



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Metodología para caracterización de la rugosidad superficial 3D en la superficie de implantes de titanio y su relación con la función de oseointegración

Cristian Romario Lagos Tovar

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de ingeniería, Departamento de Ingeniería mecánica y mecatrónica
Bogotá, Colombia
2023

Metodología para caracterización de la rugosidad superficial 3D en la superficie de implantes de titanio y su relación con la función de oseointegración

Cristian Romario Lagos Tovar

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Ingeniería - Materiales y Procesos

Director(a):

Carlos Julio Cortés Rodríguez. PhD.

Línea de Investigación:

Ingeniería de biomateriales y superficies

Grupo de Investigación:

Grupo de investigación en Biomecánica GIBM-UN

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de ingeniería, Departamento de ingeniería mecánica y mecatrónica

Bogotá, Colombia

2023

Arriégate

Agradecimientos

A mi director Carlos Julio Cortés Rodríguez por su tiempo, apoyo y dedicación en este proyecto de investigación

Al laboratorio de metrología dimensional de precisión de la Universidad Nacional de Colombia por su colaboración en las prácticas de medición, al laboratorista Alexander Vargas.

A mi familia por su compañía y buenos deseos, a mis compañeros y amigos que estuvieron en esta etapa.

Índice general

Agradecimientos	VIII
Resumen	XI
Lista de figuras	XV
Lista de tablas	1
1. Introducción	2
1.1. Pregunta de investigación	2
1.2. Objetivo general y específicos	3
2. Marco teórico	5
2.1. Oseointegración	5
2.2. Humectabilidad	6
2.3. Energía libre de Gibbs	8
2.4. Parámetros de rugosidad en 3D	9
2.4.1. Distribución de alturas y curva de relación de material	13
2.4.2. Parámetros de volumen	14
2.4.3. Parámetros híbridos	15
2.4.4. Parámetros de espacio	16
2.5. Tratamientos y modificaciones superficiales en implantes dentales	17
2.5.1. Métodos de modificación de superficies	18
2.6. Instrumento de medición: Microscopio de variación focal	24
2.6.1. Medición de información en 3D	26
3. Antecedentes y Estado del arte	29
4. Metodología	33
5. Análisis de resultados	39
6. Discusión de resultados	51
7. Conclusiones y recomendaciones	53
7.1. Conclusiones	53

7.2. Recomendaciones	53
A. Anexo A: Datos de mediciones de parámetros de rugosidad que no tuvieron significancia	55
Bibliografía	60

Resumen

Metodología para caracterización de la rugosidad superficial 3D en la superficie de implantes de titanio y su relación con la función de oseointegración

Actualmente existe un gran grupo de parámetros de superficie en 2D y 3D para caracterizar superficies rugosas por métodos ópticos. Los parámetros empleados para la caracterización de la rugosidad de la superficie de implantes de titanio no permiten hacer una diferenciación adecuada para investigaciones de superficies oseointegrables. En la literatura se describen más de 40 parámetros de análisis topográfico que fueron objeto de estudio.

De acuerdo con las propiedades como rugosidad, humectabilidad y anisotropía se plantearon diferentes objetivos para lograr caracterizar superficies oseointegrables y asociarlas con las etapas de la oseointegración. Las superficies podrían considerarse oseointegrables cuando su valor de rugosidad media, $Sa \leq 2\mu m$. Como metodología se realizó una caracterización superficial de siete implantes de titanio con diferentes modificaciones superficiales (microareado, microtexturizado y ataque con ácido) basados en la *ISO 25178* con un microscopio de variación focal marca Alicona Infinite Focus™, teniendo en cuenta configuraciones de filtrado como forma, ondulación y rugosidad.

Siguiendo los lineamientos de la norma *ISO 25178-2* y la *ISO 4287/88* se realizaron caracterizaciones superficiales con parámetros de rugosidad clasificados en 4 grupos altura, híbridos, funcionales y espaciales. Las mediciones fueron hechas en la cara lateral de la rosca del implante.

Como el valor de rugosidad media Sa no es suficiente para describir una superficie oseointegrable, utilizando métodos estadísticos y conceptos biológicos, se encontraron 8 parámetros de rugosidad significativos S_z , S_{dr} , S_{dq} , S_p , S_{tr} , S_{td} , V_{vc} y V_{vv} que lograron diferenciar las superficies analizadas.

En esta investigación se planteó un paquete de parámetros de rugosidad 3D para caracterizar superficies oseointegrables.

Palabras clave: (oseointegración, rugosidad 3D, humectabilidad, tratamiento superficial y energía de superficie).

Abstract

Methodology for characterization of 3D surface roughness on the surface of titanium implants and its relationship to osseointegration function.

A large set of 2D and 3D surface parameters is currently available to characterize rough surfaces by optical methods. The parameters used for the characterization of the surface roughness of titanium implants do not provide a suitable differentiation for investigations of osseointegrable surfaces. More than 40 parameters of topographic analysis are described in the literature and have been studied.

According to the properties such as roughness, wettability and anisotropy, different objectives were proposed to characterize osseointegrable surfaces and associate them with the stages of osseointegration. Surfaces could be considered osseointegrable when their average roughness value, $Sa \leq 2\mu m$. As a methodology, a surface characterization of seven titanium implants with different surface modifications (micro-sandblasting and acid etching and microtexturing) based on ISO 25178 was performed with an Alicona Infinite Focus™, focus variation microscope, taking into account filtering configurations such as shape, waviness and roughness.

In accordance with the guidelines of ISO 25178-2 and ISO 4287/88, surface characterizations were carried out with roughness parameters classified into 4 groups: height, hybrid, functional and spatial. The measurements were made on the lateral face of the implant thread.

As the average roughness value S_a is not sufficient to describe an osseointegrable surface, using statistical methods and biological concepts, 8 significant roughness parameters S_z , S_{dr} , S_{dq} , S_p , S_{tr} , S_{td} , V_{vc} and V_{vv} were found that managed to differentiate the analyzed surfaces.

In this study, a 3D roughness parameter package was proposed to characterize osseointegrable surfaces.

Keywords: Osseointegration, 3D roughness, Wettability, surface treatment and surface energy

Lista de Figuras

2-1. Ángulo de contacto horizontal sobre sustratos a) hidrofóbico y b) hidrofílico	7
2-2. Efecto de la inclinación de una superficie sobre un ángulo de contacto observado a) superficie humectable y b) superficie no humectable	7
2-3. Ángulo de contacto y coeficiente de dispersión para un líquido sobre una superficie sólida y su relación con el coeficiente de dispersión S para una superficie suave y S' para una rugosa	9
2-4. Diferentes perfiles de rugosidad con el mismo parámetro Ra y Sa	11
2-5. Representación gráfica de asimetría a) y curtosis b) de datos	12
2-6. Distribución de alturas (<i>izquierda</i>) y curva de relación de material (<i>derecha</i>) [Leach, 2013]	13
2-7. Curva de relación de material Abbott Firestone[Böhm, 1992]	14
2-8. Parámetros de volumen basados en la curva de Abbott Firestone.	15
2-9. Pico de autocorrelación aplicado a un límite de 0,2[Leach, 2013]	17
2-10. Dirección de la superficie de acuerdo con los parámetros espaciales extraídos de la función de autocorrelación fuente olympus-ims.com	18
2-11. Superficie tratada con chorro de arena y atacada con ácido (SEM) [Le Guéhennec et al. 2007]	20
2-12. Superficie tratada con chorro de plasma, partículas de titanio. [Le Guéhennec et al. (2007)]	21
2-13. Esquemático de variación de enfoque.(1) Sensor CCD (2) lentes (3) fuente de luz blanca(4) Espejo semitransparente(5)Objetivo(6)Muestra (7)Movimiento vertical(8)curva de contraste(9) Haz de luz blanca (10) Analizador opcional(11) Polarizador opcional(12) Luz de anillo.[Leach, R.(2011).]	25
2-14. Niveles de gris y su desviación estándar para diferentes posiciones de enfoque. Región 1: punto de interés por el cual se calcula la información del enfoque. Región 2: 5X5 barridos usados para calcular la información de enfoque.[Leach, R.(2011).]	27
2-15. El diagrama muestra el cambio de enfoque con respecto a la posición del eje z,. El pico de la curva es idéntico a la precisión del foco.[Leach, R.(2011).] . .	28

3-1. Representación esquemática de diferentes tipos de interfases, a) Hueso vivo en contacto con el implante, b) Capa de tejido interpuesta entre el hueso y el implante, c) Hueso muerto en contacto con implante, d) Zona de interfase entre el hueso y la zona límite del implante. [Albrektsson et al., 1981]	30
4-1. Metodología proyecto de investigación	33
4-2. Zonas de medición en el implante	34
4-3. Herramientas y partes de microscopio de variación focal	35
4-4. Paso a paso para caracterización de implantes (1. Escaneo 2. Selección del área 3. Remoción de forma 4. Filtro de rugosidad para medición 5. Superficie lista para caracterización de parámetros S)	36
4-5. Cabezal de rotación microscopio de variación focal	37
5-1. Áreas de caracterización seleccionadas en cada implante	39
5-2. Ejemplo de reporte de datos en caracterización de superficie para cada uno de los parámetros de rugosidad analizados (Fuente: laboratorio de metrología dimensional de precisión de la Universidad Nacional de Colombia)	40
5-3. Boxplot de Sdr para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc	44
5-4. Boxplot de Sz para diferentes tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc	45
5-5. Boxplot de Sp para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc	45
5-6. Boxplot de Sdq para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc	46
5-7. Comparación de superficies con diferentes con diferentes valores de S_{al} [tomado de olympus-ims.com]	50

Lista de Tablas

2-1. Características de diferentes superficies implantables	23
3-1. Parámetros de rugosidad medidos en diferentes localizaciones de implantes con diferentes acabados superficiales [Wennerberg and Albrektsson, 2000a]	32
4-1. Implantes seleccionados para la investigación	35
4-2. Parámetros de rugosidad analizados con prueba de normalidad <i>Shapiro – Wilk</i>	38
5-1. Datos obtenidos para el parámetro S_a en las primeras mediciones con un promedio de tres mediciones por cada dato	41
5-2. Parámetros de rugosidad medidos en caracterizaciones superficiales promedio de 3 datos por implante	42
5-3. Recopilación de datos para 3 mediciones por implante con 3 por laterales y 3 tipos de filtro L_c del parámetro S_a	43
5-4. Anova de dos vías con interacción de factores S_p (nota N/A: no aplica)	47
5-5. Anova de dos vías sin interacción de factores S_p (nota N/A: no aplica)	47
5-6. Anova de dos vías para S_p (nota N/A: no aplica)	47
5-7. Parámetros con mayor efecto y significancia	48
5-8. Parámetros de rugosidad funcionales	48
5-9. Datos de parámetros de rugosidad espaciales derivados de la función de autocorrelación	49
6-1. Compilación de parámetros de rugosidad con mayor tamaño de efecto	51
A-1. Datos obtenidos de parámetros no significativos	56

1. Introducción

Los implantes dentales son piezas mecánicas que se insertan en los maxilares de animales y humanos con el objetivo de reemplazar de manera biofuncional y biocompatible una parte del tejido óseo. Estos implantes comúnmente presentan una configuración helicoidal, similar a la de un tornillo, y están caracterizados por modificaciones superficiales que incrementan su resistencia mecánica, reducen la probabilidad de corrosión, y promueven la oseointegración.

En la actualidad, existe una extensa gama de parámetros superficiales en 2D y 3D que se emplean con el propósito de caracterizar la rugosidad de la superficie de implantes de titanio. Sin embargo, se ha observado una limitación en la capacidad de estos parámetros para llevar a cabo una discriminación efectiva de dichos parámetros asociada a las etapas de la oseointegración.

En el contexto previo a este trabajo, los parámetros de rugosidad 3D S_a y S_q han sido tradicionalmente destacados; sin embargo, su capacidad de proporcionar una caracterización completa y precisa en lo que respecta a propiedades físicas relacionada con superficies oseointegrables ha demostrado ser limitada. La oseointegración, definida como la unión estable, firme y duradera entre un implante sujeto a cargas y el tejido óseo circundante, es un factor crítico en la eficacia de los implantes. La adecuada oseointegración se fundamenta en la aprobación del implante por parte del tejido óseo en la interfaz hueso-implante y se distingue por la ausencia de síntomas de inflamación severa, como se ha destacado en la investigación de [Acosta et al., 2010], entonces el alcance de esta investigación fue caracterización de la rugosidad en superficies oseointegrables.

1.1. Pregunta de investigación

¿Cuáles son los parámetros de rugosidad 3D más adecuados para caracterizar la superficie de un implante asociada con la función de oseointegración?

1.2. Objetivo general y específicos

Encontrar una metodología que permita determinar los parámetros adecuados de rugosidad 3D, según ISO 25178, y que posibilite realizar una caracterización consistente con la función de oseointegración asociada a la superficie de implantes fabricados en titanio.

Dicho objetivo general se soporta con los siguientes objetivos específicos

- 1) Realizar la medición de la Rugosidad 3D, según norma ISO 25178, mediante método óptico con microscopio de variación focal Alicona Infinite Focus™, de la superficie de un grupo de implantes dentales de titano de diferentes especificaciones y fabricantes para configurar una base de datos de características de rugosidad asociadas con la función de oseointegración.
- 2) Determinar mediante métodos estadísticos los parámetros que permitan obtener diferencias significativas en la caracterización de rugosidad 3D considerando la base de datos obtenida de las mediciones de rugosidad realizadas con el microscopio de variación focal Alicona Infinite Focus™.
- 3) Plantear una metodología coherente de caracterización de la Rugosidad 3D para implantes de titanio asociada con la función de oseointegración y que permita especificar requerimientos de diseño para fabricación y poder realizar aseguramiento de calidad de una manera sistemática.

Si bien los equipos de medición de contacto, como los palpadores, han sido ampliamente utilizados para la caracterización de superficies rugosas, los avances en ciencia y tecnología han posibilitado el desarrollo de métodos de medición de superficies sin contacto, los cuales ofrecen una mayor precisión en la obtención de los parámetros de rugosidad en 3D. En el presente estudio, se empleó el microscopio de variación focal como una herramienta altamente robusta, capaz de llevar a cabo los procesos de escaneo y medición de forma excepcionalmente precisa. Se realizaron escaneos de más de 180° y se aplicaron filtros de rugosidad y ondulación para seleccionar áreas que ofrecieran una información óptima, siguiendo como criterio la identificación de sectores rugosos en la parte del implante bajo análisis, caracterizados por presentar picos y valles pronunciados.

Fue clave alcanzar los objetivos planteados inicialmente, ya que se habilitó la capacidad de diferenciar superficies oseointegrables por medio de parámetros de rugosidad más relevantes. Utilizando análisis estadísticos, se destacaron las superficies sometidas al tratamiento de microchorro de arena y grabado con ácido, junto con los implantes que habían sido ex-

clusivamente microchorreados y micro texturizados.

Los parámetros de rugosidad de objeto de estudio se dividen en cuatro categorías, siguiendo los lineamientos de la norma ISO 25178-2: altura, espaciales, híbridos y funcionales. Estos parámetros se emplearon para establecer relaciones con propiedades como la humectabilidad, la rugosidad y la modificación superficial.

Se analizaron siete implantes provenientes de distintas marcas y sometidos a diferentes tratamientos superficiales. Se llevó a cabo un análisis estadístico con el fin de determinar cuáles parámetros de rugosidad exhiben el mayor tamaño de efecto entre los siete implantes, considerando tres tipos de tratamientos superficiales, y todo ello sin tener en cuenta el tamaño del filtro según las normas ISO 4287/88. El análisis de varianza no paramétrico arrojó que los parámetros de rugosidad más destacados son Sz, Sdr, Sdq y Sp. Estos parámetros, a su vez, habían sido resaltados en investigaciones previas, como se señala en los trabajos de a [Naves et al., 2015], [Wennerberg and Albrektsson, 2000b].

En el grupo de parámetros espaciales se incluyeron Str y Std, los cuales están relacionados con la dirección y disposición de la superficie. Finalmente, el parámetro Vvc y Vvv que guarda relación con la retención de sangre debido a su ubicación en las áreas inferiores de la superficie medida, fue considerado en el análisis.

A partir de esta pregunta, se llevó a cabo un análisis que abarcó tanto aspectos conceptuales como antecedentes relacionados con la rugosidad en implantes dentales y su influencia en el proceso de oseointegración. Este enfoque interdisciplinario combinó elementos de ingeniería y biología con el objetivo de identificar los aspectos más relevantes que permitieran cumplir con el propósito de identificar los parámetros de rugosidad tridimensional (3D) más adecuados para caracterizar superficies de implantes dentales.

A pesar de que tienen valores de rugosidad moderadas similares, se diferenciaron las superficies oseointegrables usando los parámetros híbridos, funcionales y espaciales.

Como se puede observar, al cumplir los objetivos específicos de la investigación, se logró establecer una metodología que permite la determinación de los parámetros adecuados de rugosidad 3D, siguiendo las pautas de la norma ISO 25178-2. Esta metodología posibilita la realización de una caracterización coherente asociada a la superficie de implantes fabricados en titanio. Del mismo modo, el análisis estadístico permitió alcanzar el alcance propuesto inicialmente.

2. Marco teórico

Es este capítulo se describirán los aspectos más relevantes que se pueden relacionar con la función de oseointegración tales como *humectabilidad, energía superficial, rugosidad tratamiento superficial*, los parámetros de rugosidad basados en la norma *ISO 25178-2* y el métodos óptico para medición de la rugosidad de las superficies.

2.1. Oseointegración

La oseointegración es la conexión firme, estable y duradera entre un implante sujeto a carga y el hueso que lo rodea. Una adecuada osteointegración está sujeta a la aceptación del implante por parte de los tejidos vivos sin la formación de tejido fibroso en la interfase hueso-implante y sin la presencia de síntomas de inflamación severa. [Acosta et al., 2010]. El reto más importante en implantología es el diseño de biomateriales que promuevan activamente un proceso de osteointegración más rápido y evitando respuestas tisulares indeseables. Esto requiere un control selectivo de las interacciones en la interfaz tejido-implante, donde se producen una serie de una serie de acontecimientos complejos que dependen de parámetros sinérgicos, incluida la química de la superficie. [Kumar et al., 2019]

La correcta combinación del diseño del implante, acabado del implante, estado del hueso, técnica de la cirugía y condiciones de carga del implante son los factores que determinan una buena oseointegración. [Albrektsson et al., 1981] Un implante tendrá unas mejores propiedades oseointegrables de cumplirse a cabalidad este listado.

En 1978 Albrektsson intentó un análisis ultraestructural de implantes oseointegrados en el hombre a largo plazo [Albrektsson et al., 1981] , para revisar el comportamiento y establecer una duración de ese implante, basados en experiencias de 400 pacientes. El mecanismo de anclaje de fibras de colágeno del implante y el tejido es muy parecido al mecanismo de fibras de Sharpey. La relación estrecha que existe entre el implante y el tejido óseo es mecánicamente buena ya que forman un sustrato que genera grandes avances clínicos. Este sustrato es una película de óxido de titanio que reduce el riesgo a la corrosión comparado con otras superficies. [Albrektsson et al., 1981].

Para garantizar una oseointegración de implantes de titanio roscados no aleados, la geometría y el acabado superficial son sumamente importantes. Además, la implantación del elemento

debe hacerse de forma delicada puesto que esto garantiza una mejor cicatrización in situ sin necesidad de tener cargas periódicas por al menos 3 meses. [Wennerberg and Albrektsson, 2000b]

Los materiales que primero fueron utilizados para sustituir dientes fueron oro, plata, aluminio, platino y porcelana. En la actualidad este tipo de materiales no son biológicamente compatibles con el ser humano debido a la respuesta inflamatoria del tejido al contacto con un cuerpo extraño. Desde el punto de vista químico se puede decir que las propiedades biológicas son biotolerancia, bioinerte y bioactividad siendo estas las que se deben cumplir para obtener la mejor biocompatibilidad. [Barfeie et al., 2015]

En la implantación se crea un espacio para el implante, que puede generar un trauma vascular a causa de una osteotomía en el hueso. Para reemplazar dicha operación se pretende recubrir el implante con una capa de sangre, el espacio entre el hueso y el implante contiene una ligera capa de colágeno no mineralizado. Quiere decir que un gran número de proteínas servirán como mecanismo de adhesión tales como la fibronectina, vitronectina, fibrinógeno y trombospondina.

A nivel microscópico, el comportamiento biomecánico entre el tejido óseo y el implante es influenciado por la topografía de la superficie del implante. Para lograr un óptimo crecimiento del hueso se requiere que haya superficies porosas con un tamaño de poro entre $50\mu m$ y $400\mu m$. [Barfeie et al., 2015]. Para comprobar el aseguramiento de los implantes dentales, es necesario realizar pruebas biomecánicas y análisis histomorfométrico. Existen tres tipos de pruebas biomecánica: Tracción, empuje y medición de torsión.

2.2. Humectabilidad

La importancia de la superficie sobre la humectabilidad depende de la rugosidad del sustrato. [Hitchcock et al., 1981]. Desde hace varias décadas se sabe que la humectación es afectada directamente por la rugosidad, los estudios demostraron que en contacto con líquidos de baja energía superficial la rugosidad disminuía. La rugosidad y la humectación están mediadas por una relación que se conoce como la gota sésil, definida como el ángulo de contacto θ de la periferia de la gota de la superficie líquida y la superficie sólida de contacto. Su expresión matemática es la siguiente: $\cos\theta_R = W_R \cos\theta_o$ donde W_R es la relación de área de rugosidad, θ_R y θ_o son ángulos de contacto de la gota sésil sobre la superficie rugosa y no rugosa.

La humectabilidad de la superficie es un factor muy importante, ya que esta propiedad

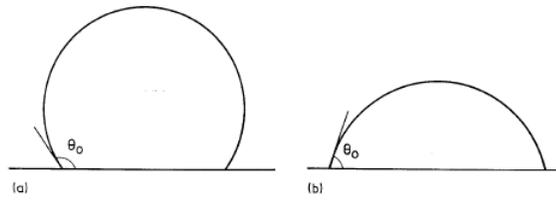


Figura 2-1.: Ángulo de contacto horizontal sobre sustratos a) hidrofóbico y b) hidrofílico

le da un grado de condición de hidrofiliidad o hidrofobicidad a una superficie; según el ángulo de contacto que tenga la superficie con el líquido que esté interactuando, puede ser agua, sangre o alguna solución. Sí $\theta_0 \leq 90$ se considera una superficie hidrofílica, sí $\theta_0 \geq 90$ se considera que es hidrofóbica.

Existe otro método de ángulo de contacto que discrepa un poco del anterior, es el método de Shuttleworth y Bailey, el cual contempla que los ángulos de líquidos no humectables y humectables con superficies horizontales incrementan al tiempo con la rugosidad. En la figura 2-2 se muestra efecto de la inclinación en superficies para diferenciar humectabilidad.



Figura 2-2.: Efecto de la inclinación de una superficie sobre un ángulo de contacto observado a) superficie humectable y b) superficie no humectable

En conclusión, a lo que proponen [Hitchcock et al., 1981], la humectabilidad de la superficie depende de la rugosidad porque se generan ciertas barreras a medida que el líquido avanza sobre la superficie y para que el líquido supere dichas barreras se debe tener en cuenta la energía superficial y la temperatura, el ángulo de contacto es directamente proporcional al incremento de las propiedades anteriormente mencionadas.

2.3. Energía libre de Gibbs

La energía libre que se encuentra en las superficies tiene que ver con la adhesión de algunas sustancias cuando hay un contacto entre ellas, ésta es asociada con la formación de una unión adhesiva que determina el equilibrio de un líquido en contacto con un sólido. Depende del ángulo de contacto entre ellas θ en la ecuación de Young. [Packham, 2002] El exceso de energía asociada a una superficie se define como energía libre de Gibbs G^E

$$G^E = (G - G^b)/A \quad (2-1)$$

Donde A es el área de la superficie, G es la energía total del sistema y G^b equivale a total de la energía libre de Gibbs si todas sus partículas estuvieran en el mismo estado o fase. [Packham, 2002]

$$G = \gamma \quad (2-2)$$

La energía libre de Gibbs tiene un rol importante en la tensión superficial de una molécula trifásica, se define como $\gamma = F/2L$ donde F es la fuerza y L es la longitud, en sistema internacional. La propiedad anteriormente mencionada es la fuerza normal al plano superficial que va hacia el interior de la fase y que tiene su origen en la descomposición de fuerzas entre las moléculas de la superficie. Las fuerzas de interacción molecular que existen y en orden creciente de fuerza al unirse son: Fuerzas de Van der Waals, Interacciones dipolo - dipolo inducido, Interacciones dipolo - dipolo, Enlace de hidrógeno, Enlace iónico, enlace covalente y enlace metálico.

$$\gamma_s v = \gamma_s l + \gamma_l v \cos \theta_o \quad (2-3)$$

Otra relación útil se refiere al cambio de energía (por unidad de superficie) cuando el líquido l se extiende sobre la superficie de los sólidos. Se denomina coeficiente de dispersión S . La tabla a continuación muestra el comportamiento de la gota sésil sobre las superficies.

$$S = \gamma_s v - \gamma_s l - \gamma_l v \quad (2-4)$$

		Superficies suaves	Superficies rugosas
$\Theta < 0$	Dispersión espontánea	$S > 0$	$S' > S$
$90^\circ > \Theta > 0$	Ángulo de contacto finito	$0 > S/\gamma_{lv} > -1$	$S' > S$
$180^\circ > \Theta > 90^\circ$	Ángulo de contacto finito	$-1 > S/\gamma_{lv} > -2$	$S' < S$
$\Theta > 180^\circ$	Deshumectabilidad espontánea	$S/\gamma_{lv} < -2$	$S' < S$

Figura 2-3.: Ángulo de contacto y coeficiente de dispersión para un líquido sobre una superficie sólida y su relación con el coeficiente de dispersión S para una superficie suave y S' para una rugosa

Como se puede observar, si S es positivo, el líquido en equilibrio se extenderá completamente sobre el sólido, pero si S/γ_{lv} es inferior a -2 se producirá una humectación espontánea. Las energías superficiales también están relacionadas con el fracaso de una unión adhesiva, ya que éste implica la formación de nuevas superficies y se deben proporcionar las energías superficiales adecuadas. [Packham, 2002]

La tensión superficial es una propiedad ligada a la adhesión en superficies, en ésta existen dos tipos de trabajos uno de adhesión y uno de cohesión. A su vez, la tensión superficial entre líquidos y sólidos está mediada por la ecuación de Dupre. Todo esto resulta relevante ya que el trabajo de adhesión y cohesión constituyen criterios para definir afinidad de fases.

$$W_a = \gamma_{SV} + \gamma_{LV} - \gamma_{SL} \quad (2-5)$$

2.4. Parámetros de rugosidad en 3D

Es importante realizar un correcto reporte para confirmar que la rugosidad de la superficie influenciará los resultados clínicos del comportamiento de los implantes. Para llevar a cabo una caracterización topográfica se debe tener en cuenta los parámetros de rugosidad que mejor se adaptan a lo que se quiere mostrar. [Wennerberg and Albrektsson, 2000a]

Para caracterizar topográficamente discos o cilindros no es necesario tener un área especial ya que sus formas son regulares, lo contrario pasa con implantes roscados, donde la parte más alta de la rosca es mucho más rugosa que los valles o la parte inclinada entre picos y valles denominada flancos. Cabe resaltar que la rugosidad puede variar dependiendo del punto de localización caracterizar por la forma irregular del implante.

Una medición 2D es realmente significativa si se realiza al menos 25 mediciones y además la distancia entre cada una de las mediciones no debe exceder los $20 \mu\text{m}$. Las superficies isotrópicas son superficies que tienen la misma topografía independientemente de la dirección de medición, mientras que las superficies anisótropicas no tienen una clara direccionalidad y

difieren considerablemente en la rugosidad si se realiza una medición bidimensional se realiza a lo largo o a través de la dirección dominante. Las superficies anisotrópicas deben medirse siempre a lo largo de las irregularidades de la superficie más pronunciadas. En la mayoría de las publicaciones el valor del parámetro se refiere a las mediciones del perfil, es decir, a la evaluación bidimensional. [Wennerberg and Albrektsson, 2000a]

A continuación, se presentan las razones por las que se recomienda una caracterización topográfica 3D sobre una 2D.

1. Dado que la topografía de la superficie es de naturaleza tridimensional, sólo los análisis tridimensionales pueden representar con precisión las características naturales de la topografía de la superficie. Tanto la evaluación cualitativa como la cuantitativa ayuda a identificar el tamaño, la forma y el de los rasgos de la superficie, como las fosas, y si la superficie tiene una orientación.
2. Los parámetros tridimensionales son más realistas que los obtenidos a partir de un perfil bidimensional.
3. El análisis tridimensional puede proporcionar algunos parámetros funcionales como el volumen de lubricación volumen de desechos y área de contacto.
4. El análisis estadístico de la topografía superficial tridimensional es más fiable y representativo, ya que el gran volumen de datos obtenidos mediante la topografía tridimensional aumenta la independencia de los datos.
5. Las imágenes tridimensionales pueden producirse con con la ayuda de un ordenador y una técnica adecuada de tratamiento de imágenes.
6. Los sistemas bidimensionales suelen utilizar medidas analógicas, mientras que los sistemas tridimensionales utilizan principalmente digitales. Los sistemas digitales son más flexibles en procesamiento y almacenamiento de datos.[Wennerberg and Albrektsson, 2000a]

La caracterización tridimensional está basada en la norma *ISO 25178-2*, allí se plantean los parámetros de rugosidad 3D asociados a las caracterizaciones de rugosidad. Define símbolos para los parámetros de textura de la superficie que tienen un prefijo que son las letras mayúsculas S o V seguidas de una o varias letras minúsculas que forman el sufijo.[Leach, 2013]

Los parámetros que deben ser seleccionados en una medición de rugosidad de implantes dentales están incluidos en tres grupos: Altura, espacio e híbridos. El primer grupo sólo describe la altura, el segundo la distancia horizontal entre las irregularidades. El terce-

ro describe una combinación entre altura y espacio, eso incluye pendientes o irregularidades de área. En la literatura existe alrededor de 150 parámetros que describen una superficie, por esa razón un sólo parámetro no es suficiente para caracterizar una superficie, ya que puede tener igual desviación de alturas, pero puede variar en la distribución espacial.[Wennerberg and Albrektsson, 2000a].

Es incierto qué grupo de parámetros 3D son los más recomendados para caracterizar un implante dental. Stout sugiere un set de 13 parámetros. Los parámetros a tener en cuenta son los siguientes S_{tr} para una espacio y dirección de la textura, la razón es porque la orientación en superficies irregulares tiene gran impacto en las células de los tejidos. Para la caracterización de implantes ortopédicos los parámetros de índice de desgaste de superficie y valle de retención de fluido son muy adecuados. Se deben utilizar diferentes tipos de filtro para separar las señales de rugosidad, ondulación y forma. Ra es bastante estable e insensible a los picos ocasionales picos altos o valles profundos. Sin embargo, en la literatura, se han reportado valores muy diferentes cuando se han evaluado superficies aparentemente similares.

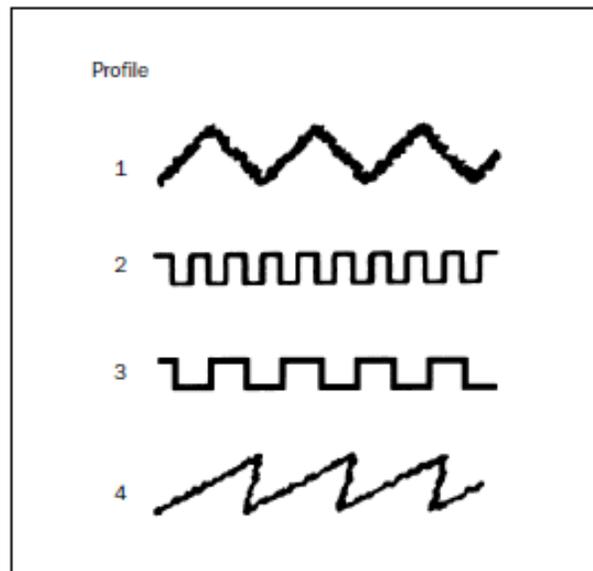


Figura 2-4.: Diferentes perfiles de rugosidad con el mismo parámetro Ra y Sa

El libro de caracterización de áreas superficiales [Leach, 2013] describe los parámetros más relevantes según la norma $ISO\ 25178-2$ S_q rugosidad media cuadrática se define como la raíz cuadrada media del valor de la superficie de salida con un área de superficie A . Viene del cálculo de varias alturas, S_q es conocida como el valor absoluto de altura de el área de muestreo.

Una vez definidos los parámetros S_a y S_q pueden indicar desviaciones en las características de la textura. S_q es usado para especificar superficies ópticas y S_a para superficies maquinadas. Las expresiones matemáticas que rigen éstos son las siguientes.

$$S_q = \sqrt{\frac{1}{A} \iint_A z(x, y) dx dy} \quad (2-6)$$

$$S_a = \frac{1}{A} \iint_A z(x, y) dx dy \quad (2-7)$$

S_{sk} (Oblicuidad) representa el grado de simetría de alturas sobre el plano medio. Quiere decir que si predominan los picos $S_{sk} > 0$ o si son valles $S_{sk} < 0$. S_{ku} (Curtosis) indica la presencia desmesurada de picos altos y valles profundos. $S_{ku} > 3$ o de lo contrario $S_{ku} < 3$. (Da un estimado del grado de apuntalamiento de la curva de distribución de los datos), en estadística descriptiva existen representaciones de las dos curvas para determinar que comportamiento tendrán los datos con respecto a la media.

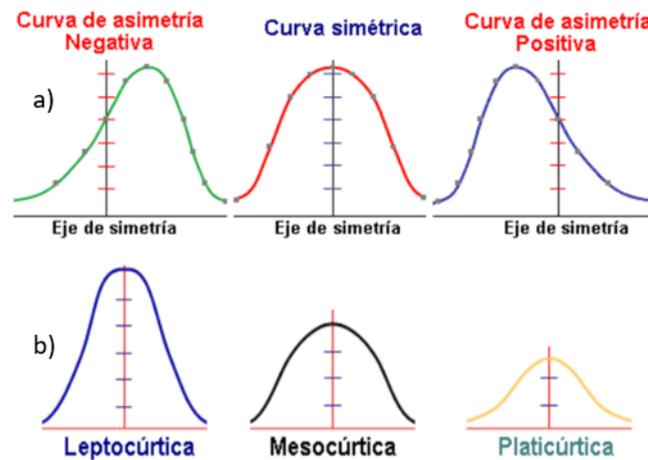


Figura 2-5.: Representación gráfica de asimetría a) y curtosis b) de datos

Las expresiones matemáticas de los parámetros de asimetría son las siguientes. [Leach, 2013]

$$S_{sk} = \frac{1}{S_q^3} \frac{1}{A} \iint_A z^3(x, y) dx dy \quad (2-8)$$

$$S_{ku} = \frac{1}{S_q^4} \frac{1}{A} \iint_A z^4(x, y) dx dy \quad (2-9)$$

2.4.1. Distribución de alturas y curva de relación de material

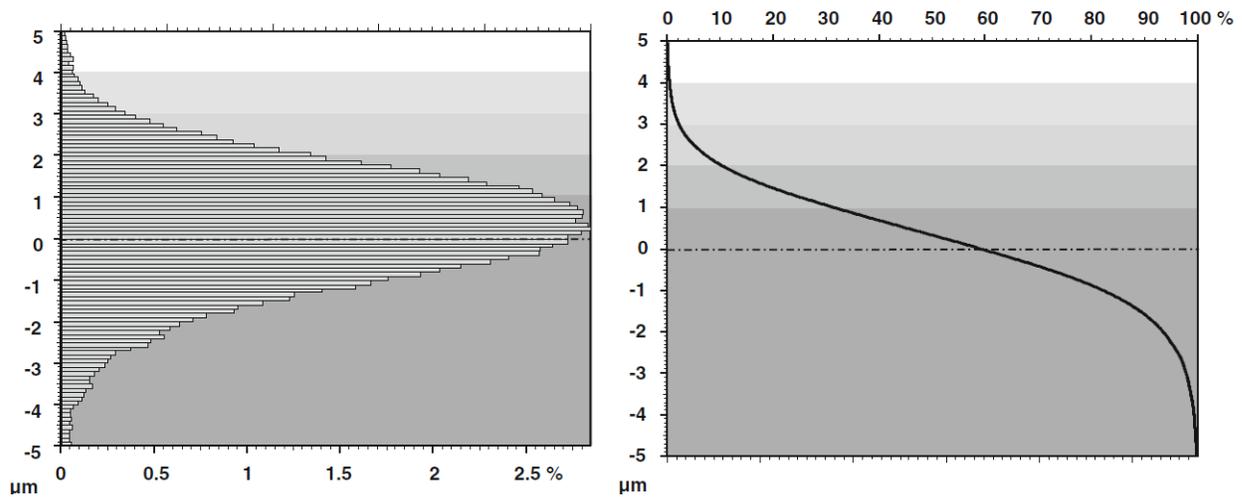


Figura 2-6.: Distribución de alturas (*izquierda*) y curva de relación de material (*derecha*) [Leach, 2013]

Se pueden describir con los siguientes parámetros, S_{mr} , S_{mc} , S_{xp} . S_{mr} es la relación de material teniendo en cuenta la distribución de picos y valles del área superficial rugosidad, donde se escogen dos puntos de la curva de relación de material y refleja la cantidad de material en porcentaje asociado a esos puntos seleccionados.

De acuerdo con la norma *ISO 13565* parte 2 la curva de Abbott Firestone tiene gran relevancia en la caracterización de parámetros de rugosidad, los parámetros a tener en cuenta son S_k , S_{pk} , S_{vk} , S_{r1} y S_{r2} , éstos relacionados con la curva para determinar el material y el vacío de un perfil de rugosidad. Puede variar dependiendo de la cantidad de picos y valles y que tenga el perfil de rugosidad.

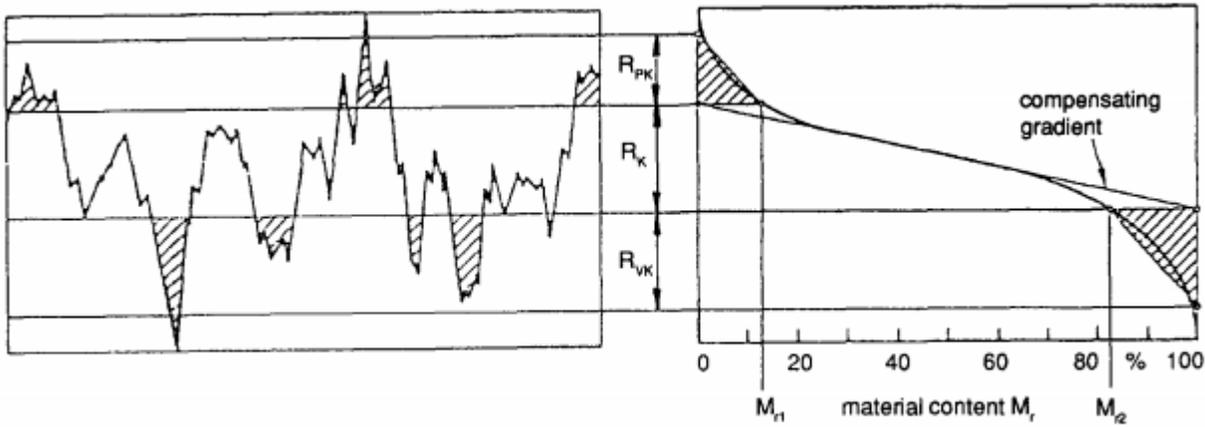


Figura 2-7.: Curva de relación de material Abbott Firestone[Böhm, 1992]

Basandose en la figura 2-6 se muestra cómo pasar de un perfil de alturas aleatorio a una construcción de una curva de una curva de Abbott-Firestone.

2.4.2. Parámetros de volumen

Volumen de vacío V_v

El parámetro de volumen vacío o $V_v(mr)$ es el volumen vacío calculado para un material. Este parámetro se calcula integrando el volumen encerrado por encima de la superficie y por debajo de un plano de corte horizontal. Donde k es un factor de conversión de volumen por unidad requerida, ya sea $[\mu m^3]$ o en relación de volumen sobre área. [Leach, 2013]

$$V_v(mr) = k \int_{mr}^{100} [Smc(mr) - Smc(q)]dq \quad (2-10)$$

Volumen de material, V_m

Se calcula como el área bajo la curva y el plano horizontal a la relación de material mr seleccionada. Para un $mr = 100$, la cantidad de volumen es máxima, lo contrario sucede cuando el $mr = 0$.

$$V_m(mr) = k \int_0^{mr} [Smc(q) - Smc(mr)]dq \quad (2-11)$$

Los parámetros contiguos a estos anteriormente mencionado son los que tienen en cuenta el volumen de picos, valles, núcleo y vacío en el núcleo.

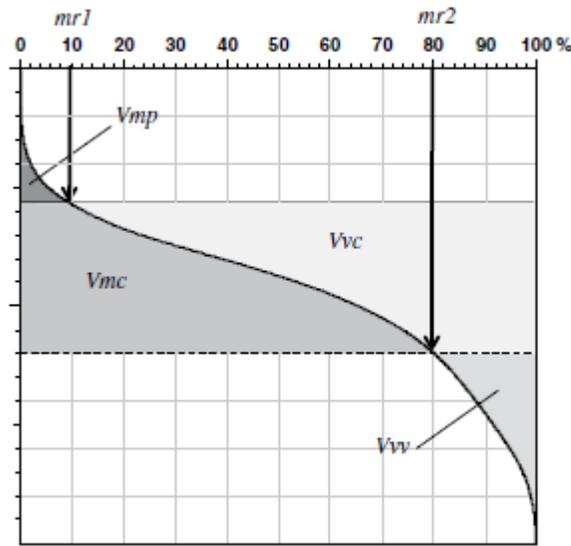


Figura 2-8.: Parámetros de volumen basados en la curva de Abbott Firestone.
[Leach, 2013]

2.4.3. Parámetros híbridos

Valor medio del gradiente S_{dq}

$$S_{dq} = \sqrt{\frac{1}{A} \iint \left(\frac{\partial^2 z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 z}{\partial y^2} \right) dx dy} \quad (2-12)$$

El gradiente de un punto de una superficie está definido por cada eje x e y por $\partial z/\partial x$ y $\partial z/\partial y$. S_{dq} es utilizado para evaluar superficies en aplicaciones de sellado. [Leach, 2013]

Tasa de crecimiento en el área superficial S_{dr}

Este parámetro desarrollado de una superficie se calcula sumando el área local al seguir la curvatura de la superficie. Se puede aproximar por el área media de dos triángulos formados entre cuatro puntos adyacentes, el área de un triángulo es la mitad del producto cruzado de dos. Obsérvese que la norma *ISO 25178* parte 2 (2012) define el parámetro S_{dr} para el caso continuo, es decir, con integrales en lugar de sumas.

El parámetro S_{dr} puede darse como un número positivo sin unidades o como un porcentaje. Por lo general, producirá un valor de varios porcentajes (normalmente entre 0 y 10). Una superficie perfectamente plana y lisa tendría $S_{dr} = 0$ en porcentaje. S_{dr} se utiliza como medida híbrida que incluye aspectos de altura y área para superficies más complejas, especialmente en comparaciones entre varias etapas de procesamiento en una superficie, y puede proporcionar correlaciones útiles en aplicaciones de adhesión. Éste está muy influenciado por el esquema de muestreo (número de puntos y espaciado en los ejes x e y). [Leach, 2013]

$$S_{dr} = \frac{\sum \sum A_{ij} - A}{A} \quad (2-13)$$

2.4.4. Parámetros de espacio

Longitud de autocorrelación S_{al}

Es la longitud definida como la distancia horizontal de la función de autocorrelación, la cual tiene un valor de decaimiento para un valor específico s , con $0 \leq s < 1$, dependiendo del desfase τ .

$$S_{al} = \min \sqrt{tx^2 + ty^2} \quad (2-14)$$

Un valor alto de S_{al} denota que la superficie contiene bajas frecuencias, pero un valor bajo denota lo contrario, para superficies anisotrópicas S_{al} está en la dirección perpendicular a la superficie. [Leach, 2013]

Relación de aspecto de la textura S_{tr}

Este parámetro tiene gran relevancia a la hora de caracterizar una superficie por su anisotropía, dependiendo del valor de la proyección de S_{al} , ya que se muestran dos radios en el lóbulo uno mínimo y otro máximo. S_{tr} es una representación numérica de la fuerza de la orientación de acuerdo con la figura 2-9 y 2-10. Sí el parámetro está cercano a 1 la superficie

es isotrópica es decir tiene las mismas propiedades en todas sus direcciones, cuando tiende a cero se caracteriza por una dirección de textura dominante, anisotrópica.

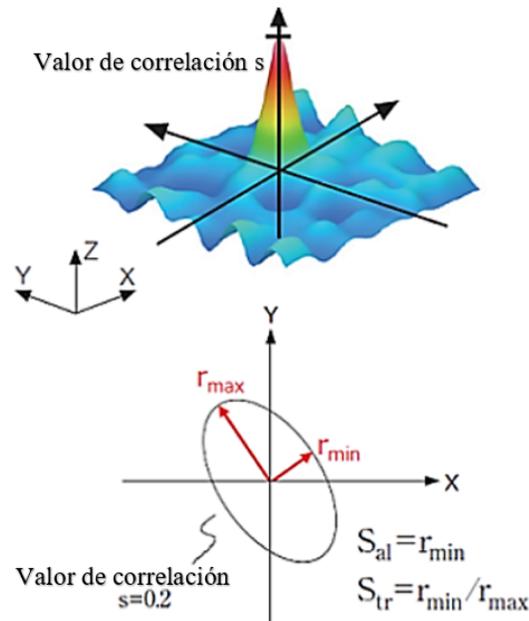


Figura 2-9.: Pico de autocorrelación aplicado a un límite de 0,2[Leach, 2013]

2.5. Tratamientos y modificaciones superficiales en implantes dentales

El titanio es el biomaterial más relevante debido a sus grandes propiedades mecánicas, biológicas y osteoconductoras. Para acelerar el proceso de cicatrización existen varias modificaciones de superficies que ayudarán a mejorar de las interacciones entre células e superficies implantables, incrementando así la estabilidad a largo plazo. Estudios previos indican que una superficie rugosa de un hueso está alrededor de 32 nm, y el tamaño de poro está entre 70-100 nm. Otros estudios muestran que las superficies a nano escala alteran la adhesión entre la superficie y las proteínas, es decir la mejoran de tal manera que se obtenga mayor proliferación celular. [Sasaki et al.,]

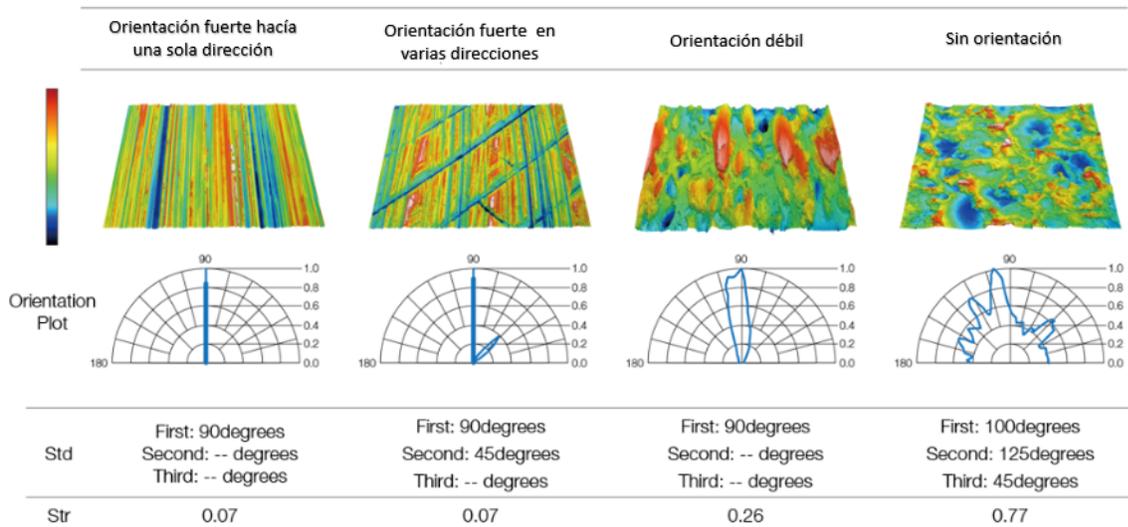


Figura 2-10.: Dirección de la superficie de acuerdo con los parámetros espaciales extraídos de la función de autocorrelación fuente olympus-ims.com

2.5.1. Métodos de modificación de superficies

La morfología y las características de la superficie juegan un rol muy importante en el proceso de oseointegración, ya que a partir de una superficie se puede encontrar 2 recubrimientos y viceversa. Todo ésto cambiando los parámetros de rugosidad, Albrektsson y Wennerberg [2000] clasificaron los implantes en cuatro (4) categorías de acuerdo a su parámetro de rugosidad media en 3D S_a , superficie suave S_a (0 - 0,04 μm), superficie ligeramente rugosa S_a (0,5-1) μm , superficie medianamente rugosa S_a (1-2 μm) y superficie rugosa S_a mayor a 2 micras, los métodos de modificación de superficies más comunes son aplicación chorro de arena, grabado químico, oxidación anódica y electroquímica. Hansson y Norton que usó modelos matemáticos describieron la superficie ideal en términos de rugosidad de la superficie, teóricamente ésta será cubierta con cavidades de 1.5 de profundidad y de 3-5 μm de diámetro, con el fin de aumentar la resistencia a esfuerzo cortante en el hueso implante. [Annunziata and Guida, 2015].

Diversos tratamientos de superficie son utilizados para aumentar la rugosidad y el área de contacto entre el implante y el hueso, y uno de los más difundidos es el de *blasting*. Este tratamiento consiste en proyectar partículas abrasivas sobre el sustrato, produciendo desgarramiento y deformación de la superficie y aumentando sensiblemente la rugosidad. [Al2O et al.,]

La superficie rugosa ha demostrado un comportamiento satisfactorio en la adhesión de

proteínas, formación de matriz extracelular, la oseointegración en vivo y la diferenciación osteogénica. *Sandblasting* y ataque con ácido (SLA) es el método combinado más común en las superficies de implantes de titanio. Además, este método tiene un estándar de oro en la industria: en primer lugar, la superficie del implante se somete a un chorro de arena utilizando partículas de óxido de aluminio (250- 500 μm) y, a continuación, se graba la muestra con una solución de ácido clorhídrico en ácido sulfúrico de concentración específica. La rugosidad superficial media (Ra) del material tratado es de 1,5 μm . [Sasaki et al.,]

Se ha demostrado que el SLA ayuda a mejorar las propiedades mecánicas y a incrementar el contacto entre el hueso y el implante en algunos animales de pequeño tamaño, en conclusión, ha tenido resultados promisorios. Existen varias nanotecnologías comunes para el tratamiento de superficies, incluyendo el método de compresión física, monocapas auto ensambladas, método de tratamiento químico (ácido, alcalino y peróxido de hidrógeno), método de deposición de nanopartículas, el método de oxidación anódica, etc.[Sasaki et al.,]. Paralelo a este tratamiento superficial se encuentra el anodizado, donde las superficies micro o nanoporosas también pueden producirse mediante la anodización potencioestática o galvanostática del titanio en ácidos fuertes a alta densidad de corriente (200A/m²) o potencial (100 V). El resultado de la anodización es el aumento del espesor de la capa de óxido hasta más de 1000 nm en el titanio. La anodización produce modificaciones en la microestructura y la cristalinidad de la capa de óxido de titanio. El proceso de anodización es bastante complejo y depende de varios parámetros como la densidad de corriente, la concentración de ácidos, la composición y la temperatura del electrolito.[Sul et al., 2002b], El resultado de las superficies anodizadas es un refuerzo en la respuesta del hueso con valores altos para pruebas biomecánicas y histomorfométricas. De acuerdo con [Le Guéhennec et al., 2007] dos mecanismos de modificación han sido importantes para explicar el proceso de oseointegración con respecto al anodizado, bloqueo mecánico entre el adhesivo y el sustrato, así como el enlace bioquímico. Modificaciones químicas realizadas a la capa de dióxido de titanio incorporando otros componentes como magnesio, calcio, fosfuros y sulfuros prueba que el magnesio ayuda a un torque de remoción más alto en el implante en comparación con los demás. [Sul et al., 2002a][Sul et al., 2005]

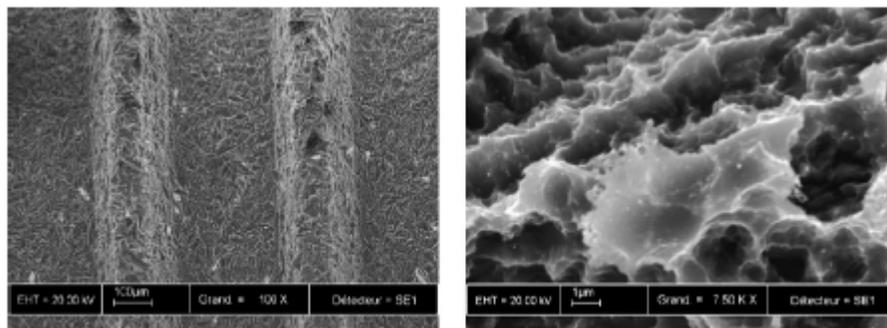


Figura 2-11.: Superficie tratada con chorro de arena y atacada con ácido (SEM) [Le Guéhennec et al. 2007]

El *gritblasting* consiste en desbastar las superficies de titanio chorreando los implantes con partículas de cerámica dura. Estas partículas se proyectan a través de una boquilla mediante un flujo de aire de alta presión y pueden producir diferentes grados de rugosidad de la superficie de los implantes de titanio dependiendo del tamaño de las partículas cerámicas utilizadas. El material de chorreado ideal debe ser químicamente estable, biocompatible y que no dificulte la osteointegración de los implantes de titanio. La alúmina, el óxido de titanio y los fosfatos de calcio se utilizan con frecuencia como materiales de chorreado. [Annunziata and Guida, 2015]

El chorreado con plasma (TPS) es un método utilizado para cambiar la rugosidad de la superficie y el cual consiste en inyectar polvo de titanio dentro de una llama a alta temperatura. Las partículas de titanio son proyectadas sobre la superficie y se funden totalmente formando una capa alrededor de 30 μm de espesor. [Buser et al., 1991], esto ha demostrado un incremento del esfuerzo de tensión en la interfase tejido implante. [Le Guéhennec et al., 2007], la rugosidad media está alrededor de 7 μm . Un aspecto importante es que los iones metálicos liberados de los implantes pueden ser el producto de la disolución, el desgaste y el rozamiento, y pueden ser de preocupación debido a sus efectos cancerígenos locales y sistémicos potencialmente nocivos. [Browne and Gregson, 2000]. La siguiente imagen muestra una superficie chorreada con plasma de partículas de titanio.

En la actualidad, existe un consenso sobre las ventajas clínicas de implantes con una superficie moderadamente rugosa (en el rango micrométrico) en lugar de utilizar superficies de implante rugosas rociadas con plasma.

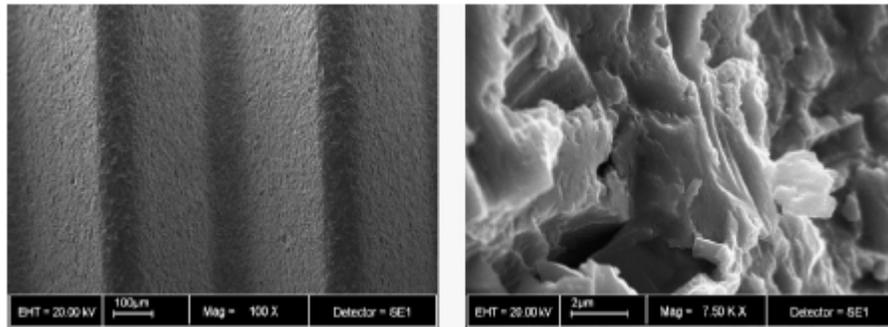


Figura 2-12.: Superficie tratada con chorro de plasma, partículas de titanio. [Le Guéhenec et al. (2007)]

Los microcanales *Laser-Lok* son una serie de canales circunferenciales del tamaño de las células de 0,7 micras que se crean con precisión utilizando la tecnología de ablación por láser que produce microcanales extremadamente consistentes que tienen un tamaño óptimo para fijar y organizar tanto los osteoblastos como los fibroblastos. También incluye una nanoestructura repetitiva que maximiza el área de superficie y permite que los pseudópodos celulares y las microfibrillas de colágeno se interdigiten con la superficie *Laser-Lok*. La superficie *Laser-Lok* ha demostrado, mediante microscopía óptica, microscopía de luz polarizada y microscopía electrónica de barrido, que también es eficaz para la fijación de tejidos blandos.

Hay otros tipos de tratamiento que ayudan a mejorar la humectabilidad sobre la superficie del material. Baier encontró que el uso de descargas lumínicas de radio frecuencias limpian y desinfectan la superficie de materiales inorgánicos, esto aumentará la energía superficial y la adhesión celular, además de adicionar a la superficie moléculas biológicas adhesivas. [Sasaki et al.,]

Este tratamiento fue desarrollado en 1992 por el fabricante Astratech es una superficie de titanio modificada con una topografía única a escala nanométrica. Es una de las importantes características clave del Astra Tech Bio Management Complex.¹⁷ Las reacciones del tejido óseo de los implantes con y sin una configuración de micro de microhilos demostró que el grado de contacto hueso-implante era significativamente mayor con los implantes de micro rosca (81) mayor con los implantes de micro rosca (81,8) que en los implantes de control (72,8). Se sugirió que la configuración de micro rosca ofrecía mejores condiciones para la osteointegración. [Kumar, 2012]

Sistema de implantes Zimmer, MTX TM - Titanio microtexturizado: La superficie MTX de Zimmer Dental es una superficie microtexturizada no recubierta, creada mediante el are-

nado de la superficie del implante de titanio mecanizado con partículas de hidroxiapatita (HA), seguido de un lavado en ácido no grabado y seguido de un lavado en baños de agua destilada y ácido no abrasivo para eliminar el material residual del chorro. Las roscas de los implantes no son redondeadas por el proceso MTX, y las ranuras de corte permanecen intactas para un autorroscado eficaz. El tratamiento MTX da como resultado una superficie relativamente uniforme de microcavidades estrechamente espaciadas. [Kumar, 2012]

Diferencias entre superficies mecanizadas y rugosas (modificadas)

La superficie mecanizada es la que más ha sido estudiada en el laboratorio ya que los estudios pioneros de Branemark fueron realizados con este tipo de superficie, concluyendo en el concepto de oseointegración que definía la naturaleza de la unión del titanio al hueso de una forma estable y predecible, como el “contacto directo entre el hueso vivo y la superficie del implante cargado funcionalmente sin interposición de tejido blando a nivel del microscopio óptico” [Blanco López et al., 2018]. Se puede decir que la modificación de superficies es una técnica que no lleva mucho tiempo de investigación, alrededor de 18 años, con el objetivo de realizar cavidades, grietas o deformaciones que puedan mejorar el comportamiento mecanobiológico de la interfaz tejido implante obteniendo mejores resultados de oseointegración. La unión biomecánica de implantes que contienen modificación de superficies como blastinizados, ataques con ácido presentan una respuesta más fuerte que los comúnmente torneados, con un aspecto negativo en cuanto al tiempo de ejecución de ese enlace biomecánico. [Albrektsson and Wennerberg, 2004]

El aspecto bioquímico en la interfaz tejido implante es muy importante ya que mencionan el concepto de bioactividad que se define como la característica que posee un material implantable en permitir la unión de un tejido vivo consigo mismo. Es importante entender que los implantes bioactivos pueden, además de la adhesión química, mostrar un anclaje biomecánico; por lo tanto, un determinado implante puede estar anclado a través de ambos mecanismos. La ventaja teórica de los implantes bioactivos es que la adhesión bioquímica es rápida, funciona en un momento en el que la adhesión biomecánica adecuada aún no se ha desarrollado. [Hench, 1999] Aunque el titanio comercialmente puro (cp) en su forma nativa sólo es capaz de realizar una unión biomecánica las modificaciones químicas del titanio (cp) pueden conducir a un material bioactivo. Las modificaciones de la superficie han consistido en un tratamiento térmico con NaOH, la implantación de iones con calcio o la anodización con electrolitos que contienen fósforo, hierro y cobre. [Hench, 1999]

Estos tipos de superficies presentan la evidencia experimental de un incremento en la adherencia celular (estudios in vitro), y una mayor y más rápida unión hueso-implante estudios in vivo. Los estudios in vitro demuestran que estas superficies rugosas incrementan la actividad de los osteoblastos con una mayor producción de proteínas morfogenéticas que acelera la respuesta biológica celular. Los implantes con superficie arenada han demostrado que

incrementan la adhesión, proliferación y diferenciación osteoblástica. En este sentido, la rugosidad y las características topográficas son de los aspectos más relevantes de la superficie de implantes para el éxito de la oseointegración. La topografía afecta a la interacción celular, que influye en la orientación, migración, crecimiento y diferenciación de las células que se adhieren a la superficie. Las investigaciones in vitro e in vivo han demostrado que la rugosidad de la superficie arenada estimula la oseointegración de los implantes dentales [Velasco-Ortega et al., 2016]

A continuación en la tabla 2-1 se relacionan los diferentes rugosidades promedio de acuerdo con su tratamiento superficial:

Rugosidad (Sa)	Uso Clínico	Beneficios potenciales	Riesgos potenciales
0,0 - 0,4 μm (Suave)	Pilares, ciertos implantes dentales mecanizados	Ninguno, si como anclaje óseo	Muy liso para una oseointegración adecuada
0,5- 1,0 μm (minimamente rugosa)	Osseotite fueron los implantes más utilizados antes de 1995	Gran documentación clínica de todos los implantes	Menos cómodo para cirujanos inexpertos
1,0-2,0 μm (moderadamente rugosa)	Tioblast, SLA, TiUnite, Frialit-2, los más utilizados hoy en día	Buena respuesta ósea, tendencia a resultados clínicos mejores que los implantes torneados	Muchos diseños, aunque no todos, tienen una vida clínica breve
Mayores a 2 μm (rugosa)	Titanio pulverizado con plasma	Documentación positiva reportada a 5 años	mayor incidencia de periimplantitis en dos estudios

Tabla 2-1.: Características de diferentes superficies implantables
[Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2004)]

2.6. Instrumento de medición: Microscopio de variación focal

Conocer el grado de rugosidad de una superficie es importante, según la aplicación o uso que se le va a dar la superficie, a veces es deseable que su rugosidad sea baja para efectos de una mejor apariencia, menor contacto entre superficies disminuyendo la fricción y reduciendo el desgaste, erosión o corrosión que se pueda presentar. La evaluación de rugosidad de superficies viene siendo objeto de estudio en las más diversas áreas del conocimiento. En el área de la ingeniería, los campos de mayor interés se refieren a procesos de manufactura y tribología. [Araque,2018]

Existen dos métodos para medición de rugosidad los de contacto y los de no contacto que se denominan métodos ópticos, Estas mediciones pueden realizarse con una instrumentos que tienen diferentes capacidades y limitaciones. En este artículo presentamos una amplia variedad de instrumentos que se utilizan para medir la topografía de la superficie mediante técnicas ópticas. Estos van desde sistemas que tienen más de un siglo de antigüedad hasta instrumentos de reciente desarrollo que tienen una amplia capacidad nueva. [Hocken et al., 2005]

La medición de superficies en 3D son fundamentales en la comprobación del control de las propiedades de los materiales, para realizarlas se ha tenido que recurrir a dispositivos táctiles, anteriormente se habían mencionado como dispositivos de contacto, estos contienen una punta estilete que atraviesa el perfil a lo largo y puede suministrarlos parámetros de rugosidad como Ra, Rq y Rz con son 2D. También se encuentran las máquinas de medición por coordenadas que contienen una bola de rubí, y se va desplazando en posiciones micrométricas. Sin embargo, los dispositivos de medición óptica han llegado a ser cada vez más populares. A pesar de que los sistemas táctiles hoy en día también son capaces de realizar mediciones basadas en el área, tales mediciones por lo general tienen tiempo de medición muy largos; aparte del tiempo de medición, hay una gama de ventajas adicionales de los instrumentos ópticos: En primer lugar, funcionan de una manera sin contacto y por lo tanto, no dañan la superficie, en segundo lugar, por lo general no requieren tanto mantenimiento como un instrumento táctil ya que normalmente no hay o muy pocas partes tienen que ser reemplazados regularmente, además, no sufren de varias limitaciones de los sistemas táctiles tales como un efecto de suavizado de los perfiles superficiales debido al radio de la punta del palpador. [Araque,2018]

La variación de foco es un método óptico para medir la topografía de la superficie y permite realizar mediciones rápidas y no destructivas de superficies con grandes pendientes. Por lo tanto, este método es adecuado para medir los parámetros geométricos de las herramientas de corte de punta redonda o irregular. [Yuan et al., 2019]. Además, la variación de foco permite medir la topografía de la superficie de la zona utilizando ópticas con profundidades de

campo limitadas y escaneo vertical. En comparación con otros métodos, éste es muy nuevo en el campo de la medición de la textura de la superficie, aunque su principio se publicó por primera vez en 1924. [Helmlí, 2011]

¿Qué componentes contiene?

- Un sistema óptico con profundidad de campo limitada para detectar el mejor enfoque
- El dispositivo / fuente de iluminación
- Un sensor CCD para detectar el enfoque
- Unidad motriz para la búsqueda de focos

A continuación se muestra un diagrama convencional de un instrumento de medición de variación de foco. [Helmlí, 2011]

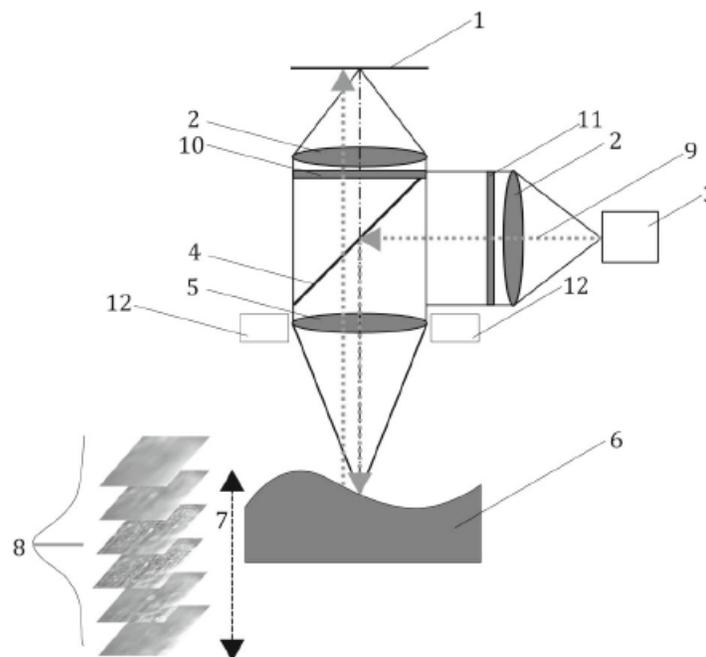


Figura 2-13.: Esquemático de variación de enfoque.(1) Sensor CCD (2) lentes (3) fuente de luz blanca(4) Espejo semitransparente(5)Objetivo(6)Muestra (7)Movimiento vertical(8)curva de contraste(9) Haz de luz blanca (10) Analizador opcional(11) Polarizador opcional(12) Luz de anillo.[Leach, R.(2011).]

La luz blanca de las fuentes de luz LED se transmite a través del espejo semitransparente

y el objetivo a la muestra; debido a las variaciones en la topografía y la reflectividad de la muestra, la luz se refleja en diferentes direcciones. La luz reflejada es parcialmente recogida por el objetivo y proyectada a través del espejo semitransparente y la lente del tubo al sensor de dispositivo de carga acoplada (CCD). Dependiendo de la posición vertical de la muestra con respecto al lente objetivo, la luz se enfoca en grados variables en el sensor CCD.

La adquisición de datos de imagen se realiza moviendo la muestra en la dirección vertical en relación con la lente de objetivo, el grado de enfoque varía de bajo a alto y de nuevo a bajo, este cambio del enfoque está relacionado con un cambio de contraste en el sensor CCD. Al analizar este contraste en el sensor CCD, se puede medir la posición en la que la muestra estaba enfocada.

Repitiendo esto para cada posición lateral en el sensor CCD, se puede medir la topografía de la muestra en el campo de visión. Además de medir la posición donde la muestra estaba enfocada, se puede determinar el color de la muestra. [Indy, 2018]. Comparado con otros métodos ópticos, la variación de foco no presenta limitaciones con iluminación u otras técnicas asociadas a la misma, ya que con su posibilidad de rotación puede lograr una lectura de información más clara en cualquier ángulo.

2.6.1. Medición de información en 3D

Para medir el contraste de la imagen en el sensor CCD, hay que considerar una pequeña región alrededor de la posición real del píxel. Esto también da lugar a una resolución lateral que es inferior al tamaño de un elemento del CCD en la muestra. Se han descrito varios métodos para medir el contraste en la imagen del sensor CCD. Un método para medir el enfoque consiste en calcular la desviación estándar de los valores de gris de una pequeña región local. [Helmlí, 2011]

$$F_z(x, y) = FM(reg_w(I_z, X, Y)) \quad (2-15)$$

En la ecuación anterior, el contenido de la imagen I_z en la altura z es utilizado como entrada, para lo que es conocido como operador de la región $reg_w I_z, X, Y$ el cuál extrae la información de I_z de la posición lateral (x, y) , sobre una región rectangular de $w \times w$ píxeles. Este contenido es utilizado para calcular la cantidad de enfoque F_z con una medida de enfoque FM.

El paso siguiente en el método de la variación focal es el cálculo de la curva del foco y

el cálculo de su máximo; mediante el cálculo del foco en cada posición en la pila de imágenes Iz, se determina la curva de enfoque F, Figura 1-3. Esta curva contiene un pico que corresponde a la posición más enfocada. La detección de este pico puede llevarse a cabo utilizando uno de los métodos siguientes, punto máximo, ajuste de curva polinomial y ajuste de función de separación de puntos.[Helmlí, 2011].

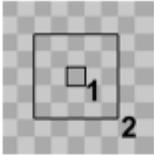
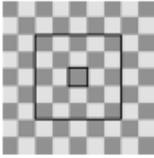
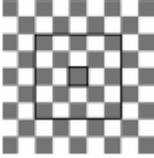
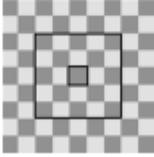
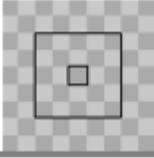
Scan position	Surface image	Standard deviation
Out of focus		10
Almost in focus		20
In focus		50
Almost in focus		20
Out of focus		10

Figura 2-14.: Niveles de gris y su desviación estándar para diferentes posiciones de enfoque. Región 1: punto de interés por el cual se calcula la información del enfoque. Región 2: 5X5 barridos usados para calcular la información de enfoque.[Leach, R.(2011).]

El siguiente paso en el método de variación de enfoque es calcular la curva de foco y el cálculo del máximo. Calculando el enfoque en cada posición de la columna de imágenes Iz, se determina la curva de enfoque F. Esta curva contiene un pico que corresponde a la posición más enfocada. La detección de este pico puede llevarse a cabo utilizando uno de los siguientes métodos: punto máximo; ajuste de la curva polinómica; y ajuste de la curva de

la función de dispersión de puntos. El punto máximo es el más rápido de los tres métodos, pero tiene menos precisión.

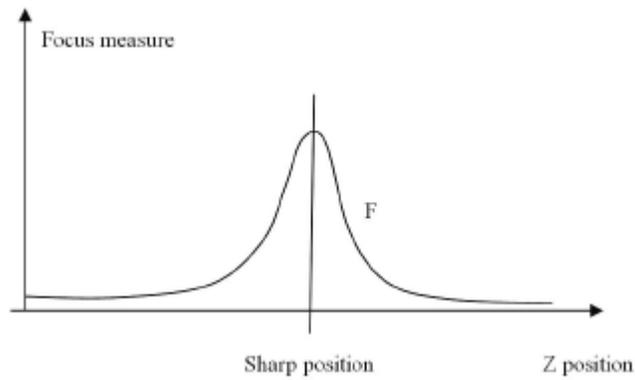


Figura 2-15.: El diagrama muestra el cambio de enfoque con respecto a la posición del eje z,. El pico de la curva es idéntico a la precisión del foco.[Leach, R.(2011).]

3. Antecedentes y Estado del arte

El siguiente capítulo describe los diferentes tipos de investigaciones asociadas a la caracterización de la oseointegración y las propiedades que la afectan. El primer trabajo publicado sobre caracterización de áreas superficiales lo hizo un consorcio de un proyecto europeo dirigido por Ken Stout de la Universidad de Birmingham, y se culminó con la publicación del libro “*Blue Book*”. A partir de esta publicación *ISO* comenzó con la estandarización de algunos parámetros de superficie, y a medida que evolucionó la tarea, algunos expertos de *ISO* se dieron cuenta que este trabajo necesitaba determinar la estabilidad de los parámetros de área y su relación con la función en la industria.

En 1978 Schroeder [Albrektsson et al., 1981] evaluó implantes de titanio instalados en símios y encontró oseointegración después de 16 meses de ser retirados.

Un hito en la trayectoria de los desarrollos en torno a la caracterización de superficie tuvo lugar en 1987 con los mismos creadores del *BlueBook* y *GreenBook* que dieron soporte a la creación y nombramiento de concepto GPS (geometrical product specification). Luego dieron la asignación de un nuevo grupo de trabajo llamado WG 16 con el fin de desarrollar estándares en la norma 25178 con dos importantes partes: especificación y verificación.

En 1994 [Wong, et al,1995] concluyen que el objetivo de la osteointegración de los implantes ortopédicos es la obtención rápida y fiable de una fijación mecánicamente estable y duradera entre el hueso vivo y una superficie de implante texturizada y/o bioactiva. La superficie texturizada puede conseguirse mediante la aplicación de de microesferas sinterizadas, mallas o recubrimientos de plasma o mediante chorro de arena.

Luego en 1998 y 2001 otro consorcio liderado por Liam Blunt publicó un libro llamado *GreenBook* donde se indican documentos básicos de especificación de estándares, en el cual se utilizan modelos determinísticos. [Leach, 2013]

Las primeras experimentaciones in situ de contacto directo tejido-implante fueron llevadas a cabo por los médicos y colegas Albrektsson y Branemark en uno de sus paper mencionan como objetivos un análisis estructural de los implantes oseointegrados de funcionamiento a largo plazo. Se escogieron 3 grupos de pacientes, con diferente número de pacientes por grupo y de implantes. Las partes implantadas del grupo I que penetraron la parte de la

enciá estaban cubiertas de epitelio en todos los casos. Esta capa epitelial consistía en una encía que cubría el tejido conectivo subyacente que se adhería fuertemente a todos los implantes examinados. Lo mismo ocurría con el hueso, que consistía en proporciones variables de tipo compacto y esponjoso, este último conteniendo células de la médula. Los implantes de los grupos 2 y 3 fueron también cubiertos con una capa conectiva fuertemente adherida. [Albrektsson et al., 1981]

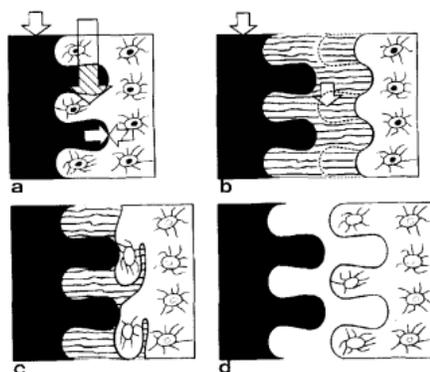


Figura 3-1.: Representación esquemática de diferentes tipos de interfases, a) Hueso vivo en contacto con el implante, b) Capa de tejido interpuesta entre el hueso y el implante, c) Hueso muerto en contacto con implante, d) Zona de interfase entre el hueso y la zona límite del implante. [Albrektsson et al., 1981]

Le Gue'hennec et al. (2007) y Wennerberg et al. (2009) llegaron a la conclusión en su revisión sobre los tratamientos superficiales que la rugosidad de la superficie mejoraba la osteointegración aunque el papel exacto de la química y la topografía en las primeras etapas de la integración ósea. La formación ósea no es la única que puede presentar crecimiento estimulado de la rugosidad por la resorción. Durante muchos años, el implante Branemark fue el referente en cuanto a superficies de implantes. Este implante se mecanizaba con un proceso de torneado con propiedades topográficas específicas, como la anisotropía y una desviación de la altura media.

Varios estudios experimentales han demostrado que una superficie rugosa óptima para implantes en términos de altura varía de $1\mu m$ a $1,5\mu m$. Hasta el momento se han comparado dos tipos de implantes uno recubierto TiO_2 y otro maquinado, no se encontraron diferencias significativas entre estos dos tipos de implantes.

Los primeros reportes fueron mostrados con microscopía electrónica de barrido por medio de fotografías, aunque este tipo de herramienta es mucho más útil en caracterización morfológica que en una descripción topográfica. Con imágenes estereoscópicas del SEM se puede obtener información alturas, pero únicamente comparando imágenes que no tienen una gran resolución, por lo tanto, no es muy recomendable.

Los primeros instrumentos de medición de textura de superficie del área se pusieron a disposición alrededor de 1987. Los fabricantes de instrumentos como Zygo, Wyko y otros empezaron a proporcionar parámetros calculados sobre los datos. Los primeros parámetros de área eran a menudo simples extrapolaciones de los parámetros de perfil (véase el capítulo 1 y Leach 2009 para una descripción de los parámetros de perfil) y se denominaban simplemente Ra o Sa, y a veces calculados mediante algoritmos propios, lo que daba lugar a diferentes valores de los parámetros en diferentes instrumentos. [Leach, 2013]

Gotfredsen et al. (1992) compararon superficies mecanizadas (torneadas) y granalladas. El valor Ra para los implantes mecanizados fue de 1 μm y de 1,1 μm para los implantes chorreados, es decir, una desviación de altura similar. Se observó significativamente mayor para los implantes chorreados, pero no hubo diferencias en contacto hueso-implante. Hure' et al. (1996) compararon dos tipos de superficies, descritas mediante SEM. A partir de estas imágenes, está claro que una superficie era isotrópica y la otra era anisotrópica. Después de 6 meses, en la tibia de oveja, no se encontraron diferencias en la histomorfometría. No está claro si la rugosidad de la superficie entre las dos modificaciones no está claro. Sin embargo, en un estudio de Goöransson Wennerberg (2005), se compararon implantes chorreados y torneados con una rugosidad similar en un modelo de conejo. La Sa fue de 0,70 μm para los implantes torneados y 0,78 μm para los granallados. No se en la cantidad de hueso en contacto con la con la superficie del implante. Este estudio confirma el trabajo de Hallgren Hoöstner et al. (2001a, 2001b, 2003), que hallaron que las superficies chorreadas superficies granalladas sin patrón dominante una integración ósea significativamente mayor que las superficies con una orientación clara. El hecho de que la superficie sea isotrópica o anisotrópica parece no tener importancia para la incorporación del implante al hueso.

En tabla 3-1 [Wennerberg and Albrektsson, 2000a] se puede concluir que las partes más altas del perfil presentan una rugosidad más alta.

Rugosidad superficial de tornillos torneados y microarenados

Rosca experimental	Sa (SD)	Scx (SD)	Sdr(SD)
Torneado			
Pico	1,17(0,1)	9,74(0,6)	1,40(0,1)
Valle	0,67(0,2)	8,16(0,7)	1,23(0,1)
Lateral	0,67(0,1)	7,26(0,5)	1,28(0,1)
Microarenado (25 μm)			
Pico	1,48(0,1)	10,35(0,5)	1,51(0,1)
Valle	0,90(0,1)	9,61(0,2)	1,3(0,0)
Lateral	0,96(0,1)	9,40(0,5)	1,37(0,1)
Microarenado (75 μm)			
Pico	1,62(0,1)	12,25(0,5)	1,56(0,1)
Valle	1,21(0,1)	11,16(3,5)	1,40(0,0)
Lateral	1,31(0,2)	11,45(0,4)	1,46(0,0)
Microarenado (250 μm)			
Pico	2,43(0,2)	14,67(0,7)	1,85(0,1)
Valle	1,99(0,1)	12,80(0,9)	1,74(0,1)
Lateral	2,03(0,1)	13,16(0,9)	1,78(0,0)

Tabla 3-1.: Parámetros de rugosidad medidos en diferentes localizaciones de implantes con diferentes acabados superficiales [Wennerberg and Albrektsson, 2000a]

4. Metodología

A continuación, se presenta la secuencia que se llevó a cabo para realizar la parte experimental del proyecto.

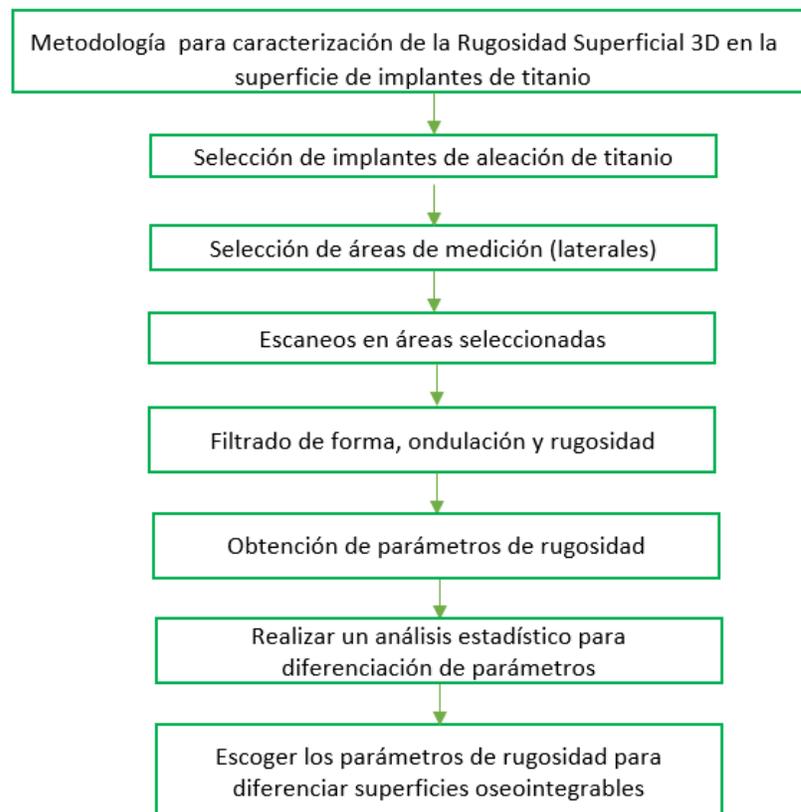


Figura 4-1.: Metodología proyecto de investigación

La metodología utilizada para llevar a cabo este estudio involucró la medición de implantes dentales con diferentes tratamientos superficiales utilizando un microscopio de variación focal Alicona Infinite Focus™. Este equipo se encuentra en el laboratorio de metrología dimensional de precisión de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional.

Con el propósito de alcanzar los objetivos específicos establecidos, se realizaron tres mediciones en cada hilo de rosca de siete implantes enumerados del 1 al 7, que representaban diferentes tratamientos superficiales y fabricantes. La medición implicó escanear la forma de

los implantes y seleccionar áreas de interés en cada uno, una por hilo de rosca, centrándose en la parte del flanco (lateral) del tornillo del implante. La figura adjunta muestra las áreas específicas seleccionadas para la medición.

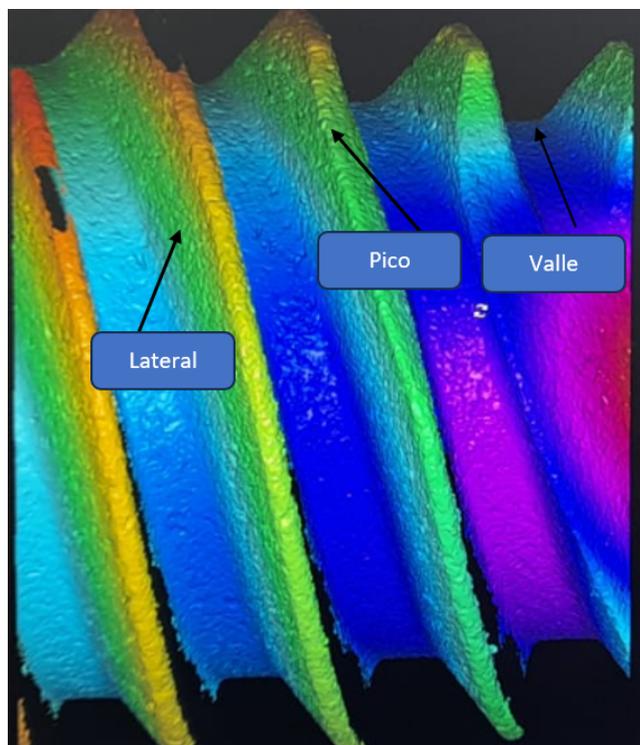


Figura 4-2.: Zonas de medición en el implante

Para asegurar la variedad de muestras, se eligieron implantes comerciales de diferentes fabricantes y tratamientos superficiales distintos. El procedimiento se llevó a cabo de la siguiente manera: primero, se realizó una limpieza con aire comprimido, y luego se instaló un implante dental en el cabezal de rotación. Es importante destacar que el haz de luz incidió en el área seleccionada para obtener un escaneo completo de 360°. Posteriormente, se seleccionó un lente de 2,5X en el cabezal de lentes para enfocar en el área a analizar, que en este caso eran los hilos de la rosca. Finalmente, se eligió un lente de 50X que proporcionó una resolución lateral de 1,50 μm y una resolución vertical de 50 nm. El proceso mencionado anteriormente puede considerarse como una etapa de preprocesamiento necesaria para llevar a cabo la medición con precisión.

Fabricante	Diámetro [mm]	Longitud [mm]	Tratamiento superficial	N°
Microdent	3,8	16	ATEC (Tratamiento de limpieza abrasiva extrema)	1
Dentsply	3,8	9,5	Granallado y grabado a alta temperatura	2
Zimmer	3,7	12	Titanio microtexturizado (MTX)	3
Mis	4,2	10	Sandblasting y grabado con ácido	4
Straumann	3,3	8	Sandblasting y grabado con ácido	5
Biohorizons	3,8	9	Texturizado reabsorbible/Laserlok	6
Imeti	4,1	10	Microarenado	7

Tabla 4-1.: Implantes seleccionados para la investigación

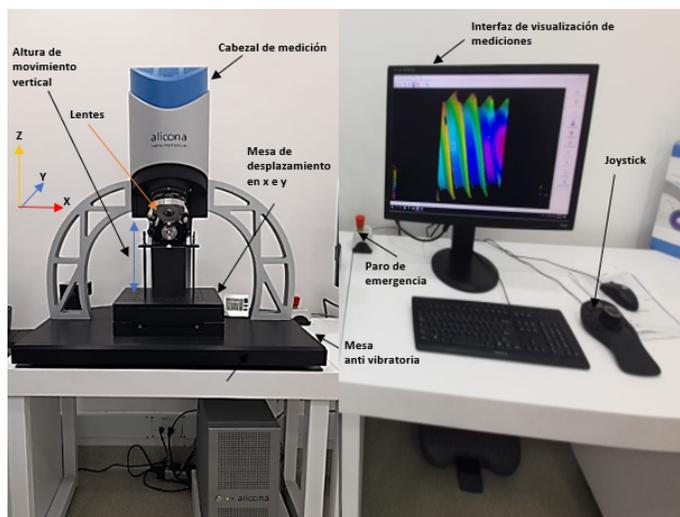


Figura 4-3.: Herramientas y partes de microscopio de variación focal

Durante la fase de medición, se seleccionó específicamente el área en la región lateral de la rosca de cada uno de los implantes. Se enfatizó en la importancia de asegurar que el haz de luz incida de la manera más perpendicular posible a la superficie que se escanea, ya que esto permitiría abarcar un área más amplia de caracterización real. En esta etapa del proceso, se utilizó el filtro de forma según la norma ASME 46.1-2002, que facilitó el acceso al área seleccionada y eliminó cualquier desviación general de la superficie mediante el comando de eliminación de forma (*form removal*).

Ahora bien, es importante resaltar que utilizar filtro L_c es de gran importancia puesto que se seleccionó uno adecuado para el área seleccionada del implante, este es un filtro que permite separar la ondulación de la rugosidad en un escaneo realizado, para este caso L_c fue escogido por recomendación de la *ISO 4288*.

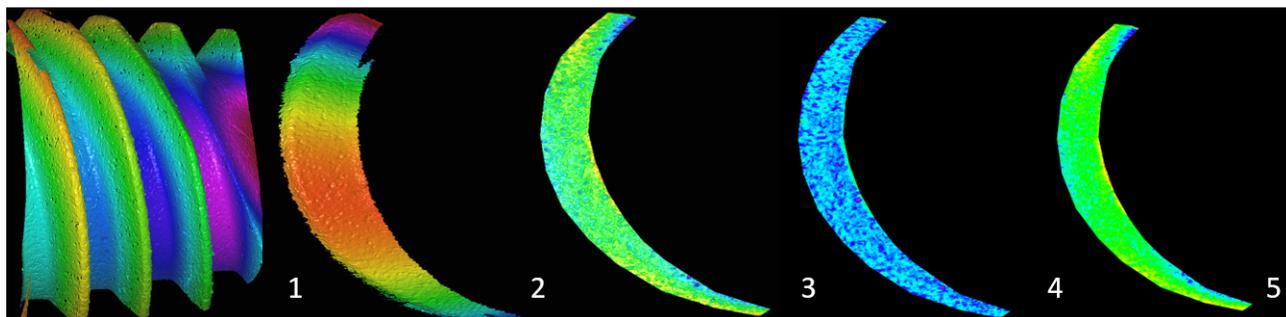


Figura 4-4.: Paso a paso para caracterización de implantes (1. Escaneo 2. Selección del área 3. Remoción de forma 4. Filtro de rugosidad para medición 5. Superficie lista para caracterización de parámetros S)

Después de realizar los escaneos iniciales, luego se utilizó el comando de medición de textura de superficie. En esta etapa, se eligió una zona de medición que excluyera los bordes de la rosca del implante dental. Posteriormente, se llevó a cabo la eliminación de la forma presente en la superficie y se aplicó el filtro gaussiano de rugosidad, siguiendo las pautas establecidas por la norma *ISO 11562/4287/4288*. El tamaño del filtro L_c utilizado se determinó como el 0,2 veces la longitud del perfil a analizar en el área lateral seleccionada, considerando el valor preliminar de R_a o S_a obtenido a través del software. Es recomendable seleccionar áreas asociadas a la parte lateral de la rosca para mejor reproducibilidad.

Para concluir la fase de medición, se terminó el escaneo final, siguiendo todos los pasos previamente mencionados. Se seleccionaron los grupos de datos necesarios de acuerdo con los parámetros de caracterización, que en este caso incluyeron los parámetros de altura, espaciales, volumen e híbridos. La incertidumbre de las mediciones se calculó tomando el promedio de los tres conjuntos de datos recopilados para cada parámetro de rugosidad medido, como se describe en [Araque,2018].

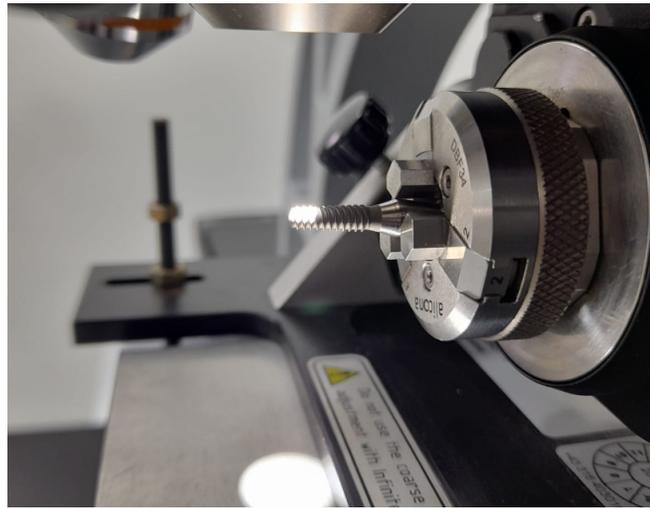


Figura 4-5.: Cabezal de rotación microscopio de variación focal

Como paso siguiente, se llevó a cabo un análisis estadístico considerando el número total de implantes involucrados en el estudio. Después de obtener todos los datos procesados, se realizó una prueba de normalidad de *Shapiro – Wilk* que determinó que no existió una distribución normal en todos los datos, por tal razón se realizó una transformación *Box – Cox* para normalizarlos. Luego de la normalización se obtuvieron dos parámetros S_{dr} y S_{dq} que no se normalizaron, por este motivo se empleó una prueba estadística de *Kruskal – Wallis* para su análisis.

Cabe destacar que en el desarrollo de la metodología planteada, se ha observado que el parámetro S_a no proporciona una capacidad de diferenciación efectiva entre las superficies oseointegrables. Por lo tanto, para llevar a cabo una caracterización superficial precisa de los implantes dentales de titanio, se ha optado por la selección de parámetros adicionales de rugosidad pertenecientes a la norma ISO 25178-2.

Es necesario destacar que se incorporaron parámetros híbridos, tales como S_{dr} y S_{dq} , con el fin de complementar la información proporcionada por los parámetros de altura. Estos

parámetros híbridos desempeñan un papel crucial al ofrecer una perspectiva adicional que no es captada por los parámetros tradicionales. Asimismo, los parámetros espaciales S_{al} y S_{tr} , se utilizaron para asociar la anisotropía de la superficie. Por otro lado, los parámetros espaciales, como V_{vc} y V_{vv} , proporcionan información sobre la capacidad de retención de líquidos en los valles.

En resumen, la estrategia metodológica empleada en este estudio se enfocó en la utilización de una amplia gama de parámetros de rugosidad para obtener una caracterización de las superficies, sino otros aspectos como la anisotropía y la capacidad de retención de líquidos.

Parámetros			
Nombre	Valor	Unidad	Descripción
Sa	1,77	μm	Altura promedio de área seleccionada
Sq	2,34	μm	Valor medio de altura de área seleccionada
Sp	6,97	μm	Altura máxima del pico de área seleccionada
Sv	14,44	μm	Altura máxima del valle de área seleccionada
Sz	21,41	μm	Altura máxima del área seleccionada
S10z	19,09	μm	Diez puntos más altos del área seleccionada
Ssk	-0,99		Asimetría de área seleccionada
Sku	5,65		Curtosis de área seleccionada
Sdq	0,23		Valor medio del gradiente
Sdr	2,46	%	Tasa de crecimiento en el área superficial

Tabla 4-2.: Parámetros de rugosidad analizados con prueba de normalidad *Shapiro – Wilk*

Teniendo en cuenta la premisa de que el tipo de filtro L_c podría afectar las mediciones, para descartarla se selecciona un análisis de varianza no paramétrico de dos vías para los parámetros de altura donde las variables a tener en cuenta fueron el tipo de modificación de superficie y el filtro L_c seleccionado. Para los parámetros híbridos se ejecutó una prueba *Kruskal – Wallis* para encontrar cuáles variables tienen un mayor tamaño de efecto.

En el grupo de parámetros espaciales se escogieron S_{tr} y S_{td} , los primeros fueron asociados a la orientación que puede tener la superficie caracterizada y el segundo el ángulo de dicha orientación. Para los parámetros funcionales se seleccionó el parámetro V_{vc} y V_{vv} (Volumen de vacío del núcleo) que contempla que tanto fluido puede retener la superficie en el momento en que un implante dental sea instalado.

5. Análisis de resultados

La siguiente sección del documento mostrará los resultados obtenidos después de la parte experimental, cumpliendo con los objetivos de investigación

En primera instancia se realizaron mediciones para siete implantes de diferentes fabricantes y tratamiento superficial, en cada uno de ellos se tomó 3 datos por cada una de las 5 áreas puntuales de los hilos de la rosca que fueron llamadas cresta, valle, lateral 1, lateral 2 y lateral 3. Con tres diferentes tipos de filtro $L_c(800 \mu\text{m}, 2500 \mu\text{m} \text{ y } 8000 \mu\text{m})$. El objetivo de dicho análisis es encontrar cuál o cuáles parámetros de rugosidad según la norma ISO 25178-2 son los más representativos para diferenciar superficies oseointegrables de acuerdo con su rugosidad.

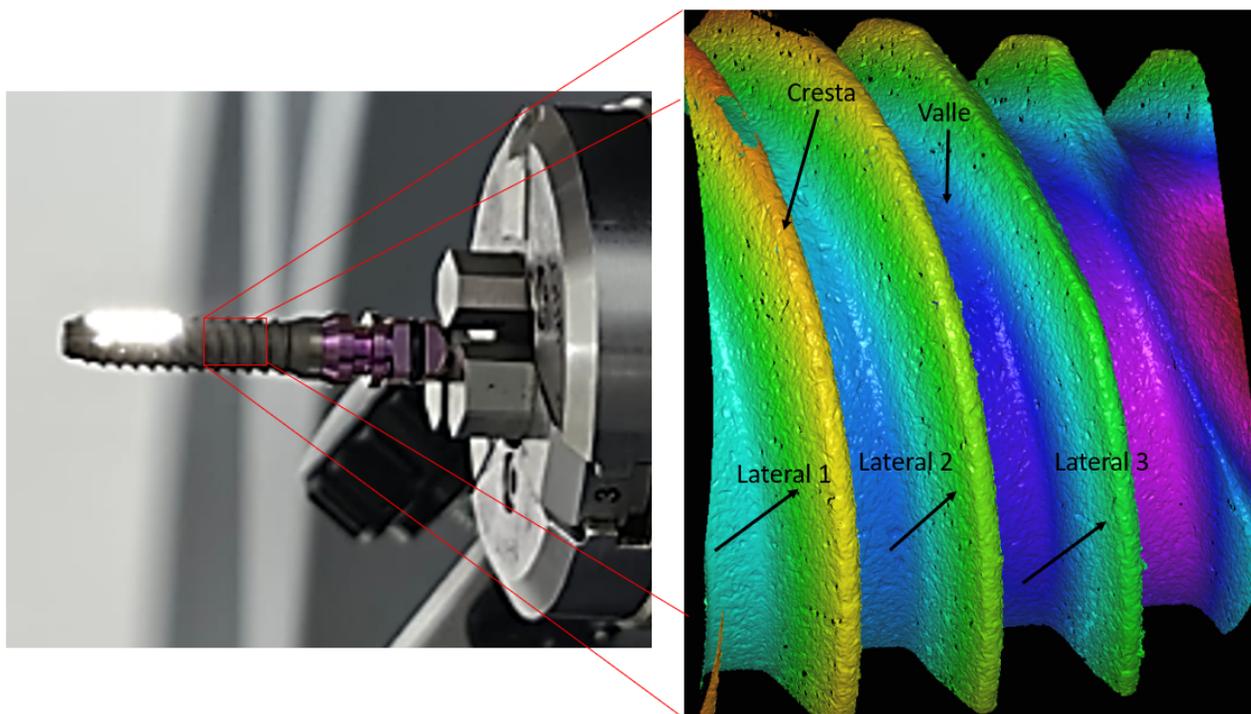


Figura 5-1.: Áreas de caracterización seleccionadas en cada implante

En el proceso de caracterización de pre y postprocesamiento de imágenes el equipo permite generar un informe por cada medición realizada en cada implante.

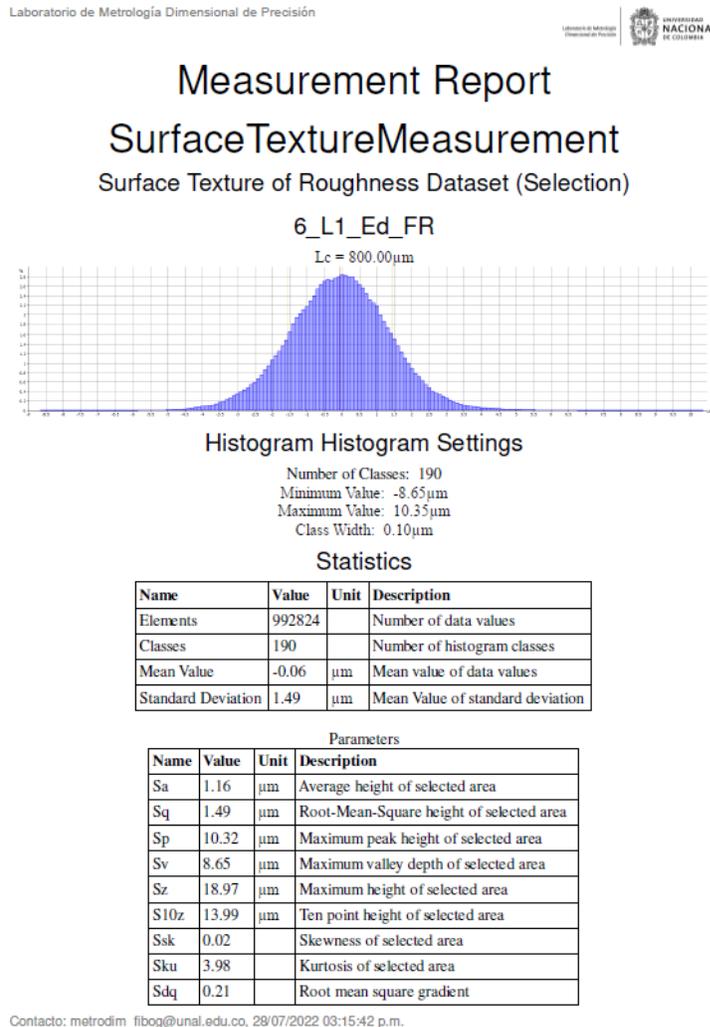


Figura 5-2.: Ejemplo de reporte de datos en caracterización de superficie para cada uno de los parámetros de rugosidad analizados (Fuente: laboratorio de metrología dimensional de precisión de la Universidad Nacional de Colombia)

En cada uno de los reportes se seleccionó un tamaño de filtro de rugosidad L_c adecuado basado en la norma *ISO* 4287 y 4288, ya que dependiendo del área de selección, el filtro L_c puede variar. La incertidumbre fue de $\pm 1,2\mu m$, para los datos obtenidos de S_a que muestran en la tabla 5-1.

Áreas de medición	Sa μm				implantes del 1 al 7			
	1	2	3	4	5	6	7	
Cresta	1,17	3,93	1,15	2,33	5,1	3,54	1,39	
Lc [μm]	800	2500	800	2500	2500	2500	800	
Valle	4,20	2,49	0,85	1,55	5,26	3,76	1,69	
Lc [μm]	2500	2500	800	800	2500	2500	800	
Lateral 1	1,16	2,87	0,89	1,65	13,78	4,21	0,38	
Lc [μm]	800	2500	800	2500	8000	2500	8000	
Lateral 2	1,95	1,61	0,91	1,51	13,23	3,18	0,39	
Lc [μm]	800	800	800	800	8000	2500	800	
Lateral 3	1,93	2,72	0,76	1,70	10,24	2,77	0,40	
Lc [μm]	800	2500	800	800	8000	2500	800	

Tabla 5-1.: Datos obtenidos para el parámetro S_a en las primeras mediciones con un promedio de tres mediciones por cada dato

Parámetros	Implantes del 1 al 7 (Lateral 1)						
	1	2	3	4	5	6	7
Sa [μm]	1,16	2,87	0,89	1,65	13,78	4,21	0,38
Sq [μm]	1,45	3,82	1,16	2,16	18,05	5,29	0,48
Sp [μm]	10,32	18,74	11,72	10,59	88,15	23,02	2,84
Sv [μm]	8,65	18,13	5,43	13,45	49,41	23,42	1,92
Sz [μm]	18,97	36,87	17,15	24,04	137,56	46,44	4,76
S10z [μm]	13,99	31,95	10,49	19,88	116,16	38,53	3,7
Ssk	0,02	-0,18	0,18	-0,52	1,37	0,75	0,03
Sku	3,98	4,34	5,1	4,3	4,89	3,39	3,28
Sdq	0,21	0,25	0,15	0,24	0,87	0,41	0,08
Sdr [%]	2,22	3,1	1,16	2,76	25,74	7,36	0,29
FLTt [μm]	18,97	36,87	17,15	24,04	137,56	46,44	4,76
Sk [μm]	3,68	8,21	2,72	4,81	31,72	12,45	1,21
Spk [μm]	1,73	4,5	1,34	1,88	33,15	6,91	0,52
Svk [μm]	1,54	4,8	1,3	3,24	7,56	3,46	0,44
Smr1 [%]	9,61	11,86	10,74	8,16	22,22	15,82	10,8
Smr2 [%]	89,93	87,07	89,26	86,09	95,64	94,03	90,86
Vmp [ml/m^2]	0,09	0,22	0,07	0,1	1,57	0,33	0,03
Vmc [ml/m^2]	1,29	3,13	0,97	1,81	13,63	4,51	0,42
Vvc [ml/m^2]	1,72	4,3	1,32	2,18	25,42	7,11	0,59
Vvv [ml/m^2]	0,17	0,5	0,14	0,33	0,89	0,41	0,05
Vvc/Vmc	1,34	1,17	1,37	1,21	1,87	1,58	1,4
Lc [μm]	800	2500	800	2500	8000	2500	800

Tabla 5-2.: Parámetros de rugosidad medidos en caracterizaciones superficiales promedio de 3 datos por implante

Acontinuación se muestran los datos de rugosidad media S_a , se puede observar que el valor de cada implante se clasifica en la categoría de rugosidad moderada de acuerdo con [Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2004)].

Implante $S_a\mu m - Lc = 800\mu m$						
1	2	3	4	5	6	7
1,22	2,42	0,83	1,47	5,89	3,34	0,38
1,77	1,61	0,84	1,43	5,61	2,63	0,42
1,98	2,25	0,76	1,59	8,05	3,07	0,46
Implante $S_a\mu m - Lc = 2500\mu m$						
1	2	3	4	5	6	7
1,57	2,81	0,99	1,72	8,46	4,75	0,52
2,25	1,77	1,01	1,67	6,89	3,11	0,63
2,49	2,65	0,81	1,83	10,63	4,07	0,46
Implante $S_a\mu m - Lc = 8000\mu m$						
1	2	3	4	5	6	7
1,90	2,87	1,03	2,06	10,40	5,29	0,67
2,64	1,84	1,05	1,99	7,70	3,50	0,87
2,95	2,78	0,81	2,16	11,89	4,23	0,88

Tabla 5-3.: Recopilación de datos para 3 mediciones por implante con 3 por laterales y 3 tipos de filtro Lc del parámetro S_a

Con los grupos de datos, se realizó una comparación de medianas por medio de gráficos *boxplot* (diagramas de caja y bigotes). Para tener una noción de la tendencia del comportamiento de los parámetros de rugosidad obtenidos teniendo en cuenta su modificación superficial y el filtro Lc escogido.

Una vez realizado el análisis estadístico, los parámetros de rugosidad que mejor se diferenciaron fueron S_p , S_z , S_{dr} y S_{dq} , por lo tanto se encuentran resultados asociados a dichas variables. Los parámetros no significativos se adjuntarán como anexo A en el documento. Luego, como soporte se presentan los gráficos que permiten mostrar cuales son los paráme-

tros de mayor tamaño de efecto.

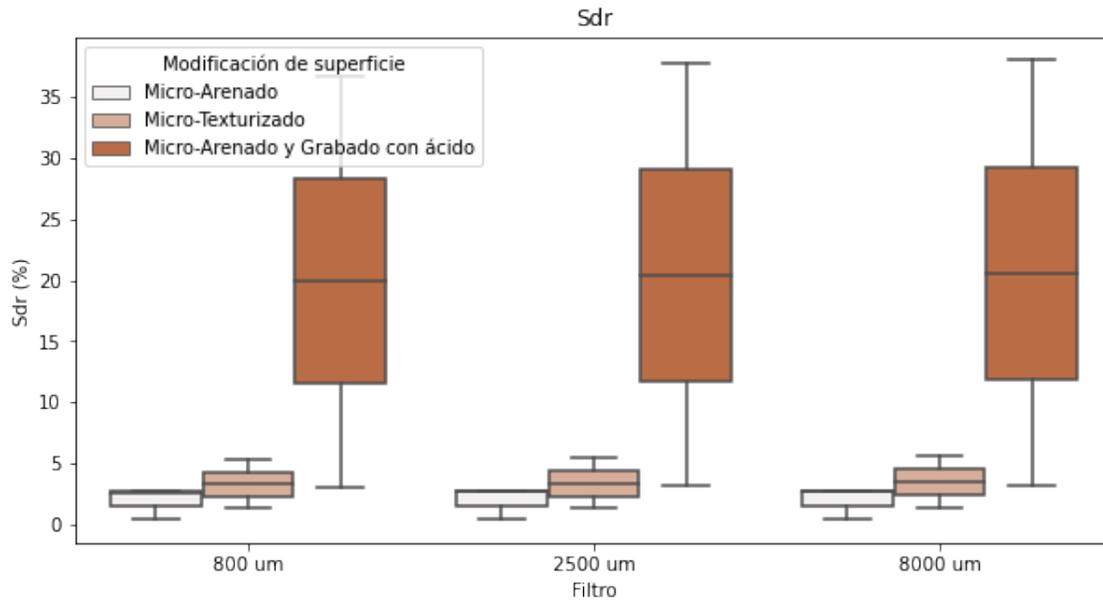


Figura 5-3.: Boxplot de Sdr para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc

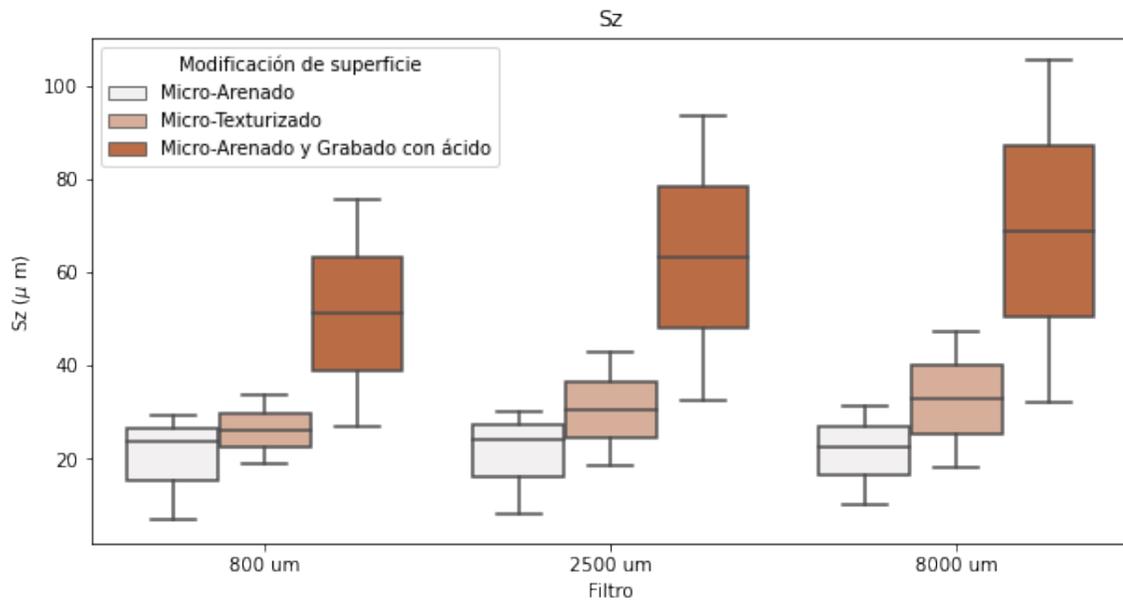


Figura 5-4.: Boxplot de Sz para diferentes tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc

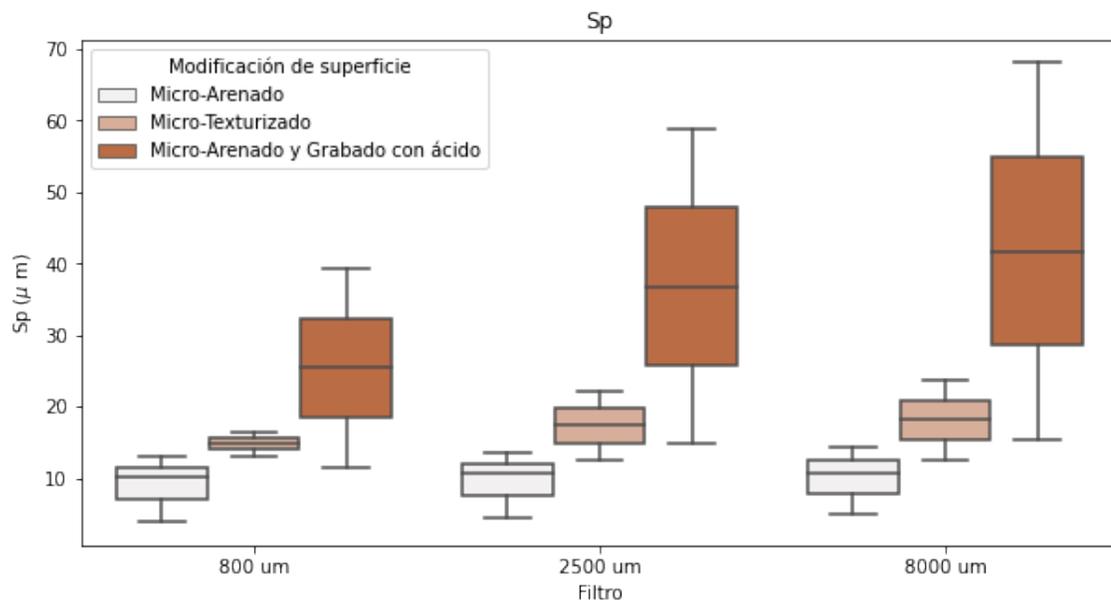


Figura 5-5.: Boxplot de Sp para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros Lc

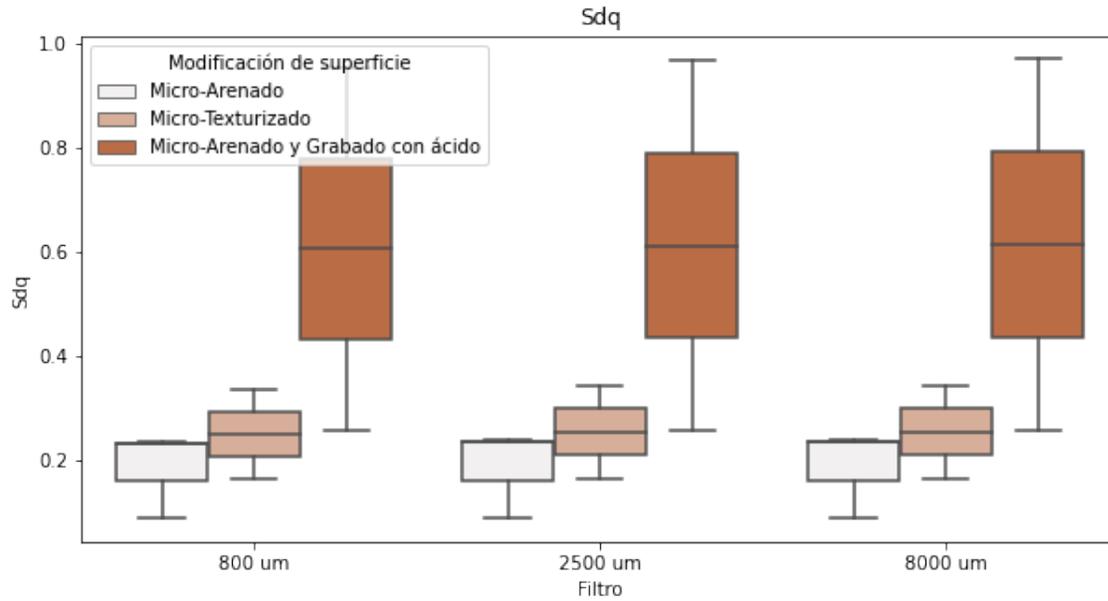


Figura 5-6.: Boxplot de S_{dq} para tres tipos de modificación de superficie con tres filtros L_c

De acuerdo con la prueba de Shapiro-Wilk aplicado a los datos transformados se puede mostrar que los únicos parámetros que no se distribuyeron normalmente fueron S_{dq} y S_{dr} . Otros parámetros como S_{10z} , S_a , S_p , S_q , S_v , $FLTt$, y S_z fueron normales por lo que se analizaron con el método anova de dos factores.

Después se realizó un análisis de dos factores (modificación superficial y L_c) con interacciones entre sus factores, con el fin de determinar cuál es el tamaño de efecto de un tratamiento estadístico sobre otro en cada parámetro de rugosidad transformado, con un intervalo de confianza del 95%, $\alpha = 5\%$, y se determinó que el filtro L_c no influye en los resultados de las mediciones, a continuación se muestran como ejemplo los análisis aplicados al parámetro S_p .

En las tablas 5.4, 5.5 y 5.6 se observa que la interacción entre el tipo de filtro escogido y la interacción entre los dos factores no tiene efecto de forma general en los resultados.

Log (Sp μm)	F	PR(mayorF)
C(Medida)	0,20543	0,817102
C(modificacion)	5,581109	0,019338
C(Med):C(mod)	0,035435	0,997248
Residual	N/A	N/A

Tabla 5-4.: Anova de dos vías con interacción de factores S_p (nota N/A: no aplica)

Log (Sp [μm])	F	PR(mayorF)
C(Medida)	0,270709	0,766263
C(modificacion)	7,354609	0,00543
Residual	N/A	N/A

Tabla 5-5.: Anova de dos vías sin interacción de factores S_p (nota N/A: no aplica)

El análisis estadístico determinó que el filtro Lc no afectó en las mediciones experimentales, por lo tanto se realizó un anova de un factor(modificación superficial). Se puede observar que los parámetros con más diferencias significativas son S_p y el Sz por su porcentaje de tamaño de efecto, siendo Sz el de mayor valor. Cabe resaltar que en el análisis de los parámetros S_{dq} y S_{dr} también resulta ser significativos por su valor con un intervalo de confianza del 95 %.

Como resultado final, los parámetros de rugosidad de mayor tamaño de efecto fueron S_z , S_p , S_{dr} y S_{dq} . Se realizó una comparación por pares con una prueba Tukey donde se tienen en cuenta las posibles combinaciones de los tratamientos superficiales con cada parámetro analizado para saber si hay diferencias relevantes en alguna modificación superficial.

La tabla 5-7 mencionada hace referencia a los parámetros de mayor tamaño y mayor significancia para diferenciar superficies rugosas oseointegrables.

Log (Sp [μm])	F	PR(mayorF)
C(modificacion)	8,00312	0,003262
Residual	N/A	N/A

Tabla 5-6.: Anova de dos vías para S_p (nota N/A: no aplica)

Parámetro	PR(mayorF)	Tamaño de efecto
Log (Sp [μm])	0,003262	47,1 %
Log (Sz [μm])	0,007985	41,5 %
Sdq	0,008821	
Sdr	0,009182	

Tabla 5-7.: Parámetros con mayor efecto y significancia

Los parámetros de volumen considerados durante el desarrollo experimental de las tesis fueron asociados a la humectabilidad de la superficie, ya que con estos parámetros se puede determinar que tipo de superficies tiene más capacidad de retener fluido.

Implante Vvv [ml/m ²](Lc=800 μm)							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	0,17	0,5	0,14	0,33	0,89	0,41	0,05
Lateral 2	0,36	0,36	0,16	0,33	0,82	0,42	0,06
Lateral 3	0,24	0,45	0,12	0,34	0,9	0,41	0,06
Promedio	0,26	0,44	0,14	0,33	0,87	0,41	0,06
Implante Vmc [ml/m ²](Lc=800 μm)							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	1,29	3,13	0,97	1,81	13,63	4,51	0,42
Lateral 2	2,04	1,76	0,97	1,64	13,82	3,39	0,43
Lateral 3	2,14	2,96	0,84	1,81	10,7	3,02	0,43
Promedio	1,82	2,62	0,93	1,75	12,72	3,64	0,43
Implante Vvc [ml/m ²](Lc=800 μm)							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	1,72	4,3	1,32	2,18	25,42	7,11	0,59
Lateral 2	2,88	2,06	1,32	1,89	24,74	5,35	0,6
Lateral 3	2,92	4,15	1,11	2,23	17,58	4,32	0,6
Promedio	2,51	3,50	1,25	2,10	22,58	5,59	0,60

Tabla 5-8.: Parámetros de rugosidad funcionales

Para [Leach, 2013] el parámetro V_{mc} que se presenta en la tabla 5-8, no es el adecuado para asociar el proceso de retención de sangre. Para describirlo de la mejor manera se utilizó

V_{vv} , puesto que en el implante 5 tuvo un mayor valor. Adicionalmente las variables que dejan ver desde el punto de vista teórico la acumulación de fluidos asociados con la propiedad de humectabilidad, son los de volúmenes de vacío V_{vc} y V_{vv} .

Los parámetros asociados con la anisotropía de la superficie fueron expuestos y analizados partiendo de la premisa de que las células óseas tienen mayor afinidad con superficies rugosas unidireccionales. [Lu et al, 2020]

Sal [μm](Lc=800 μm) para los implantes del 1 al 7							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	43,6	40,57	30,85	24,77	105,87	103,1	24,67
Lateral 2	52,93	29,38	28,7	26,06	88,11	74,9	25,57
Lateral 3	47	55,35	24,81	35,94	95,75	86,35	26,43
Promedio	47,84	41,77	28,12	28,92	96,58	88,12	25,56
Str (Lc=800 μm) para los implantes del 1 al 7							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	0,33	0,19	0,66	0,84	0,2	0,35	0,14
Lateral 2	0,41	0,74	0,41	0,82	0,36	0,22	0,08
Lateral 3	0,46	0,11	0,52	0,17	0,38	0,18	0,13
Promedio	0,40	0,35	0,53	0,61	0,31	0,25	0,12
Std [$^{\circ}$](Lc=800 μm) para los implantes del 1 al 7							
Áreas de medición	1	2	3	4	5	6	7
Lateral 1	61,7	-30,3	-65,6	-74,7	-54	84,5	86,1
Lateral 2	66,4	-77,7	58,4	-77,5	67,5	85,4	85,1
Lateral 3	-67,4	-87,4	56,1	-85,4	-53,8	-89,2	87,6
Promedio	20,23	-65,13	16,30	-79,20	-13,43	26,90	86,27

Tabla 5-9.: Datos de parámetros de rugosidad espaciales derivados de la función de autocorrelación

Los datos de la tabla 5-9 mostrados son asociados a la dirección, decaimiento y aleatoriedad que toma la superficie en los diferentes procesos de fabricación de implantes dentales. S_{al} complementa el resultado de S_{tr} , de acuerdo con ISO 25178-2, ya que cuando S_{tr} tiende a 0 las superficies son más anisotrópicas (figura 2-10) por lo tanto el implante 7 tienen mayor anisotropía por tal razón podría tener mejor comportamiento biológico. La imagen a

continuación complementó la información planteada con respecto a la textura de la superficie.

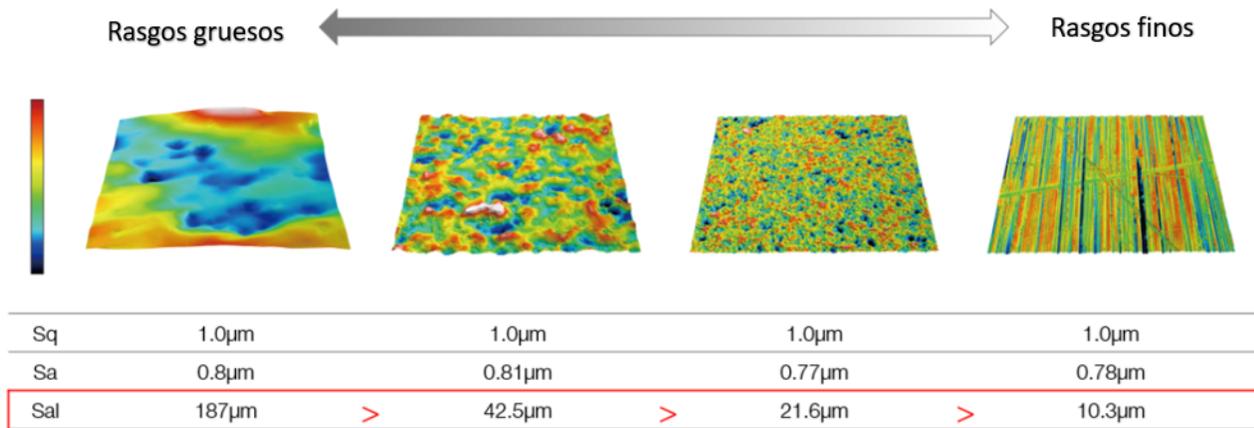


Figura 5-7.: Comparación de superficies con diferentes con diferentes valores de S_{al} [tomado de olympus-ims.com]

Los valores asociados al parámetro de rugosidad Std (índice de dirección de textura), tienen mejor comportamiento en el implante 7, ya que sus valores bajos marcan tendencias unidireccionales, que reflejan más anisotropía.

6. Discusión de resultados

De acuerdo con los objetivos inicialmente planteados, se realizaron las caracterizaciones superficiales por métodos ópticos y análisis de resultados por medio de análisis de varianza. Contrastando el estado del arte se mostraron cuáles eran los parámetros de mayor significancia que pueden caracterizar texturas de superficies oseointegrables.

Basados en las normas, ISO 25178, 4287 y 4288. Se tuvo en cuenta, que un sólo parámetro de rugosidad no es suficiente. Por lo tanto los parámetros de rugosidad con mayor tamaño de efecto que permiten describir superficies oseointegrables fueron: S_z , S_p , S_{dr} y S_{dq} , esto quiere decir que no necesariamente se deben tener en cuenta un parámetro de cada grupo para lograr caracterizar las estas superficies, así como sugerían [Wennerberg and Albrektsson, 2000b] y [Naves et al., 2015].

Parámetro	PR(mayorF)	Tamaño de efecto
Log (S_p [μm])	0,003262	47,1 %
Log (S_z [μm])	0,007985	41,5 %
Sdq	0,008821	
1-2 Sdr	0,009182	

Tabla 6-1.: Compilación de parámetros de rugosidad con mayor tamaño de efecto

En los paper [Naves et al., 2015] y [Wennerberg, A. (1999)] presentados no se evidenció mediciones experimentales con tres tipos de L_c , para descartar influencia de este mismo en los resultados obtenidos.

De acuerdo con [Rosa et al.,2013], el parámetro Sdr (híbrido) tiene es uno de los apropiados para diferenciar superficies que podrían tener el mismo valor de rugosidad media S_a así como se propone en el paquete de parámetros mostrados en esta investigación.

Adicional a los parámetros de mayor significancia, se propusieron cuatro variables más, dos del grupo funcional V_{vc} y V_{vv} y dos del grupo espacial S_{tr} y S_{al} , para lograr diferenciar superficies, dichos parámetros pueden ser asociados a etapas biológicas, los primeros con retención de sangre y los segundos con proliferación celular, dado que en el estado del arte no se tienen estudios de rugosidad asociados a estas etapas.

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones

Durante el desarrollo de esta investigación, se cumplieron los objetivos planteados. Se estableció una metodología de caracterización de implantes de titanio, siguiendo las recomendaciones de las normas ISO 25178-2 e ISO 4288 descritas en el documento y se resaltaron las sugerencias de autores asociados a caracterización de superficies, implantología y modificación de superficies, seleccionando parámetros de rugosidad de los grupos de clasificación.

El microscopio de variación focal fue un equipo adecuado para la medición, almacenamiento y entrega de bases de datos para caracterización de superficies. Durante la medición la selección del área de caracterización topográfica influye de gran forma en los resultados que se quieren obtener es recomendable realizar mediciones por la cara lateral de la rosca (parte inclinada), ya que tiene una mejor reproducibilidad.

Se observó que los implantes con mayor retención de fluido fueron los implantes con modificación de superficie de sandblasting y ataque con ácido.

Se realizó análisis de varianza de dos vías y se obtuvieron parámetros significantes como: S_p , S_{dr} , S_z , S_{dq} y desde el estado del arte S_{tr} y S_{td} enfocados a la isotropía de la superficie, V_{vv} y V_{vc} a la humectabilidad por su aspecto de retención de sangre y se determinó que S_a no es el parámetro más adecuado para dichos análisis de rugosidad.

El aporte de esta investigación consistió en plantear un paquete de parámetros de rugosidad para caracterizar superficies oseointegrables, éstos son asociados a las etapas del proceso de oseointegración.

7.2. Recomendaciones

Se recomienda promover una guía técnica donde se encuentre de forma discriminada parámetros de rugosidad que mejor describirían una superficie oseointegrable, para efectos de selec-

ción en caracterizaciones superficiales.

Difundir la metodología descrita para caracterización de superficies oseointegrables. Sería de gran ayuda en temas como procesos de fabricación y diseño mecánico asociados a la rugosidad en implantes de titanio oseointegrables.

Realizar investigaciones con otras topologías de superficie, como superficies trabeculares y scaffold, ya que estas superficies sirven de anclaje celular en el proceso de remodelación ósea.

A. Anexo A: Datos de mediciones de parámetros de rugosidad que no tuvieron significancia

A continuación se muestran los datos y gráficos de los parámetros de rugosidad 3D que no tuvieron significancia durante la investigación, de acuerdo con los análisis de varianza aplicados con un intervalo de confianza del 95 % y $\alpha = 0,05$

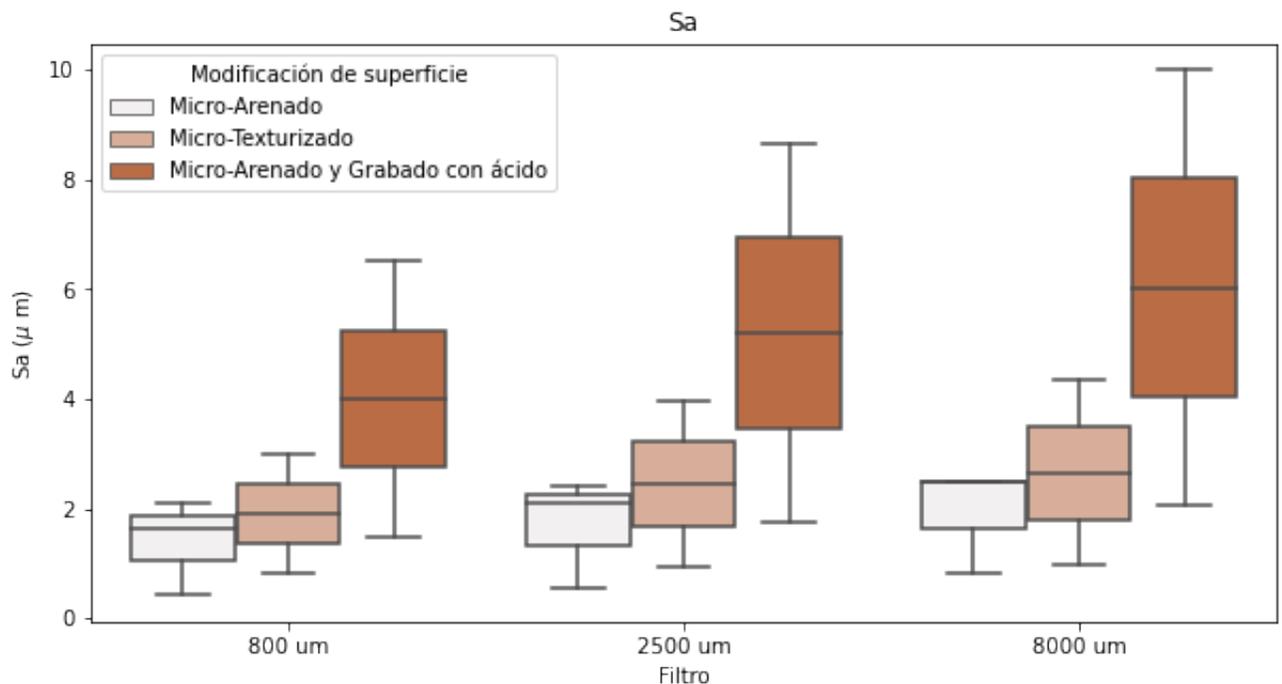


Gráfico boxplot del parámetro Sa con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

Implante Sa [μm] Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	1,22	2,42	0,83	1,47	5,89	3,34	0,38
Lateral 2	1,77	1,61	0,84	1,43	5,61	2,63	0,42
Lateral 3	1,98	2,25	0,76	1,59	8,05	3,07	0,46
Implante Sq [μm] Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	1,58	3,26	1,07	1,94	7,51	4,09	0,49
Lateral 2	2,36	2,16	1,13	1,88	7,17	3,36	0,56
Lateral 3	2,46	3,05	1,00	2,16	10,07	3,84	0,62
Implante Sv [μm] Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	9,59	19,96	5,86	15,09	37,56	17,99	2,59
Lateral 2	18,87	14,06	6,26	13,38	32,25	15,61	3,16
Lateral 3	12,04	15,44	5,24	17,23	38,85	17,45	3,35
Implante S10z [μm] Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	13,49	27,22	9,10	20,25	65,36	29,48	4,20
Lateral 2	19,42	18,63	15,46	17,50	69,11	28,09	5,54
Lateral 3	16,30	25,72	17,27	22,90	77,80	24,11	6,44
Implante Ssk Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	-0,07	0,06	-0,15	-1,11	0,06	-0,16	0,10
Lateral 2	-0,36	-1,29	-0,05	-1,09	0,02	-0,22	0,44
Lateral 3	-0,31	0,23	0,12	-0,70	0,09	-0,24	0,73
Implante Sku Lc = 800 μm							
Áreas de medición	6	8	9	10	20	21	34
Lateral 1	4,09	4,51	3,98	5,48	3,82	2,78	3,86
Lateral 2	5,53	6,26	6,01	5,34	3,66	3,38	4,72
Lateral 3	3,18	4,47	5,52	6,90	3,31	3,05	6,58

Tabla A-1.: Datos obtenidos de parámetros no significativos

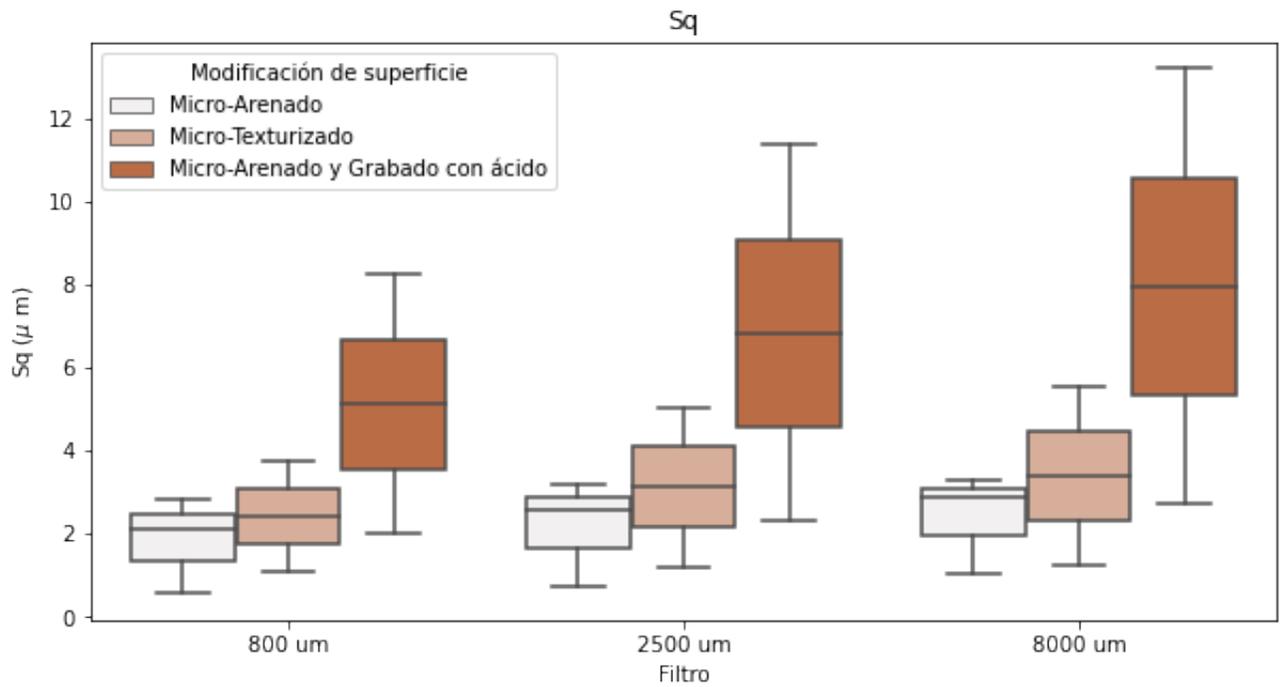


Gráfico boxplot del parámetro S_q con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

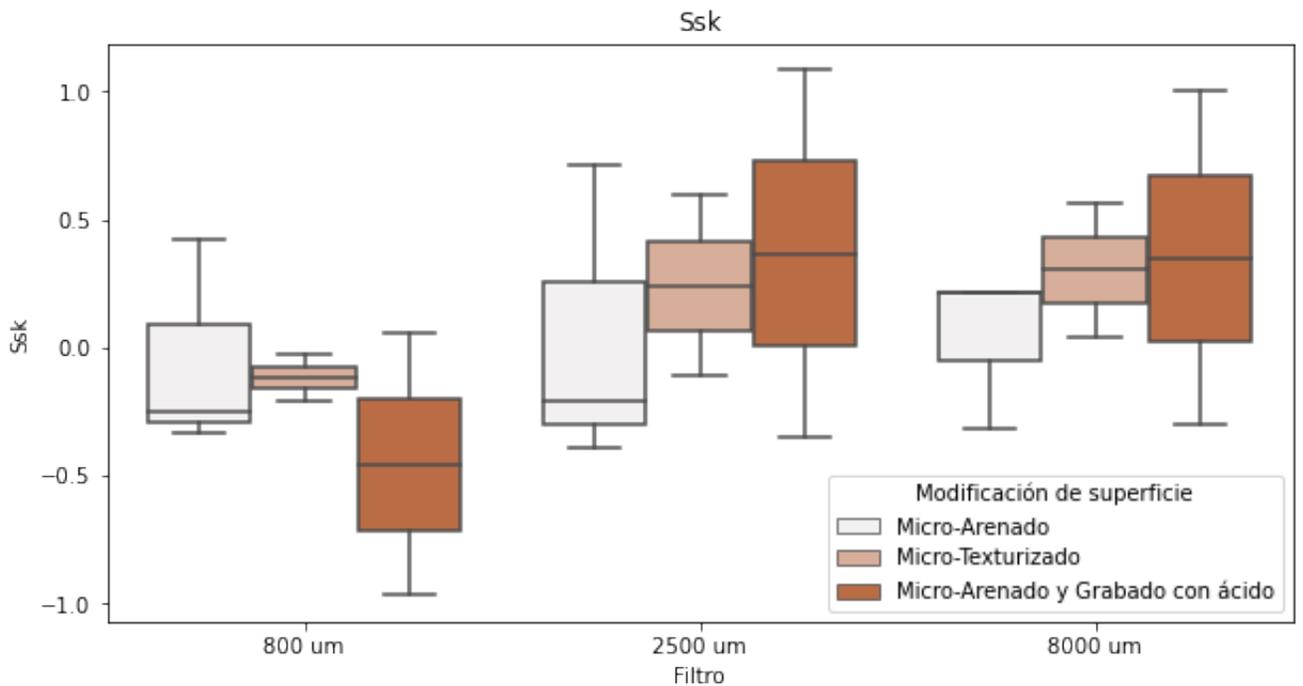


Gráfico boxplot del parámetro S_{sk} con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

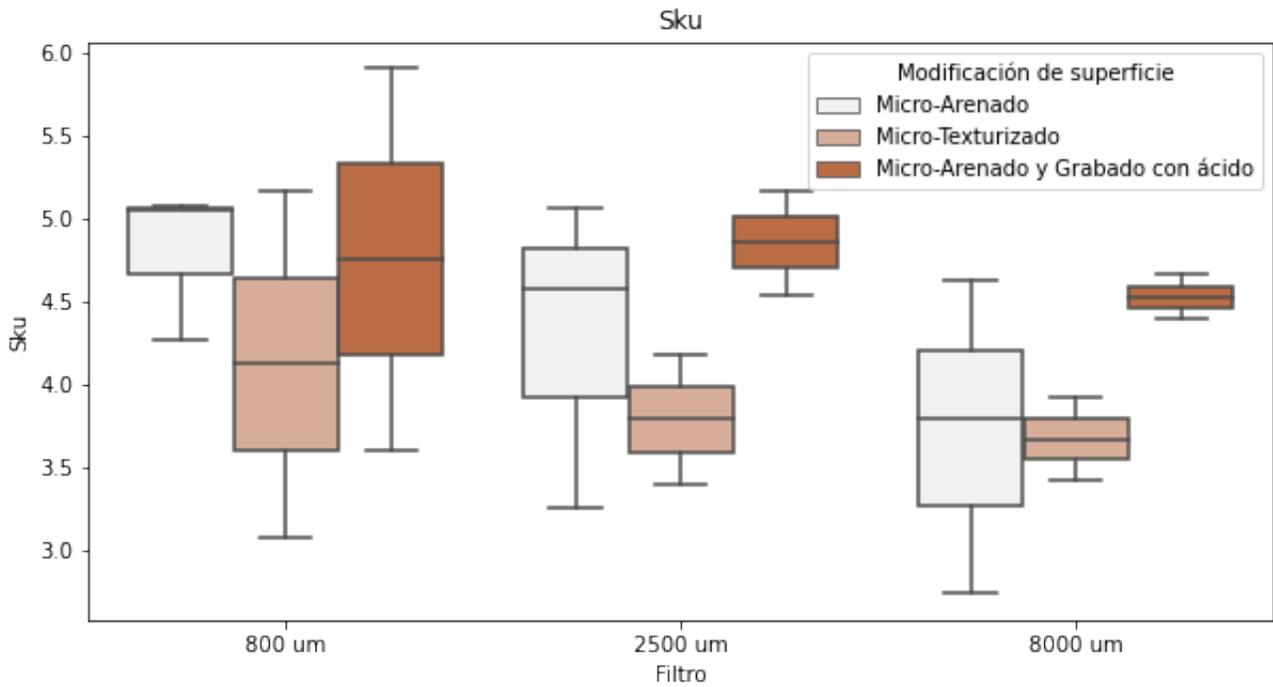


Gráfico boxplot del parámetro Sku con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

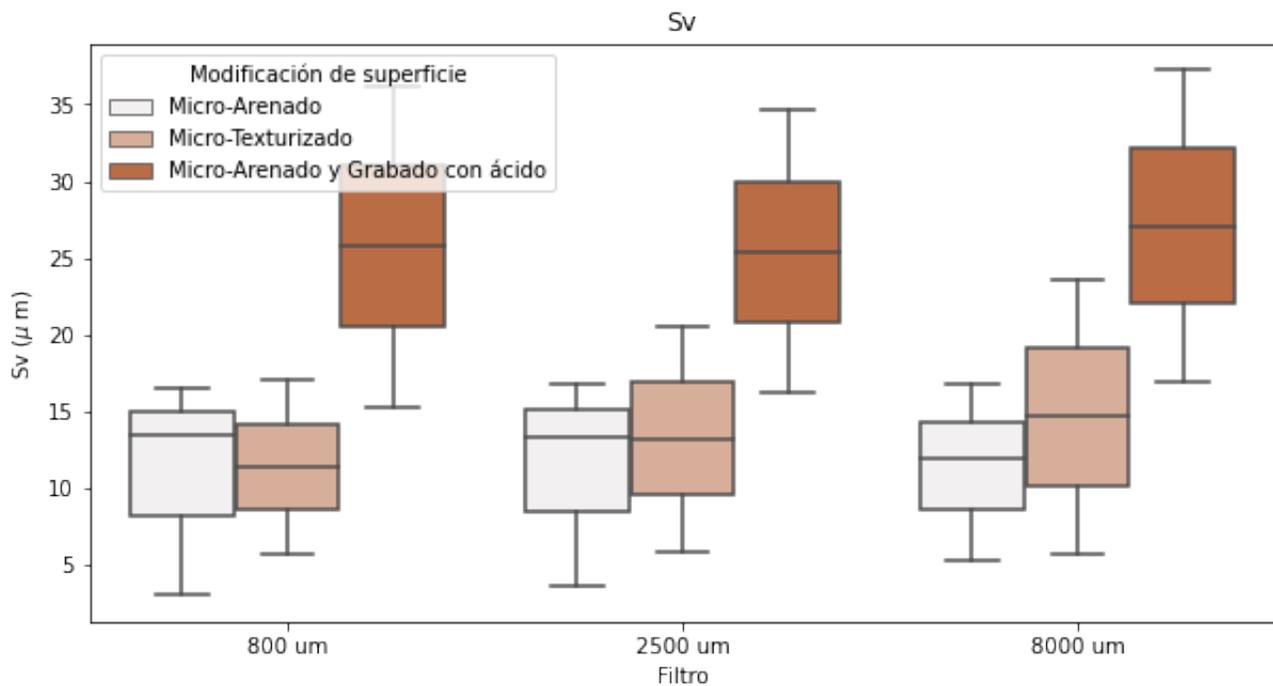


Gráfico boxplot del parámetro Sv con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

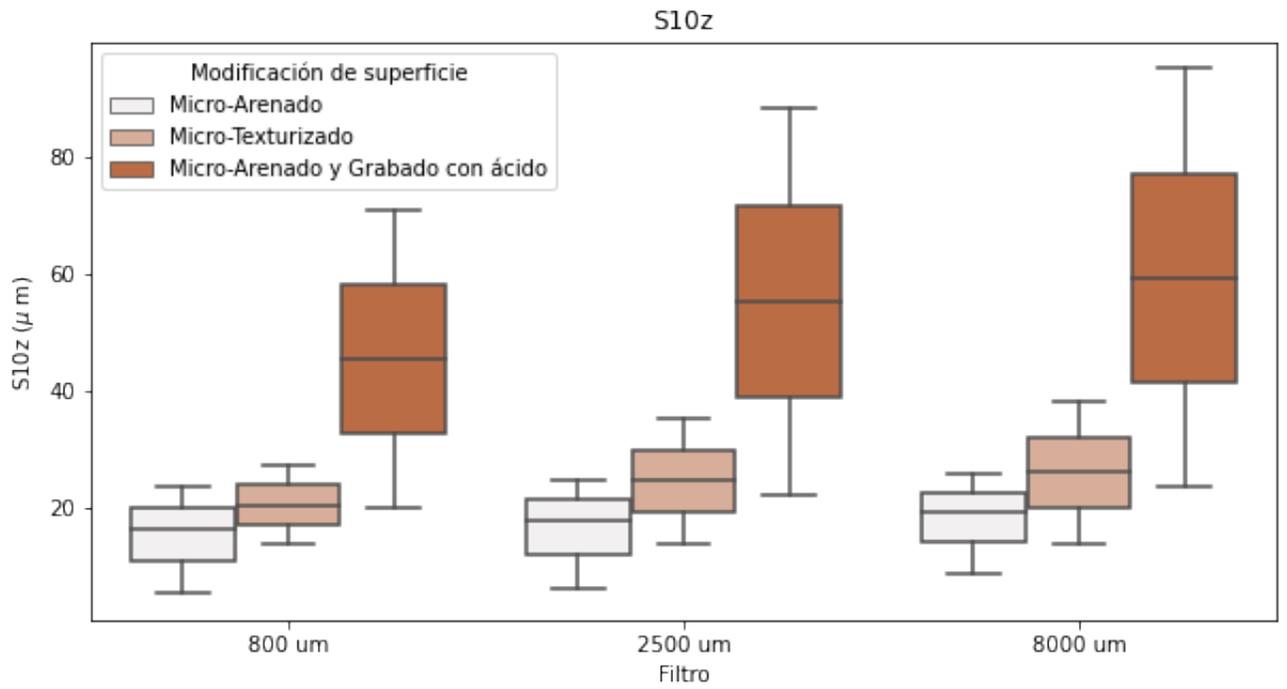


Gráfico boxplot del parámetro Sku con tres modificaciones de superficie y tres filtros Lc

Bibliografía

- [Acosta et al., 2010] Acosta, J., Landinez, N., and Garzón-Alvarado, D. (2010). Mecanobiología de la interfase hueso-implante dental. *Revista Cubana de Estomatología*, 47:14–36.
- [Al2O et al.,] Al2O, A., Vidrio, V., Vidrio, V., Vidrio, V., and Vidrio, V. Tratamientos de superficie en biomateriales: efectos del blasting sobre implantes dentales de titanio.
- [Albrektsson et al., 1981] Albrektsson, T., Branemark, P., Hansson, H.-A., and JJ, L. (1981). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 52:155–70.
- [Albrektsson and Wennerberg, 2004] Albrektsson, T. and Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5).
- [Annunziata and Guida, 2015] Annunziata, M. and Guida, L. (2015). The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Biomaterials for Oral and Craniomaxillofacial Applications*, 17:62–77.
- [Barfeie et al., 2015] Barfeie, A., Wilson, J., and Rees, J. (2015). Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *British dental journal*, 218(5):E9–E9.
- [Blanco López et al., 2018] Blanco López, P., Monsalve Guil, L., Matos Garrido, N., Moreno Muñoz, J., Núñez Márquez, E., and Velasco Ortega, E. (2018). La oseointegración de implantes de titanio con diferentes superficies rugosas. *Avances en odontoestomatología*, 34(3):141–149.
- [Bohm, 1992] Bôhm, H.-J. (1992). Parameters for evaluating the wearing behaviour of surfaces. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 32(1-2):109–113.
- [Browne and Gregson, 2000] Browne, M. and Gregson, P. (2000). Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. *Biomaterials*, 21(4):385–392.
- [Buser et al., 1991] Buser, D., Schenk, R., Steinemann, S., Fiorellini, J., Fox, C., and Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. a histomorphometric study in miniature pigs. *Journal of biomedical materials research*, 25(7):889–902.
- [Damiati et al., 2018] Damiati, L., Eales, M. G., Nobbs, A. H., Su, B., Tsimbouri, P. M., Salmeron-Sanchez, M., and Dalby, M. J. (2018). Impact of surface topography and coating on osteogenesis and bacterial attachment on titanium implants. *Journal of Tissue Engineering*, 9:2041731418790694.

- [Helmli, 2011] Helmli, F. (2011). Focus variation instruments. In *Optical Measurement of Surface Topography*, pages 131–166. Springer.
- [Hench, 1999] Hench, L. L. (1999). Bioactive glasses and glass-ceramics. In *Materials science forum*, volume 293, pages 37–64. Trans Tech Publ.
- [Hitchcock et al., 1981] Hitchcock, S., Carroll, N., and Nicholas, M. (1981). Some effects of substrate roughness on wettability. *Journal of Materials Science*, 16(3):714–732.
- [Hocken et al., 2005] Hocken, R., Chakraborty, N., and Brown, C. (2005). Optical metrology of surfaces. *CIRP Annals*, 54(2):169–183.
- [Indy, 2018] Indy, A. (2018). Metodología de micro medición de superficies: forma y rugosidad 3d con método óptico de variación focal. *Universidad Nacional de Colombia*.
- [Kumar, 2012] Kumar, J. (2012). Surface coating of implants-a review. 4:32–35.
- [Kumar et al., 2019] Kumar, P. S., KS, S. K., Grandhi, V. V., and Gupta, V. (2019). The effects of titanium implant surface topography on osseointegration: literature review. *JMIR Biomedical Engineering*, 4(1):e13237.
- [Le Guéhennec et al., 2007] Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., and Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23(7):844–854.
- [Leach, R. (Ed.). (2011).] *Optical measurement of surface topography (Vol. 8)*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- [Leach, 2013] Leach, R. (2013). *Characterisation of Areal Surface Texture*.
- [Naves et al., 2015] Naves, M. M., Menezes, H. H. M., Magalhaes, D., Ferreira, J. A., Ribeiro, S. F., Biasoli de Mello, J. D., and Costa, F. L. (2015). Effect of macrogeometry on the surface topography of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(4).
- [PACKHAM, 2002] PACKHAM, D. E. (2002). Surface roughness and adhesion. In *Adhesion Science and Engineering*, pages 317–349. Elsevier.
- [Rosa et al., 2013] Rosa, M. B., Albrektsson, T., Francischone, C. E., Wennerberg, A., et al. (2013). Micrometric characterization of the implant surfaces from the five largest companies in brazil, the second largest worldwide implant market. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(2).
- [Sasaki et al.,] Sasaki, K., Suzuki, O., and Takahashi, N. *Interface Oral Health Science 2016*.
- [Sul et al., 2005] Sul, Y.-T., Johansson, C., Wennerberg, A., Cho, L.-R., Chang, B.-S., and Albrektsson, T. (2005). Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: Surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(3).

- [Sul et al., 2002a] Sul, Y.-T., Johansson, C. B., and Albrektsson, T. (2002a). Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5).
- [Sul et al., 2002b] Sul, Y.-T., Johansson, C. B., Rösser, K., and Albrektsson, T. (2002b). Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials*, 23(8):1809–1817.
- [Velasco-Ortega et al., 2016] Velasco-Ortega, E., Alfonso-Rodríguez, C., Monsalve-Guil, L., España-López, A., Jiménez-Guerra, A., Garzón, I., Alaminos, M., and Gil, F. (2016). Relevant aspects in the surface properties in titanium dental implants for the cellular viability. *Materials Science and Engineering: C*, 64:1–10.
- [Wennerberg and Albrektsson, 2000a] Wennerberg, A. and Albrektsson, T. (2000a). Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *The International journal of oral maxillofacial implants*, 15 3:331–44.
- [Wennerberg and Albrektsson, 2000b] Wennerberg, A. and Albrektsson, T. (2000b). Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3).
- [Yuan et al., 2019] Yuan, L., Guo, T., Qiu, Z., Fu, X., and Hu, X. (2019). Measurement of geometrical parameters of cutting tool based on focus variation technology. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 105(5):2383–2391.
- [ISO 25178-2:2012] Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Areal — Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters
- [ISO 4288:1996(en)] Geometrical Product Specifications (GPS) — Surface texture: Profile method — Rules and procedures for the assessment of surface texture
- [ISO 4287:1997] Geometrical Product Specifications (GPS) — Surface texture: Profile method — Terms, definitions and surface texture parameters
- [ISO 11562:1996] Geometrical product specifications (GPS) - Surface texture: Profile method - Metrological characteristics of phase correct filters.
- Cortés Rodríguez, C. J., Herreño Cuestas, F. A., & Araque-Salazar, I. Z. (2020). Medición de rugosidad superficial 3D. kassel university press GmbH.
- Lu, A., Gao, Y., Jin, T., Luo, X., Zeng, Q., & Shang, Z. (2020). Effects of surface roughness and texture on the bacterial adhesion on the bearing surface of bio-ceramic joint implants: An in vitro study. *Ceramics International*, 46(5), 6550-6559.
- Zhang, Y. (2007). The effect of surface roughness parameters on contact and wettability of solid surfaces. Iowa State University.

