MA, Echeverri LF, Oleaga GE, López JM. Bone remodeling: A tissue-level process emerging from cell-level molecular algorithms. *PLoS One*. 2018;13(9): e0204171–e0204171.
65. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(4):894–904.
66. Moya-Villaescusa MJ, Sánchez-Pérez AJ. Valor pronóstico de la densidad ósea y de la movilidad en el éxito implantológico. *Revista española de cirugía oral y maxilofacial*. 2017;39(3):125–31.
67. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-Implant Contact on Machined and Dual Acid-Etched Surfaces After 2 Months of Healing in the Human Maxilla. *Journal of periodontology (1970)*. 2003;74(7):945–56.
68. Romero Cabosmalón N.L. Buera Cienfuegos-Jovellanos B., Martínez Vázquez de Parga J.A., Celemín Viñuela A. Evaluación clínica y biomédica del uso de implantes cortos. Revisión bibliográfica. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2010;12(4):289–95.
69. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Avances en periodoncia e implantología oral*. 2002;14(3).
70. Alejandro López Cruz, Jesús Eduardo González Ruíz, Adrian Paz Ramos, Perla Sarría Popowski. Influencia de parámetros de diseño sobre el comportamiento biomecánico de un implante dental corto. *Revista cubana de investigaciones biomédicas*. 2019;37(2).
71. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):901–10.
72. Uzcátegui G, Brito F, Cerrolaza M. *Biomecánica de implantes dentales*. Universidad Central de Venezuela Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico, 2018. ISBN: 978-980-00-2915-2
73. Szajek K, Wierszycki M. Numerical verification of two-component dental implant in the context of fatigue life for various load cases. *Acta Bioeng Biomech*. 2016;18(1):103–13.
74. Loyola-González PO, Torassa D, Dominguez A. Estudio comparativo sobre el comportamiento y la distribución de las tensiones en implantes dentales cortos e implantes dentales estándares en la región posterior del maxilar superior. Un estudio en elementos finitos. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*. 2016;9(1):36–41.
75. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part II: Failure Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):178–84.
76. Terrats RG, Liñares MB, Punset M, Molmeneu M, Nart Molina J, Ruíz Magaz V, et al. Influence of narrow titanium dental implant diameter on fatigue behavior: a comparison between unitary and splinted implants. *J Clin Med*. 2024;13(6):1632.
77. Nappe Abaroa CE, Montoya Bacigalupo C. Estudio Comparativo del Efecto del Macrodiseno en la Estabilidad Primaria del Implante Oseointegrado. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*. 2008;1(1):17–22.
78. Abdoli Z, Mohammadi B, Karimi HR. On the fatigue life of dental implants: Numerical and experimental investigation on configuration effect. *Med Eng Phys*. 2024;123.

79. Garrido N. Velasco E., Medel R. La resistencia mecánica de los implantes dentales. Estudios de fatiga en implantes dentales de conexión interna y conexión externa. PUBLICIA; 2012. 107.
80. Gil González, Núñez Márquez, Moreno Muñoz, Matos Garrido, Jiménez Guerra, Monsalve Guil, et al. La eficacia clínica a largo plazo de los implantes con conexión interna y superficie arenada y grabada. *Av Odontoestomatol.* 2021;37(1):11–8.
81. Tajti P, Solyom E, Váncsa S, Mátrai P, Hegyi P, Varga G, et al. Less marginal bone loss around bone-level implants restored with long abutments: A systematic review and meta-analysis. *Periodontol 2000.* 2023;
82. Bish González M.J. Estudio in vivo de la respuesta ósea a la inserción de implantes con diferentes plataformas tratadas. Universidad de Sevilla; 2020.
83. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):894–904.
84. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmén E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2): e1–11.
85. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Traperó J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Avances en periodoncia e implantología oral.* 2002;14(3).
86. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(5):394–405.
87. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmén E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2): e1–11.
88. Laheurte P, Prima F, Eberhardt A, Gloriat T, Wary M, Patoor E. Mechanical properties of low modulus β titanium alloys designed from the electronic approach. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(8):565–73.
89. Bahrami B, Shahrbafe S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis. *Dental materials.* 2014;30(4): e89–97.
90. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):894–904.
91. Lario Femenia J. Desarrollo de aleaciones de titanio: implicaciones en el sector biomédico europeo. Valencia: Universitat Politècnica de València Editorial; 2023. (Manual de referencia).
92. Szajek K WM. Numerical verification of two-component dental implant in the context of fatigue life for various load cases. *Acta Bioeng Biomech.* 2016;18(1):103–13.
93. Mecánico I, Auxiliar P, Herrera J, Solanilla J. ASPECTOS SOBRE LA FRACTURA Y FATIGA DE METALES (Aspects of fracture and fatigue of metals). *Scientia et Technica* Año XIII, julio de 2011. Universidad Tecnológica de Pereira.
94. Gherde C, Dhattrak P, Nimbalkar S, Joshi S. A comprehensive review of factors affecting fatigue life of dental implants. In: *Materials Today: Proceedings.* Elsevier Ltd; 2020. p. 1117–23.

95. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):536–43.
96. Dai W, Zhang C, Guo C, Li Z, Yue H, Li Q, et al. Effect of grit blasting on fatigue behavior of 2024-T3 aero Al alloy. *Journal of materials research and technology*. 2024; 32:519–29.
97. Shemtov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *Biomed Res Int*. 2015; 2015:547384–11.
98. Velasco E, Monsalve-Guil L, Jimenez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Marquez E, et al. Importance of the Roughness and Residual Stresses of Dental Implants on Fatigue and Osseointegration Behavior. In Vivo Study in Rabbits. *J Oral Implantol*. 2016;42(6):469–76.
99. Oteo Morilla S, Bascones Martínez A. Influencia de las diferentes superficies de implantes en la periimplantitis. *Av En Periodoncia e Implantología Oral*. 2017;29(2).
100. Wu X, Cai C, Gil J, Jantz E, Al Sakka Y, Padiál-Molina M, et al. Characteristics of Particles and Debris Released after Implantoplasty: A Comparative Study. *Materials*. 2022;15(2):602.
101. Ravidà A, Galli M, Siqueira R, Saleh MHA, Galindo-Moreno P, Wang H. Diagnosis of peri-implant status after peri-implantitis surgical treatment: Proposal of a new classification. *J Periodontol*. 2020;91(12):1553–61.
102. Bravo E, Serrano B, Ribeiro-Vidal H, Virto L, Sánchez IS, Herrera D, et al. Biofilm formation on dental implants with a hybrid surface microtopography: An in vitro study in a validated multispecies dynamic biofilm model. *Clin Oral Implants Res*. 2023;34(5):475–85.
103. Schmidlin PR, Müller P, Attin T, Wieland M, Hofer D, Guggenheim B. Polyspecies biofilm formation on implant surfaces with different surface characteristics. *Journal of applied oral science*. 2013;21(1):48–55.
104. Gil Mur F.X, Padrós Fabrega A., Albertini M., Herrero Climent M., Lázaro Calvo P. Sellado biológico por modificación superficial del cuello del implante dental. Ensayos in vitro con fibroblastos humanos. *Gaceta dental: Industria y profesiones*, ISSN 1135-2949, N.º. 248, 2013, págs. 86-97
105. Spinato S, Bernardello F, Sassatelli P, Zaffe D. Hybrid and fully-etched surface implants in periodontally healthy patients: A comparative retrospective study on marginal bone loss. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(4):663–70.
106. M. Zurlohe, A. Ortiz-Vigón, A. Bascones Martínez. Tratamiento no quirúrgico en el tratamiento de periimplantitis: revisión narrativa. *Avances en periodoncia e implantología oral*. 2014; 26:135–40.
107. Monje A, Amerio E, Cha JK, Kotsakis G, Pons R, Renvert S, et al. Strategies for implant surface decontamination in peri-implantitis therapy. *International journal of oral implantology (New Malden, London, England)*. 2022;15(3):213–48.
108. Anitua E. Tratamiento de la periimplantitis. Explantación atraumática y nuevo tratamiento con implantes. Reversibilidad de la oseointegración. *Revista ADM*. 2020;77(6):321–8.
109. Ganesan SM, Dabdoub SM, Nagaraja HN, Mariotti AJ, Ludden CW, Kumar PS. Biome-microbiome interactions in peri-implantitis: A pilot investigation. *Journal of periodontology (1970)*. 2022;93(6):814–23.

110. Suárez F, Aparicio C., Gil J., Kotsakis G. Conocimientos actuales y direcciones futuras en la descontaminación de las superficies de implantes. *Perio Clínica*. 2023;27(2).
111. Fletcher P, Deluiz D, Tinoco EMB, Ricci JL, Tarnow DP, Tinoco JM. Human histologic evidence of reosseointegration around an implant affected with peri-implantitis following decontamination with sterile saline and antiseptics: A case history report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017;37(4):498–508.
112. Callejas JA, Gil J, Brizuela A, Pérez RA, Bosch BM. Effect of the Size of Titanium Particles Released from Dental Implants on Immunological Response. *Int J Mol Sci*. 2022;23(13):7333.
113. Parahy F. SLS, TP, GAE. Decontamination of SAE Surface: An In Vitro Study. *Dentistry*. 2015;5(12).
114. Tawse-Smith A. KA, JY, van VW, MS. The effect of standardized implantoplasty protocol on titanium surface roughness: an in-vitro study. *Braz Oral Res*. 2016;30(1).
115. Stavropoulos A, Bertl K, Eren S, Gotfredsen K. Mechanical and biological complications after implantoplasty—A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(9):833–48.
116. Persson LG, Berglundh T, Lindhe J, Sennerby L. Re-osseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(6):595–603.
117. Lamo L. Estudio retrospectivo de las complicaciones mecanicotécnicas en prótesis implantosoportada. Universidad Complutense de Madrid; 2019.
118. M. Papakyriacou, H. Mayer, C. Pypen, H. Plenck Jr, S. Stanzl-Tschegg. Effects of surface treatments on high cycle corrosion fatigue of metallic implant materials. *International Journal of Fatigue* 22. 2000;22 (10): 873–86. ISSN 0142-1123,
119. Partón V. Z. Mecánica de la destrucción: de la teoría a la práctica. Mir; 1990.
120. Prados-Privado M, Prados-Frutos JC, Gehrke SA, Sánchez Siles M, Calvo Guirado JL, Bea JA. Long-Term Fatigue and Its Probability of Failure Applied to Dental Implants. *Biomed Res Int*. 2016; 2016:8927156–8.
121. Stoilov M, Stoilov L, Enkling N, Stark H, Winter J, Marder M, et al. Effects of Different Titanium Surface Treatments on Adhesion, Proliferation and Differentiation of Bone Cells: An In Vitro Study. *J Funct Biomater*. 2022;13(3):143.
122. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part II: Failure Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):178–84.
123. Shemtov-Yona K, Rittel D., Dorogoy A. Mechanical assesment of grit blasting surface treatments of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Material*. 2014; 39:375–90.
124. Gil Mur FJ. Metalografía. Manero Planella JM, editor. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya; 2005. (Politext).
125. Figueroa-Hernández C, Pantaleón Matamoros E., Méndez González S., García Fernández C., Gómez González R., Carvajal de la Osa J. Análisis del fenómeno de fatiga en implantes dentales monocomponente. *Ingeniería Mecánica*. 2020;23(1).
126. Wennerberg A, Albrektsson T, Chrcanovic B. Long-term clinical outcome of implants with different surface modifications. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11 Suppl 1(Suppl 1): S123–36.

127. Gherde C, Dhattrak P, Nimbalkar S, Joshi S. A comprehensive review of factors affecting fatigue life of dental implants. In: *Materials Today: Proceedings*. Elsevier Ltd; 2020. p. 1117–23.
128. Vörös J., Wieland M., Ruiz-Taylor L. *Characterization of Titanium Surfaces*. Springer. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, editors. Berlín; 2001. 87–144 p.
129. Dohan Ehrenfest D.M., Coelho P.G., Kang B-S., Sul Y-T, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topograph. *Trends Biotechnol.* 2010 Apr;28(4):198-206. doi: 10.1016/j.tibtech.2009.12.003. Epub 2010 Jan 29.
130. Wennerberg A. Albrektsson T. Suggested Guidelines for the Topographic Evaluation of Implant Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):331–44.
131. Luque Millán F, Ortiz García, Matos Garrido, Jiménez Guerra, España López, Velasco Ortega. La evaluación topográfica de las superficies de los implantes de titanio. *Av Odontoestomatol.* 2018;34(3):121–9.
132. Pereira R, Maia P, Rios-Santos JV, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco B, Aparicio C, et al. Influence of Titanium Surface Residual Stresses on Osteoblastic Response and Bacteria Colonization. *Materials.* 2024;17(7):1626.
133. Stavropoulos A, Bertl K, Winning L, Polyzois I. What is the influence of implant surface characteristics and/or implant material on the incidence and progression of peri-implantitis? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(S21):203–29.
134. Rodríguez Rius D. García Sabán SFJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med oral patol oral cir bucal.* 2005;10(1).
135. Nicolás-Silvente A.I. Velasco Ortega E, Ortiz García I., Monsalve Guil L., Gil J., Jimenez Guerra A. Influence of the Titanium Implant Surface Treatment on the Surface Roughness and Chemical Composition. *Materials.* 2020;13(314).
136. Aragonese J, Valverde NL, Fernandez-dominguez M, Mena-Alvarez J, Rodriguez C, Gil J, et al. Relevant Aspects of Titanium and Zirconia Dental Implants for Their Fatigue and Osseointegration Behaviors. *Materials.* 2022;15(11):4036.
137. Gil J, Pérez R, Herrero-Climent M, Rizo-Gorrita M, Torres-Lagares D, Gutiérrez JL. Benefits of residual aluminum oxide for sand blasting titanium dental implants: Osseointegration and bactericidal effects. *Materials.* 2021;15(1):178.
138. Sartoretto SC, Alves ATNN, Resende RFB, Calasans-Maia J, Granjeiro JM, Calasans-Maia MD. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. *Journal of applied oral science.* 2015;23(3):279–87.
139. Giménez C. Evaluación de la tensión superficial entre diferentes superficies de implantes y agua. UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CÓRDOBA; 2018.
140. Cigerim L, Kaplan V. The effect of age of titanium dental implants on implant survival and marginal bone resorption: A 5-year retrospective follow-up study. *J Oral Implantol.* 2020;46(5):475–9.
141. Koshy E, Philip SR. Dental Implant Surfaces: An Overview. *International Journal of Clinical Implant Dentistry.* 2015 Apr;1(1):14–22.
142. Ting M., Jefferies S.R., Xia W., Engqvist H., Suzuki J.B. Classification and Effects of Implant Surface Modification on the Bone: Human Cell-Based In Vitro Studies. *The Journal of oral Implantology* 2017, 43(2): 58-83

143. Toledano-Osorio M, de Luna-Bertos E, Toledano M, Manzano-Moreno FJ, Costela-Ruiz V, Ruiz C, et al. Dexamethasone and doxycycline functionalized nanoparticles enhance osteogenic properties of titanium surfaces. *Dental materials*. 2023;39(6):616–23.
144. Salou L, Hoornaert A., Louarn G., Layrolle P. Enhanced osseointegration of titanium implants with nanostructured surfaces: An experimental study in rabbits. *Acta Biomater*. 2015; 11:494–502.
145. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*. 2007;23(7):844–54.
146. Scarano A, Piattelli A, Quaranta A, Lorusso F. Bone Response to Two Dental Implants with Different Sandblasted/Acid-Etched Implant Surfaces: A Histological and Histomorphometrical Study in Rabbits. *Biomed Res Int*. 2017; 2017:8724951–8.
147. Marenzi G, Impero F, Scherillo F, Sammartino JC, Squillace A, Spagnuolo G. Effect of Different Surface Treatments on Titanium Dental Implant Micro-Morphology. *Materials*. 2019;12(5):733.
148. Vilorio-Estrada A, Mantilla-Nova D, García-Salinas DA, Barbosa W, Palacio-Espinosa CC, Romero-Toledo FA, et al. Microhardness Profile and Residual Stresses Evaluation in a Shot Peened SAE 5160H Steel. *Revista UIS ingenierías (En línea)*. 2024;23(1):103–14.
149. Pazos L. Tratamientos de superficie para implantes dentales: influencia en la vida a la fatiga. Instituto Nacional de Tecnología Industrial 6º Jornadas de desarrollo e Innovación Tecnológica. 2007;
150. Martínez González JM, Ferrándiz Bernal J, García Sabán F, Gonzalo Lafuente JC, Cano Sánchez J. Torque de desinserción y propiedades físico-químicas de implantes dentales grabados con ácidos fluorhídrico y nítrico: estudio experimental en perros Beagle. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(3):186–90.
151. Salvi GE, Gallini G, Lang NP. Early loading (2 or 6 weeks) of sandblasted and acid-etched (SLA) ITI® implants in the posterior mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):142–9.
152. A prospective, two-year clinical trial of titanium-zirconium alloy implants (Roxolid® Straumann®) with hydrophilic surface (SLActive®) in patients with Type 2 diabetes mellitus. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(S14):280–280.
153. Blanco López, Monsalve Guil, Matos Garrido, Moreno Muñoz, Nuñez Márquez, Velasco Ortega. La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas. *Av Odontoestomatol*. 2018;34(3):141–9.
154. Senin N, Leach R. Information-rich surface metrology. In: *Procedia CIRP*. Elsevier B.V; 2018. p. 19–26.
155. Hernández MP, Hernández G. Análisis cuantitativo de la morfología superficial usando los parámetros de rugosidad. *Revista cubana de física*. 2021;38(1):10.
156. Stout K.J., Sullivan P.J., Dong W.P., Mainsah E., Luo N., Mathia T., Zahouan H. The development of methods for the characterization of roughness in three dimensions. published on behalf of the COMMISSIO N O F TH E EUROPEA N COMMUNITIE S, editor. 1993.
157. Rathi P, Kolte RA, Kolte AP. Peri-implant Tissue Health in Bone-Level Implants with Repeated Abutment Replacements Versus Tissue- Level Implants with a Definitive Abutment: A Randomized Controlled Trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2022;42(2): e33–42.

158. Spinato S, Bernardello F, Lombardi T, Soardi CM, Messina M, Zaffe D, et al. Influence of apico-coronal positioning of tissue-level implants on marginal bone stability during supracrestal tissue height establishment: A multi-center prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2022;24(5):611–20.
159. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):1–11.
160. Spinato S, Bernardello F, Sassatelli P, Zaffe D. Hybrid Implants in Healthy and Periodontally Compromised Patients: A Preliminary Clinical and Radiographic Study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2017;37(2):195–202.
161. Cardoso JM, Duarte S, Ribeiro AC, Mascarenhas P, Noronha S, Alves RC. Association between IL-1A, IL-1B and IL-1RN Polymorphisms and Peri-Implantitis: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 12, *Applied Sciences (Switzerland)*. MDPI; 2022.
162. Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. A comparison of 2 implants with different surface textures. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(4):235–42.
163. Lee C, Tran D, Jeng M, Shen Y. Survival rates of hybrid rough surface implants and their alveolar bone level alterations. *Journal of periodontology (1970)*. 2018;89(12):1390–9.
164. Serrano B, Sanz-Sánchez I, Serrano K, Montero E, Sanz M. One-year outcomes of dental implants with a hybrid surface macro-design placed in patients with history of periodontitis: A randomized clinical trial. *J Clin Periodontol.* 2022;49(2):90–100.
165. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2017; 62:1–12.
166. Neto DM, Borges MF, Sérgio ER, Antunes F V. Effect of Residual Stresses on Fatigue Crack Growth: A Numerical Study Based on Cumulative Plastic Strain at the Crack Tip. *Materials.* 2022;15(6):2156.
167. Liu J, Zhao A, Ke Z, Li Z, Bi Y. Investigation on the Residual Stresses and Fatigue Performance of Riveted Single Strap Butt Joints. *Materials.* 2020;13(15):3436.
168. Javier Gil F, Planell JA, Padrós A, Aparicio C. The effect of shot blasting and heat treatment on the fatigue behavior of titanium for dental implant applications. *Dental materials.* 2007;23(4):486–91.
169. Alipooramirabad H, Kianfar S, Paradowska A, Ghomashchi R. Residual stress measurement in engine block—an overview. *International journal of advanced manufacturing technology.* 2024;131(1):1–27.
170. Yaniel Ernesto Martínez-Pérez, René Collazo-Carceller. Revisión bibliográfica de los efectos de los parámetros de soldadura en las tensiones residuales del proceso. *Memoria, investigaciones en ingeniería.* 2018;(16).
171. Casavola C. *New Challenges in Residual Stress Measurements and Evaluation.* Casavola C, editor. London: IntechOpen; 2020.
172. Bruno G. *Micro Non-destructive Testing and Evaluation.* Bruno G, editor. Basel: MDPI - Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2022.
173. Barroso Herrero S, Gil Bercero JR, Camacho López AM. *Introducción al conocimiento de los materiales y sus aplicaciones.* Madrid: UNED - Universidad Nacional de Educación a Distancia; 2008.

174. Rodríguez Instituto G, Hernández González A, López Llanusa A, Ramírez Beltrán J. Sistema para la medición de deformación usando galgas extensiométricas metálicas. *Ingeniería electrónica, automática y comunicaciones*. 2016;37(1):80–93.
175. Prados. M. Predicción de vida a la fatiga de implantes dentales y sus conexiones protésicas. Un estudio de elementos finitos probabilistas. *Rev Esp Odontostomatológica de implantología*. 2018;22(1).
176. Zahrae A. BM, HRK. On the fatigue life of dental implants: Numerical and experimental investigation on configuration effect. *Med Eng Phys*. 2024;123.
177. Cehreli M, Duyck J, Cooman M De, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):249–57.
178. Ziaie B, Khalili MR. Evaluation of Fatigue Life for Dental Implants Using FEM Analysis. *Prosthesis*. 2021;3(4):300–13.
179. Shivakumar S, Kudagi V, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *Journal of international oral health*. 2021;13(5):415–22.
180. Duan Y, Gonzalez JA, Kulkarni PA, Nagy WW, Griggs JA. Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dental materials*. 2018;34(9):1299–309.
181. Hernández B.A., Freitas J.P., Capello Sousa E.A. Fatigue life estimation of dental implants using a combination of the finite element method and traditional fatigue criteria. *Proc Inst Mech Eng H*. 2023;237(8):975–84.
182. Vaidyanathan A, Banu R. Finite element analysis - Concepts for knowledge and implementation in dental research. *The journal of Indian Prosthodontic Society*. 2022;22(3):211–4.
183. Ayllón J.M. Análisis del proceso de fatiga en implantes dentales. Universidad de Sevilla; 2014.
184. Ketelsen B, Schlicke H, Schulze VR, Bittinger SC, Wu S, Hsu S, et al. Nanoparticle-Based Strain Gauges: Anisotropic Response Characteristics, Multidirectional Strain Sensing, and Novel Approaches to Healthcare Applications. *Adv Funct Mater*. 2023;33(7): n/a.
185. Cebrián-Carretero JL, Sánchez-Burgos R, Carrascal-Morillo MT, Vincent-Fraile G, Ortiz de Artiñano F, Burgueño-García M. Comparación biomecánica entre los sistemas convencionales y uni-lock en osteosíntesis del ángulo mandibular. *Estudio fotoelástico. Revista española de cirugía oral y maxilofacial*. 2012;34(1):1–7.
186. Kirmanidou Y, Sidira M, Drosou ME, Bennani V, Bakopoulou A, Tsouknidas A, et al. New Ti-Alloys and Surface Modifications to Improve the Mechanical Properties and the Biological Response to Orthopedic and Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2016; 2016:2908570–21.
187. Jawed SF, Rabadia CD, Khan MA, Khan SJ. Effect of Alloying Elements on the Compressive Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys: A Systematic Review. *ACS Omega*. 2022;7(34):29526–42.
188. Aguilar C, Henriquez J, Salvo C, Alfonso I, Araya N, Muñoz L. Computational Study of the Influence of α/β -Phase Ratio and Porosity on the Elastic Modulus of Ti-Based Alloy Foams. *Materials*. 2023;16(11):4064.
189. Krishna R. Titanium Alloys: Recent Progress in Design, Processing, Characterization, and Applications. Krishna R, editor. London: IntechOpen; 2023.

190. El-Hadad S, Elsayed A, Shi B, Attia H. Experimental Investigation on Machinability of α/β Titanium Alloys with Different Microstructures. *Materials*. 2023;16(22):7157.
191. Attanasio A, Gelfi M, Pola A, Ceretti E, Giardini C. Influence of Material Microstructures in Micromilling of Ti6Al4V Alloy. *Materials*. 2013;6(9):4268–83.
192. Neto MQ, Radice S, Hall DJ, Mathew MT, Mercuri LG, Pourzal R. Alloys Used in Different Temporomandibular Joint Reconstruction Replacement Prostheses Exhibit Variable Microstructures and Electrochemical Properties. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2022;80(5):798–813.
193. Ertan R, Çetin G. Efecto de la temperatura de deformación sobre las propiedades mecánicas, la microestructura y la recuperación elástica (springback effect) en chapas de Ti-6Al-4V. *Revista de metalurgia (Madrid)*. 2021;57(4): e209.
194. Donachie M. J. Titanium. A technical Guide. Second edition. Novelty, OH, USA: ASM International; 2000.
195. F.J. Gil, J.A. Picas, J.M. Manero, A. Forn, J.A. Planell. Effect of the addition of palladium on grain growth kinetics of pure titanium. *J Alloys Compd*. 1997; 290:147–52. ISSN 0925-8388,
196. Suwa Y, Ushioda K. Phase-field Simulation of Abnormal Grain Growth due to the Existence of Second-phase Particles. *ISIJ International*. 2022;62(3):577–85.
197. Hillert M. On the theory of normal and abnormal grain growth. *Acta Metallurgica*. 1965;13(3):227–38.
198. Hu J, Zhang J, Wang X, Luo J, Zhang Z, Shen Z. A general mechanism of grain growth - II : Experimental. *Journal of Materiomics*. 2021;7(5):1014–21.
199. Uberuaga BP, Vernon LJ, Martinez E, Voter AF. The relationship between grain boundary structure, defect mobility, and grain boundary sink efficiency. *Sci Rep*. 2015;5(1):9095–9095.
200. Zhao L, Zhang J, Fu Y, Zhang J, Hartmaier A, Sun T. Thermal softening-suppressed intergranular embrittlement of polycrystalline 3C-SiC under diamond cutting. *Mater Des*. 2022; 223:111250.
201. Yao X, Wang W, Qi X, Lv Y, Yang W, Li T, et al. Effects of heat treatment cooling methods on precipitated phase and mechanical properties of CoCrFeMnNi–Mo5C0.5 high entropy alloy. *Journal of materials research and technology*. 2024; 29:3566–74.
202. Fox S. P. Titanium '92. Science and Technology. Vol. 1. F. H. Froes and I. Captan, TMS; 1993. 769–776 p.
203. Picas Barrachina J. A. Caracterización y optimización de la aleación Ti-0,2Pd para aplicaciones clínicas. Universitat Politècnica de Catalunya; 2000.
204. CAYETANO-CASTRO N, DORANTES-ROSALES HJ, LOPEZ-HIRATA VM, CRUZ-RIVERA JJ, MORENO-PALMERIN J, GONZALEZ-VELAZQUEZ JL. Cinética de engrosamiento de precipitados coherentes en la aleación Fe-10 % Ni-15 % Al. *Revista de metalurgia (Madrid)*. 2008;44(2):162–9.
205. Hu J, Wang X, Zhang J, Luo J, Zhang Z, Shen Z. A general mechanism of grain growth – I . Theory. *Journal of Materiomics*. 2021;7(5):1007–13.
206. Awan IZ, Khan AQ. Recovery, Recrystallization, and Grain-Growth. *Journal of the Chemical Society of Pakistan*. 2019;41(1):1–1.

207. Wang J, Xiao W, Fu Y, Ren L, Ma C. Dependence of mechanical behavior on grain size of metastable Ti–Nb–O titanium alloy. *Progress in natural science*. 2022;32(1):63–71.
208. DONOSO E. Influencia de la adición de cobalto y cromo en el proceso de precipitación en una aleación de Cu-4Ti. *Revista de metalurgia (Madrid)*. 2010;46(6):542–7.
209. Wang M, Wu Y, Lu S, Chen T, Zhao Y, Chen H, et al. Fabrication and characterization of selective laser melting printed Ti–6Al–4V alloys subjected to heat treatment for customized implants design. *Progress in natural science*. 2016;26(6):671–7.
210. González M. PJ, GFJ, MJM. Low modulus Ti–Nb–Hf alloy for biomedical applications. *Materials Science and Engineering C Volume 42*, 1 September 2014, Pages 691-695.
211. Rohith IJ, Devanand M. Effects of Annealing, Solution Treatment and Ageing in Argon Atmosphere on the Mechanical and Microstructural Properties of Ti6Al4V. *International journal of vehicle structures and systems*. 2022;14(3):379–82.
212. Mi Y, Wang Y, Wang Y, Dong Y, Chang H, Alexandrov I V. Effect of Heat Treatment on Microstructure and Mechanical Behavior of Ultrafine-Grained Ti-2Fe-0.1B. *Materials*. 2023;16(8):2955.
213. F. Javier Díez Guerra. *Técnicas de microscopía óptica*. Arbor. 2004;177(698):225–58.
214. Villalobos-Portillo EE, Burciaga-Valencia DC, Fuentes-Montero L, Montero-Cabrera ME, Chateigner D, Fuentes-Cobas LE. Texture, 2D diffraction and piezoelectricity. *Boletín de la Sociedad Española de Cerámica y Vidrio (1983)*. 2020;59(5):219–28.
215. Kamil Majchrowicz ASACB, CW, JP, PZ, GH. The influence of microstructure and texture on the hardening by annealing effect in cold-rolled titanium. *J Alloys Compd*. 2023;948(169791).
216. Belyakov A. *Microstructure and Mechanical Properties of Structural Metals and Alloys*. MDPI - Multidisciplinary Digital Publishing Institute; 2019.
217. Martín MJ, Cano MJ, Castillo G, Herrera MJ, Martín F. Influence of Milling Parameters on Mechanical Properties of AA7075 Aluminum under Corrosion Conditions. *Materials*. 2018;11(9):1751.
218. Chuvil'deev VN, Kopylov VI, Nokhrin A V., Bakhmet'ev AM, Sandler NG, Tryaev P V., et al. The effect of the local chemical composition of grain boundaries on the corrosion resistance of a titanium alloy. *Technical physics letters*. 2017;43(1):5–8.
219. Schmidt F. F. WRA. *Heat treatment of titanium and titanium alloys*. Redstone Arsenal, Alabama; 1966.
220. Han SJ, Bang GB, Kim WR, Kim GH, Kang HS, Han HS, et al. Effect on microstructural and mechanical properties of selective laser melted pure Ti parts using stress relief heat-treatment process. *Journal of materials research and technology*. 2023; 27:200–8.
221. Jamhari FI, Foudzi FM, Buhairi MA, Sulong AB, Mohd Radzuan NA, Muhamad N, et al. Influence of heat treatment parameters on microstructure and mechanical performance of titanium alloy in LPBF: A brief review. *Journal of materials research and technology*. 2023; 24:4091–110.
222. Viloría Estrada A. MD, GSDA, BW, PCAD, PEC, RFA, DRJG. Evaluación del perfil de tensiones residuales por granallado en un acero SAE 5160H usando microdureza y difracción de rayos X. In: *XV Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. Madrid; 2022.

223. Mpumlwana D, MV, FCJS. Effect of Heat Treatment on the Mechanical Properties of a 3 mm Commercially Pure Titanium Plate (CP-Ti Grade 2). *Journal of Engineering*. 2021;2021(1).
224. Molera Solá Pere. *Tratamientos térmicos de los metales*. Barcelona: Marcombo; 1991. (Productica; 51).
225. Korkmaz ME, Gupta MK, Waqar S, Kuntoğlu M, Krolczyk GM, Maruda RW, et al. A short review on thermal treatments of Titanium & Nickel based alloys processed by selective laser melting. *Journal of materials research and technology*. 2022; 16:1090–101.
226. Jaber H, Kónya J, Kulcsár K, Kovács T. Effects of Annealing and Solution Treatments on the Microstructure and Mechanical Properties of Ti6Al4V Manufactured by Selective Laser Melting. *Materials*. 2022;15(5):1978.
227. Prados-Privado M, Bea JA, Rojo R, Gehrke SA, Calvo-Guirado JL, Prados-Frutos JC. A New Model to Study Fatigue in Dental Implants Based on Probabilistic Finite Elements and Cumulative Damage Model. *Appl Bionics Biomech*. 2017; 2017:3726361–8.
228. Gil-Marques B, Pallarés-Sabater A, Brizuela-Velasco A, Sánchez Lasheras F, Lázaro-Calvo P, Gómez-Adrián MD, et al. A Biomechanical Analysis of the Influence of the Morphology of the Bone Blocks Grafts on the Transfer of Tension or Load to the Soft Tissue by Means of the Finite Elements Method. *Materials*. 2022;15(24):9039.
229. Monticelli F, Diéguez-Pereira M, Punset-Fuste M, Manero JM, Gil-Mur FJ, Jiménez-Garrudo A, et al. Mechanical Characterization and Biomechanical and Biological Behaviors of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int*. 2017;2017(2017):1–10.
230. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, De Llanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):508–14.
231. Han S, Lee T, Shin B. Residual stress relaxation of welded steel components under cyclic load. *Steel Research*. 2002;73(9):414–20.
232. Ghara T, Paul S, Bandyopadhyay PP. Benefits of residual aluminum oxide for sand blasting titanium dental implants: Osseointegration and bactericidal effects. *Journal of thermal spray technology*. 2021;30(1–2):251–69.
233. Gil FJ, Espinar E, Llamas JM, Sevilla P. Fatigue Life of Bioactive Titanium Dental Implants Treated by Means of Grit-Blasting and Thermo-Chemical Treatment. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):273–81.
234. Yue Y, Qi M, Song T, Chen B, Tang Y, Xia C. Enhanced Mechanical and Corrosion Properties via Annealing Treatment on the Hot-Rolled Ti-Zr-Mo Alloy. *Materials*. 2023;16(7):2597.
235. Ayllon J, Navarro C, Vázquez J, Domínguez J. Comparison of two multiaxial fatigue models applied to dental implants. *Frattura ed integrità strutturale*. 2015;9(33):415–26.
236. Xu Y, Wang D, Li M, Hu J, An X, Wei W. The Effect of Novel Complex Treatment of Annealing and Sandblasting on the Microstructure and Performance of Welded TA1 Titanium Plate. *Materials*. 2023;16(6):2149.
237. Hillert M. Inhibition of grain growth by second-phase particles. *Acta Metall*. 1988;36(12):3177–81.
238. Aneksomboonpol P, Mahardawi B, Nan PN, Laoharungpisit P, Kumchai T, Wongsirichat N, et al. Surface structure characteristics of dental implants and their potential changes

- following installation: a literature review. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2023;49(3):114–24.
239. Stavropoulos A, Bertl K, Winning L, Polyzois I. What is the influence of implant surface characteristics and/or implant material on the incidence and progression of peri-implantitis? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(S21):203–29.
 240. De Bruyn H, Christiaens V, Doornewaard R, Jacobsson M, Cosyn J, Jacquet W, et al. Implant surface roughness and patient factors on long-term peri-implant bone loss. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):218–27.
 241. Vandeweghe S, Ferreira D, Vermeersch L, Mariën M, De Bruyn H. Long-term retrospective follow-up of turned and moderately rough implants in the edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(4):421–6.
 242. Elías C. N. OY, CLJH, MCA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008;1(3):234–42.
 243. MULTIGNER M, FEMANDEZ-CASTRILLO P, FERREIRA-BARRAGANS S, GONZALEZ-DONCEL G, GONZALEZ-CARRASCO JL. Influencia del arenado de la aleación Ti6Al4V en la dureza subsuperficial y estado de tensiones residuales. *Revista de metalurgia (Madrid).* 2009;45(1):52–7.
 244. Lavrys S, Danyliak MO, Pohrelyuk I, Tkachuk O. Improving corrosion resistance of additively manufactured Ti6Al4V titanium alloy by post heat treatment. *Procedia Structural Integrity.* 2024; 53:246–53.
 245. Janjua OS, Jeelani W, Khan MI, Qureshi SM, Shaikh MS, Zafar MS, et al. Use of Optical Coherence Tomography in Dentistry. *Int J Dent.* 2023; 2023:4179210–10.
 246. Morandini Rodrigues L, Lima Zutin EA, Sartori EM, Rizzante FAP, Mendonça DBS, Krebsbach PH, et al. Nanoscale hybrid implant surfaces and Osterix-mediated osseointegration. *J Biomed Mater Res A.* 2022;110(3):696–707.
 247. Doornewaard R, Christiaens V, De Bruyn H, Jacobsson M, Cosyn J, Vervaeke S, et al. Long-Term Effect of Surface Roughness and Patients' Factors on Crestal Bone Loss at Dental Implants. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(2):372–99.
 248. Restrepo E, Monsalve M, Gonzalez A, Vargas F, Latorre G, López E. Influencia de los esfuerzos residuales en la adherencia de recubrimientos de Al₂O₃-40% TiO₂ depositados mediante proyección térmica por combustión. *Boletín de la Sociedad Española de Cerámica y Vidrio (1983).* 2016;55(6):219–27.
 249. Esposito M, Lausmaa J, Hirsch JM, Thomsen P. Surface analysis of failed oral titanium implants. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(4):559–68.
 250. González L. Trabajo de investigación bibliográfica. Estructura y propiedades de fatiga del Titanio y sus aleaciones usadas como biomateriales. Universidad, Ciencia, Tecnología. 2013;17(67).
 251. Castro Espitia LE, Naranjo Restrepo RF, Duque Serna FL. Comparación mecánica de dos sistemas de fijación interna rígida utilizados en la fijación de fracturas faciales (estudio in vitro). *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2016;27(2):262.
 252. Rohr N, Schönenberger AJ, Fischer J. Influence of Surface Treatment and Accelerated Ageing on Biaxial Flexural Strength and Hardness of Zirconia. *Materials.* 2023;16(3):910.

253. Chen J, Yao W, Gao D. Fatigue life evaluation of tension-compression asymmetric material using local stress–strain method. *Fatigue Fract Eng Mater Struct*. 2020;43(9):1994–2005.
254. Prados Privado M. Una nueva aproximación al análisis de la fatiga en implantología dental basado en cadenas de Markov. Universidad de Zaragoza; 2017.
255. Sánchez Acedo C, Naval Gías L, Naval Parra B, Capote Moreno 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. *Revista española de cirugía oral y maxilofacial*. 2013;35(1):11–7.
256. Shende S, Jadhav A, Edake D, Patil A, Patil H, Agrawal N. Analysis of stress distribution on the bone around an implant placed in the anterior maxilla using three different abutment angulations by means of finite element analysis. *Journal of pharmacy & bioallied science*. 2021;13(6):1591–6.
257. Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):239–48.
258. Shinde A, Madhav VN V, Saini RS, Gurumurthy V, Binduhayyim RIH, Mosaddad SA, et al. Finite element analysis of stress distribution on residual root structure in socket shield procedure following immediate dental implant placement: an in vitro study. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):366–366.
259. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(6):648–57.
260. Frkan M, Konecna R, Nicoletto G, Kunz L. Microstructure and fatigue performance of SLM-fabricated Ti6Al4V alloy after different stress-relief heat treatments. *Transportation research procedia (Online)*. 2019; 40:24–9.
261. Siva Teja PV, S M, Kumar AK, K S, Mahilraj J. Tensile Properties of Thermal Cycled Titanium Alloy (Ti–6Al–4V). *Advances in materials science and engineering*. 2022; 2022:1–8.
262. Ter Haar GM, Becker TH. Low temperature stress relief and martensitic decomposition in selective laser melting produced Ti6Al4V. *Material design & processing communications*. 2021;3(1): n/a.
263. Germain A, Freiherr von Thüngen I, Piellard M, Metton C. An innovative method to assess and manage residual stresses in additively manufactured titanium. *MATEC Web of Conferences*. 2020; 321:3030.
264. Antolak-Dudka A, Czujko T, Durejko T, Stępniewski WJ, Ziętała M, Łukasiewicz J. Comparison of the Microstructural, Mechanical and Corrosion Resistance Properties of Ti6Al4V Samples Manufactured by LENS and Subjected to Various Heat Treatments. *Materials*. 2024;17(5):1166.
265. Uematsu Y, Huang CA, Kakiuchi T, Mizutani Y, Nakajima M. Effect of heat treatment at the temperature above β -transus on the microstructures and fatigue properties of pure Ti. *Fatigue Fract Eng Mater Struct*. 2020;43(12):2800–11.
266. Catherine L, Abdul Hamid D Bin. The effect of heat treatment on the tensile strength and ductility of pure titanium grade 2. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*. 2018;429(1):12014.
267. Wasekar N. P. The influence of grain size and triple junctions on corrosion behavior of nanocrystalline Ni and Ni-W alloy. *Scr Mater*. 2022;213(114604).

268. Rodolfo Rodríguez Baracaldo R. CMJM, BPJA. Estudio de la relación Hall- Estudio de la relación Hall-Petch en aceros (0,6% C) submi- en aceros (0,6% C) submicrométricos crométricos. *INGENIERÍA E INVESTIGACIÓN*. 2011;31(3):112–20.
269. Behera AK, Ou H. Effect of stress relieving heat treatment on surface topography and dimensional accuracy of incrementally formed grade 1 titanium sheet parts. *International journal of advanced manufacturing technology*. 2016;87(9–12):3233–48.
270. Michalcová A, Vojtěch D, Vavřík J, Bartha K, Beran P, Drahokoupil J, et al. Structure and Properties of High-Strength Ti Grade 4 Prepared by Severe Plastic Deformation and Subsequent Heat Treatment. *Materials*. 2020;13(5):1116.
271. Gil FJ, Planell JA. Behaviour of normal grain growth kinetics in single phase titanium and titanium alloys. *Mater Sci Eng A Struct Mater*. 2000;283(1):17–24.
272. Gil FJ, Ginebra MP, Manero JM, Planell JA. Formation of α -Widmanstätten structure: effects of grain size and cooling rate on the Widmanstätten morphologies and on the mechanical properties in Ti6Al4V alloy. *J Alloys Compd*. 2001;329(1):142–52.
273. Zhao S. WY, PL, ZYX, RR, YG. Effect of annealing temperature on microstructure and mechanical properties of cold-rolled commercially pure titanium sheets. *The Nonferrous Metals Society of China*. 2022;32(8):2587–97.
274. Hashimoto T. IKMS. Effect of Grain Boundary Characters on Precipitation Behavior and Local Deformation Behavior in Al–Mg–Si Alloy. *Mechanics of Materials*. 2023;64(8):1959–68.
275. Pieuchot L, Marteau J, Guignandon A, Dos Santos T, Brigaud I, Chauvy PF, et al. Curvotaxis directs cell migration through cell-scale curvature landscapes. *Nat Commun*. 2018;9(1):3995–13.
276. Mutilva Martínez de Morentin I. ANÁLISIS DE IMAGEN SOBRE ACEROS AUSTENITICOS CARBURIZADOS [Proyect]. [Pamplona]: Universidad Pública de Navarra; 2011.
277. Ma Z, Liu J, Liu S, Zhang Y, Deng Y. Quench-induced contributions of high angle grain boundary and low angle grain boundary to exfoliation corrosion propagation in an AlZnMgCu alloy. *Journal of materials research and technology*. 2021; 15:6866–70.
278. Farabi E, Tari V, Hodgson PD, Rohrer GS, Beladi H. On the grain boundary network characteristics in a martensitic Ti–6Al–4V alloy. *J Mater Sci*. 2020;55(31):15299–321.
279. Gil FJ, Rodríguez A, Espinar E, Llamas JM, Padullés E, Juárez A. Effect of oral bacteria on the mechanical behavior of titanium dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):64–8.
280. Zhao F, Li Q, Wang J, Wenbin H. Preparation and Corrosion Resistance of ZnO Films under Different Annealing Temperatures and Their Resistive Switching Behaviors. *Int J Electrochem Sci*. 2021;16(6):210654.
281. Ibrahim KM, Mahmoud Moustafa M, Al-Grafi MW, El-Bagoury N, Amin MA. Effect of Solution Heat Treatment on Microstructure and Wear and Corrosion Behavior of a Two Phase β -Metastable Titanium Alloy. *Int J Electrochem Sci*. 2016;11(4):3206–26.
282. Yalçın M, Kaya B, Laçın N, Arı E. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Endosteal Implants with Different Macro Designs on Stress Distribution in Different Bone Qualities. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(3): e43–e50–e50.
283. Medina-Gálvez R. Estudio de las tensiones por fuerzas oclusales dinámicas en prótesis implantosoportadas según el material rehabilitador. *Elementos finitos 3D dinámicos*. 2023.

284. Sivrikaya EC, Omezli MM. The Effect of Tapered and Cylindrical Implants on Stress Distribution in Different Bone Qualities: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6): e99–e105–99–e105.
285. Medina-Galvez R, Cantó-Navés O, Marimon X, Cerrolaza M, Ferrer M, Cabratosa-Termes J. Bone Stress Evaluation with and without Cortical Bone Using Several Dental Restorative Materials Subjected to Impact Load: A Fully 3D Transient Finite-Element Study. *Materials*. 2021;14(19):5801.
286. Deste Gökay G, Oyar P, Gökçimen G, Durkan R. Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):545–545.
287. Latorre F. Evaluación del comportamiento biomecánico de dos diseños protésicos implantosoportados: Análisis de elementos finitos. *Revista nacional de odontología*. 2021;17(1):1–14.
288. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463–71.
289. Ping-Jen Hou, Keng-Liang Ou, Chin-Chieh Wang, Chiung-Fang Huang, Muhammad Ruslin, Erwan Sugiatno, Tzu-Sen Yang, Hsin-Hua Chou. Hybrid micro/nanostructural surface offering improved stress distribution and enhanced osseointegration properties of the biomedical titanium implant. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018; 79:173–80.

GLOSARIO DE ABREVIATURAS EMPLEADO

CpTi: Titanio comercialmente puro

ISQ: Coeficiente de estabilidad del implante

BIC: Contacto hueso-implante

SEM: Microscopio electrónico de barrido

SPD: Deformación plástica severa

UFG: Grano ultrafino

SLM: función selectiva por láser

EBM: Fusión por haz de electrones

TPS: Plasma de Titanio

SLA: Sand-blasted, large-Grit and Acid-Etched (granallado con chorro de arena, grano grande y grabado ácido)

AFM: Microscopía de fuerza atómica

MPa: Megapascal. Unidad de medida de la rigidez y resistencia a la compresión y tracción de un material

GPa: Gigapascal

ASTM: American Society for Testing and Materials (Sociedad Estadounidense para pruebas y materiales)

σ = Esfuerzo

ϵ = Deformación relativa

U = Energía de deformación

N_i = Número de ciclos para la iniciación de la grieta

N_f = Período de propagación de la grieta

N_T = Vida a fatiga

Curva S-N: Curva de tensión (S) y ciclos (N)

ΔK : Factor de intensidad de tensiones

FEM: Método de elementos finitos

Hz: Hercio

λ : Longitud de onda

Θ : Ángulo formado entre los rayos que inciden y los planos de dispersión

V: velocidad de desplazamiento del límite de grano

P₁ y **P₂** = radio de los granos

K: Constante de Boltzmann

T = temperatura absoluta

R = constante de los gases

n: exponente resultante de la pendiente de la gráfica log D frente a log t

K₀: constante preexponencial

ε* = energía de activación

σ_y = límite elástico

σ₀ = constante del material

d = diámetro de los granos

K_y = coeficiente de esfuerzo

J_{CORR} = densidad de corriente

E_{CORR} = potencial de corrosión

E_{OCP} = potencial de circuito abierto

ANEXOS. CRITERIOS DE CALIDAD DE LA TESIS

Póster



Sepa24

CERTIFICADO DE COMUNICACIÓN

La Sociedad Española de Periodoncia y Osteointegración certifica que

Marta Sanjuán Álvarez

Ha presentado la comunicación en formato:

Póster de Investigación

Con título

**EQUILIBRADO DE LOS NIVELES DE TENSIÓN RESIDUAL MEDIANTE
TRATAMIENTO TÉRMICO EN IMPLANTES DE SUPERFICIE HÍBRIDA**

Firmada por

Marta Sanjuán Álvarez (1); Óscar Valencia Blanco (1)

En el congreso SEPA 2024, celebrado en Bilbao
del 29 de mayo al 1 de junio de 2024

José Nart
Presidente Sepa

Salud Bucal y
Periodoncia
para todos



Bilbao
29 Mayo – 1 Junio
2024



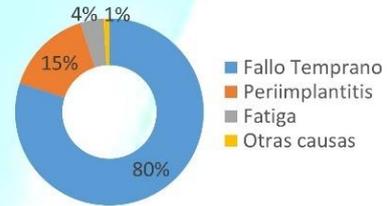
Sepa.

Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico en implantes de superficie híbrida

Marta Sanjuán Álvarez, Óscar Valencia Blanco, Aritza Brizuela Velasco, Javier Gil Mur

Por qué surgen

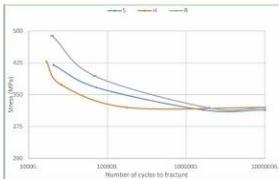
Los implantes híbridos surgen por la necesidad de controlar los problemas biológicos de los implantes. Combinan dos superficies, una coronal, mecanizada que minimiza la adhesión bacteriana y otra rugosa, apical, que mejora la unión mecánica con el hueso circundante. El resultado ha sido la reducción de sus propiedades biomecánicas.



Qué falla

Resistencia a flexión

Significativamente inferior (418 MPa).



Comportamiento a fatiga



Valor de tensiones de Von Mises/ Microdeformaciones

Análisis de elementos finitos

Mayor probabilidad de reabsorción de la porción más coronal del hueso circundante.

Tensión residual

20 MPa superficie mecanizada vs 200 MPa rugosa

¿Posible solución?

Sin tratamiento térmico.

Implantes híbridos

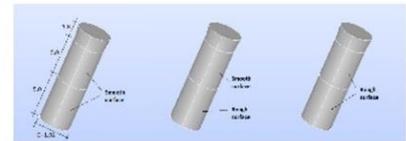
Con tratamiento térmico. Protegidos en una atmósfera inerte de Argón

Tratamiento térmico de recocido para:

- Igualar microestructuras
- Reducir la tensión residual
- Aumentar la dureza, la humectabilidad y la resistencia a la corrosión

800°

tiempos de calentamiento: 10, 20, 30, 40, 60, 100 y 120 minutos



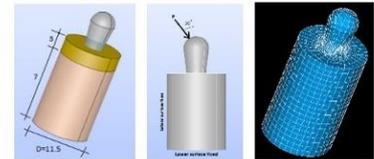
Tensión residual
Resistencia a la flexión
Comportamiento a Fatiga
Microdureza
Cinética de grano

Comportamiento mecánico

Implante híbrido

Implante híbrido tratado térmicamente

Análisis de elementos finitos



Previsión de resultados

Discusión: Existe una relación entre las propiedades mecánicas y la composición química y la microestructura (tamaño, morfología, distribución y orientación del grano)

- ✓ El tratamiento térmico sí equilibrará los niveles de tensión residual entre las dos superficies de los implantes híbridos
- ✓ Se espera que el comportamiento mecánico de los implantes híbridos con tratamiento térmico sea superior a los que no lo reciban

1. Y. Y. Sun SLLSGCHODFML& MQ. Fatigue Performance of Additively Manufactured Ti-6Al-4V: Surface Condition vs. Internal Defects. In: The 2nd Asia-Pacific International Conference on Additive Manufacturing (APICAM 2019, 2020. p. 1022-30). 2. Shemtov-Yona K, Ritte! D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. Biomed Res Int. 2015;2015:547384-11.. 3. Robles D, Brizuela A, Fernández-Domínguez M, Gil J. Corrosion Resistance and Titanium Ion Release of Hybrid Dental Implants. Materials. 2023;16(10):3650. 4. Sanjuán M, Brizuela-Velasco A, Gil J, Cerrolaza M, Montalvillo E, Fernández-Hernández S, et al. Hybrid surface implants: influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests. Dental materials. 2024;40(1):9-18.. 5. Prados. M. Predicción de vida a la fatiga de implantes dentales y sus conexiones protésicas. Un estudio de elementos finitos probabilistas. Rev Esp Odontostomatológica de implantología. 2018;22(1).



El Comité Científico certifica que el trabajo titulado
**EQUILIBRADO DE LOS NIVELES DE TENSIÓN RESIDUAL MEDIANTE TRATAMIENTO TÉRMICO EN
IMPLANTES DE SUPERFICIE HÍBRIDA**

de los autores

**MARTA SANJUÁN ÁLVAREZ⁽¹⁾; ÓSCAR VALENCIA BLANCO⁽²⁾; ARITZA BRIZUELA VELASCO⁽¹⁾;
FRANCISCO JAVIER GIL MUR⁽³⁾;**

ha sido presentado como

COMUNICACIÓN PÓSTER

en el 53º Congreso Anual SEPES,
celebrado en Sevilla
del 10 al 12 de octubre de 2024



Fdo. Guillermo J. Pradies Ramiro
Presidente de SEPES



Fdo. Rafael Martínez de Fuentes
Presidente del 53º Congreso Anual SEPES

Equilibrado de los niveles de tensión residual mediante tratamiento térmico en implantes de superficie híbrida

Marta Sanjuán Álvarez, Óscar Valencia Blanco, Aritza Brizuela Velasco, Javier Gil Mur



Tensión residual



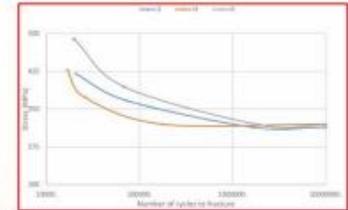
(MPa)

-20,2

-201,2



- ✘ Peor comportamiento a fatiga
- ✘ Peor resistencia a la flexión
- ✘ Mayor riesgo de corrosión
- ✘ Escasa transmisión de tensiones en hueso cortical



Tratamiento térmico de recocido

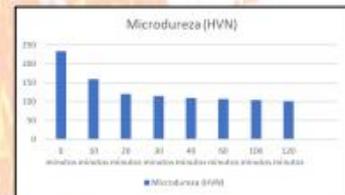


Temperatura: **800°**

Mantenimiento de la temperatura: **30 minutos**

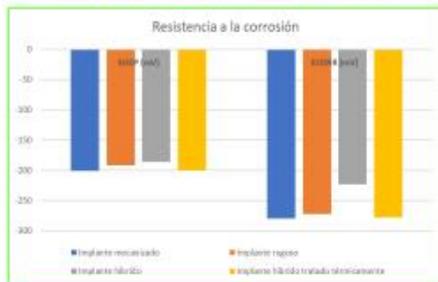
- Evitar excesivo crecimiento de grano
- Microdureza

Enfriamiento en **agua a 20°**

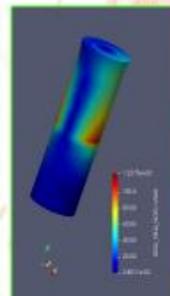
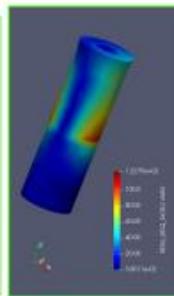


Alivio de tensión residual

Mayor resistencia a la corrosión



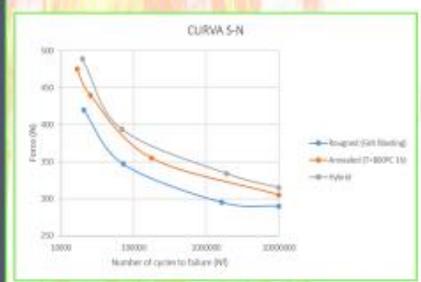
Mejor distribución de tensiones de Von Mises



Implante híbrido tratado

Hueso trabecular

Mejor comportamiento a fatiga



1. Y. Y. Sun SLLSGCHODFML& MQ. Fatigue Performance of Additively Manufactured Ti-6Al-4V: Surface Condition vs. Internal Defects. In: The 2nd Asia-Pacific International Conference on Additive Manufacturing (APICAM 2019. 2020. p. 1022–30). 2. Shermov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. Biomed Res Int. 2015;2015:547384–11.. 3. Robles D, Brizuela A, Fernández-Domínguez M, Gil J. Corrosion Resistance and Titanium Ion Release of Hybrid Dental Implants. Materials. 2023;16(10):3650. 4. Sanjuán M, Brizuela-Velasco A, Gil J, Cerrolaza M, Montalvillo E, Fernández-Hernández S, et al. Hybrid surface implants: influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests. Dental materials. 2024;40(1):9–18.. 5. Prados. M. Predicción de vida a la fatiga de implantes dentales y sus conexiones protésicas. Un estudio de elementos finitos probabilistas. Rev Esp Odontostomatológica de Implantología. 2018;22(1).

Artículos

Artículo 1.

Primer artículo publicado

“Hybrid surface implants: influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests”

Marta Sanjuán Álvarez, Aritza Brizuela Velasco, Francisco Javier Gil Mur, Miguel Cerrolaza, Enrique Montalvillo, Daniel Robles Cantero.

Citación:

Sanjuán M, Brizuela-Velasco A, Gil J, Cerrolaza M, Montalvillo E, Fernández-Hernández S, et al. Hybrid surface implants: influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests. Dental materials.2024;40(1):9–18.

Rango de la revista: Dental Materials-Q1(Biomaterials, Dentistry, Oral Surgery and Medicine)

Factor de Impacto: 4,6 (2023) Cite Score: 9,8 (2020-2023)

Contribución del doctorando:

El doctorando ha colaborado en la investigación con el equipo del Dr. Javier Gil Mur en el Bioengineering Institute os Technology Materiales Dentales (UIC) y ha contribuido en la escritura, organización y edición del manuscrito final.

Artículo 2.

Segundo artículo publicado

“Residual Stress Homogenization of Hybrid Implants”

Marta Sanjuán Álvarez, Daniel Robles Cantero, Javier Gil Mur, Saray Fernández Hernández, Esteban Pérez Pevida, Aritza Brizuela Velasco.

Citación: Sanjuán Álvarez, M.; Robles, D.; Mur, J.G.; Fernández-Hernández, S.; Pérez-Pevida, E.; Brizuela-Velasco, A. Residual Stress Homogenization of Hybrid Implants. *Bioengineering* **2024**, *11*, 1149.
<https://doi.org/10.3390/bioengineering11111149>

Rango de la revista: Bioengineering-Q2 (MPDI)

Factor de Impacto: 3,8 (2023) Cite Score: 4,0 (2020-2023)

Aceptado el 6/11/2024
Publicado el 15/11/2024

Contribución del doctorando:

El doctorando ha colaborado en la investigación con el equipo del Dr. Javier Gil Mur en el Bioengineering Institute os Technology Materiales Dentales (UIC) y ha contribuido en la investigación, escritura, organización y edición del manuscrito final.



Hybrid surface implants: Influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests

Marta Sanjuán ^a, Aritza Brizuela-Velasco ^{b, *}, Javier Gil ^a, Miguel Cerrolaza ^a, Enrique Montalvillo ^{a, b}, Saray Fernández-Hernández ^b, Daniel Robles ^b

^a Bioengineering Institute of Technology, International University of Catalonia, Barcelona, Spain

^b DENS-ia Research Group, Faculty of Health Sciences, Miguel de Cervantes European University, Valladolid, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:

Hybrid Implants
SLA implants
Implant surface roughness
Titanium machined surface
Residual stress
Flexion resistance
Fatigue behavior
Finite element analysis

ABSTRACT

Objectives: To determine the influence of different surface roughness and residual stress of hybrid surface implants on their behavior and mechanical failure.

Methods: Three types of implants with different surface roughness were used as specimens: smooth, rough, and hybrid. A diffractometer was used to determine the residual stress of the implants according to their different surface treatment. These results were used as an independent variable in a finite element analysis that compared the three specimens to determine the von Mises stress transferred to the implants and supporting bone and the resulting microdeformations. Flexural strength and fatigue behavior tests were performed to compare the results of the three types of implants.

Results: Higher residual stress values were found for rough surfaces ($p < 0.05$, Student's t-test) compared to smooth surfaces, and both types of stress were different for the two types of hybrid implant surfaces. Finite element analysis found different von Mises stress and microdeformation results, both at the level of the implant and the bone, for the three types of implants under study. These results were correlated with the different flexural strength behaviors (lower resistance for hybrids and higher for rough surfaces, $p < 0.05$) and fatigue behavior (the rough implant had the longest fatigue life, while the hybrid implant exhibited the worst fatigue behavior).

Significance: The results show a trend toward a less favorable mechanical behavior of the hybrid implants related to the retention of different residual stresses caused by the surface treatment.

1. Introduction

The use of dental implants to retain or support dental prostheses, replacing one or several or all missing teeth, has been revolutionary in terms of efficacy and predictability for functional and esthetic recovery, compared to conventional treatments based on oral or tooth-supported prostheses [1].

Even though various materials and alloys are used to manufacture dental implants, Ti6Al4V is the most frequently used alloy. The advantages of titanium and its alloys can be attributed to its high mechanical strength, low density, and adequate corrosion resistance, largely due to its structural combination of alpha and beta phases [2]. However, its proper mechanical and biological behavior partly depends on the surface treatment to which the implant's titanium is subjected, either by

additive or subtractive methods; among the subtractive methods, the sand-blasted acid-etched (SLA) method stands out. Several *in vitro* and animal model studies have shown histological (bone-to-implant contact, BIC) and mechanical (disinsertion torque) improvements with SLA treatment compared to other types of surface treatments or the absence of treatment (smooth or machined implants) [3,4]. Ultimately, roughness can positively affect osteoblast insertion, proliferation, and differentiation [5].

A recent systematic review and meta-analysis that included prospective observational studies has reported a mean survival rate of 96.4% over a follow-up period of 10 years for implants [6]. However, dental implants are not free of complications, both mechanical and biological. Among the latter, mucositis and peri-implantitis are particularly relevant. Mucositis has been defined as a condition characterized by peri-

* Correspondence to: DENS-ia Research Group, Faculty of Dentistry, Miguel de Cervantes European University, C. del Padre Julio Chevalier 2, 47012 Valladolid, Spain.

E-mail address: drobles@clinica.uemc.es (D. Robles).

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.10.002>

Received 22 June 2023; Accepted 5 October 2023

0109-5641/© 2022

implant soft tissue inflammation, identified by bleeding on probing (BOP). In turn, peri-implantitis is accompanied by peri-implant marginal bone loss, an inflammatory condition that can compromise implant survival if not correctly identified, diagnosed, and treated [7].

Several treatments are currently available for peri-implantitis, ranging from pharmacology to regenerative or resective surgical approaches, followed by maintenance therapies with limited efficacy. The Group 4 ITI Consensus Report considered that the outcome of any treatment is affected by factors related to implant design, the prosthesis, and the patient, as well as by the type of surface roughness of the implant [8]. In this regard, peri-implantitis is characterized by peri-implant marginal bone loss and can lead to exposure to rough titanium in the oral environment. This is more prone to bacterial adhesion and difficult hygiene, so the inflammatory process becomes chronic. For this reason, some authors recommend a implantoplasty of the exposed implant surface to reduce its roughness [9].

Considering such circumstances, dental implants with hybrid surfaces emerged. In its essence, a hybrid implant is one in which two different areas can be defined in terms of surface treatment: a relatively smooth coronal surface (machined) and a moderately rough apical surface. Moreover, both parts of the implant should have an intrasosseous anchorage or, in other words, tissue-level implants with a rough intrasosseous portion and a juxta-osseous machined collar for interaction with the peri-implant soft tissue should be excluded as hybrids. Since peri-implantitis is a rather frequent condition (affects 12.8 % of all implants placed) [10], the hybrid implant could help control the inflammatory process once bone loss has started. This beneficial effect has been corroborated by some clinical studies [11].

However, such an advantage may not be sufficient to compensate for the disadvantages of a hybrid implant. As previously discussed, roughness can mediate autocrine and paracrine regulation of osteogenesis and lead to increased BIC [5]. Numerous *in vitro* studies, especially those that performed finite element analysis (FEA), have shown that load transfer between the implant and the supporting bone occurs mainly in the first coronal millimeters of the interface between the two [12]. A lower BIC, on a smooth surface, should increase the transferred stress due to decreased dissipation for the same applied force. Therefore, stress increases that lead to certain microdeformations of the supporting bone can promote bone resorption through an osteocyte-mediated mechanotransduction mechanism [13].

In addition to the differences in the biological behavior of osteoblasts, mediated by the difference in roughness, a different behavior concerning wettability and corrosion is also foreseeable in the different parts of a hybrid implant. Regarding corrosion, this will be favored by the different residual stress found on the two surfaces of the implant. The rough surface tends to have a more significant stress due to the blasting treatment itself by the alumina particles: this mechanical heterogeneity tends to increase the corrosion potential [14].

Such mechanical heterogeneity can nevertheless be a disadvantage concerning hybrid implants' mechanical behavior and fatigue resistance, with a weak point located at the boundary between the two types of surfaces. This deficit in biomechanical behavior can ultimately cause implant fracture, a mechanical complication that rarely occurs in implant dentistry (0.146 % at 5 years) [15], but it also depends on certain factors such as the type of connection, implant design, diameter, and type of retention. Although rare, it is a significant complication: firstly, it compromises the implant or leads directly to implant failure, and secondly, its treatment is surgical and rather complex, with the risk of affecting neighboring anatomical structures.

The foreseeable mechanical behavior of an implant, specifically a hybrid implant, can be assessed using a mathematical model (FEA) and standardized fatigue tests. For the FEA, the starting point is a solid object, corresponding to the implant and its supporting bone in this specific case, and the working model is divided into a finite number of discrete elements connected by nodes. Each element is assigned its corre-

sponding elastic properties and boundary conditions are established, including the magnitude and direction of the applied force, to assess the interactions, expressed both in von Mises stress and the resulting microdeformation [16]. In general, it is currently considered necessary to validate the results of the FEA using additional tests, particularly fatigue tests. These tests are carried out in a standardized manner using a load creep machine to obtain an S-N curve (stress-number of cycles) or Wöhler curve, which indicates the number of cycles that the specimen can withstand until failure due to fracture [17].

Since the available literature does not provide sufficient evidence of the fracture resistance of hybrid implants in the available literature, the objective of this *in vitro* experimental study, using FEA and fatigue testing, is to determine the effect of the different surface roughness and residual stress of this type of implants on their behavior and mechanical failure. The null hypothesis is that there is no difference in the mechanical behavior of a hybrid implant compared to a smooth or rough implant.

2. Material and methodology

2.1. Characterization and mechanical tests

2.1.1. Implants

Ninety bone-level dental implants made of commercially pure titanium grade 3, provided by Klockner Dental Implants (Soadco, Escaldes Engordany, Andorra), were studied. All implants had the same design and macrogeometry: bone level, internal connection, neck with microthreads, diameter of 3.5 mm, and length of 12 mm. Three experimental groups, each consisting of thirty implants, were created. The first group consisted of machined implants, referred to as Smooth (S). In the second group, the implants were smooth on the first three threads (4 mm), and the remaining part of the implant was treated with alumina particles sized 220 μm at a pressure of 5 bars to create a rough surface; this second group was named hybrid implant (H). The third group involved treating the entire surface of the dental implant with alumina grit blasting under the same conditions described above. These implants were referred to as rough implants (R). Fig. 1 illustrates the three types of dental implants.

2.1.2. Surface roughness and topography

Roughness was evaluated using a light interferometer microscope (Wyko NT1100; Veeco, Plainview, NY, USA). The surface analysis area was $189.2 \times 248.7 \mu\text{m}^2$ for smooth surfaces and $459.9 \times 604.4 \mu\text{m}^2$ for all the micro-rough surfaces. Data analysis was performed using Wyko Vision 232TM software (Veeco, Plainview, NY, USA). A Gaussian

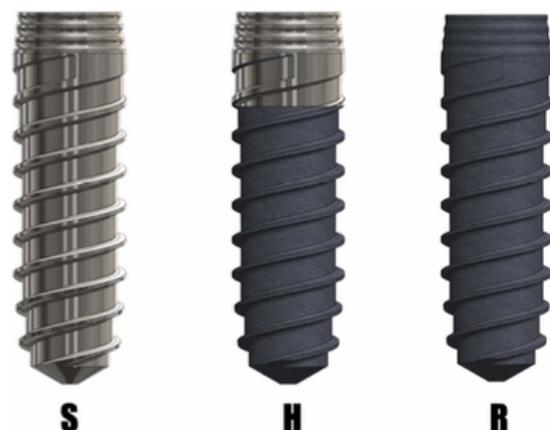


Fig. 1. A. Smooth dental implant (S). B. Hybrid dental implant (H). C. Rough dental implant (R).

filter was applied to separate waviness and form from the surface roughness. Based on previous tests, cut-off values, $\lambda_c = 0.8$ mm, for CTR, AE, GB, SA surfaces, and $\lambda_c = 0.25$ mm for CTR surfaces. Measurements were taken on five different specimens of each type to characterize the amplitude parameter (S_a), spacing parameter (S_m), and hybrid parameter (Index area). A scanning electron microscope (SEM) JSM 6400 (Jeol LTD, Tokyo, Japan) was used to analyze the surface topography of the implants before testing qualitatively.

2.1.3. Mechanical properties

2.1.3.1. Residual stress. Residual stress was measured on five dental implants from each group using a diffractometer with a Bragg-Brentano configuration (D500, Siemens GmbH, Berlin, Germany). The measurements were performed for the family of planes (213), which diffracts at $2\theta = 139.5^\circ$. The elastic constants of Ti in the direction of this family of planes are $EC = (E/1 + \nu)(213) = 90.3$ (1.4) GPa. The peak positions were adjusted using a pseudo-Voigt function with appropriate software (WinplotR, freely accessible online), and then converted to interplanar distances using Bragg's equation.

2.1.3.2. Flexion resistance. The tests were conducted using a 25 kN load cell under a constant displacement speed of 1 mm/min. To allow a direct comparison of fatigue resistance among the three groups of specimens under the same test conditions, the same fatigue value and maximum strength value were used for all three study groups. This simplification enabled the comparison of the life cycles of the three groups of specimens.

2.1.3.3. Fatigue behavior. Cylindrical specimens were placed inside a steel clamping base with a central hole having an insertion depth of 5 mm. Fatigue tests were carried out with unidirectional loading (uniaxial) under conditions of sinusoidal load application and compression-compression regime at an inclination of 30° , with a load application frequency of 15 Hz, in a dry environment, and with 5×10^6 cycles as the number of cycles for infinite life (Fig. 2).

2.2. Finite element analysis

2.2.1. Model geometry

A simplified prosthesis-implant-bone system was modeled using the Salome Cad software (Open Cascade SAS company, Guyancourt, France) to generate a 3D simulation to assess the magnitude and distribution of stress in implants with different surface modifications.

The implants were designed as a cylindrical body with a diameter of 1.92 mm, a total length of 10 mm, and a juxta-osseous crestal portion with a height of 1.8 mm and slight coronal convergence. A structure simulating a prosthetic crown on the implant was modeled on this platform. Based on the Saint Venant principle, it was considered that the simplifications assumed in the design would not affect those resulting from the distributions.



Fig. 2. Test SET-UP with detail of the specimen arrangement in the machine.

The bone was modeled as a cylinder with a total height of 10 mm and two different types of elastic properties: a coronal portion with a thickness of 3 mm simulating the cortical bone and the rest representing the trabecular bone.

Regarding the implant, as an independent variable, 3 designs based on surface roughness were used (Fig. 3). For calculation purposes, the residual stress calculated in the characterization described above was used to simulate the different roughness:

- Smooth implant: The entire implant has a smooth surface (S), with a homogeneous residual stress of 20 Mpa.
- Smooth-rough implant: The bottom part of the implant (5 mm) has roughness, while the top part (5 mm) is smooth (H) with a stress of 20 Mpa in the smooth coronal portion and 200 Mpa in the rough apical portion.
- Full rough: the roughness covers the entire implant (R), with a homogeneous residual stress of 200 Mpa.

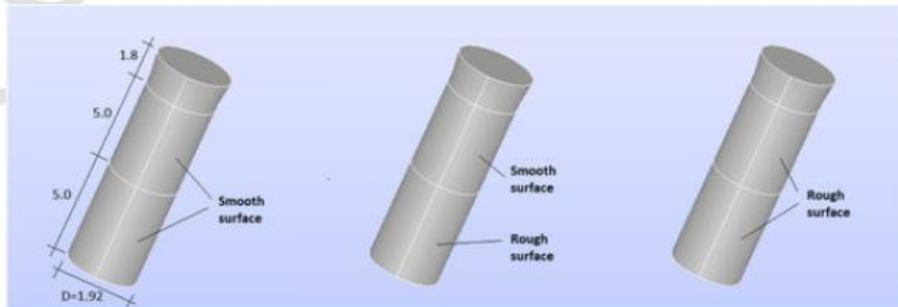


Fig. 3. Left: smooth surface implant. Center: smooth-rough implant. Right: full rough implant.

Regarding the bone, as an independent variable, two situations have been considered, considering the position of the peri-implant marginal bone in health (upper-cortical) and bone loss (lower-cortical).

- Upper-cortical: The cortical bone was defined at the top part of the implant (see Fig. 4).
- Lower-cortical: The cortical bone was defined at 5 mm below the top part of the implant (see Fig. 5).

Then, the combination of implant types and bone situations (6 models) were exported to Code_Aster software (Électricité de France, Paris, Francia) for a full FEA.

2.2.2. Material properties and interface conditions

The elastic properties, Young's modulus, and Poisson's ratio of the modeled materials were obtained from the literature and are listed in Table 1. All materials, including the supporting bone, were considered linearly elastic, homogeneous, and isotropic. The interface between the bone and the implant was assumed to be a 100 % ideal osseointegration. Likewise, a passive, effective fit without displacements between the implants and the modeled prosthetic portion was considered.

2.2.3. Loads and boundary conditions

For all six test models resulting from the combinations of different implant types and bone situations, a force of 140 N was applied on the geometric center of the coronal surface of the prosthetic element, with an angle of 30° concerning the axial axis of the implant.

The upper-cortical models were generated with 86,227 elements and 109,328 nodes, and the lower-cortical models with 79,234 elements and 101,452 nodes. A finite element mesh sensitivity analysis was performed before the numerical calculations. Based on this analysis, the proposed model was meshed using classical hexahedra and quadratic tetrahedral elements with different refinements: a 2 mm element size for bones and a 0.1 mm element size for all implant components. Stress (according to the von Mises yield criterion) and deformation data were obtained numerically.

3. Results

3.1. Characterization and mechanical tests

The results of the roughness parameters obtained are shown in Table 2, and the roughness parameters Sa, Sm, and the index area showed significant differences ($p < 0.05$) between rough and smooth samples. Hybrid implants have a combination of this topography

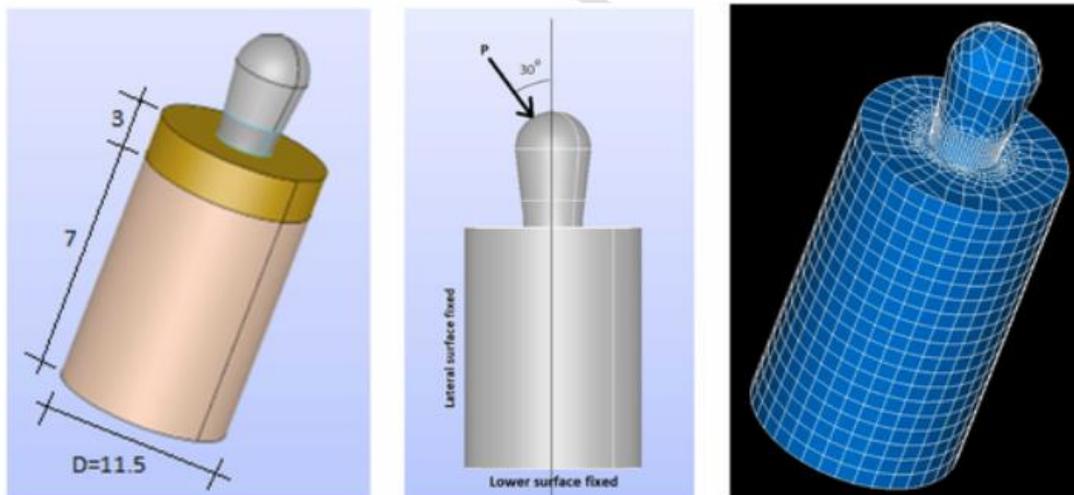


Fig. 4. Upper-cortical bone model. Left: implant model. Center: loads. Right: finite element mesh (86,227 elements and 109,328 nodes).

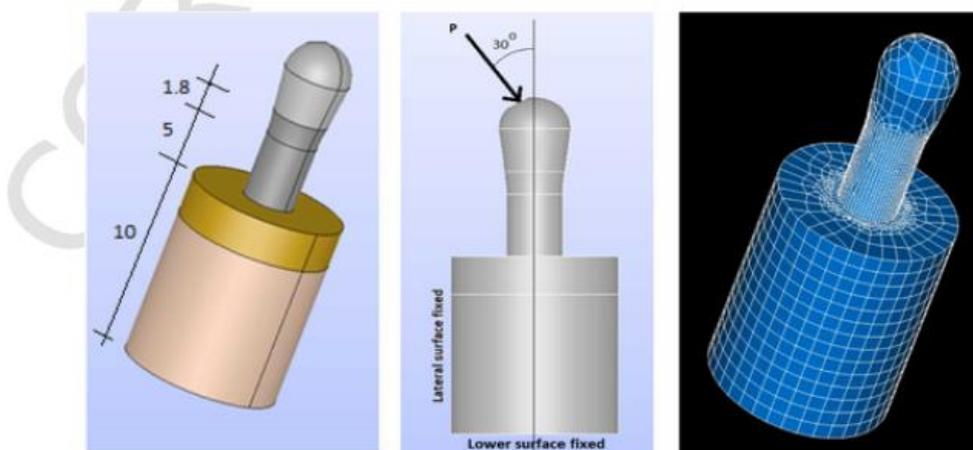


Fig. 5. Lower-cortical bone model. Left: implant model. Center: loads. Right: finite element mesh (79,234 elements and 101,452 nodes).

Table 1
Mechanical properties of the modeled materials.

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Implant	110,000	0.32
Cortical bone	19,400	0.30
Trabecular bone	5600	0.28
Loading device	200,000	0.30

Table 2
Roughness and area index values for smooth and rough surfaces. * indicates statistically significant differences between the surfaces studied by ANOVA in each roughness parameter ($p < 0.05$).

Surface	Sa (μm) \pm SD	Sm (μm) \pm SD	Index Area \pm SD
Smooth	0.23 \pm 0.02	0.33 \pm 0.01	1.10 \pm 0.02
Rough	1.98 \pm 0.12 *	5.40 \pm 0.20 *	1.16 \pm 0.05 *

(smooth in the coronal portion up to 4 mm and rough in the rest of the implant body).

Table 3 confirms the compressive character of the residual stresses for the grit-blasting dental implants and the part of the hybrid dental implant submitted to the abrasive projection. As expected, the compressive stresses induced by grit blasting are statistically significant ($p < 0.05$, t-Student) and highly different from smooth dental implants. In a hybrid implant, the two residual stresses converge at the

Table 3
Surface residual stresses calculated at the smooth and rough surfaces of the dental implant (* means statistically significant difference).

Dental implant	Residual stress (MPa)
Smooth	-20.2 (5.3)
Rough	-201.2 (11.2)*

Table 4
Flexural stress of the different dental implants. (* means statistically significant difference).

Dental implant	Flexural stress (MPa)
Smooth	430 (7)
Hybrid	418 (6)*
Rough	490 (10)* *

boundary between the two types of roughness: 20.2 Mpa on average for the smooth surface and 201.2 Mpa for the rough surface.

Table 4 shows the flexural stresses of the three types of dental implants. The lowest stress value for the hybrid implants and the highest value for the rough implants can be seen. The differences between specimens are statistically significant ($p < 0.05$), and a difference between means of more than 70 Mpa can be observed between hybrid and rough implants, with the latter having a greater flexural strength.

Fig. 6 shows the fatigue curves of the three types of dental implants, showing that the dental implant with the longest fatigue life is the rough implant, and the worst fatigue behavior is that of the hybrid dental implant. Again, as observed in the flexural strength measurements, the smooth implants' fatigue curve lies between hybrid and rough implants.

3.2. Finite element analysis

Table 5 shows values for maximum von Mises stress (Mpa) and microstrains (mm/mm), both to the implants and the supporting bone. Regarding the implants, smooth implants have the lowest maximum von Mises stress values. Likewise, for the same type of implant, the maximum von Mises stress values are higher in the lower-cortical bone than in the upper-cortical bone. The highest maximum von Mises stress values were found for the rough implant in the lower-cortical bone. In agreement with these stress results, similar results were obtained for the microstrains, with the smooth implant in the upper cortical as the specimen with the lowest microstrain (1.038e-3) and the rough implant in the lower cortical with the highest (3.342 e-3).

Figs. 7–10 depict the von Mises stress and microstrain distributions for the three different types of implants and two types of bone using a colorimetry diagram. In general, the diagrams show obvious differences in stress transfer and microdeformation depending on the position of the bone and obviously between the different types of implants (S, H, R). Likewise, similar intra-specimen stress and microstrain distributions tend to occur.

4. Discussion

The main objective of this *in vitro* experimental study was to assess the mechanical behavior of a hybrid implant, characterized by a body with two different surface modifications, using FEA and mechanical and characterization tests.

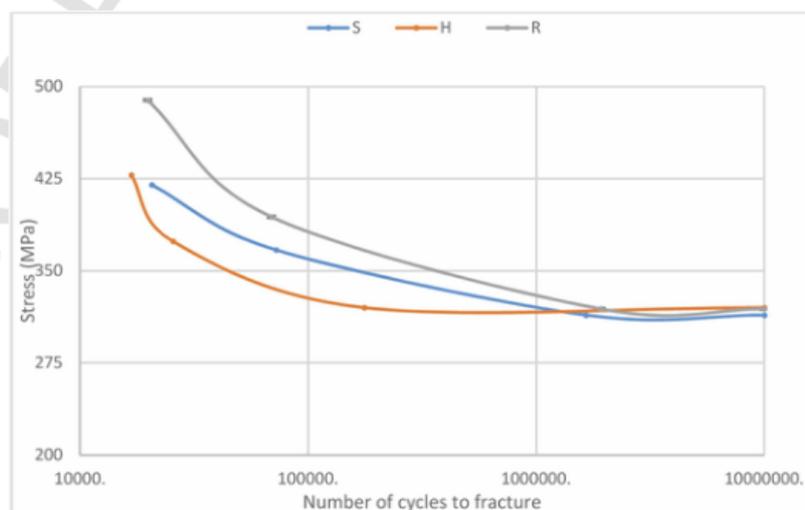


Fig. 6. S-N curve for the three types of dental implants.

Table 5
Maximum Von Mises stresses (MPa) and microstrains (mm/mm) at the implant and at the bone.

Model	Implant	Implant		Bone	
		Svon	μstrains	Svon	μstrains
Upper Cortical	S	73.9	1.038e-3	63.6	1.280e-3
	H	192.8	1.746e-3	131.7	2.060e-3
	R	183.8	1.923e-3	129.9	2.368e-3
Lower Cortical	S	144.4	1.719e-3	99.3	2.165e-3
	H	211.7	2.130e-3	158.9	2.337e-3
	R	319.7	3.342e-3	236.7	3.778e-3

The roughness analysis by interferometry has characterized the two types of roughness under study, with significant differences between the smooth ($Sa\ 0.23 \pm 0.02\ \mu m$) and rough ($1.98 \pm 0.12\ \mu m$) surfaces. A recently published *in vitro* study aimed at determining the effect of surface treatment on bone cell proliferation and differentiation, obtaining a maximum Sa of $1.4 \pm 0.04\ \mu m$ on Ti6Al4V disks using alumina particles of 180–250 μm at standard pressure and a Sa of $0.3 \pm 01\ \mu m$ on the untreated surface (Stoilov et al., 2022). Compared to these findings, our Sa values are higher for the rough surface and lower for smooth surface, so it was possible to take advantage of the greater difference between these two values to obtain mechanical results that can be used to conclude clinical interest. Importantly, our Sa values for smooth and rough surfaces are within the range of roughness considered in the literature for implants with smooth surfaces and SLA surfaces considered as moderately rough, respectively [18].

Moreover, the diffractometry study has shown statistically significant differences between the residual surface stress of the two studied surfaces. The results agree with those of a previously published study that assessed the importance of dental implants' roughness and residual stresses on fatigue and osseointegration behavior by *in vitro* and animal model studies [19]. The residual stress values obtained in that study were lower than 50 Mpa on average for machined surfaces and slightly higher than 200 Mpa for rough surfaces treated by particle blasting (600 μm and 0.25 Mpa). The results of that study also showed that the

surface modified by particle blasting accelerated bone regeneration and resistance in pull-out tests compared to implants of identical geometry, but different surfaces (smooth, acid etching, and spark-anodization).

Finally, the mechanical tests have determined that the hybrid implant has lower resistance values to flexural stress and fatigue of the three specimens under study, with statistically significant differences concerning the rough and smooth implants. The rough implant has the most favorable mechanical behavior considering these dependent variables.

This difference in behavior could be because the rough dental implant has a high compressive residual stress, which hinders the crack nucleation on the surface. This delay in the nucleation of the crack produces a longer fatigue life since, as has been demonstrated in other studies [19], when there are compressive stresses on the surface of the dental implant, the initiation of the crack in the titanium occurs at a distance of 1–2 micrometers from the surface, which increases the number of mechanical cycles to achieve the initiation of the crack.

Moreover, smooth dental implants have a better fatigue life than hybrid implants. These implants have a minimal compressive residual stress, and the crack is generated on the surface at fewer cycles than in rough dental implants. However, it is important to consider the reduced fatigue life of hybrid implants that can be attributed to the difference between compressive stress of $-200\ MPa$ in the rough zone and $-20\ MPa$ in the smooth zone. This difference in residual stresses at the interface generates an exaltation of stresses in the connection zone, facilitating crack formation.

In this regard, it can be verified in all cases that the crack in the hybrid implants is generated in 100 % of the cases at the rough-smooth interface. Moreover, implants above 300 MPa exceed the fatigue life of 5×106 cycles in all cases.

Fractography studies performed on the three types of dental implants show that for S and H dental implants the crack initiation is on the implant surface and for R dental implants the crack initiation is inside the implant (Fig. 11). Differences between the grooves can also be seen in the crack propagation zone since the distances between the grooves are smaller for the S and H implants (Fig. 12).

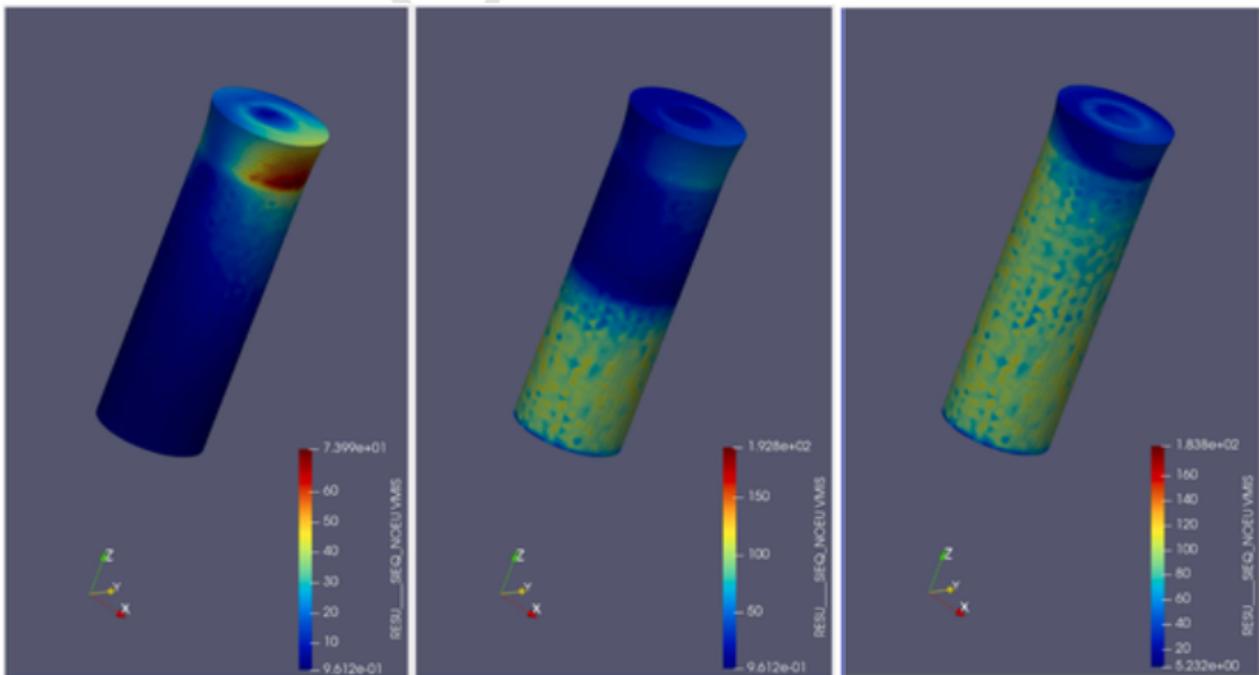


Fig. 7. Implant Von Mises stresses (MPa) in upper-cortical model. Left: SS implant. Center: SR implant. Right: RR implant.

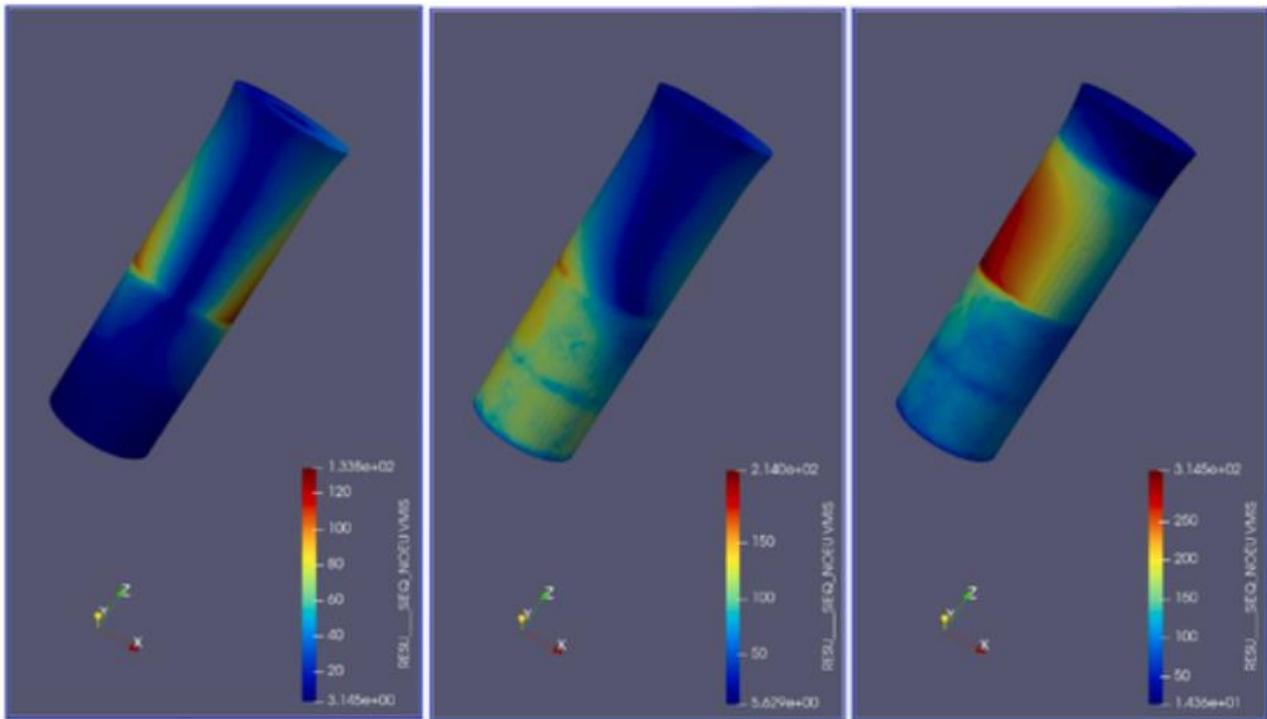


Fig. 8. Implant Von Mises stresses (MPa) in the lower-cortical model. Left: SS implant. Center: SR implant. Right: RR implant.

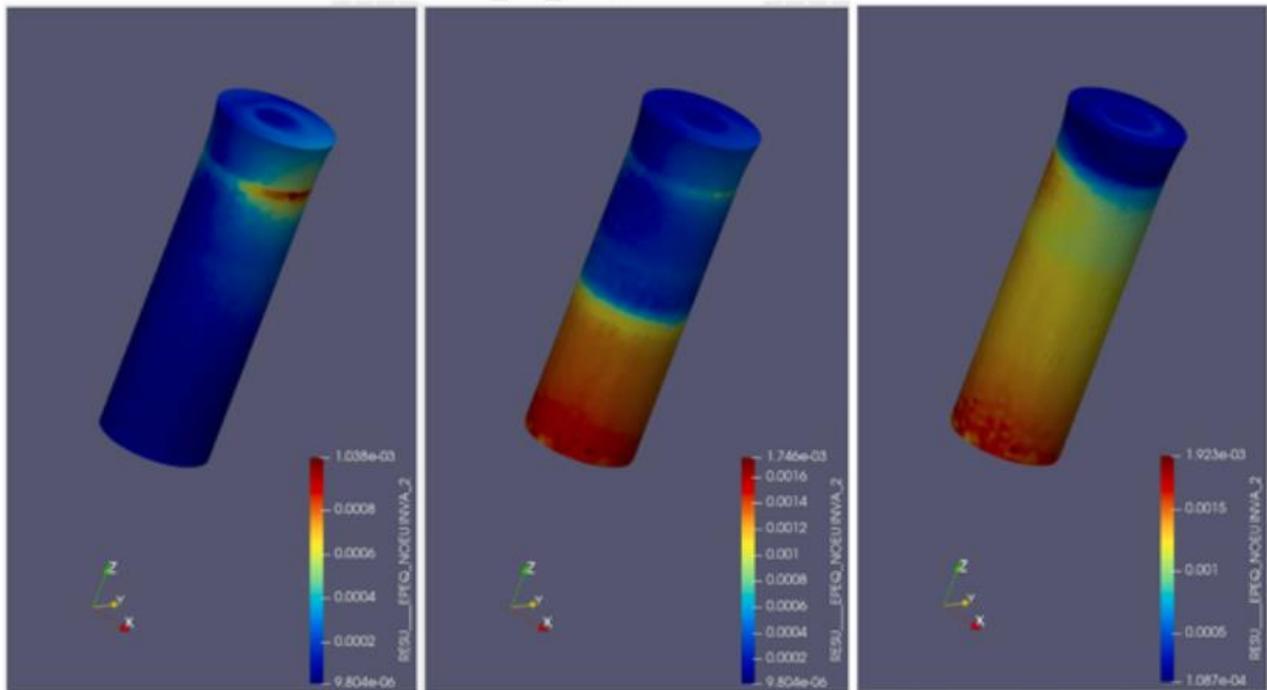


Fig. 9. Implant microstrains in upper-cortical model. Left: SS implant. Center: SR implant. Right: RR implant.

By electron microscopy, we have observed areas at the rough-smooth interface with pitting because they are heterogeneous places of mechanical stress and therefore places where corrosion is favored. This pitting may be susceptible to crack initiation and may favor reducing the number of cycles to fracture (Fig. 13).

Therefore, from the metallurgical point of view, it would be convenient for dental implants to show stress homogeneity, and therefore, if hybrid dental implants are to be used, an annealing heat treatment is carried out to eliminate residual stresses, this way these dental implants could improve their resistance to fatigue as in the case of the S. How-

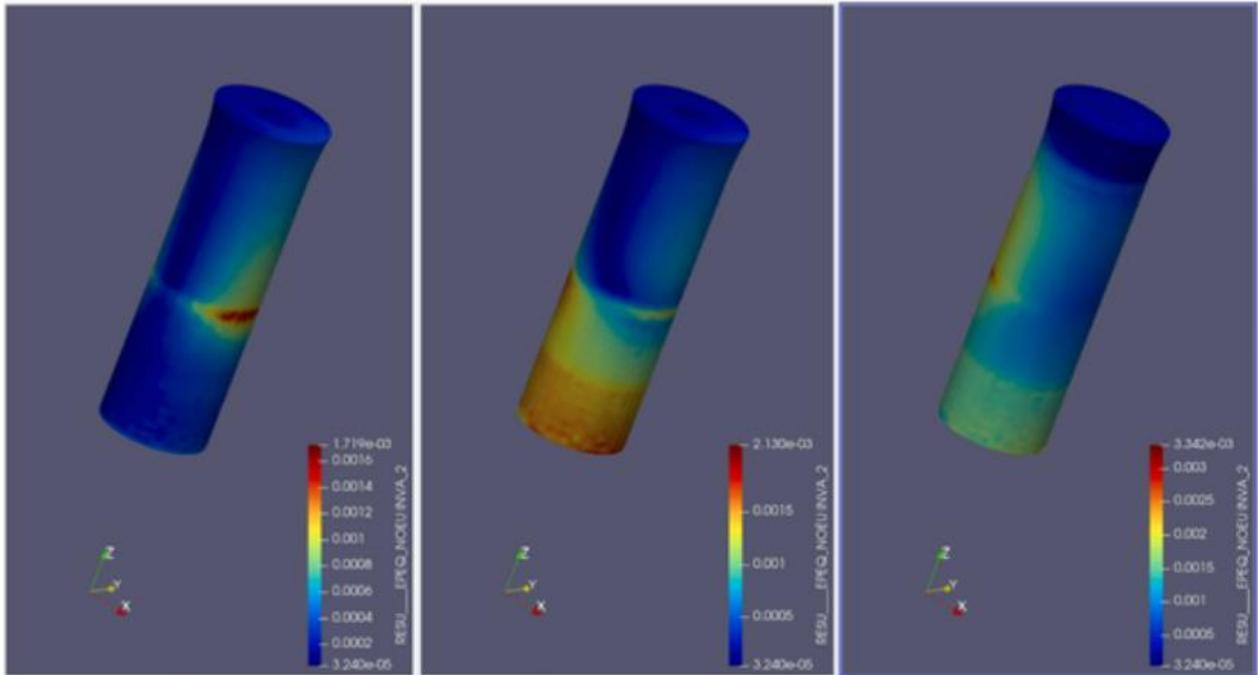


Fig. 10. Implant microstrains in the lower-cortical model. Left: SS implant. Center: SR implant. Right: RR implant.

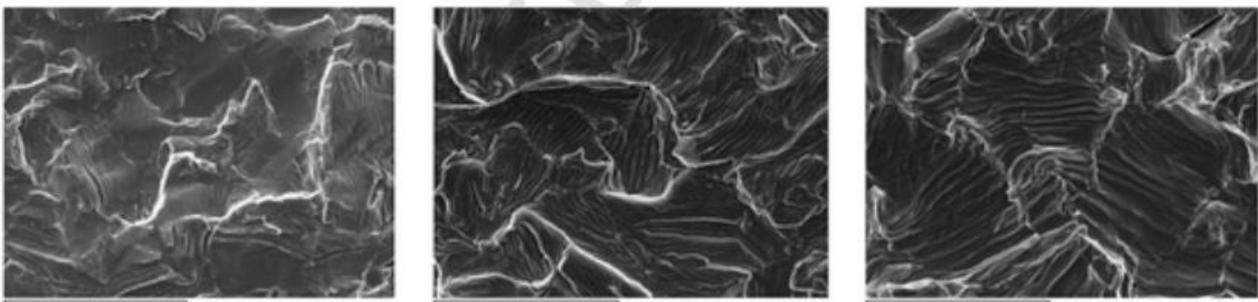


Fig. 11. Beach marks of fatigue for the different dental implants studied (S-H-R).

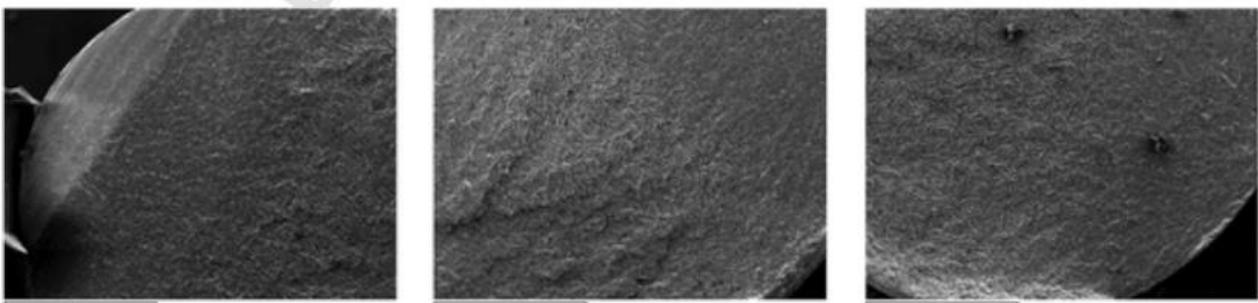


Fig. 12. Places of the crack nucleation of different dental implants (S-H-R) subjected to fatigue.

ever, the ones that present the best behavior concerning fatigue behavior are the R implants, which also, according to numerous experimental studies, present highest bone-to-implant contact values, when compared to machined surfaces [3,20].

The FEA has the additional benefit of describing the biomechanical behavior of the three types of implants having different types of rough-

ness, with the residual stress measured in the mechanical tests as the independent variable describing their differences. In this sense, in the literature, few FEA studies use surface roughness as an independent variable, and generally do so considering the different friction coefficients of the different types of roughness. A 2014 FEA study compared implants with a different roughness/coefficient of friction, including a hy-

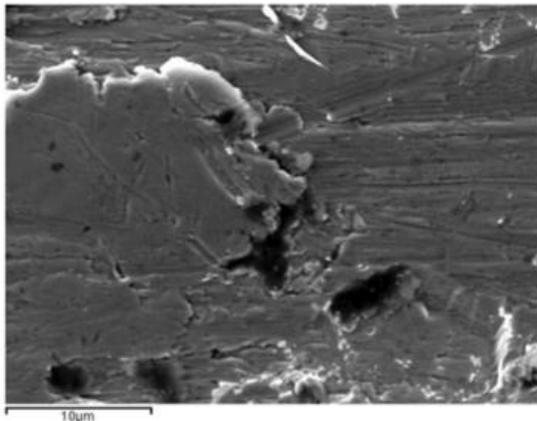


Fig. 13. Pitting on the smooth-rough interface in the H dental implants.

brid implant, showing a lower stress transfer at the bone-implant interface for this type of implant compared to other rough or machined surface implants [21]. Our results for the maximum von Mises stress transferred to the supporting bone (Table 5) show lower values for the smooth implants than the hybrid implants, which, in turn, are lower than those of the rough implants. However, considering the colorimetry diagrams (Fig. 7), a trend towards a minimum von Mises stress distribution can be observed in the smooth area of the hybrid implant, specifically in the cortical bone area (Fig. 14), in agreement with the studies of Bahrami. Despite this, to our knowledge, this finding does not elucidate whether the absence of transfer in that area around the hybrid implant is related to decreased bone loss when the overload is under control or, on the contrary, to increased loss resulting from lack of biomechanical stimulation: both possibilities are considered in Frost's theories of bone physiology [13].

However, it is easy to establish that the FEA results are different for the three types of roughness under study in terms of stress values, as

well as its distribution and resulting microdeformation. Moreover, these differences are correlated with the different mechanical behaviors found in the *in vitro* mechanical tests for the different specimens. Possibly due to the arrangement of the implants at the base of the load creep machine, the lower-cortical model of the FEA correlates better with the mechanical tests. In this regard, the colorimetry diagrams of lower-cortical tests show logical and similar results for both rough and smooth implants, where the position of the bone has affected the mechanical advantage when compared with the upper-cortical tests, since the resistance arm has decreased and the power arm has increased. Except for the hybrid implants, for which it is more evident that the effect of the position of the bone changes the maximum stress linearly on the boundary between different types of roughness and residual stresses, and, therefore, according to the fatigue tests results, a failure would be predictable in this area.

5. Conclusions

Considering the results of this *in vitro* study, different mechanical behavior of a dental implant can be expected, depending on the characteristics of its surface modification.

In this regard, hybrid implants have two well-differentiated areas of roughness and residual stress coexisting and converging, which is more likely to cause mechanical failure than implants with homogeneous residual stress, whether with a machined or rough surface.

Based on our results, the null hypothesis must be rejected.

Acknowledgments

This article describes the primary research carried out for the first author's doctoral thesis. The study was carried out by the dentistry research group DENS-ia, affiliated with the Faculty of Dentistry of the Miguel de Cervantes European University of Valladolid and funded by the group's research funds. It also collaborated with the Bioengineering Institute of Technology of the International University of Catalonia,

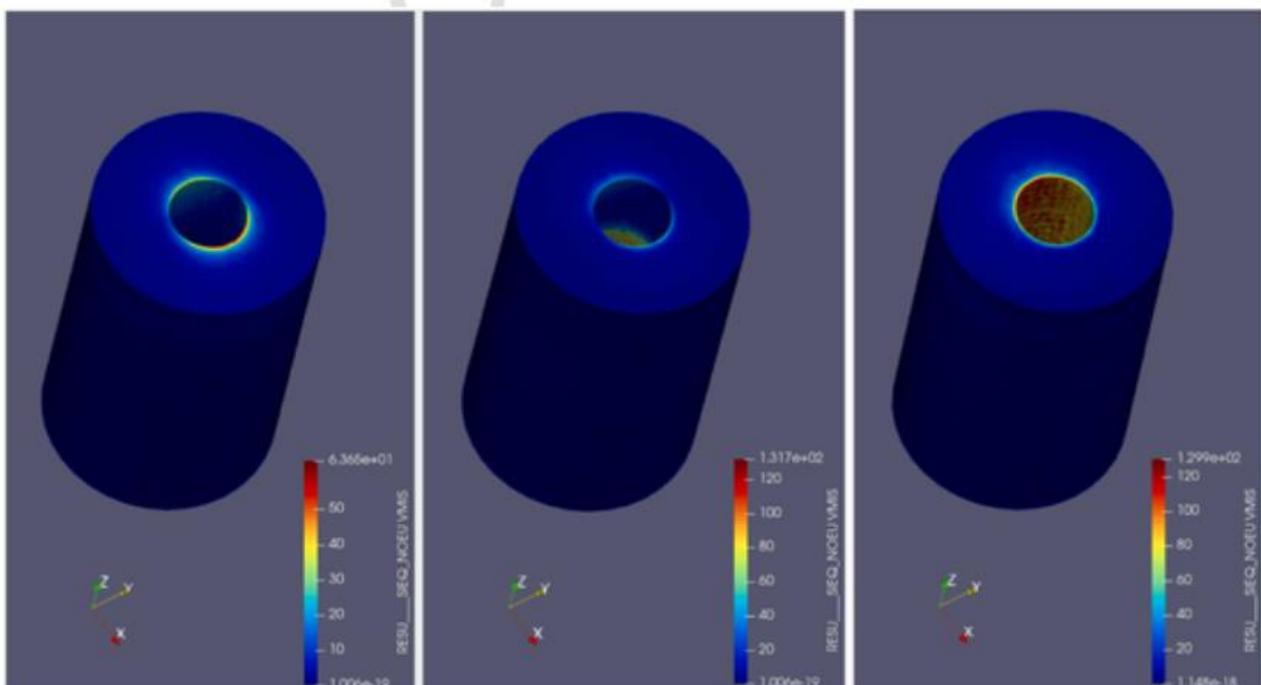


Fig. 14. Bone Von Mises stresses (MPa) in upper-cortical model. Left: SS implant. Center: SR implant. Right: RR implant.

Barcelona, Spain, for carrying out and interpreting certain procedures and tests.

References

- [1] Guckes A.D, Scurria M.S, Shugars D.A. A conceptual framework for understanding outcomes of oral implant therapy. *J Prosthet Dent* 1996;75:633–9.
- [2] Osman R.B, Swain M.V. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials* 2015;8:932–58.
- [3] Novaes A, Souza S, de Oliveira P, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:377–83.
- [4] Piatelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piatelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implant* 2002;28:2–8.
- [5] Sammons R.L, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:657–66.
- [6] Howe M.S, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: a systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent* 2019;84:9–21.
- [7] Ramanauskaite A, Juodzbalys G. Diagnostic principles of peri-implantitis: a systematic review and guidelines for peri-implantitis diagnosis proposal. *J Oral Maxillofac Res* 2016;7:e8.
- [8] Heitz-Mayfield L.J, Aaboe M, Araujo M, Carrión J.B, Cavalcanti R, Cionca N, et al. Group 4 ITI consensus report: risks and biologic complications associated with implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 2018;16:351–8.
- [9] Ramel C.F, Lussi A, Ozcan M, Jung R.E, Hammerle C.H, Thoma D.S. Surface roughness of dental implants and treatment time using six different implantoplasty procedures. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:776–81.
- [10] Rakic M, Galindo-Moreno P, Monje A, Radovanovic S, Wang H.L, Cochran D, et al. How frequent does peri-implantitis occur? A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2018;22:1805–16.
- [11] Chung-Teh Lee, Duong T, Minh-Dih J, Yi-Tung Shen. Survival rates of hybrid rough surface implants and their alveolar bone level alterations. *J Periodontol* 2018;89:1390–9.
- [12] Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014;112:508–14.
- [13] Frost H.M. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res* 1983;175:286–92.
- [14] Briceño J, Romeu A, Espinar E, Llamas J.M, Gil F.J. Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires. *Mater Sci Eng* 2013;33:4989–93.
- [15] Tabrizi R, Behnia H, Taherian S, Hesami N. What are the incidence and factors associated with implant fracture? *J Oral Maxillofac Surg* 2017;75:1866–72.
- [16] Vaidyanathan A.K, Banu R.F. Finite element analysis - concepts for knowledge and implementation in dental research. *J Indian Prosthodont Soc* 2022;22:211–4.
- [17] García-González M, Blasón-González S, García-García I, Lamela-Rey M.J, Fernández-Canteli A, Álvarez-Arenal Á. Optimized planning and evaluation of dental implant fatigue testing: a specific software application. *Biology* 2020;9:372.
- [18] Doornewaard R, Christiaens V, De Bruyn H, Jacobsson M, Cosyn J, Vervaeke S, et al. Long-term effect of surface roughness and patients' factors on crestal bone loss at dental implants. A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19:372–99.
- [19] Velasco E, Monsalve-Guil L, Jimenez A, Ortiz I, Moreno-Muñoz J, Nuñez-Marquez E, et al. Importance of the roughness and residual stresses of dental implants on fatigue and osseointegration behavior. In vivo study in rabbits. *J Oral Implant* 2016;42:469–76.
- [20] Novaes A, Souza S, de Oliveira P, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:377–83.
- [21] Bahrami B, Shahrabaf S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants -- a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2014;30:89–97.

Article

Residual Stress Homogenization of Hybrid Implants

Marta Sanjuán Álvarez ^{1,*}, Daniel Robles ², Javier Gil Mur ¹, Saray Fernández-Hernández ², Esteban Pérez-Pevida ² and Aritz Brizuela-Velasco ²



Citation: Sanjuán Álvarez, M.; Robles, D.; Mur, J.G.; Fernández-Hernández, S.; Pérez-Pevida, E.; Brizuela-Velasco, A. Residual Stress Homogenization of Hybrid Implants. *Bioengineering* **2024**, *11*, 1149. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11111149>

Academic Editor: Satoshi Komasa

Received: 22 October 2024

Revised: 1 November 2024

Accepted: 6 November 2024

Published: 15 November 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

¹ Bioengineering Institute of Technology, International

University of Catalonia, C/de la Inmaculada 22,

Sarrià-Sant Gervasi, 08017 Barcelona, Spain; xavier.gil@uic.cat

² DENS-ia Research Group, Faculty of Health Sciences, Miguel de Cervantes European University, C/del Padre Julio Chevalier 2, 47012 Valladolid, Spain; sfernandez@uemc.es (S.F.-H.); abrizuela@uemc.es (A.B.-V.)

* Correspondence: msanjuan@uemc.es; Tel.: +67-697-4662

Abstract: Objectives: Hybrid implants commonly exhibit decreased corrosion resistance and fatigue due to differences in compressive residual stresses between the smooth and rough surfaces. The main objective of this study was to investigate the influence of an annealing heat treatment to reduce the residual stresses in hybrid implants. Methodology: Commercially pure titanium (CpTi) bars were heat-treated at 800 °C and different annealing times. Optical microscopy was used to analyze the resulting grain growth kinetics. Diffractometry was used to measure residual stress after heat treatment, corrosion resistance by open circuit potential (E_{OCP}), corrosion potentials (E_{CORR}), and corrosion currents (I_{CORR}) of heat-treated samples, as well as fatigue behavior by creep testing. The von Mises distribution and the resulting microstrains in heat-treated hybrid implants and in cortical and trabecular bone were assessed by finite element analysis. The results of treated hybrid implants were compared to those of untreated hybrid implants and hybrid implants with a rough surface (shotblasted). Results: The proposed heat treatment (800 °C for 30 min, followed by quenching in water at 20 °C) could successfully homogenize the residual stress difference between the two surfaces of the hybrid implant (−20.2 MPa). It provides better fatigue behavior and corrosion resistance ($p < 0.05$, ANOVA). Stress distribution was significantly improved in the trabecular bone. Heat-treated hybrid implants performed worse than implants with a rough surface. Clinical significance: Annealing heat treatment can be used to improve the mechanical properties and corrosion resistance of hybrid surface implants by homogenizing residual stresses.

Keywords: hybrid implants; residual stress; annealing heat treatment; microhardness; corrosion; mechanical behavior; finite element analysis (FEA)

1. Introduction

Osseointegrated implants are known for their high survival rates (10-year survival of over 95%) but they are not complication-free [1,2]. Given their increasing popularity, implant complications are likely to become progressively more prevalent [3]. Hybrid implants were developed with the clinical goal of maintaining long-term peri-implant soft tissue health. As these implants have a machined coronal portion (4–5 mm), even when bone loss occurs and the first threads of the implants are exposed, they are less prone to biofilm formation and the growth of pathogenic flora, leading to peri-implant mucositis (inflammation of the soft tissue around the implant) or peri-implantitis (inflammation of the tissues together with irreversible bone loss) [4–7]. However, hybrid implants exhibit worse osseointegration, with lower reverse torque and bone-to-implant contact (BIC). Some researchers have advised against their use in the presence of unfavorable bone quality and quantity [8–10]. How the mechanical behavior of a hybrid implant is affected by having two contrasting surfaces (a smooth machined coronal surface and a rough sandblasted, large-grit, acid-etched (SLA) apical surface) remains uncertain. Furthermore, cyclic fatigue is

closely related to the implant's design and topography (e.g., surface roughness, wettability, residual stress, and chemical composition), and loading conditions [10–13].

Previous in vitro studies have investigated the mechanical properties of the three types of implant surfaces, namely machined, rough (with shot-blasting treatment with alumina grit), and hybrid [14–16]. These studies found that rough surfaces have a compressive residual stress that improves their fatigue strength (–200 MPa), due to the compressive stress of the impact caused by the blasting of the 220 µm alumina grit at a pressure of 5 bar on the titanium surface. The machined portion, however, has a residual stress of –20.2 MPa. This difference causes a higher corrosive potential at the interface of the hybrid implants, resulting in chemical degradation, which in turn, leads to corrosion pits that concentrate the stress [14] and worsen the fatigue relative to the rough and machined implants (Robles et al. p.10, parr.2, l.10-16). A finite element analysis found that hybrid implants had a minimal von Mises stress distribution in their machined coronal portion, particularly at the level of the cortical bone (Sanjuán et al. p.17, parr.7,l.60-64) [16]. Furthermore, corroborating available evidence suggests that hybrid implants exhibit worse mechanical behavior, with lower bending strength and worse fatigue behavior compared to rough and machined implants.

A surface treatment may improve the mechanical behavior of hybrid implants while maintaining their biological advantages. In the field of metallurgy, annealing heat treatment is commonly used to eliminate defects in metal structures by diffusion, thereby reducing the residual stresses and internal energy of the metal, increasing wettability and improving corrosion resistance. However, this treatment usually increases the number and size of crystals in the metal structure, thereby decreasing hardness and mechanical resistance [17,18].

The present in vitro experimental study aimed to explore the use of an annealing heat treatment to homogenize the different residual stresses in hybrid implants without extensively modifying their mechanical behavior and crystal grain structure [19]. The null hypothesis of this in vitro study is that annealing heat treatment of the mixed surfaces of hybrid implants does not improve the mechanical properties nor the corrosion resistance of the implants.

2. Material and Methods

2.1. Sample Preparation

The SLA-treated commercially pure titanium used in the study was donated by SOADCO (Escaldes Engordany, Andorra) in the form of cylindrical bars. Forty disks measuring 3 mm in height and 5 mm in diameter were prepared. The chemical impurities of this alloy are indicated in Table 1, and Figure 1 shows that the microstructure of the material consisted of equiaxed alpha phase grains.

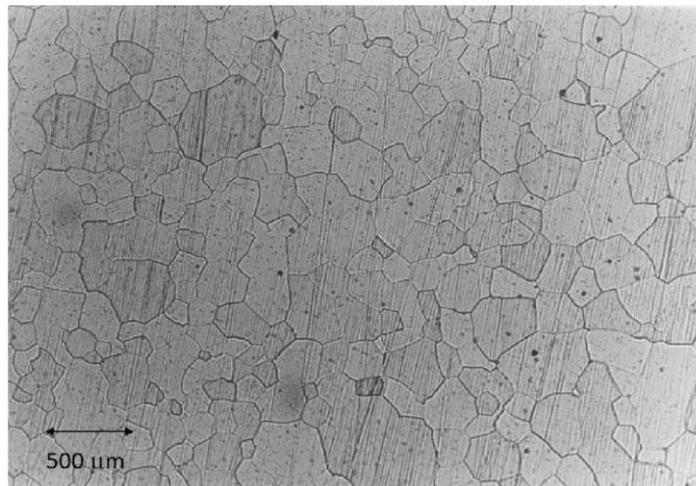


Figure 1. Microstructure of the α -phase of titanium, obtained by optical microscopy.

Table 1. Chemical impurities (weight percent).

Nitrogen	Carbon	Hydrogen	Iron	Oxygen	Titanium
0.05	0.10	0.12	0.30	0.35	Balance

The titanium disks were sandblasted. Sandblasting involved bombarding the surface with alumina particles (average particle size = 220 μm), projected from a distance of 150 mm using a titanium spray gun under pressure (2.5 bar). This sandblasting treatment is commonly used for surface modification of dental implants in the clinical setting.

2.2. Annealing Heat Treatment

A temperature lower than the β -transus temperature (960 $^{\circ}\text{C}$) is required to homogenize the residual stresses. Considering this and the temperature used for titanium heat treatment in other studies, 800 $^{\circ}\text{C}$ was adopted for this present study [19–21].

Forty samples were prepared as described above and were divided into groups. Five were used for the reference group, while the other 35 were heat treated at 800 $^{\circ}\text{C}$ to investigate the grain growth kinetics of the alpha phase (seven groups of five samples for each of the seven different annealing times: 10, 20, 30, 40, 60, 100, and 120 min).

Each group was placed in an oven at 800 °C for the desired annealing time, then removed from the oven and quenched in water at 20 °C. All samples were cooled uniformly by rapid quenching to prevent unintentional residual stresses, thus preventing excessive grain growth [22,23]. All samples were protected in an inert argon atmosphere to prevent any possible oxidation of the titanium surface, which could increase its brittleness.

After each different heat treatment, microhardness was studied to determine the annealing time that was associated with a recovery of the initial hardness of the material. The compressive stress caused by sandblasting treatment increases the hardness of the material, so when the compressive stress is eliminated as a result of the heat treatment, the original hardness is restored [24,25].

Microhardness Tests

Microhardness tests were performed with a Matsuzawa microhardness tester (Tokyo, Japan) using a diamond with a square base as a penetrator and applying a 1 kgf load for 15 s. Results were expressed as Vickers hardness values (HVN).

2.3. Metallographic Analysis

Samples were treated by metallographic polishing and chemical etching with a solution containing HF and HNO₃, both at 15%. Metallographic analysis was conducted using an optical microscope (Olympus, Tokyo, Japan). Grain size was determined using image analysis techniques with OmniMet 3 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA).

2.4. Implants

Twenty hybrid implants, CpTi Grade III, provided by Klockner Dental Implants (Madrid, Spain), were analyzed. After heat treatment (800 °C) using an annealing time that could restore the original titanium hardness, five implants were used to assess the residual stress, and another five for corrosion resistance. The mechanical properties of these hybrid implants were compared with those of ten machined-surface implants and ten rough surface implants (SLA treatment) used in two previous studies by the same research team [14,16], with the latter serving as the control group (Figure 2).

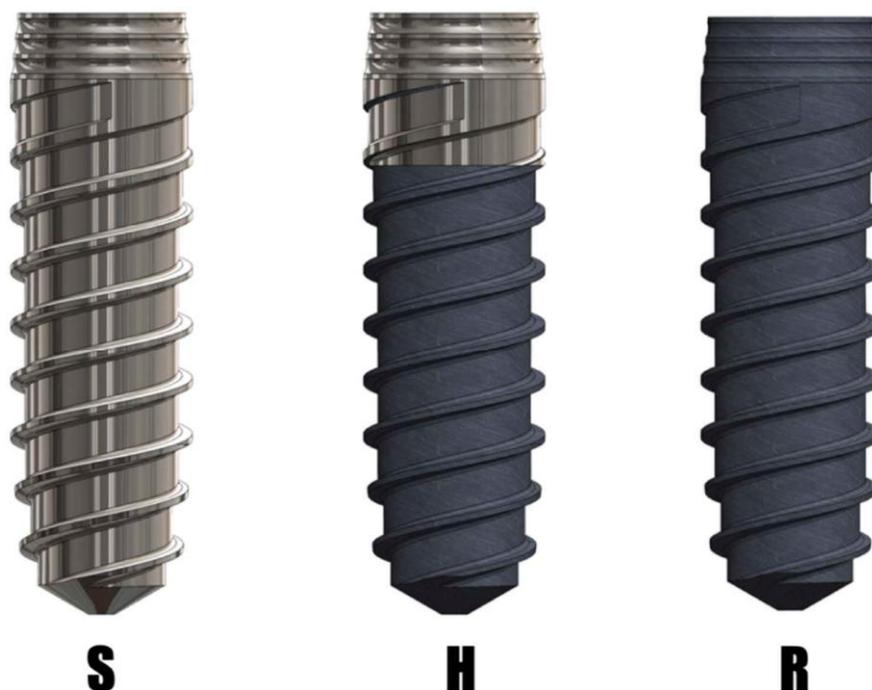


Figure 2. Implants in the study. S: machined surface. H: hybrid surface. R: rough surface (SLA).

2.5. Corrosion Resistance

A total of 30 samples, 10 samples per group, were used for the corrosion tests. The test area for each sample was 19.6 mm². The electrolyte for all tests was Hank's solution (ThermoFisher, Madrid, Spain) (Table 2), which is a saline fluid that closely captures the ion composition of the human serum environment [26–28].

Table 2. Chemical composition of Hank's solution.

Chemical Product	Composition (mM)
K ₂ HPO ₄	0.44
KCl	5.4
CaCl ₂	1.3
Na ₂ HPO ₄	0.25
NaCl	137
NaHCO ₃	4.2
MgSO ₄	1.0
C ₆ H ₁₂ O ₆	5.5

The electrochemical cell used was a polypropylene (PP) container with a capacity of 185 mL and a methacrylate lid with 6 holes for the introduction of the sample, the reference electrode, and the counter electrode (Figure 3). The reference electrode was calomel (saturated KCl) for open circuit potential and potentiodynamic tests. The potential of this electrode is 0.241 V compared with the

standard hydrogen electrode. All tests were performed at room temperature and in a Faraday box.

The calomel electrode and the sample were placed in the electrochemical cell to determine the corrosion potential results in an open circuit. Measurements were analyzed for 5 h, taking results every 10 s. The potential was accepted when the variation in the potential was lower than 2 mV for 30 min, in accordance with the ASTM E3-11 and ISO 10993-5 standards [29,30]. This test assesses which materials are more noble (higher potential), and thus less susceptible to corrosion. The data and the E-t curves were obtained using PowerSuite software (version 4.0, Oak Ridge, TN, USA) with the PowerCorr-Open circuit.

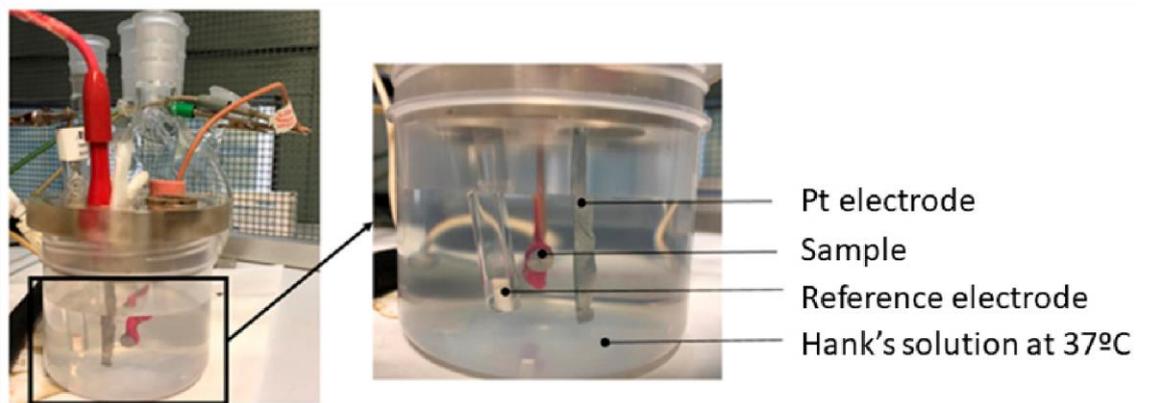


Figure 3. Corrosion resistance equipment.

Potentiodynamic polarization curves were obtained for the 3 study groups, taking into account the ASTM G5 standard [31]. In this test, a variable electrical potential is imposed by the potentiostat between the calomel electrode and the sample, producing a current to flow between the sample and the counter electrode. The counter electrode used was platinum [28]. Initially, the system was allowed to stabilize by means of an open-circuit test for 1 h. After stabilization, this test was launched, performing a cyclic sweep from -0.8 mV to 1.7 mV at a speed of 2 mV/s. These parameters were registered into the PowerSuite software, and the PowerCorr-Cyclic Polarization function can be used to obtain the graphs. The results studied were:

- EOCV (mV)/Corrosion potential in open circuit
- i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)/corrosion current density.
- E_{corr} (mV)/Corrosion potential: value at which the current density changes from cathodic to anodic.

The E_{corr} and i_{corr} parameters are obtained by extrapolating the Tafel slopes. The Tafel slopes are also used to obtain the Tafel coefficients: anodic (β_a) and cathodic (β_c). These coefficients

represent the slopes of the anodic and cathodic branch, respectively, in accordance with the ASTM G102-89 standard [32].

Corrosion resistance of heat-treated hybrid implants was assessed by open circuit potential (EOCP), corrosion potentials (ECORR), and corrosion currents (ICORR) tests, according to previous studies [13].

2.6. Mechanical Properties

2.6.1. Residual Stress

Residual stress was measured with a Bragg–Brentano diffractometer (D500, Siemens GmbH, Berlin, Germany), according to previous tests carried out by the same research team [16].

2.6.2. Fatigue Behavior

Fatigue was assessed on 10 rough dental implants with a surface tension of -201 MPa (control group, SLA treatment), 10 hybrid dental implants with a residual stress difference between the smooth (-20.2 MPa) and rough (-201 MPa) portions, and 10 hybrid dental implants that were exposed to annealing heat treatment. The annealing heat treatment aimed to eliminate all internal energies, since the annealing temperature exceeds the recrystallization temperature of the tested titanium.

2.6.3. Finite Element Analysis

A simplified model of the prosthesis-implant-bone system was created using Salome CAD software (Open Cascade SAS Company, Guyancourt, France) [33]. The implants were designed with a cylindrical body that was slightly enlarged in the upper region. All implants were assumed to have the same properties, design, and macrogeometry, except for residual stress (machined: -20.2 MPa, rough: -201 MPa, hybrid with heat treatment:

-20.2 MPa).

The three types of implants were then analyzed (Figure 4):

1. Smooth implant (SS): The entire implant was smooth.
2. Smooth-Rough implant (SR): The bottom part of the implant was rough, while the top part was smooth
3. Rough implant (RR): The entire implant was rough.

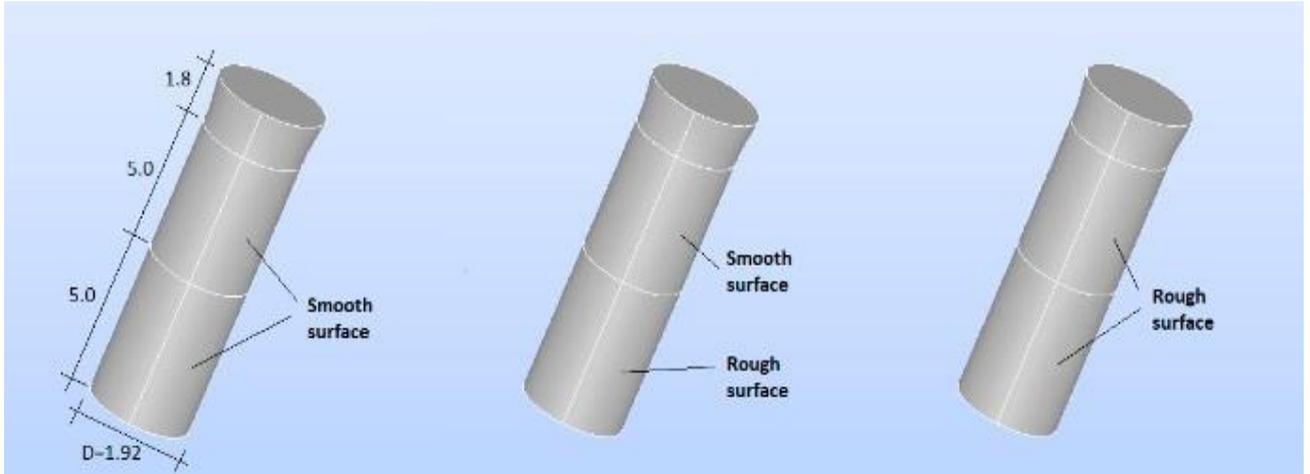


Figure 4. (Left): SS implant. (Center): SR implant. (Right): RR implant (dimensions in mm).

The surrounding bone was also modeled as a cylinder with two distinct regions to represent the cortical bone and the trabecular bone (Figures 5 and 6). Two three-dimensional (3D) models were created, as they more accurately represent the implant and bone responses than two-dimensional (2D) models [34].

- The cortical bone (upper cortical): In the most coronal 5 mm, with a thickness of 5 mm (Figure 5).
- The trabecular bone (lower cortical): Spongy, represented in the most apical 5 mm (Figure 6).

A 3D model, preprocessing, and a finite element mesh were generated. The results were exported to Code-Aster (EDF France, Paris, France) for finite element analysis [35]. Prior to the numerical computation, a mesh-sensitive analysis was performed. As a result, the proposed model was meshed using classic quadratic tetrahedral elements with different refinements, with 1 mm as the element size for the bone and 0.2 mm for the implant components (Figures 5 and 6).

A sensitivity analysis of the finite element mesh was performed before proceeding with the numerical calculations. As a result of this analysis, the proposed model was meshed by using classical quadratic tetrahedral elements with different refinements: a 1 mm element size for bones and a 0.2 mm element size for the components of the implant (see Figures 5 and 6).

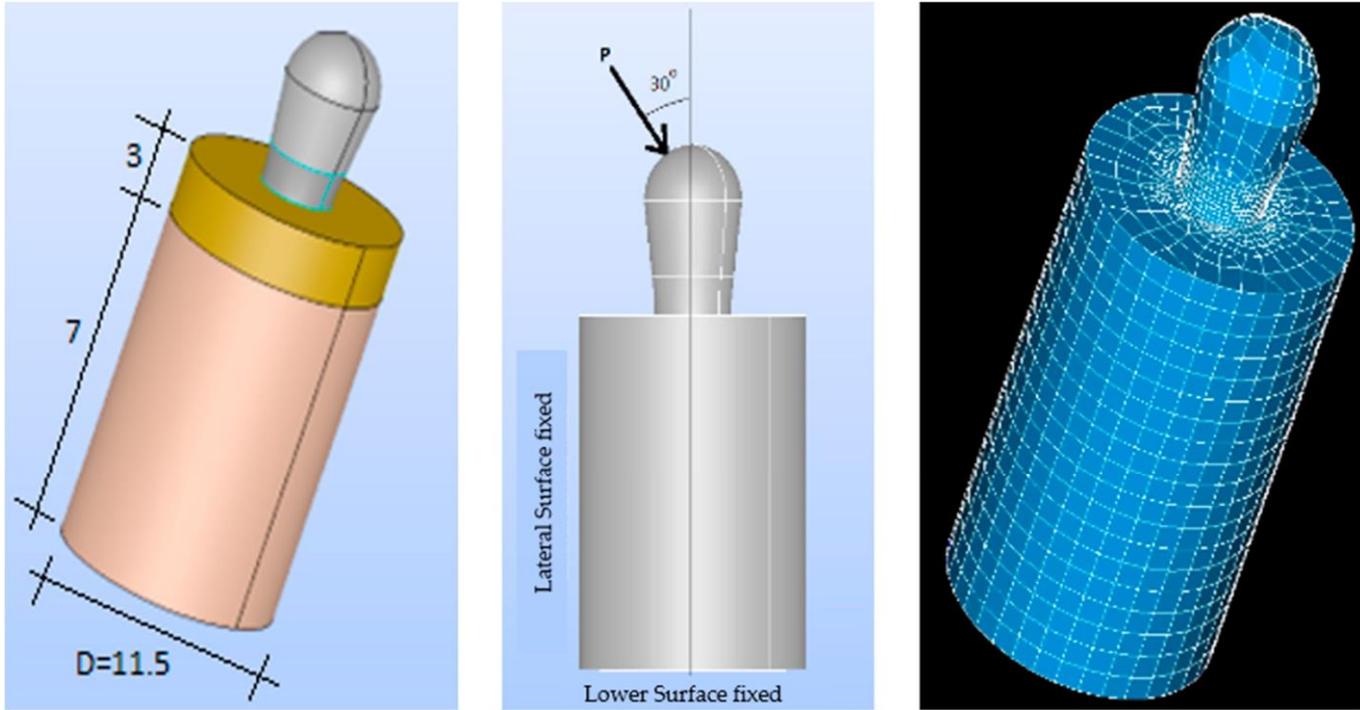


Figure 5. Upper-cortical model. (Left): implant model. (Center): loads. (Right): finite element mesh (56,227 elements and 109,328 nodes. Dimensions in mm.).

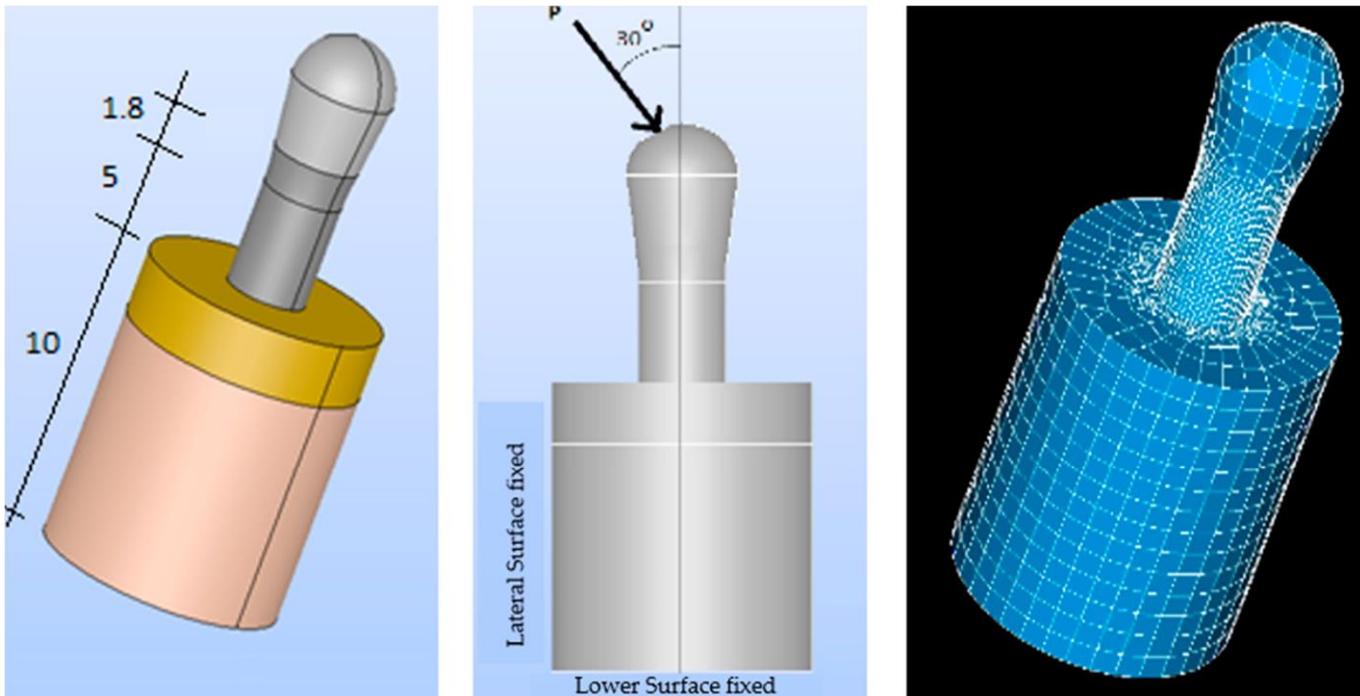


Figure 6. Lower-cortical model. (Left): implant model. (Center): loads. (Right): finite element mesh (79,234 elements and 101,452 nodes).

Mechanical Properties and Interface Conditions

All elements were considered isotropic, homogeneous, and linear elastic. Moreover, the bone-to-implant contact was assumed to be ideal for osseointegration (100%). Table 3

describes the mechanical properties of the model as reported in the literature [36,37].

Table 3. Mechanical properties of the model.

Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Implant	110,000	0.32
Cortical bone	19,400	0.30
Trabecular bone	5600	0.28
Loading device	200,000	0.30

Loading Conditions

The combined model (implant-bone) was inserted in all directions. Movement of the lateral and bottom surfaces was restricted to simulate the actual anchorage of the implant to the bone (Figures 5 and 6). A compressive loading was applied to both models at an inclination of 30° with respect to the longitudinal axis of the implant. A compressive strength of 140 N was evenly distributed over the top of the implant.

3. Results

Microhardness values of the titanium disks are shown in Table 4, according to the different annealing times of the heat treatment. The microhardness of the rough areas (with compressive residual stresses due to grit blasting) was investigated.

Table 4. Sample microhardness (Vickers hardness number) according to the different annealing time at 800 °C.

Time	HVN
0	234 ± 13
10	159 ± 7
20	120 ± 6
30	115 ± 7
40	110 ± 9
60	107 ± 7
100	104 ± 3
120	102 ± 4

The detailed results are shown in Table 4. The material demonstrated a microhardness of 115 HVN following 30 min of heat treatment at 800 °C, which was very close to that of titanium without residual stresses (110 HVN). Considering this, the 30 min annealing heat treatment was used in this study to eliminate the compressive residual stress of the hybrid dental implant, and was also used in all other tests. The fatigue and corrosion resistance analyses were performed with implants treated using this annealing regime. The decrease in

microhardness values is due to grain growth. As the crystal surface area is larger, the movement of dislocations is favored, and hardness decreases.

3.1. Grain Growth

Grain size (mean diameter) as a function of time for the annealing heat treatment at 800 °C is shown in Figure 7. The initial grain diameter of the untreated implants was 40 μm.

Figure 7 shows that grain growth occurs very rapidly in the initial 10 to 20 min of the annealing heat treatment, and then tapers. This decrease can be attributed to the increase in grain size that decreases the grain boundary area per unit volume. This could indicate that the interfacial energy of the grain boundary per unit volume decreases and the driving force for grain growth is thus lower.

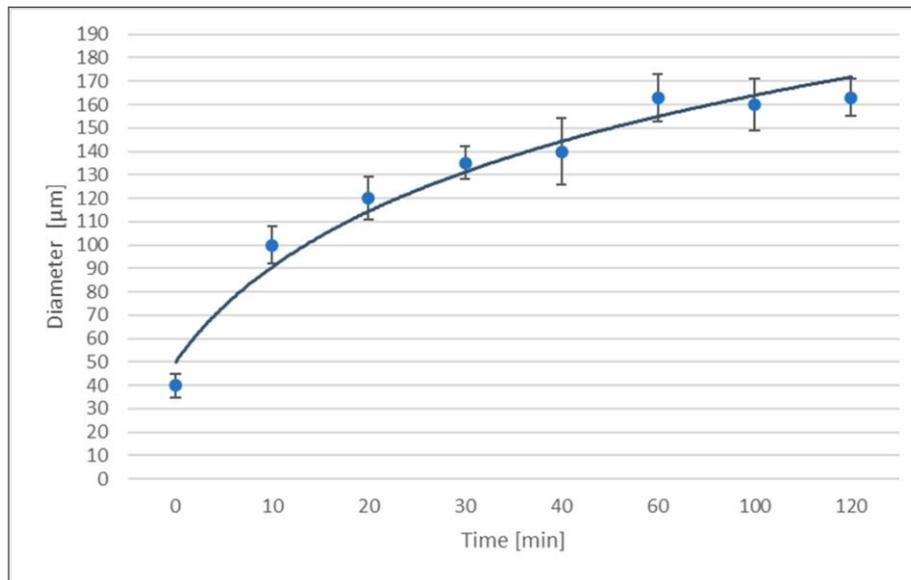


Figure 7. Mean grain size diameter as a function of annealing heat treatment time at 800 °C.

Since grain size was apparently the same in the longitudinal and transverse directions, new grain size measurements were performed only in the cross-section of the extruded bars. Texture is not likely to have a major effect, since the microstructure of the extruded samples showed complete recrystallization.

Grain growth kinetics follow the Hillert distribution, as the maximum radius is 1.8 times higher than the mean value of the radius. Therefore, a uniform growth occurs throughout the sample and size distribution follows an asymptotic stability typical of an equilibrium state [38]. Grain size data plotted as a function of $\log D$ versus $\log t$ yields a straight line. Hence, grain growth follows the general equation as follows [39,40]:

$$D - D_0 = Kt^n$$

where D is the mean grain size, D_0 is the initial grain size, K is a temperature-dependent constant, t is time, and n is the exponent obtained from the slope of the $\log D$ versus $\log t$ plot.

Moreover, if it is correct to assume that atomic diffusion across the grain boundary is a simple activated process, when n is independent of temperature, K can be calculated by [41] as follows:

$$K = K_0 \exp \left(-\frac{Ea}{Rt} \right)$$

where Ea is the activation energy, T is the temperature in Kelvin, K_0 is the pre-exponential factor rate constant, and R is the gas constant. This can explain how a $\ln(D)$ versus $1/T$ plot produces a straight line. In that case, the slope should be $-Ea/R$.

Observed kinetic behaviors agreed with these assumptions. Linear equations with good correlation coefficients were obtained after plotting logarithms. The growth exponent n at 800 °C is shown in Table 4. However, these values were higher than those found for other metals and alloys [38,42,43]. Ideally, the growth exponent should be 0.5, but n is usually lower than 0.5 due to the role played by different grain growth parameters such as impurity-drag, free surface effect, texture, dislocation substructure, and heterogeneities [44,45]. In our case, the tested titanium studied showed a high degree of purity and very low dislocation density as a completely recrystallized metal. It is probably for this reason that the growth exponent is around 0.5 (Table 5) [46].

Table 5. The K and n values for different treatment temperatures.

Temperature (° C)	log K (Temperature-Dependent Constant)	N (Growth Exponent)
800	0.98	0.50

The activation energy for grain growth for the different heat treatment regimes was 100 kJ/mol for the alpha phase. Reinbach and Nowikow studied the effects of solute addition on the recrystallization of titanium. Among the added solutes (iron, aluminum, tantalum, tin, and chromium), chromium had the greatest effect in reducing the recrystallisation rate. This explains the low activation energies in commercially pure titanium. Reinbach and Nowikow found activation energies of 95 kJ/mol for alpha phase of alloy Ti-6Al-4V, 203 kJ/mol for Ti-6Al-5Zr-0.5Mo-0.25Si, and 211 kJ/mol for Ti-5.6Al-3.5Zr-1Nb0.25Mo-0.3Si [42,47].

3.2. Corrosion Resistance

Tables 6 and 7 show the mean values of E_{OCP}, E_{CORR}, and I_{CORR} for machined (L), rough (R), untreated hybrid (H), and heat-treated hybrid (H + HT) implants. Values with an asterisk (*) represent statistically significant differences. It has been demonstrated in vitro that the large residual stress difference between the two surfaces of hybrid implants without heat treatment favors the appearance of corrosion pits at the interface, thus decreasing its corrosion resistance compared to single-surface implants (machined and rough) [14]. Our study showed that the effects significantly improve following residual stress homogenization.

Table 6. Open circuit potential (E_{OCP}) for each type of dental implant.

Dental Implants	E _{OCP} (mV)
L	-200.9 ± 13.3
R	-192.2 ± 0.10 *
H	-186.4 ± 4.9 **
H + HT	-199.8 ± 2.3

* and ** indicate statistically significant differences between the three surfaces studied in each roughness parameter ($p < 0.05$) obtained by ANOVA. L: smooth implants. R: rough dental implant. H: hybrid surface implant. HT: Heat-treatment hybrid surface implants.

Table 7. Current density (j_{CORR}) and corrosion potential (E_{CORR}) of different dental implants.

Dental Implant	j _{CORR} (uA/cm ²)	E _{CORR} (mV)
L	0.014 ± 0.055	-280 ± 53
R	0.019 ± 0.019	-273 ± 34
H	0.069 ± 0.015 *	-223 ± 50 *
H + HT	0.016 ± 0.034	-278 ± 24

* Symbols indicate statistically significant differences between the three surfaces studied in each roughness parameter ($p < 0.05$). L: smooth implants. R: rough dental implant. H: hybrid surface implant. HT: Heat-treatment hybrid surface implants.

3.3. Residual Stress

The compressive residual stress of heat-treated hybrid implants was similar to that of machined implants (20.2 Mpa) (Table 8). After heat treatment, stress was homogenized throughout the surface. The stress was still significantly higher among rough implants (202 MPa) ($p < 0.05$, *t*-student).

Table 8. Residual stresses of the different implants.

Dental Implant	Residual Stress (MPa)
Machined implant	20.2 (5.3)
Rough implant	202.2 (11.2) *

* Statistically significant.

3.4. Fatigue Behavior

Fatigue behavior is depicted in the S-N Curve in Figure 8. As observed, residual stress homogenization of the hybrid dental implants after the annealing heat treatment increased fatigue compared to the hybrid implants with residual stress differences. Prior to treatment, they had the worst values compared to implants with machined and rough surfaces. All cracks nucleated at the interface between the two surfaces, which represents the area of greatest stress concentration [16]. This change in fatigue behavior demonstrates that the stress difference is the main cause of the decrease in fatigue life.

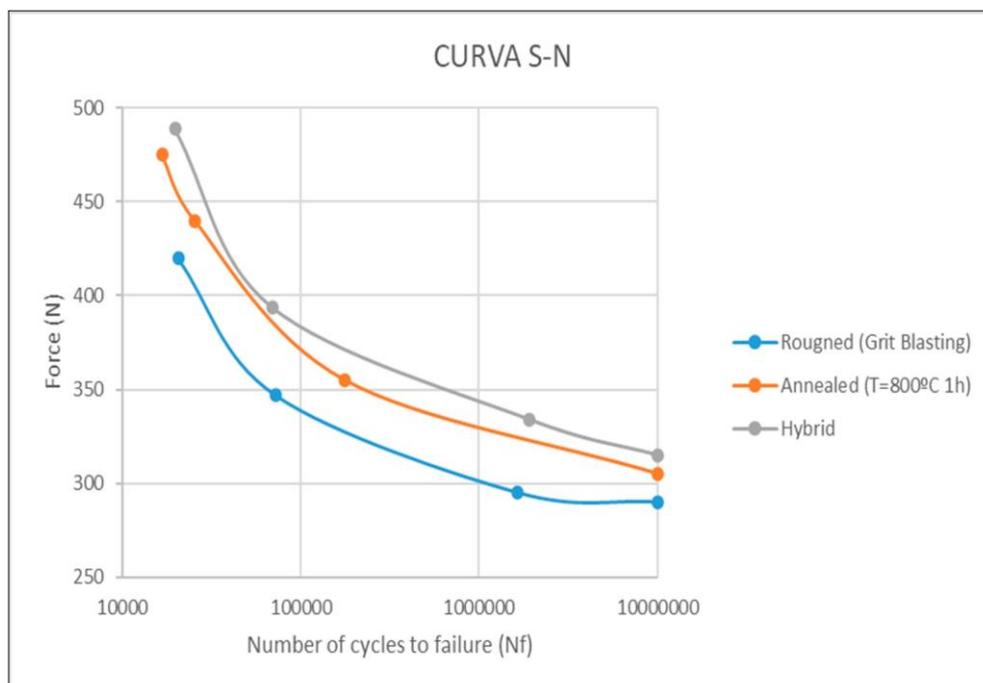


Figure 8. S-N curve of rough dental implants produced by grit blasting treatment, hybrid dental implants, and hybrid dental implants with annealing heat treatment.

Moreover, dental implants with compressive residual stress throughout the dental implant, which is the case of sandblasted dental implants, still have the best fatigue life of those studied, since compressive stress prevents fatigue crack generation. Grain growth can contribute to a decrease in fatigue resistance since it slightly decreases mechanical strength. However, the variations are not very important, and the heat treatment does not cause a significant decrease due to the increase in grain size.

3.5. Finite Element Analysis

Figures 9 and 10 display the von Mises stresses obtained at both the upper cortical and lower cortical models, respectively. Figures 11 and 12 show the von Mises stresses (MPa) and microstrains (mm/mm) of the implant and at the bone.

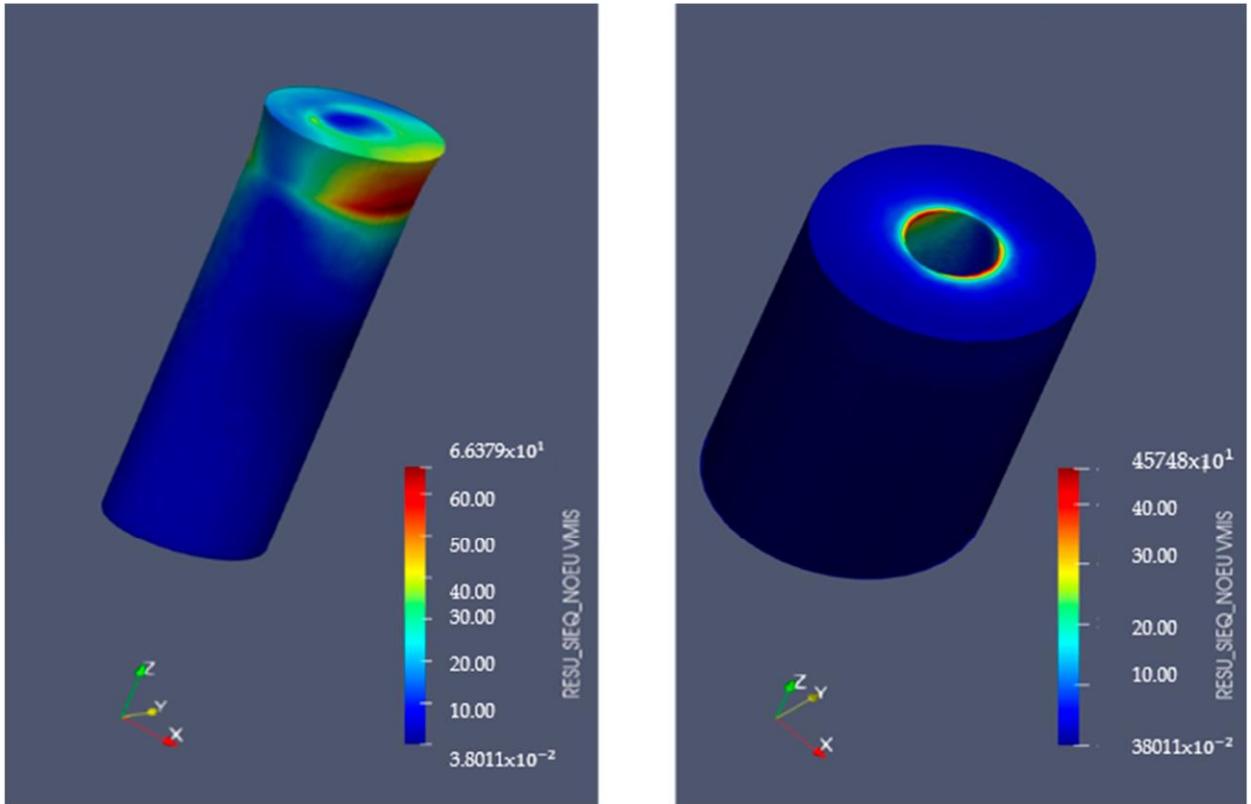


Figure 9. Implant Von Mises stresses (MPa) in upper-cortical model. Left: implant. Right: bone.

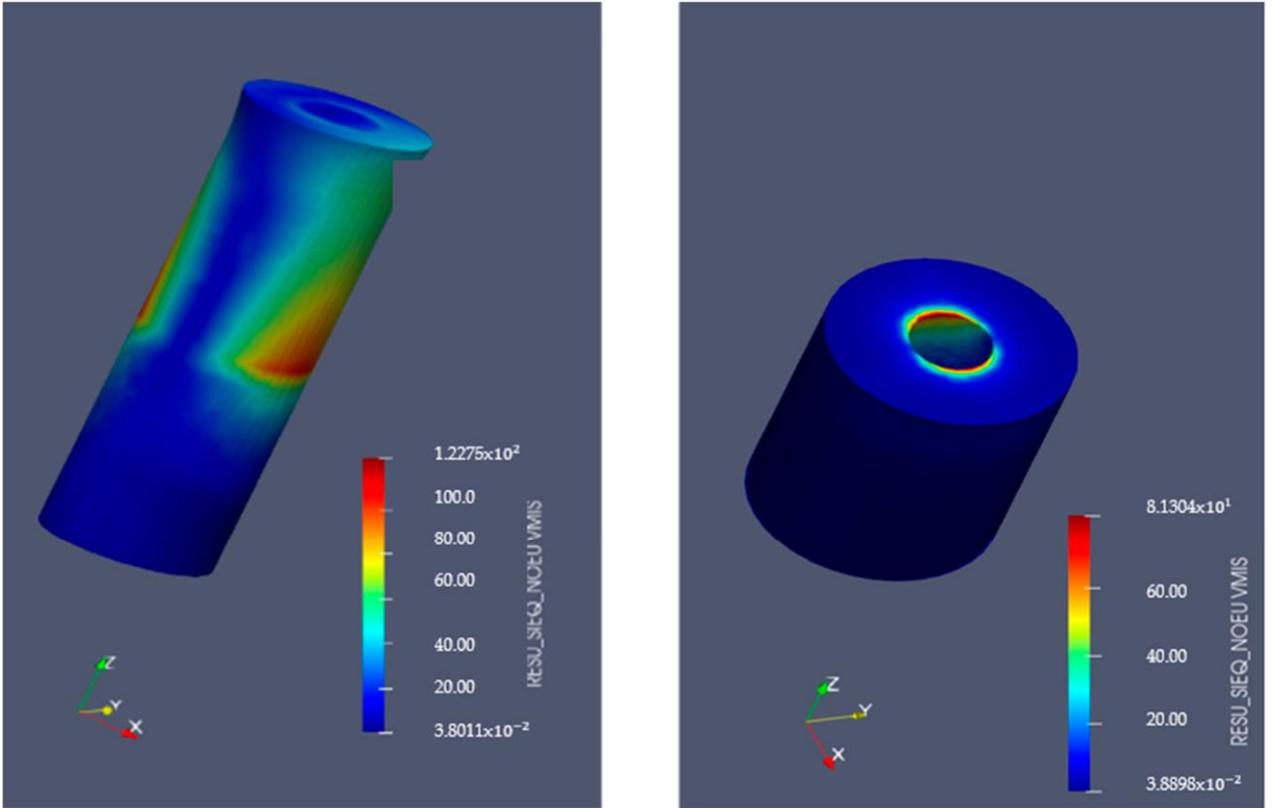


Figure 10. Implant Von Mises stresses (MPa) in lower-cortical model. Left: implant. Right: bone.

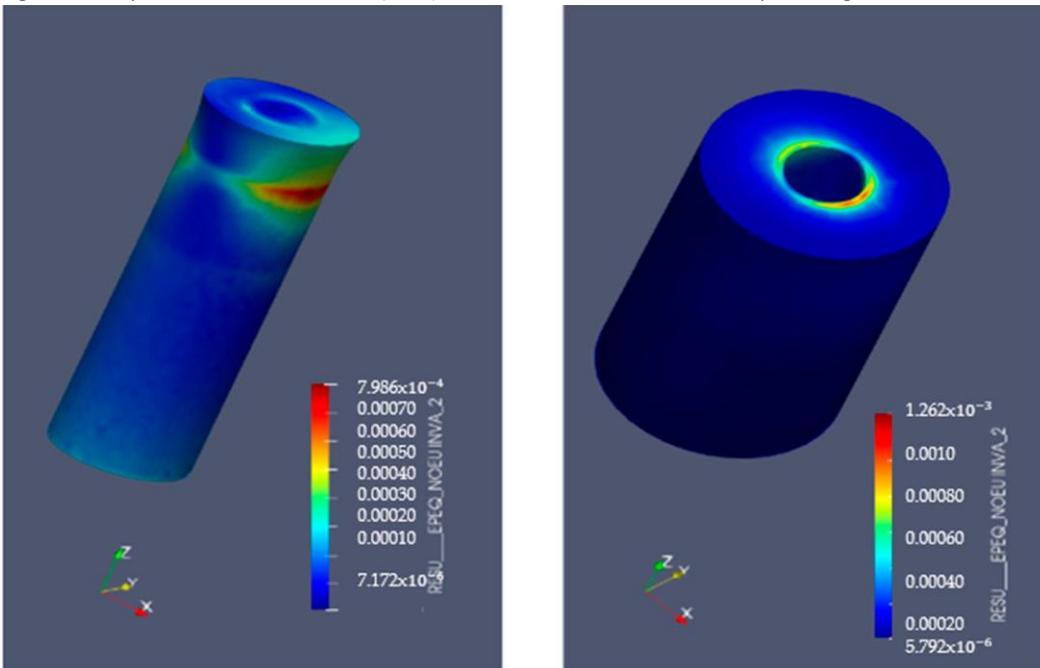


Figure 11. Implant microstrains in upper-cortical model. Left: implant. Right: bone.

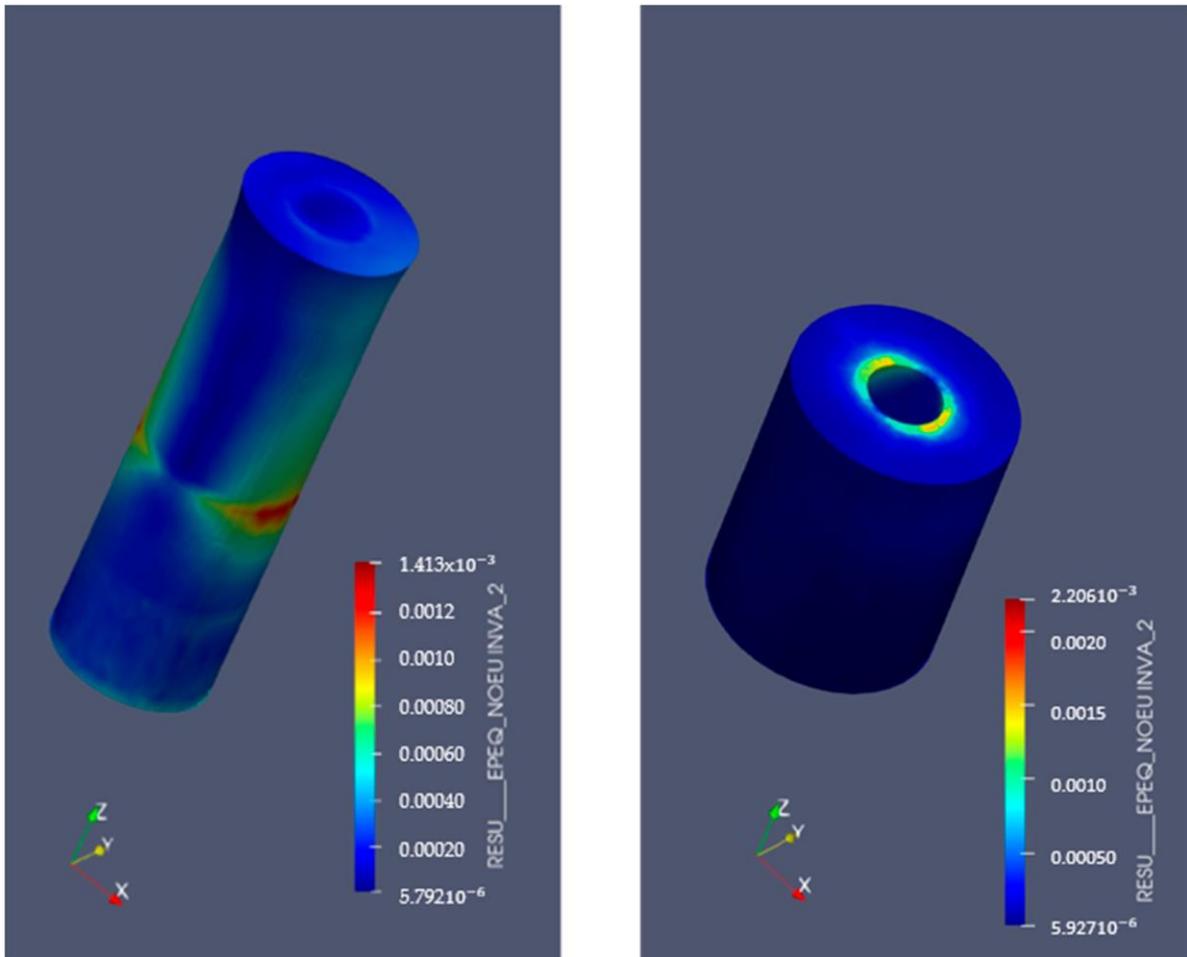


Figure 12. Implant microstrains in lower-cortical model. Left: implant. Right: bone.

Von Mises stresses increased considerably in the heat-treated hybrid implants and trabecular bone, as represented in the lower cortical models. This stress increase may indicate a better distribution of forces at the bone-implant interface, favoring the maintenance of its equilibrium and stimulating its continuous adaptation to loading. Stress distribution analysis in hybrid implants with treated machined coronal portions and in single-surface machined implants in the upper cortical bone showed that the former has slightly lower stresses when compared to implants with a fully smooth surface, a consequence of the elimination of the residual stress inherent to the material by the machining process.

Consistent with those stress distributions, microstrains increased significantly both in treated hybrid implants and in the bone of the lower cortical models, and were slightly lower in the upper cortical bone when compared to fully machined surfaces (Table 9 and Figure 13).

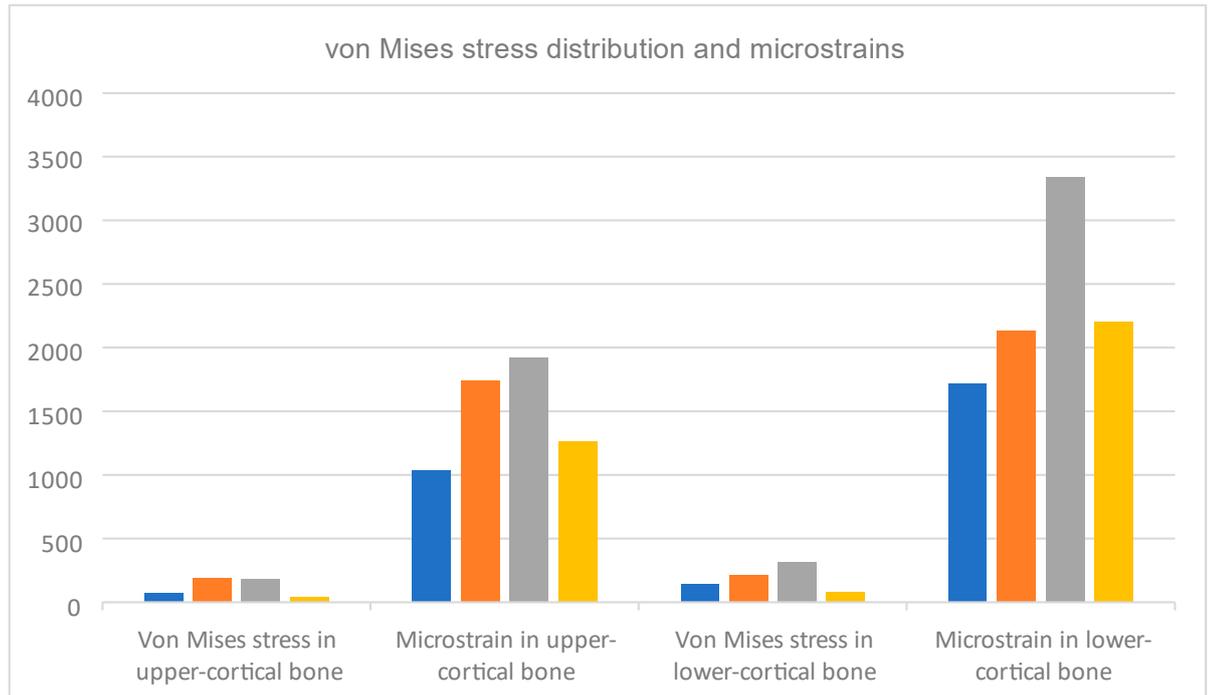


Figure 13. Comparison of von Mises stress values (MPa) and resulting microstrains (mm) in the upper- cortical and lower-cortical bones of the four implant groups (implant with machined surface, rough SLA, hybrid without heat treatment, and hybrid with heat treatment) using finite element analysis [16].

Table 9. Maximum von Mises stresses (MPa) and microstrains (mm/mm) of the implant and the bone.

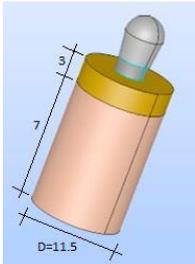
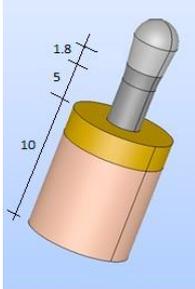
Model	Implant		Bone	
	Svon	μ strains	Svon	μ strains
Upper Cortical 	66.3	0.798×10^{-3}	45.7	1.262×10^{-3}

Table 9. Cont.

Model	Implant		Bone	
	Svon	μ strains	Svon	μ strains
Lower Cortical 	122.7	1.413×10^{-3}	81.3	2.206×10^{-3}

4. Discussion

The main objective of this in vitro study was to improve the mechanical behavior of the hybrid implants and their biocompatibility by reducing the risk of corrosion through residual stress homogenization.

Residual stresses are intrinsic stresses of a material and exist even when no load is applied. In fact, intrinsic stresses should be considered as additional to loading stresses. Failure to do so could cause the material to fail earlier than expected. Stresses can also be introduced during the manufacturing process and when certain treatments, e.g., shot blasting, are applied. Compressive stresses (e.g., in rough surfaces prepared by shot blasting) significantly improve fatigue behavior, as they counteract crack nucleation, thereby partially neutralizing external tensile stresses [48,49]. Additionally, blasting alumina grit creates microcavities on the implant surfaces that shift crack initiation from the surface to 1–2 μm away from the surface.

At the interface of the two surfaces making up a hybrid implant, the residual stress is significantly different (-20.2 MPa in the machined surface versus -202 MPa in the rough surface). This causes non-homogeneous local plastic deformations that worsen the implant's mechanical behavior, fatigue behavior, and stress distribution, as demonstrated in our previous study [16]. Corrosion potential also increases in hybrid implants, thus generating corrosion pits at the interface of the two surfaces that concentrate the stress [14]. Consequently, corrosion fatigue occurs, with the chemical action of corrosion converging with the mechanical action of cyclic loading.

The mechanical behavior of implants is dependent on its loads (e.g., axially, cycles, and type), geometry and design, surface treatments (residual stresses and stress concentrators), and microstructure. Commercially pure titanium was used in our in vitro study. It has only one allotropic phase (the alpha phase), so heat treatment only changes grain refinement. Microstructure changes depend on the amounts of interstitial elements (in our case, it had high purity), heat treatment temperature, annealing time, and quenching rate. The heat treatment temperature should be set so as to ensure homogenization of the residual stresses, thereby improving the implant's corrosion and fatigue resistance, without affecting its mechanical properties [50]. Other in vitro studies, such as those by Li et al., have demonstrated optimal results when exposing CpTi to temperatures in the range of $690\text{--}790$ °C [51]. Vematsu et al. treated grade 2 titanium at a temperature of 1000 °C, higher than the β -transus. Although the

hardness did improve, fatigue behavior worsened compared to the control samples [52].

In this in vitro experimental study, the annealing heat treatment homogenized the residual stresses at the interface, especially where the different surfaces converged. The heat treatment also improved their fatigue behavior and corrosion resistance when compared to untreated surfaces. A correlation was found between the annealing temperature, changes in the microstructure of the material, and its physical-chemical characteristics. An annealing temperature of 800 °C improved residual stress homogenization and an annealing time of 30 min provided the best fatigue behavior. Complete recrystallization was achieved at 800 °C, with equiaxed α grains and without excessive grain growth. When grain growth was considered normal, without recrystallizations, the driving force was the interfacial energy of the grain boundary [53]. When a temperature of 800 °C was used and maintained for a sufficiently long period (30 min), growth occurred by diffusion. Initially, growth occurred very rapidly (initial 10–20 min), and then slowed down as grain size increased, decreasing the number of grains per unit volume. Grain growth demonstrated a growth exponent n of 0.5 and reached a mean grain diameter of 160 μm , with no abnormal grain growth (which would have led to worse mechanical behavior). Values were homogenized in heat-treated hybrid implants, with a compressive residual stress of 20 MPa throughout the surface. Heat treatment of commercially pure titanium affects only grain structure, and the mechanical properties are not greatly modified, but corrosion resistance and residual stress homogenization is obtained, which, in turn, increases fatigue performance, and, ultimately, lifespan. When hybrid implants have not been heat treated, heterogeneous residual stresses between two heterogeneous surfaces can affect the implants' mechanical properties.

Fatigue behavior was analyzed using traditional fatigue criteria and finite element analysis. The annealing heat treatment improved fatigue of annealed hybrid dental implants when compared to untreated hybrid implants. Annealing eliminates the residual stress differences that promote crack formation. For the rough dental implants, with a homogeneous stress of -201 MPa, a compressive stress state that hindered crack nucleation was generated, leading to the best fatigue behavior. Finite element analysis showed that von Mises stress distribution and microstrains significantly increased in both the lowercortical bone and the heat-treated hybrid implants. The results obtained for untreated implants showed that the interface between the two surfaces would be the most likely area to fail and the coronal

portion of the peri-implant bone would be at the greatest risk of resorption, since von Mises stress distribution was poor. Such changes in stress distribution improved bone adaptation to loading [54] and confirmed that implant surface conditions affect loading. It would be beneficial to carry out clinical studies to determine how changes in stress distribution affect the apposition or resorption of peri-implant bone tissue.

The annealing heat treatment also increased the implants' corrosion resistance. The convergence of different residual stresses favors electrochemical pitting corrosion, especially at the interfaces of the rough and smooth parts, as they act as the anode and cathode, respectively. In this study, the annealing treatment improved corrosion resistance even in implants with machined surfaces only. This may be because heat treatment also eliminates residual stresses caused by dental implant machining. The grain growth increase caused by the 30 min heat treatment also contributed to the improved corrosion resistance. Grain boundaries are susceptible to pitting formation since they separate and join grains with different orientations, thus favoring electrolytic attack. Fewer grain boundaries, created by grain growth, produce fewer pitting initiation points, and a higher current intensity is required for the attack [55,56].

There is, therefore, a relationship between microstructure, mechanical properties, and corrosion resistance after applying an annealing heat treatment. This relationship is established for any of the allotropic phases of titanium and its alloys (α , $\alpha + \beta$ and β). Ibrahim et al. [57] performed an annealing treatment to the Low-Cost alloy β Titanium. At a temperature of 650 °C, mechanical properties (hardness and tensile strength) were improved due to the obtained microstructure, conformed with equiaxed β grains and primary α -phase in 15% of the volume. By applying an annealing temperature of 750 °C, corrosion resistance was enhanced, thanks to the 5% reduction in the α phase, which was also anchored to grain limits. Likewise, Lavrys et al. [58] applied an annealing treatment to AMTi-6Al-4V ($\alpha + \beta$). At a temperature of 800 °C, residual stresses were relieved, and corrosion resistance was improved by modifying their phase microstructure α' metastable martensite, releasing the β phase. However, increasing the annealing temperature to 850 °C doubled the grain size, worsening the corrosion resistance compared to the first treatment.

Thus, very long annealing heat treatment or treatment at very high temperatures is not advisable, since grain growth increases exponentially and causes a very significant decrease in the elastic

limit, maximum resistance, and hardness, as indicated by the Hall-Petch law.

Future clinical and in vivo studies are necessary to verify our results. This is especially important since some conditions are difficult to reproduce in in vitro studies. Various factors, such as the presence of intraoral fluid [59], bone loss with thread exposures, splinting implant restorations [60], and occlusal conditions, may influence the results.

5. Conclusions

Considering the findings of this in vitro study, the null hypothesis must be rejected. Thirty minutes of annealing heat treatment at 800 °C homogenized the residual stress differences between the two coexisting surfaces of hybrid implants. Residual stress homogenization improved the implants' mechanical properties, raising fatigue behavior and von Mises stress distribution in the trabecular bone, confirming the influence of residual stresses. The corrosion resistance of heat-treated hybrid implants was also significantly improved. However, the heat treatment was not able to improve the mechanical properties of rough implants. It is again confirmed that rough implants have the best fatigue performance.

Author Contributions: Conceptualization, methodology, formal analysis, supervision, software, J.G.M. Investigation: S.F.-H., E.P.-P., D.R. and M.S.Á. Supervision D.R., A.B.-V. and M.S.Á. Visualization, supervision, A.B.-V. and J.G.M. Writing—original draft preparation, M.S.Á. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The DENS-ia group, an affiliate of the Faculty of Dentistry of the Miguel de Cervantes European University of Valladolid, provided funding and designed the study.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The authors can provide details of the research requesting by letter and commenting on their needs.

Acknowledgments: This manuscript is the second study of the first author's doctoral thesis. The work was undertaken at the Bioengineering Institute of Technology of the International University of Catalonia, Barcelona, Spain. The DENS-ia group, an affiliate of the Faculty of Dentistry of the Miguel de Cervantes European University of Valladolid, provided funding and designed the study.

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

References

1. Wehbe, A.H.; Garrido, N.M.; Guerola, J.M.A.; Muñoz, J.M.; Márquez, E.N.; Ortega, E.V. El efecto de la fatiga cíclica sobre los pilares de implantes dentales. The effect of cyclic fatigue on dental implant abutments. *Av. Odontoestomatol.* **2020**, *36*, 89–97. [[CrossRef](#)]
2. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D.; Machtei, E.E.; Levin, L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Failure analysis. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2014**, *16*, 178–184. [[CrossRef](#)]

3. Lee, C.T.; Huang, Y.W.; Zhu, L.; Weltman, R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: Systematic review and meta-analysis. *J. Dent.* **2017**, *62*, 1–12. [[CrossRef](#)]
4. Robles, D.; Brizuela, A.; Fernández-Domínguez, M.; Gil, J. Osteoblastic and bacterial response of hybrid dental implants. *J. Funct. Biomater.* **2023**, *14*, 321. [[CrossRef](#)]
5. Sanz-Martín, I.; Sanz-Sánchez, I.; Noguerol, F.; Cok, S.; Ortiz-Vigón, A.; Sanz, M. Randomized controlled clinical trial comparing two dental implants with different neck configurations. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2017**, *19*, 512–522. [[CrossRef](#)]
6. Arnau, A.; Domínguez, R.; Brico, M.; Carballo, A.; Rubinos, A.M.; Vázquez, M.; Barbieri, G.; Blanco, J. Hybrid implants in patients with a history of periodontitis. *Gac. Dent. Ind. Y Prof.* **2023**, *358*, 90–104.
7. Schmidlin, P.R.; Müller, P.; Attin, T.; Wieland, M.; Hofer, D.; Guggenheim, B. Polyspecies biofilm formation on implant surfaces with different surface characteristics. *J. Appl. Oral. Sci.* **2013**, *21*, 48–55. [[CrossRef](#)]
8. Lee, C.T.; Tran, D.; Jeng, M.D.; Shen, Y.T. Survival rates of hybrid rough surface implants and their alveolar bone level alterations. *J. Periodontol.* **2018**, *89*, 1390–1399. [[CrossRef](#)]
9. Serrano, B.; Sanz-Sánchez, I.; Serrano, K.; Montero, E.; Sanz, M. One-year outcomes of dental implants with a hybrid surface macro-design placed in patients with history of periodontitis: A randomized clinical trial. *J. Clin. Periodontol.* **2022**, *49*, 90–100. [[CrossRef](#)]
10. Spinato, S.; Bernardello, F.; Sassatelli, P.; Zaffe, D. Hybrid and fully-etched surface implants in periodontally healthy patients: A comparative retrospective study on marginal bone loss. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* **2017**, *19*, 663–670. [[CrossRef](#)]
11. Millán, F.L.; García, I.O.; Garrido, N.M.; Guerra, A.J.; López, A.E.; Velasco Ortega, E. Surface topography of titanium implants. *Av. Odontoestomatol. SciELO* **2018**, *34*, 121–129.
12. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D. Fatigue of dental implants: Facts and fallacies. *Dent. J.* **2016**, *4*, 16. [[CrossRef](#)]
13. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D. An overview of the mechanical integrity of dental implants. *BioMed Res. Int.* **2015**, *2015*, 547384. [[CrossRef](#)]
14. Robles, D.; Brizuela, A.; Fernández-Domínguez, M.; Gil, J. Corrosion resistance and titanium ion release of hybrid dental implants. *Materials* **2023**, *16*, 3650. [[CrossRef](#)]
15. Prados-Privado, M. Fatigue life prediction of dental implants and their prosthetic connections. A probabilistic finite element analysis. *Rev. Esp. Odontoestomatol. Implantol.* **2018**, *22*, 1.
16. Sanjuán, M.; Brizuela-Velasco, A.; Gil, J.; Cerrolaza, M.; Montalvillo, E.; Fernández-Hernández, S.; Robles, D. Hybrid surface implants: Influence of residual stress on mechanical behavior, evaluated by finite element analysis and validation by fatigue tests. *Dent. Mater.* **2024**, *40*, 9–18. [[CrossRef](#)]
17. Schmidt, F.F.; Wood, R.A. *Heat Treatment of Titanium and Titanium Alloys*; Technical Memorandum X-53445; Redstone Scientific Information Center: Huntsville, AL, USA, 1966.
18. Wy, Z.S.; Zyx, Y.G. Effect of annealing temperature on microstructure and mechanical properties of cold-rolled commercially pure titanium sheets. *Nonferrous Met. Soc. China* **2022**, *32*, 2587–2597.
19. Mi, Y.; Wang, Y.; Wang, Y.; Dong, Y.; Chang, H.; Alexandrov, I.V. Effect of heat treatment on microstructure and mechanical behavior of ultrafine-grained Ti-2Fe-0.1B. *Materials* **2023**, *16*, 2955. [[CrossRef](#)]
20. Aguilar, C.; Henriquez, J.; Salvo, C.; Alfonso, I.; Araya, N.; Muñoz, L. Computational study of the influence of α/β -phase ratio and porosity on the elastic modulus of ti-based alloy foams. *Materials* **2023**, *16*, 4064. [[CrossRef](#)]
21. González, M.; Peña, J.; Gil, F.J.; Manero, J.M. Low modulus Ti-Nb-Hf alloy for biomedical applications. *Mater. Sci. Eng. C.* **2014**, *42*, 691–695. [[CrossRef](#)]
22. Gil, F.J.; Ginebra, M.P.; Manero, J.M.; Planell, J.A. Formation of α -Widmanstätten structure: Effects of grain size and cooling rate on the Widmanstätten morphologies and on the mechanical properties in Ti6Al4V alloy. *J. Alloys Compd.* **2001**, *329*, 142–152. [[CrossRef](#)]
23. Gil, F.J.; Planell, J.A. Behaviour of normal grain growth kinetics in single phase titanium and titanium alloys. *Mater. Sci. Eng.* **2000**, *283*, 17–24. [[CrossRef](#)]
24. Ghara, T.; Paul, S.; Bandyopadhyay, P.P. Effect of grit blasting parameters on surface and near-surface properties of different metal alloys. *J. Therm. Spray. Technol.* **2021**, *30*, 251–269. [[CrossRef](#)]
25. Multigner, M.; Fernández-Castrillo, P.; Ferreira-Barragans, S.; González-Doncel, G.; González-Carrasco, J.L. Influence of Ti6Al4V alloy sandblasting on subsurface hardness and residual stress state. *Rev. Metal.* **2009**, *45*, 52–57. [[CrossRef](#)]
26. Al-Hity, R.R.; Kappert, H.F.; Viennot, S.; Dalard, F.; Grosgeat, B. Corrosion resistance measurements of dental alloys, are they correlated? *Dent. Mater.* **2007**, *23*, 679–687. [[CrossRef](#)]

27. Aparicio, C.; Gil, F.J.; Fonseca, C.; Barbosa, M.; Planell, J.A. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials* **2003**, *24*, 263–273. [CrossRef]
28. Buxadera-Palomero, J.; Calvo, C.; Torrent-Camarero, S.; Fj, G.; Mas-Moruno, C.; Canal, C.; Rodríguez, D. Biofunctional polyethylene glycol coatings on titanium: An in vitro-based comparison of functionalization methods. *Colloids Surf. B Biointerfaces*. **2017**, *152*, 367–375. [CrossRef]
29. *ASTM-E3-11*; Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens. ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2017.
30. *ISO 10993-5:2009*; Biological Evaluation of Medical Devices. Part 5. Tests for In Vitro Cytotoxicity; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2009.
31. *ASTM G5-14e1*; Standard Reference Test Method for Making Potentiostatic and Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements. Technical Report No. ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2014.
32. *ASTM G-102-89*; Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements. ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2010.
33. SALOME Software. 2022. Available online: <https://www.salome-platform.org/> (accessed on 20 February 2024).
34. Vaidyanathan, A.K.; Banu, R.F. Finite element analysis—Concepts for knowledge and implementation in dental research. *J. Indian Prosthodont. Soc.* **2022**, *22*, 211–214. [CrossRef]
35. Code ASTER Software. 2023. Available online: <https://code-aster-windows.com/> (accessed on 27 February 2024).
36. Brunski, J.B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin. Mater.* **1992**, *10*, 153–201. [CrossRef]
37. Falcinelli, C.; Valente, F.; Vasta, M.; Traini, T. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dent. Mater.* **2023**, *39*, 539–556. [CrossRef]
38. Fullman, R.L. *Metal Interfaces: A Seminar on Metal Interfaces Held During the Thirty-Third National Metal Congress and Exposition*; American Society for Metals: Detroit, MI, USA, 1951; Volume 179, p. 54.
39. Azevedo, C.R.F.; Padilha, A.F. History of the recrystallisation of Metals: A Summary of Ideas and Findings until the 1950s. *Mater. Res. SciELO* **2020**, *23*. [CrossRef]
40. Haessner, F. *Recrystallization Metallic Mater*; Riederer-Verlag: Stuttgart, Germany, 1978; pp. 63–164.
41. Lifshitz, I.M.; Slyozov, V.V. The kinetics of precipitation from supersaturated solid solutions. *J. Phys. Chem. Solids*. **1961**, *19*, 35–50. [CrossRef]
42. Hillert, M. On the theory of normal and abnormal grain growth. *Acta Metall.* **1965**, *13*, 227–238. [CrossRef]
43. Guy, A.G.; Hren, J.J. *Elements of Physical Metallurgy*, 2nd ed.; Adison Wesley: Boston, MA, USA, 1980; Volume 134.
44. Higgins, G.T. Grain-boundary migration and grain growth. *Met. Sci.* **1974**, *8*, 143–150. [CrossRef]
45. Fischer, J.C. *Progress in Metal Physics*, 97th ed.; Chalmers: Mississauga, ON, Canada, 1952.
46. Wang, J.; Xiao, W.; Fu, Y.; Ren, L.; Ma, C. Dependence of mechanical behavior on grain size of metastable Ti-Nb-O titanium alloy. *Prog. Nat. Sci.* **2022**, *32*, 63–71. [CrossRef]
47. Semiatin, S.L.; Soper, J.C.; Sukonnik, I.M. Grain growth in a conventional titanium alloy during rapid, continuous heat treatment. *Scr. Metall. Mater.* **1994**, *30*, 951–955. [CrossRef]
48. Aragonese, J.; Ni, V.; Fernandez-Dominguez, M.; Mena-Alvarez, J.; Rodriguez, C.; Gil, J.; Aragonese, J.M. Relevant Aspects of Titanium and Zirconia Dental Implants for Their Fatigue and Osseointegration Behaviors. *Materials* **2022**, *15*, 4036. [CrossRef] [PubMed] [PubMed Central]
49. Gil, F.J.; Planell, J.A.; Padrós, A. Conrado Aparicio. The effect of shot blasting and heat treatment on the fatigue behavior of titanium for dental implant applications. *Dent. Mater.* **2007**, *23*, 486–491. [CrossRef]
50. Wang, M.; Wu, Y.; Lu, S.; Chen, T.; Zhao, Y.; Chen, H.; Tang, Z. Fabrication and characterization of selective laser melting printed Ti-6Al-4V alloys subjected to heat treatment for customized implants design. *Prog. Nat. Sci.* **2016**, *26*, 671–677. [CrossRef]
51. Han, S.J.; Bang, G.B.; Kim, W.R.; Kim, G.H.; Kang, H.S.; Han, H.S.; Lee, T.W.; Kim, H.G. Effect on microstructural and mechanical properties of selective laser melted pure Ti parts using stress relief heat-treatment process. *J. Mater. Res. Technol.* **2023**, *27*, 200–208. [CrossRef]
52. Uematsu, Y.; Huang, C.A.; Kakiuchi, T.; Mizutani, Y.; Nakajima, M. Effect of heat treatment at the temperature above β -transus on the microstructures and fatigue properties of pure Ti. *Fatigue Fract. Eng. Mater. Struct.* **2020**, *43*, 2800–2811. [CrossRef]
53. Suwa, Y.; Ushioda, K. Phase-field simulation of abnormal grain growth due to the existence of second-phase particles. *ISIJ Int.* **2022**, *62*, 577–585. [CrossRef]

54. Bahrami, B.; Shahrabaf, S.; Mirzakouchaki, B.; Ghalichi, F.; Ashtiani, M.; Martin, N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis. *Dent. Mater.* **2014**, *30*, e89–e97. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
55. Yue, Y.; Qi, M.; Song, T.; Chen, B.; Tang, Y.; Xia, C. Enhanced Mechanical and Corrosion Properties via Annealing Treatment on the Hot-Rolled Ti-Zr-Mo Alloy. *Materials* **2023**, *16*, 2597. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. Ma, Z.; Liu, J.; Liu, S.; Zhang, Y.; Deng, Y. Quench-induced contributions of high angle grain boundary and low angle grain boundary to exfoliation corrosion propagation in an AlZnMgCu alloy. *J. Mater. Res. Technol.* **2021**, *15*, 6866–6870. [[CrossRef](#)]
57. Ibrahim, K.M.; Moustafa, M.M.; Al-Grafi, M.W.; El-Bagoury, N.; Amin, M.A. Effect of solution heat treatment on microstructure and wear and corrosion behavior of a two phase β -Metastable titanium alloy. *Int. J. Electrochem. Sci.* **2016**, *11*, 3206–3226. [[CrossRef](#)]
58. Lavrys, S.; Danyliak, M.O.; Pohrellyuk, I.; Tkachuk, O. Improving corrosion resistance of additively manufactured Ti6Al4V titanium alloy by post heat treatment. *Procedia Struct. Integr.* **2024**, *53*, 246–253. [[CrossRef](#)]
59. Abraham, M.P.; Fabris, D.; Souza, J.; Henriques, B. The Fatigue Behavior of Narrow Single-body Titanium Implants in Saline and Acidic Media. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants* **2024**, *0*, 1–25. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
60. Terrats, R.; Liñares, M.; Punset, M.; Molmeneu, M.; Molina, J.N.; Magaz, V.R.; Albertini, M.; Manero, J.; Gil Mur, J. Influence of narrow titanium dental implant diameter on fatigue behavior: A comparison between unitary and splinted implants. *J. Clin. Med.* **2024**, *13*, 1632. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)] [[PubMed Central](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

