



**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE CIRUGIA**

**VARIACIONES EN LA RUGOSIDAD Y COMPOSICIÓN  
QUÍMICA DE LA SUPERFICIE DE IMPLANTES DENTALES  
ANTES Y DESPUÉS DE SER SOMETIDOS A DIFERENTES  
TRATAMIENTOS PARA LA PERIIMPLANTITIS: ESTUDIO IN  
VITRO.**

**TESIS DOCTORAL**

**FREDERIC PARAHY**

**DIRECTORES**

**PROF. DR. ANGEL F. ESPÍAS GÓMEZ**

**DR. LUÍS ALBERTO SÁNCHEZ SOLER**

**DR. JULIO HERRERO PAYO**

**Salamanca 2017**



**VARIACIONES EN LA RUGOSIDAD Y COMPOSICIÓN  
QUÍMICA DE LA SUPERFICIE DE IMPLANTES DENTALES  
ANTES Y DESPUÉS DE SER SOMETIDOS A DIFERENTES  
TRATAMIENTOS PARA LA PERIIMPLANTITIS: ESTUDIO IN  
VITRO.**

**TESIS DOCTORAL**

**FREDERIC PARAHY**

**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA 2017**

**DIRECTORES: Prof. Dr. Angel F. Espías Gómez**

**Dr. Luís Alberto Sánchez Soler**

**Dr. Julio Herrero Payo**





## ÍNDICE



# ÍNDICE

<b>1/ MOTIVO Y JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>2/ INTRODUCCION.....</b>	<b>2</b>
<b><u>2.A/Generalidades del Tejido óseo.....</u></b>	<b>2</b>
<b>2.A.1. Embriología.....</b>	<b>2</b>
2.A.1.1. Osificación intramembranosa (o directa).....	2
2.A.1.2 Osificación endocondral (o indirecta).....	2
2.A.1.3. Maxilar superior.....	3
2.A.1.4 Mandíbula.....	5
<b>2.A.2. Histología .....</b>	<b>9</b>
2.A.2.1 Hueso esponjoso.....	9
2.A.2.2 Hueso compacto .....	10
2.A.2.3 Clasificación de Lekhom y Zarb del 1985 .....	12
<b>2.A.3. Biología.....</b>	<b>13</b>
2.A.3.1 Osteoblastos.....	13
2.A.3.2 Osteocitos: .....	14
2.A.3.3 Células de revestimiento.....	15
2.A.3.4 Osteoclastos.....	15
2.A.3.5 Células osteoprogenitoras.....	18
<b><u>..2.B/ Osteointegración.....</u></b>	<b>19</b>
<b>2.B.1. Perspectiva histórica.....</b>	<b>19</b>
<b>2.B.2. Conceptos biológicos.....</b>	<b>21</b>
2.B.2.1. Fibrointegración:.....	21
2.B.2.2. Osteointegración:.....	21
<b>2.B.3. Situaciones en las que se pueden utilizar los implantes.....</b>	<b>22</b>
<b>2.B.4. Claves de la osteointegración.....</b>	<b>26</b>

2.B.5. Criterios de éxito.....	27
<b><u>2.C/ Técnicas de regeneración Ósea</u></b> .....	28
2.C.1 Uso de factores de diferenciación ósea o de crecimiento.....	28
2.C.2 Injertos de hueso y sustitutos.....	28
2.C.3 Regeneración ósea guiada.....	29
<b><u>2.D/ Remodelación ósea</u></b> .....	30
2.D.1. Cicatrización de un alveolo post-extracción.....	31
2.D.2. Cambios morfológicos del alveolo con la remodelación ósea.....	31
2.D.3. Remodelación ósea en maxilares y mandíbula: Clasificación de Lekhom y Zarb.....	32
2.D.4. Remodelación ósea en función del stress o fuerza.....	33
<b><u>2.E/ Características del Implante dental</u></b> .....	35
2.E.1. Materiales.....	35
2.E.1.1. El titanio.....	35
2.E.1.1.1. <i>Propiedades físicas</i> .....	35
2.E.1.1.2. <i>Propiedades químicas</i> .....	35
2.E.1.2. Aleaciones del titanio.....	36
2.E.1.3. Otros (HA y Cerámicas, Zirconio).....	38
2.E.2. Características Macroscópicas.....	39
2.E.2.1. Evolución Histórica.....	39
2.E.2.2. Conexión.....	40
2.E.2.2.1. <i>Conexión externa</i> .....	40
2.E.2.2.2. <i>Conexión interna</i> .....	41
2.E.2.3. Cuello.....	44
2.E.2.4. Cuerpo.....	46
2.E.2.5. Espiras.....	46
2.E.2.6. Extremo del Implante.....	48

<b>2.E.3. Características Microscópicas</b> .....	49
2.E.3.1. Etapas de la Osteointegración.....	49
2.E.3.2. Energía superficial y ángulo de contacto.....	49
2.E.3.3. Composición química.....	50
2.E.3.3.1 <i>Estructura química</i> .....	50
2.E.3.3.2 <i>Métodos de determinación de la composición química</i> .....	50
2.E.3.4. Rugosidad.....	51
2.E.3.4.1. <i>La topografía superficial y la rugosidad</i> .....	52
2.E.3.4.2. <i>Métodos de caracterización de la rugosidad superficial</i> .....	54
2.E.3.5. Tratamientos de superficies sobre implantes dentales.....	56

**2.F/ Relación entre la biomecánica del hueso y las características del implante**.....58

<b>2.F.1. Relación entre el diseño macroscópico del implante y el tipo de fuerza aplicado</b> .....	58
<b>2.F.2. Relación entre el diseño macroscópico del implante y la dirección de la fuerza aplicada</b> .....	60
<b>2.F.3. BIC (Contacto Hueso/ Implante) versus superficie funcional</b> .....	61
<b>2.F.4. Relación del diseño del implante con el remodelado óseo tras la carga</b> .....	62
<b>2.F.5. Relación entre la geometría de las espiras y el BIC</b> .....	64
2.F.5.1. Paso de rosca.....	64
2.F.5.2. Perfil de rosca.....	64
2.F.5.3. Profundidad de las rosca.....	65

**2.G/ Condiciones de Carga**.....66

<b>2.G.1. Carga después de la fase de osteointegración</b> .....	66
<b>2.G.2. Carga diferida</b> .....	66
<b>2.G.3. Carga inmediata</b> .....	66
<b>2.G.4. Carga estética</b> .....	67

<b><u>2.H/ Técnica quirúrgica y osteointegración</u></b> .....	68
<b>2.H.1. Repaso histórico</b> .....	68
<b>2.H.2. Irrigación- Temperatura</b> .....	68
<b>2.H.3. Fresas- Cortes- Material</b> .....	68
2.H.3.1. Eficacia de corte.....	68
2.H.3.2. Irrigación interna.....	68
2.H.3.3. Visualizaciones de longitudes.....	69
2.H.3.4. Ayuda operatoria con topes de longitud.....	69
2.H.3.5. Forma final de la ultima fresa acorde con el implante.....	69
2.H.3.6. Recuperación de hueso.....	69
<b>2.H.4. Protocolos de fresado</b> .....	69
2.H.4.1. Fresado convencional.....	69
2.H.4.2. Fresado lento.....	69
2.H.4.3. Piezoeléctrico.....	69
<b>2.H.5. Posición Tridimensional del implante</b> .....	70
<b>2.H.6. Tiempos para la colocación de implantes</b> .....	72
2.H.6.1. Postextracción inmediato.....	72
2.H.6.2. Postextracción diferido.....	72
2.H.6.3. Postextracción 1 mes/ Postextracción >2meses.....	72
<b><u>2.I/ Biología Periimplantaria</u></b> .....	73
<b>2.I.1. Complejo implantogingival</b> .....	73
<b>2.I.2. Placa- Biofilm</b> .....	73
<b>2.I.3. Salud periimplantaria</b> .....	74
<b>2.I.4. Afecciones periimplantarias</b> .....	74
2.I.4.1. Colonización Bacteriana.....	74
2.I.4.1.1. Experimentos en humanos que demuestran que el acumulo de placa puede conllevar a la mucositis periimplantar.....	74

2.I.4.1.2. Diferencias cuantitativas y cualitativas entre la flora de la periimplantitis y estado de salud de un implante.....	75
2.I.4.1.3. Experimentos en animales con ligaduras retentivas de placa que conlleva a la periimplantitis.....	75
2.I.4.1.4 La terapia antimicrobiana demuestra resultados positivos en la curación de la periimplantitis.....	75
2.I.4.1.5. La buena Higiene oral tienen un impacto sobre el éxito de los implantes a largo plazo.....	75
2.I.4.2. Tipos de bacterias involucradas.....	76
2.I.4.2.1. Fijación.....	76
2.I.4.2.2. Liposacáridos (LPS).....	76
<b>2.I.5. Clasificación de la patología periimplantaria.....</b>	<b>77</b>
2.I.5.1 Mucositis.....	77
2.I.5.2 Periimplantitis.....	77
<b>2.I.6 Características clínicas.....</b>	<b>77</b>
<b><u>2.J/ Tratamiento de la periimplantitis.....</u></b>	<b>79</b>
Protocolo AKUT.....	81
<b><u>2.K/ Bibliografía.....</u></b>	<b>83</b>
<b>3/ HIPOTESIS Y OBJETIVOS.....</b>	<b>93</b>
<b><u>..3.A/Hipótesis de trabajo.....</u></b>	<b>93</b>
<b><u>..3.B/Objetivos.....</u></b>	<b>93</b>
<b>4/ MATERIALES Y METODOS.....</b>	<b>94</b>
<b><u>4.A/ Materiales.....</u></b>	<b>94</b>
4.A.1. Materiales empleados.....	94

4.A.1.1 Discos de titanio.....	94
4.A.1.2 Gel fotosensibilizante.....	95
4.A.1.3 Clorhidrato de tetraciclina.....	95
4.A.1.4 Polvo de bicarbonato.....	96
<b>4.A.2. Aparatología.....</b>	<b>97</b>
4.A.2.1 Aparatología utilizada para la preparación de las muestras.....	97
4.A.2.1.1 Pieza de mano Ultrasónica Sirosonic.....	97
4.A.2.1.2 Chorreador de Bicarbonato.....	98
4.A.2.1.3 Terapia Fotodinámica con la lámpara de diodos Fotosan®.....	99
4.A.2.2 Aparatología utilizada para la caracterización de la rugosidad superficial: El interferómetro confocal Leica® DCM 3D.....	100
a) Descripción.....	100
b) Características técnicas.....	101
c) Tipos de Análisis.....	101
4.A.2.3: Aparatología utilizada para la determinación de la composición química: Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS) X PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics) .....	102
a) Descripción.....	103
b) Características técnicas.....	103
c) Tipos de Análisis.....	103
<b><u>4.B/ Métodos</u>.....</b>	<b>104</b>
<b>4.B.1. Esquema de las pruebas realizadas en esta tesis.....</b>	<b>104</b>
<b>4.B.2. Preparación de las muestras.....</b>	<b>105</b>
4.B.2.1 Ultrasonidos (US) .....	105
4.B.2.2 Fototerapia (L) .....	106
4.B.2.3 Bicarbonato (OH) .....	107
4.B.2.4 Tetraciclina clorhidrato (TC) .....	108
<b>4.B.3. Evaluación de las muestras.....</b>	<b>109</b>
4.2.3.1 Estudio de la rugosidad superficial: método de análisis y protocolo utilizado en esta tesis doctoral para evaluar la rugosidad superficial.....	109



4.2.3.2 Estudio de la composición química superficial: método de análisis y protocolo utilizado en esta tesis doctoral para evaluar la composición química superficial...109

## **5/ RESULTADOS.....110**

### **5.A/ Resultados mediante la Interferometría Confocal.....110**

5.A.1. Superficie Original o Grupo Control (Q) .....110

5.A.2. Superficie tratada con Ultrasonidos (US) .....113

5.A.3. Superficie tratada con Fototerapia (L) .....116

5.A.4. Superficie tratada con Bicarbonato (OH).....119

5.A.5. Superficie tratada con Tetraciclina (TC) .....120

### **5.B/ Resultados obtenidos mediante Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS) .....125**

5.B.1. Superficie Original o Grupo Control (Q) .....125

5.B.2. Grupo tratado con Ultrasonidos (US) .....128

5.B.3. Grupo tratado con Fototerapia (L) .....131

5.B.4. Grupo tratado con Bicarbonato (OH) .....134

5.B.5. Grupo tratado con Tetraciclina clorhidrato (TC) .....137

### **5.C/ Análisis estadístico de los resultados.....140**

5.C.1. Resumen estadístico de los análisis de la Rugosidad.....140

5.C.2. Resumen estadístico de los análisis de la composición química.....141

5.C.3. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo control (Q) .....142

5.C.4. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Ultrasonidos (US) .....143

5.C.5. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Fototerapia (L) .....144

5.C.6. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Bicarbonato (OH) .....145

5.C.7. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Tetraciclina clorhidrato (TC) .....146

<b>6/ DISCUSION.....</b>	<b>147</b>
<b><u>6.A/ Discusión y valoración de la metodología.....</u></b>	<b>148</b>
<b>6.A.1. Rugosidad.....</b>	<b>148</b>
<b>6.A.2. Análisis químico.....</b>	<b>150</b>
<b><u>6.B Discusión de los resultados.....</u></b>	<b>152</b>
<b>6.B.1. Superficie Original (Q).....</b>	<b>152</b>
<b>6.B.2. Superficie tratada con Ultrasonidos (US).....</b>	<b>154</b>
<b>6.B.3. Superficie tratada con Fototerapia (L).....</b>	<b>155</b>
<b>6.B.4. Superficie tratada con Bicarbonato (OH).....</b>	<b>157</b>
<b>6.B.5. Superficie tratada con Tetraciclina clorhidrato (TC).....</b>	<b>159</b>
<u>Perspectivas del futuro.....</u>	<b>160</b>
<b><u>6.C/ Bibliografía.....</u></b>	<b>162</b>
<b>7/ CONCLUSION.....</b>	<b>169</b>
<b>8/ ANEXOS.....</b>	<b>170</b>

## **1/ MOTIVO Y JUSTIFICACIÓN**

Muchos han sido los avances en el campo de la implantología a lo largo de la odontología moderna. Actualmente, el uso de implantes dentales en el tratamiento restaurador en pacientes parcialmente o totalmente desdentados esta plenamente aceptado.

La implantología moderna ha conseguido mediante el uso del titanio y de la capacidad de osteointegración del mismo, dar soluciones protésicas fijas con un pronostico fiable a corto y largo plazo.

Aunque en menor medida, todos los implantes osteointegrados son susceptibles “al igual que la dentición natural” a ser afectados por la enfermedad periodontal “periimplantitis”. Esta afectación cambia radicalmente la tan apreciada química de superficie del implante, lo cual genera un proceso lento pero mantenido de desosteointegración del mismo.

Ello nos ha motivado a realizar un estudio “in vitro” mediante el cual, utilizando varios métodos de descontaminación de la superficie, pretendemos observar y analizar los cambios generados en la misma.

Por otra parte, debido a que existen diferentes tratamientos de superficie, hemos considerado de sumo interés analizar una de las superficies con mas proyección en el mercado actual, la superficie de tipo SAE (Chorreada y tratada con un grabado acido).



## **2/ INTRODUCCION**

### **2.A/Generalidades del Tejido óseo <sup>1</sup>:**

#### **2.A.1. Embriología:**

El hueso es más que un soporte del cuerpo; tiene funciones principales de soporte, movimiento y locomoción, anclaje de los dientes, protección de órganos internos como el cerebro, la médula espinal pero también es responsable de la homeostasis del calcio y es el lugar de almacén de células hematopoyéticas.

Es probablemente porque estas funciones son de vital importancia que el hueso dispone de una excepcional capacidad para cicatrizar, reparar o regenerar.

Debido a unos requerimientos funcionales específicos, el hueso no es homogéneo y debe adaptarse estructuralmente. Por esto, durante el desarrollo embriogénico, el hueso tiene dos métodos de osificación: directo e indirecto, los cuales ocurren durante la formación de los huesos del cráneo.

##### 2.A.1.1. Osificación intramembranosa (o directa).

Se realiza a expensas del mesénquima. Los centros de osificación se caracterizan por poseer abundantes capilares, fibras colágenas y osteoblastos que elaboran sustancias osteoides, las cuales se disponen formando trabéculas que constituyen una red tridimensional esponjosa. En los espacios inter trabeculares el mesénquima se transforma en médula ósea. El tejido mesenquimatoso circundante externo a las zonas osificadas se diferencia en periostio, estructura a partir de la cual se origina las nuevas trabéculas. A este tejido, tejido óseo primario no laminar, lo sustituye después del nacimiento un tejido óseo secundario laminar. En las zonas periféricas del hueso el tejido óseo se dispone como tejido compacto formando las tablas externa e interna. En la zona intermedia el tejido óseo es de variedad esponjosa y se denomina diploe. Esta osificación es típica de los huesos planos.

##### 2.A.1.2 Osificación endocondral (o indirecta).

El molde de cartílago hialino es el que guía la formación ósea por remoción del cartílago, quien experimenta numerosos cambios histológicos previos: proliferación e hipertrofia celular, calcificación de la matriz cartilaginosa, erosión, formación de tejidos osteoide y posterior mineralización.

El tipo de osificación está estrechamente relacionado con la futura función del hueso. Así, en las zonas de crecimiento expuestas a tensiones, el mecanismo de osificación es intramembranoso. El hueso tolera mejor la tensión pues crece sólo por aposición. En cambio, donde existen presiones la osificación es endocondral. El cartílago por ser rígido y flexible soporta mejor la presión y el crecimiento es de tipo aposicional intersticial.

### 2.A.1.3. Maxilar superior:

Al terminar la sexta semana comienza la osificación del maxilar superior a partir de dos puntos de osificación situados por fuera del cartílago nasal. Uno al nivel anterior, denominado premaxilar y otro posterior denominado postmaxilar. La zona anterior está limitada hacia atrás por el conducto palatino anterior y lateralmente por dos líneas que parten de este hacia la zona distal de los incisivos laterales (*Tabla 2.1*).

A partir del centro de osificación premaxilar rápidamente se forman trabéculas que se dirigen en tres direcciones: 1) hacia arriba para formar la parte anterior de la apófisis ascendente, 2) hacia adelante en dirección hacia la espina nasal anterior y 3) en dirección a la zona de las apófisis alveolares incisivas.

Del centro postmaxilar las espículas óseas siguen cuatro rutas o sentidos diferentes: 1) hacia arriba para formar la parte posterior del apófisis ascendente, 2) hacia el piso de la órbita, 3) hacia la zona de la apófisis malar y 4) hacia la porción alveolar posterior.

El conjunto de todas estas trabéculas forman la parte ósea externa del maxilar.

La osificación interna o profunda, se inicia posteriormente. En este caso las trabéculas avanzan por dentro de las crestas palatinas. Alrededor de las 12 semanas los procesos palatinos laterales se fusionan con el paladar primario hacia adelante y con el tabique nasal hacia arriba para originar el paladar duro.

La formación ósea en el maxilar superior se realiza por el mecanismo de osificación intramembranosa. Su crecimiento es por dominancia de las suturas interóseas y por el desarrollo de cavidades neumáticas (senos maxilares y frontales) influenciado por las funciones de respiración y digestión. El crecimiento por el mecanismo de tipo sutural se realiza en los tres planos del espacio: hacia abajo y adelante por las suturas maxilo malar, frontomaxilar y cigomático temporal. En sentido transversal por la sutura medio palatina y el crecimiento vertical por el desarrollo de las apófisis alveolares. Durante el período fetal la superficie externa de todo el maxilar incluido la premaxila es de aposición, para permitir que aumente la longitud del arco cigomático junto con el desarrollo de los gérmenes dentarios. Además se produce reabsorción del lado nasal del paladar, lo que genera un crecimiento hacia abajo del paladar y por ende un alargamiento vertical del maxilar.

Al finalizar el segundo mes del período embrionario tanto el maxilar superior como inferior contienen los gérmenes dentarios en desarrollo, rodeados parcialmente por las criptas óseas en formación.

Es dentarios estimula la formación de los alveolos (cavidades cónicas destinadas a alojar la o las raíces de los elementos dentarios) a medida que estos pasan de la etapa pre-eruptiva a la eruptiva pre-funcional. Con la formación radicular se conforman los tabiques óseos y de esta manera se incorporan gradualmente los alveolos los cuerpos óseos de los maxilares superior e inferior respectivamente.

El hueso alveolar que se forma alrededor del germen dentario crece y se desarrolla, por tanto, con la erupción. Durante su formación, el hueso alveolar, crece alrededor del diente y luego se une a la porción basal de los maxilares.

Es importante destacar que la remodelación por el crecimiento en el hueso alveolar está íntimamente asociada con el crecimiento general de los huesos y con las funciones de los tejidos blandos que lo rodean.

El hueso del maxilar superior (*Fig.2.1, Fig.2.2 y Fig.2.3*) es de tipo esponjoso con una densidad ósea de tipo 2 en el maxilar anterior hasta un tipo 3- 4 a medida que nos vamos en posterior a nivel de las tuberosidades (mas adelante se definen los tipos de densidad de hueso).

Hueso	Punto de osificación	Tipo de osificación	Tiempo de aparición
<b>Max. inferior</b>	-Mentoniano y centros cartilagosos (condilar,coronoideo, angular).	Yuxtaparacondral (cuerpo), endocondral (rama)	6-7 Semanas. 12-13 Semanas.
	-Premaxilar (anterior)	Intramembranosa	7 Semanas.
	-Posmaxilar (posterior)	Intramembranosa	7 Semanas.
<b>Max. superior</b>	-Interincisivo	Intramembranosa	7 Semanas.
	-Palatino anterior	Intramembranosa	7 Semanas.
	-Palatino posterior	Intramembranosa	7 Semanas.

Tabla 2.1. Ossificación de los maxilares:

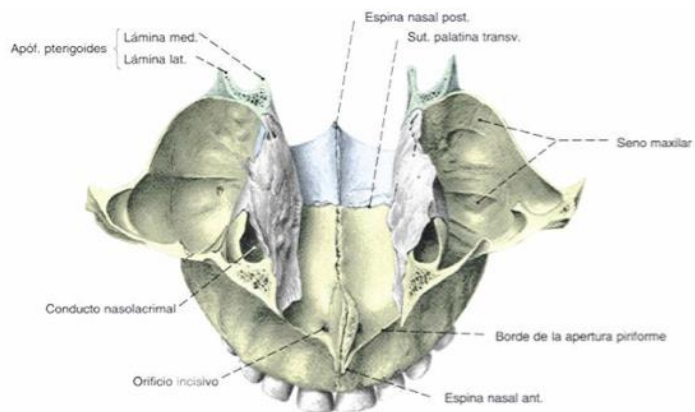


Fig.2.1 Visión superior del maxilar superior

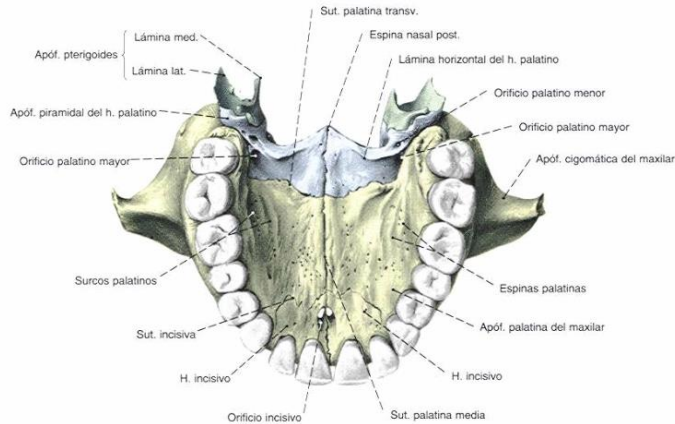


Fig.2.2 *Visión inferior del Maxilar superior*

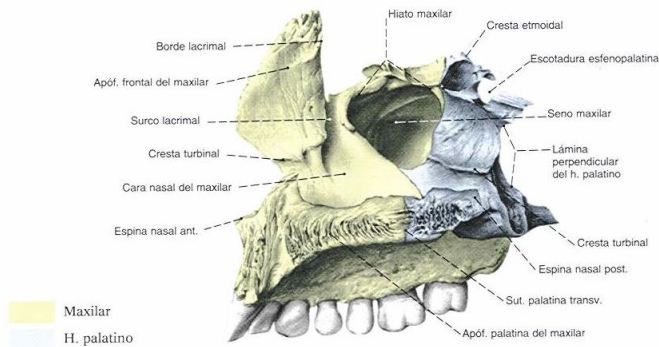
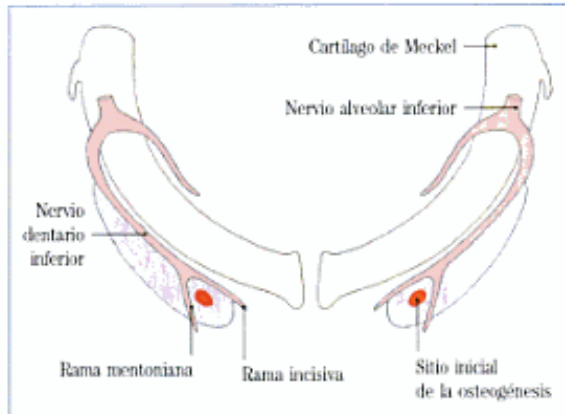


Fig.2.3 *Visión medial del maxilar y hueso palatino derechos*

#### 2.A.1.4 Mandíbula:

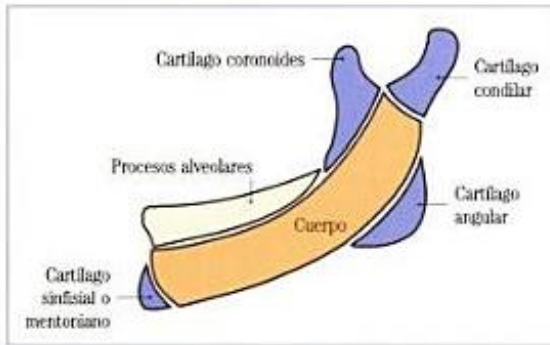
El maxilar inferior ofrece un mecanismo de osificación llamado yuxtaparacondral en el que el cartílago de Meckel, denominado cartílago primario, sirve como guía o sostén pero no participa (Tabla 2.1). La osificación se efectúa en forma de una estructura paralela y ubicada al lado del cartílago, de ahí su nombre. El inicio de la formación del tejido óseo se produce a las seis o siete semanas aproximadamente. Comienza en la vecindad del ángulo formado por las ramas del nervio mentoniano y del nervio incisivo, al separarse del dentario inferior. Se inicia como un anillo óseo alrededor del nervio mentoniano y, luego las trabéculas se extienden hacia atrás y hacia delante, en relación externa al cartílago de Meckel (Fig.2.4).





*Fig.2.4. Osificación yuxtaparacondral del maxilar inferior.*

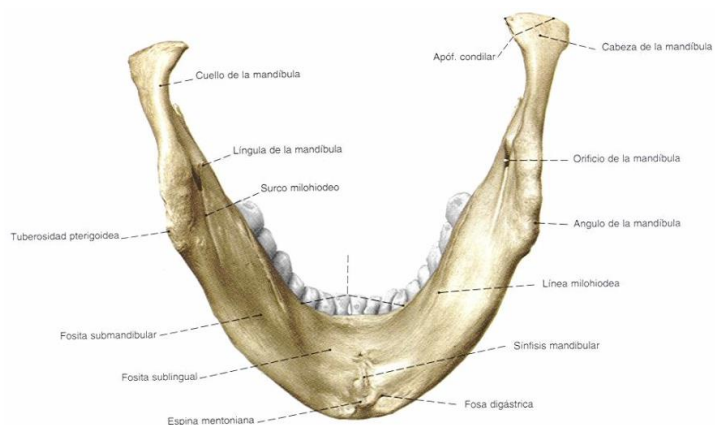
La porción ventral del cartílago de Meckel es la que sirve de guía al proceso de osificación intramembranosa del cuerpo del maxilar. Recordemos que el sector distal del cartílago es el encargado de formar los dos huesecillos del oído medio: martillo y yunque y su porción intermedia el ligamento esfeno-maxilar. El resto del cartílago involuciona, salvo una pequeña parte a la altura de la zona incisal. Para ciertos autores conforma el cartílago sinfisial secundario. El hueso embrionario del cuerpo del maxilar, tiene el aspecto de un canal abierto hacia arriba, donde se alojan el paquete vasculo-nervioso y los gérmenes dentarios en desarrollo. Simultáneamente al avanzar la osificación la porción del cartílago de Meckel que guía este mecanismo, involuciona excepto a nivel de la sínfisis mentoniana. La formación del cuerpo de la mandíbula finaliza en la región donde el paquete vasculo-nervioso se desvía, en forma manifiesta hacia arriba. A las 12 semanas aparecen en el mesénquima otros centros de cartílago independientes del cartílago de Meckel y que juegan un papel importante en la osificación endocondral de la rama montante del maxilar. La osificación es, por tanto, mixta porque además de ser intramembranosa intervienen los cartílagos secundarios. Existen tres centros cartilagosos secundarios: el coronoideo, el incisivo y el condíleo. Existiría, asimismo, un cuarto cartílago llamado angular. El condíleo es el de mayor tamaño y juega el papel principal en el crecimiento de la rama ascendente del maxilar, y persiste aproximadamente como una lámina muy delgada hasta los 20 años de edad. Los cartílagos coronoideo y angular desaparecen en el feto a término, mientras que el incisivo o sinfisial se mantiene hasta los dos años de edad. En la mandíbula, en consecuencia, existen los dos mecanismos de osificación, en el cuerpo intramembranosa y en la rama montante endocondral. El crecimiento del maxilar inferior está en íntima relación armónica con el crecimiento del maxilar superior, y se realiza expensas de tres regiones: de los cartílagos condíleos (derecho izquierdo), de las ramas y del periostio sinfisial (Fig.2.5).



*Fig.2.5. Diagrama de las distintas unidades cartilaginosas que componen la mandíbula.*

En el transcurso del desarrollo de los cambios morfológicos y funcionales de los huesos maxilares es muy dinámico, ya que deben adaptarse al ritmo del crecimiento de todo el macizo craneo facial con la edad. Se ha destacado que el tejido óseo del maxilar inferior es sumamente activo, ya que presenta un metabolismo muy intenso que le permite realizar aproximadamente cinco recambios en todos sus componentes orgánicos minerales a lo largo de la vida. Por ello se lo considera como el tejido de mayor bioplasticidad del organismo.

Al contrario del maxilar superior, la mandíbula (*Fig 2.6, Fig.2.7, Fig.2.8 y Fig.2.9*) tiene una espesa cortical, el cuerpo, cuya engloba un hueso esponjoso. El hueso a nivel sinfisario suele ser de tipo 1 y a medida que nos dirigimos hacia posterior la cortical suele ser mas delgada encontrándonos con un hueso tipo 2.



*Fig.2.6. Visión inferior de la mandíbula.*

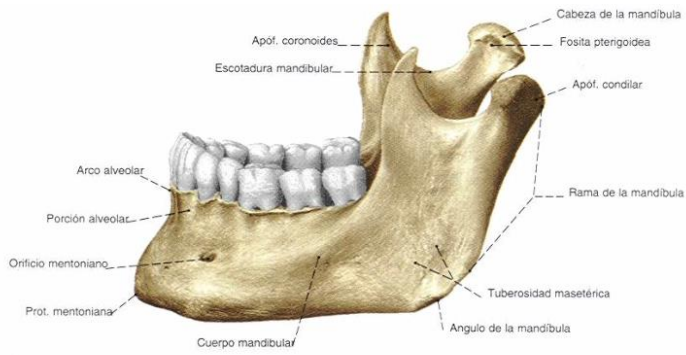


Fig. 117 Visión lateral y superior de la mandíbula.

Fig.2.7. Visión lateral y superior de la mandibula.

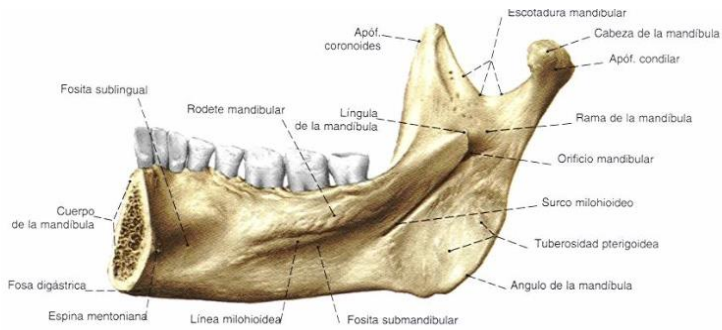


Fig.2.8. Visión medial de la mitad derecha de la mandibula.

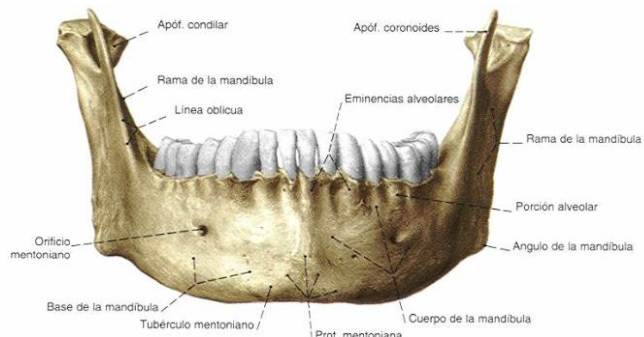


Fig.2.9. Visión anterior de la mandibula.

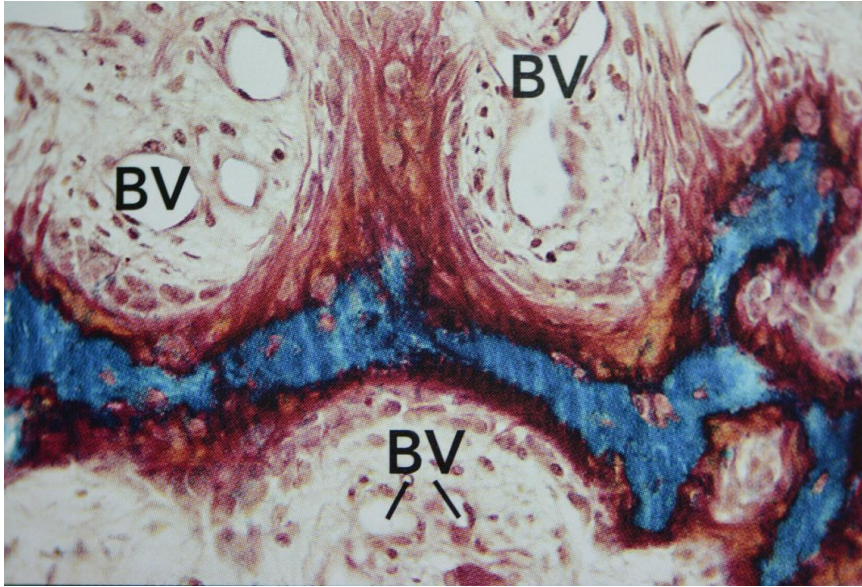
### 2.A.2. Histología:

Los huesos poseen zonas con diferente densidad de tejido óseo que se diferencian macroscópicamente y microscópicamente en áreas de hueso compacto y áreas de hueso esponjoso, no existen límites perfectamente marcados entre las dos áreas existiendo entre ellos una pequeña zona de transición. La histología del hueso describe diferentes tipos de hueso:

- Hueso esponjoso: es un hueso “inmaduro”, poco organizado y menos mineralizado, es menos resistente.
- Hueso lamelar o cortical: el más organizado, altamente mineralizado, es el hueso mas resistente.

#### 2.A.2.1 Hueso esponjoso:

El hueso esponjoso se forma básicamente durante la fase embriogénica y del crecimiento infantil, el cual será reemplazado mas adelante por hueso lamelar. En el adulto, el hueso esponjoso reaparece cuando una formación ósea acelerada es requerida, como podría ser la formación de un callo óseo durante la reparación de una fractura ósea, o en condiciones patológicas como la enfermedad de Paget, hiperparatiroidismo o fluorosis. El **hueso esponjoso** o **trabecular** no contiene osteonas, sino que las láminas intersticiales están de forma irregular formando unas placas llamadas trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa dejando huecos llenos de la médula ósea roja . Dentro de las trabéculas están los osteocitos, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocitos (*Fig.2.10*). En el hueso trabecular, la fibras de colágeno son orientadas de un manera aleatoria. Los espacios interfibrilares son relativamente anchos <sup>2</sup>.Además de un entrelazado de fibras de colágeno, el hueso trabecular se caracteriza por un elevado numero de osteocitos.

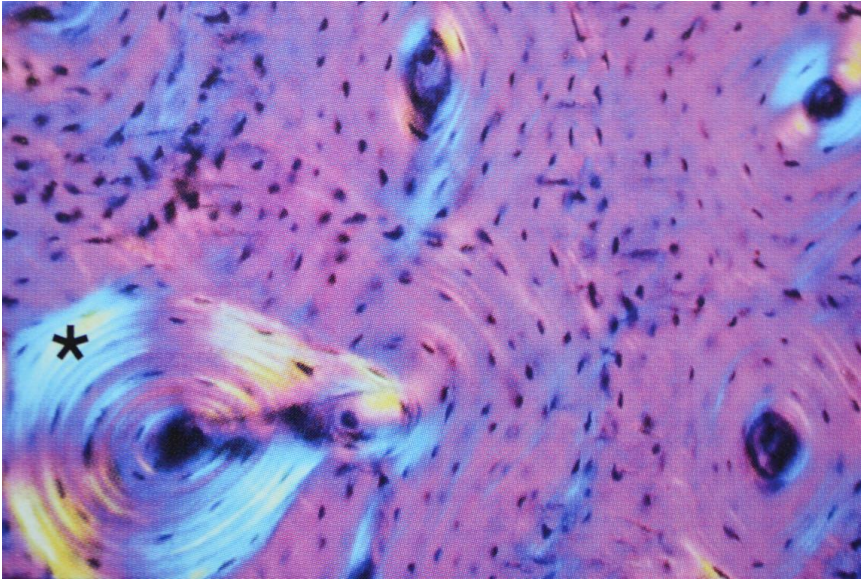


*Fig. 2.10 :Vista con microscopio óptico de un hueso reticular. Este tipo de hueso tiene un metabolismo alto ya que esta asociado siempre con vasos sanguíneos (BV) (Tinción de Goldner) <sup>3</sup>.*

#### 2.A.2.2 Hueso compacto:

El hueso compacto o lamelar posee una estructura mucho mas compleja, caracterizada por capas de matrices que consisten en una disposición de fibras de colágeno paralelas. Una unidad lamelar es de aproximadamente de 3 a 5  $\mu\text{m}$ , y la orientación de las fibrillas cambian de una lámela a otra. Entre estas se ubican las lagunas con los osteocitos, desde los cuales se irradian canalículos, ramificados que las comunican y permiten la nutrición de los osteocitos (*Fig.2.11*).

Las osteonas o sistema harvesiano, son unidades metabólicas formadas por estructuras cilíndricas paralelamente orientadas con conductos sanguíneos en el centro. Las osteonas primarias se caracterizan por una matriz ósea de fibras paralelas mas primitivas que las osteonas secundarias, donde las paredes consisten en lámelas concéntricas visibles al microscopio óptico. Los canales haversianos comunican entre sí con la superficie o la cavidad medular por canales transversales u oblicuos llamados canales perforantes o de Volkman que poseen vasos que vienen del periostio <sup>4</sup>.

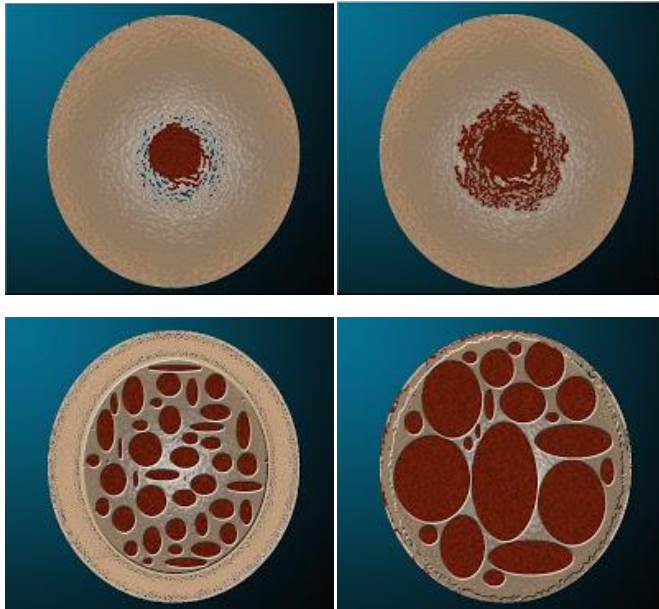


*Fig.2.11 : Osteonas primarias y secundarias en hueso cortical. En luz polarizada, las osteonas secundarias (asterisco) revelan un patrón lamelar <sup>3</sup>.*



### 2.A.2.3 Clasificación de Lekhom y Zarb del 1985<sup>5</sup>.

El hueso maduro consiste en un hueso cortical o compacto y de un hueso trabecular o esponjoso. La clasificación de Lekhom y Zarb describe los diferentes tipos de huesos que podemos encontrar en los maxilares (*Fig.2.12*).



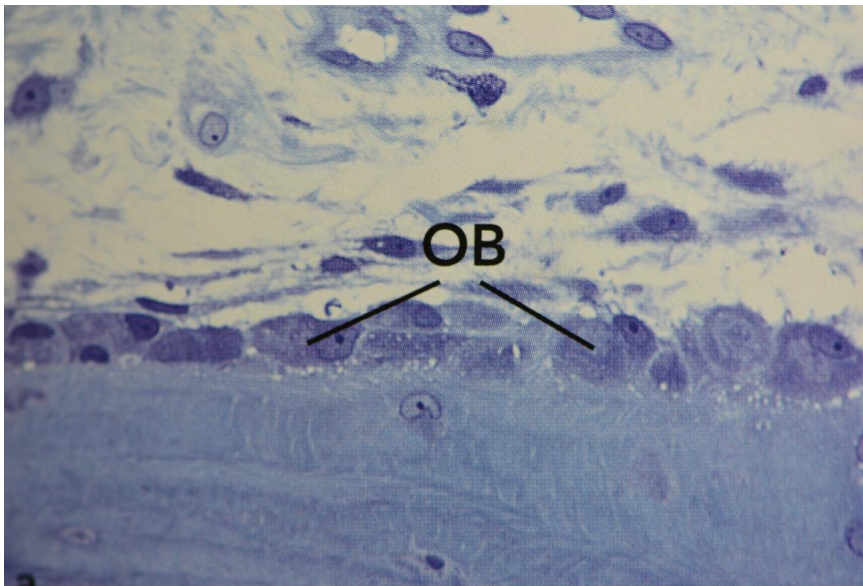
*Fig.2.12 El hueso de tipo I, esta formado por casi exclusivamente hueso cortical, el hueso tipo II, tiene una cortical ancha y una esponjosa densa. El hueso tipo III, se presenta con una cortical delgada y una esponjosa menos densa. Finalmente, el hueso de tipo IV se caracteriza con una cortical muy fina y una esponjosa muy poco densa.*

### 2.A.3. Biología:

La formación ósea, el mantenimiento y la reparación ósea esta regulado por cuatro tipo de células. Los osteoblastos, las células osteoprogenitoras y los osteoclastos cubren la superficie ósea, mientras que los osteocitos se encuentran en el interior de la matriz ósea. Un prerrequisito para la formación ósea y la supervivencia del hueso es un aporte suficiente de sangre. Entonces, la angiogénesis es un prerrequisito necesario no solo para la formación ósea, pero también para el mantenimiento y la reparación ósea.

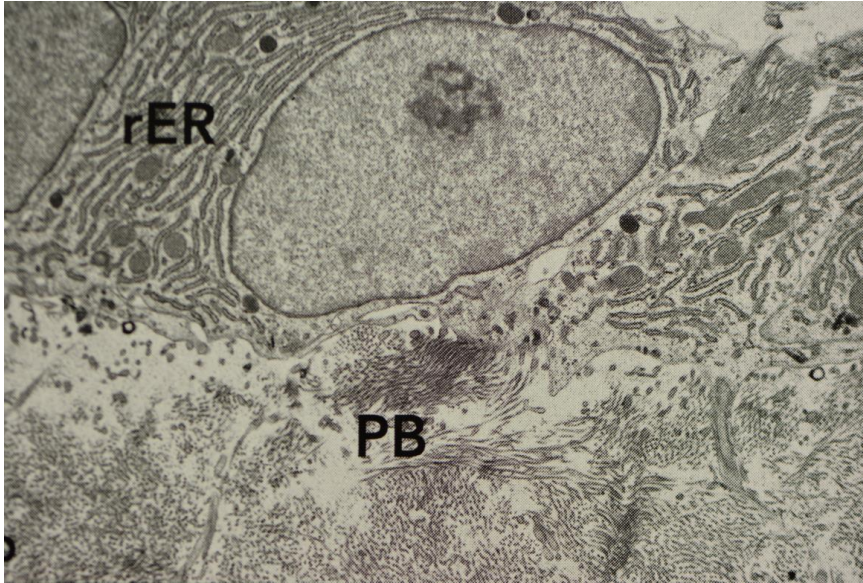
#### 2.A.3.1 Osteoblastos:

Los osteoblastos, son células cuboidales que forma una capa simple que cubre las superficies del periostio y endostio donde la formación de hueso es activa <sup>6</sup>. Son células polarizadas que secretan matriz ósea de manera unidireccional en la superficie del hueso. El núcleo del osteoblastos es ovoide y su citoplasma es relleno de un retículo endoplásmico rugoso además de un prominente complejo de aparato de Golgi (*Fig.2.13* y *Fig.2.14*).



*Fig.2.13 : Vista al microscopio de una capa de osteoblastos (OB) depositando la matriz ósea (Tinción con Azul de Toluidina) <sup>3</sup>.*



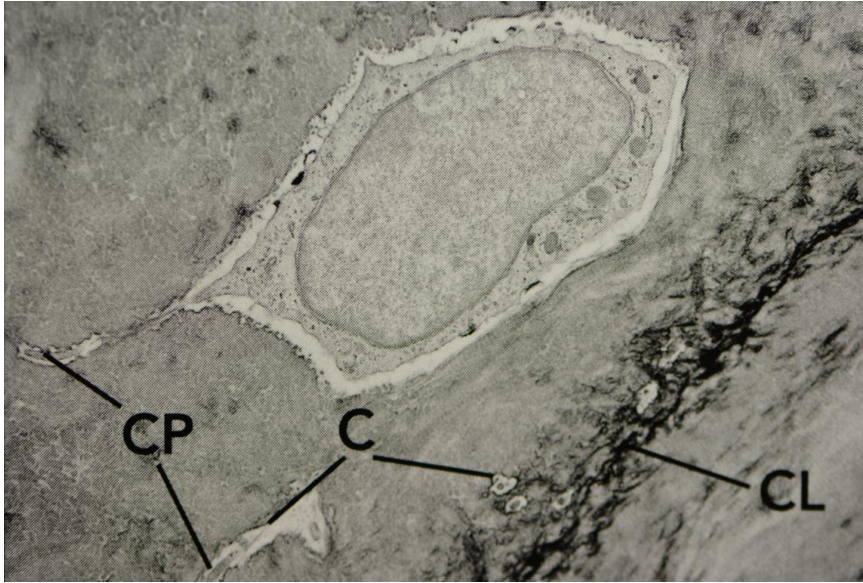


*Fig.2.14 : Vista Microscopio electrónico ilustrando un osteoblasto con Retículo endoplásmico Rugoso (RER) depositando la matriz ósea (PB)<sup>3</sup>.*

Una heterogeneidad entre osteoblastos parece existir al existir diferencias entre los diferentes patrones de hueso o sitios anatómicos<sup>7</sup>. Los osteoblastos son responsables de la síntesis ósea, y de la mineralización de la matriz ósea. Algunos osteoblastos se convierten en osteocitos al ser atrapados en la matriz ósea secretada por los osteoblastos adyacentes<sup>6</sup>. La velocidad de deposición determina el número de osteocitos<sup>8</sup> como se puede ver por ejemplo en el hueso esponjoso, el cual es más rápido de formar que cualquier otro tipo de hueso y que posee un alto número de osteocitos atrapados<sup>9</sup>.

#### 2.A.3.2 Osteocitos:

El osteocito se encuentra atrapado en una laguna en la matriz ósea y los osteocitos vecinos se interconectan extendiendo un diminuto proceso citoplásmico a través de un sistema canalicular denso (*Fig.2.15*). Este sistema canaliculolacunar permite la difusión del metabolismo y la transmisión de moléculas para la intercomunicación celular entre los osteocitos, osteoblastos y células de revestimiento óseo. Es indispensable para la supervivencia del osteocito porque la difusión de nutrientes y de desechos es difícilmente posible a través de la matriz altamente mineralizada del hueso. Sin embargo, la capacidad de transporte de este sistema tiene limitaciones y la distancia máxima entre osteocitos es de 100  $\mu\text{m}$ <sup>10</sup>.



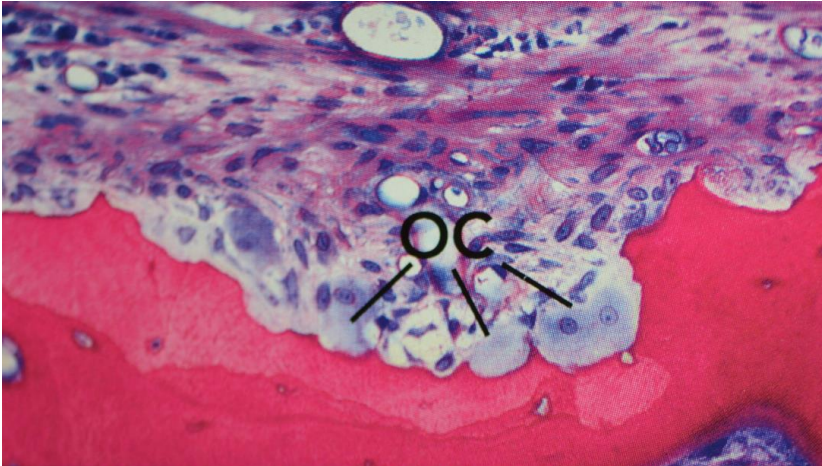
*Fig.2.15 : Microscopía electrónica de transmisión mostrando un osteocito en su laguna cerca de la línea de cemento (CL). Canaliculos longitudinales y Transversales (C) conteniendo prolongaciones citoplasmicas (CP) se observan cerca del osteocito <sup>3</sup>.*

#### 2.A.3.3 Células de revestimiento:

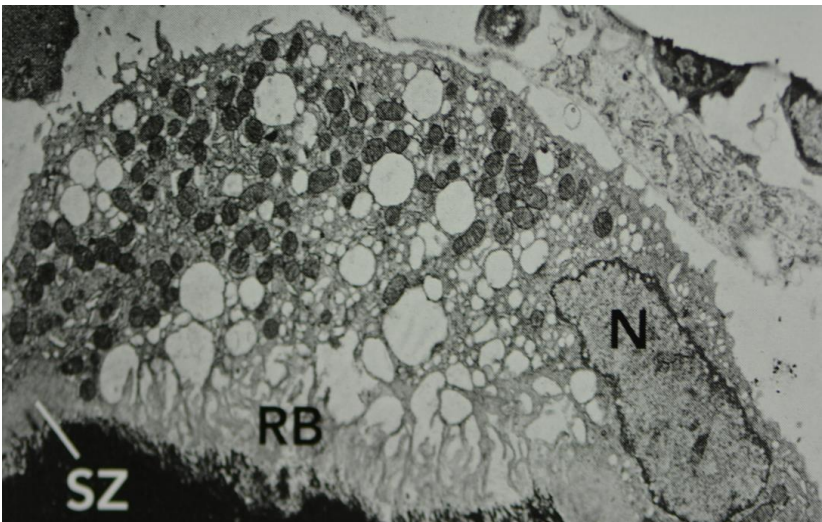
Las células de revestimiento óseo son células aplanadas que revisten las superficie óseas del interior de los huesos, y en su mayor parte corresponden a osteoblastos inactivos. Su reducido numero de organelos citoplasmicos es indicativo de la poca actividad del metabolismo celular y de la síntesis proteica. Participan al a iniciación de la resorción ósea con la liberación de factores de activación osteoclástica que exponen la superficie del hueso para la fijación de los osteoclastos <sup>11</sup>.

#### 2.A.3.4 Osteoclastos:

Los osteoclastos son células de origen hematopoyético, entendidos como "macrófagos del hueso" <sup>12</sup>. Su función primaria es la de hacer la lisis de la matriz ósea en el contexto fisiológico y patológico. Se ubican en las lagunas de Howship y pueden llegar a ser células gigantes (150µm) con varios núcleos. Surgen de la diferenciación (mediada por citosinas provenientes del osteoblasto) de macrófagos (*Fig.2.16*). Se encuentran numerosas mitocondrias en el borde plegado( *Fig.2.17*, *Fig.2.18* y *Fig.2.19*), pero también lisosomas y vacuolas <sup>13</sup>. Otra característica es la presencia de numerosos receptores de membrana tales como RANK (Receptor Activador de NF-kB), el factor estimulante de colonias de macrófagos (M-CSF),el receptor para la vitronectina o la calcitonina.



*Fig.2.16 : Microscopio óptico mostrando osteoclastos (OC) en una laguna de Howship en el hueso alveolar (Tinción con Fuschina y azul de toluidina) <sup>3</sup>.*



*Fig.2.17 : Microscopia electrónica de transmisión mostrando un osteoclasto con su borde plegado (RB), la zona de sellado (SZ), y numerosas mitocondrias, vesículas y vacuolas, pero con solo un núcleo (N) <sup>3</sup>.*



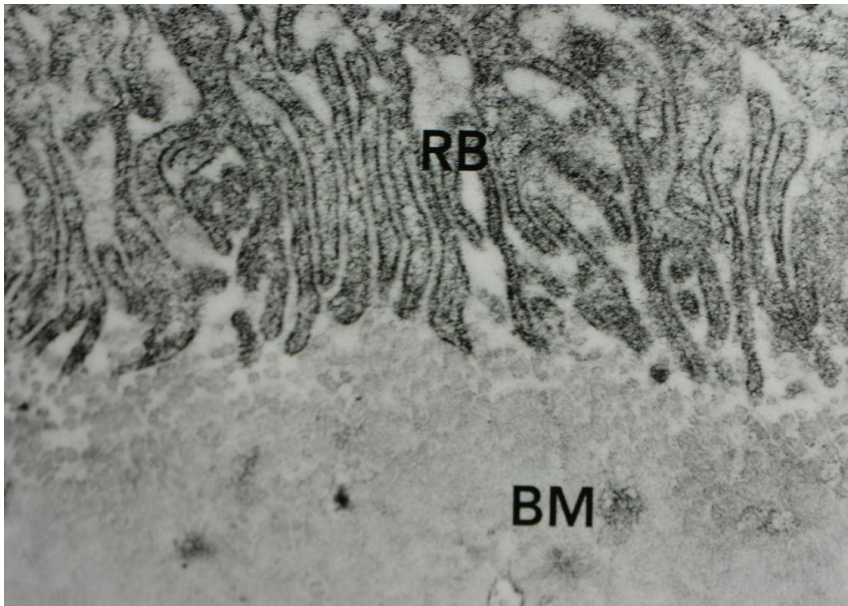


Fig.2.18: Microscopia electrónica de transmisión mostrando un osteoclasto y el borde plegado que representa la zona de la matriz ósea donde se disuelve y se degrada <sup>3</sup>.

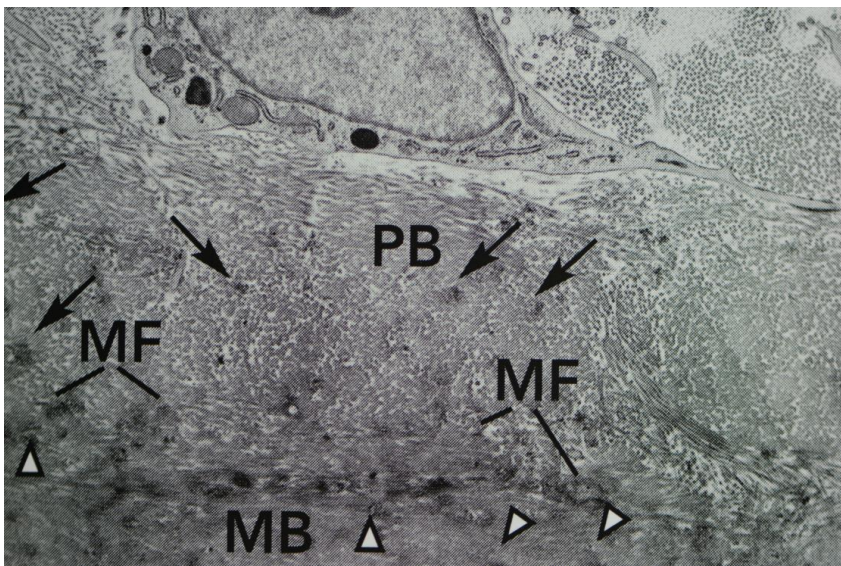


Fig.2.19 : Microscopia electrónica de transmisión mostrando un osteoblasto, la matriz ósea (PB), la mineralización frontal(MF) y la matriz ósea mineralizada (MB) <sup>3</sup>.

#### 2.A.3.5 Células osteoprogenitoras:

**Células osteoprogenitoras u osteógenas.** Proviene del mesénquima en el embrión. Poseen una forma de huso. Muestran retículo endoplásmico rugoso escaso, así como, Aparato de Golgi poco desarrollado pero se encuentran ribosomas libres en abundancia. En el adulto, se encuentran en la capa celular interna del periostio y del endostio. Su diferenciación depende de las condiciones del medio: Si la tensión parcial de oxígeno es alta, se diferenciarán en osteoblastos; si la tensión parcial de oxígeno es baja, se desarrollarán células condrógenas.

## **2.B/ Osteointegración:**

### **2.B.1. Perspectiva histórica:**

En un estudio publicado en 1951, Leventhal <sup>14</sup> concluyo:

“Se ha estudiado la reacción del hueso al insertar un total de 80 tornillos de titanio en fémures de ratas[...]. Al final de las seis semanas de implantación, los tornillos solo estaban ligeramente más fijados al hueso que en el origen; al cabo de doce semanas fue mas difícil extraerlos y, al final de las dieciséis semanas de implantación, los tornillos estaban tan fuertemente fijados que en un caso, al intentar extraerlo de su ubicación en el hueso, el fémur se fracturó[...]. Los resultados de este estudio parecen indicar que el titanio puede ser útil en cirugía debido a sus propiedades mecánicas y a su capacidad para no provocar reacciones tisulares. El hecho de que el hueso acabe adherido al titanio puede ser una desventaja en los casos en que los tornillos o los clavos deban permanecer implantados temporalmente. Sin embargo, en el pasado, el empleo de algunas prótesis no ha convencido a los cirujanos porque han permanecido separadas del hueso y ello ha provocado el aflojamiento de las mismas. Como que el titanio se adhiere al hueso, este metal puede ser un candidato ideal para la fabricación de este tipo de prótesis”.

Casi quince años mas tarde, el equipo del profesor Bränemark (*Fig.2.20*) llevó a cabo un trabajo en el que se pretendía investigar la anatomía y la fisiopatología correspondientes a lesiones del tejido óseo y la medula del peroné de una serie de conejos <sup>15</sup>. Con el objetivo de evaluar los cambios tisulares bajo condiciones experimentales controladas, concretamente a través de una microscopia in vivo, se ubicaron dentro del hueso cámaras cuyas carcassas estaban fabricadas de titanio comercialmente puro( Ti c.p). El equipo sueco comprobó, tal y como lo había hecho Leventhal, que se podía conseguir una conexión firme entre el hueso y las carcassas de Ti c.p, siempre y cuando el trauma ocasionado durante la cirugía fuese mínimo. De hecho, después de la cicatrización y la remodelación del tejido era imposible extraer las carcassas sin dañar al hueso circundante ya que la estructura del Ti c.p se había incorporado completamente dentro del hueso, y el tejido óseo mineralizado era totalmente congruente con las irregularidades de la superficie del titanio. Este supuso un resultado sorprendente, ya que con anterioridad a estos hallazgos se creía que era imposible que los metales se integrasen directamente en el hueso. Como consecuencia de todo ello y tras una serie de trabajos que se extendieron durante mas de una década, el profesor Bränemark desarrollo un nuevo concepto, llamado osteointegración, que predecía el éxito funcional de los implantes dentales de titanio a largo plazo por medio del contacto intimo entre el hueso y la superficie del implante <sup>16,17</sup>.



*Fig.2.20: El Profesor Per-Ingvar Brånemark.*

La **Osteointegración** se define como la conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. Es decir, debe existir contacto directo entre el hueso y el titanio, al menos, bajo la observación de la interfaz con el microscopio óptico. De esta forma se pone de

manifiesto que la creación y el mantenimiento de la osteointegración dependen del conocimiento de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelación del tejido óseo que circunda al implante según Brånemark<sup>17</sup>.

El Dr. Brånemark demostró entonces que el implante de titanio podía integrarse en un hueso vivo con una alta predictibilidad, sin inflamación a largo plazo de los tejidos blandos.

## 2.B.2. Conceptos biológicos:

### 2.B.2.1. Fibrointegración:

En contraste con el concepto de osteointegración, se desarrolla otro concepto, el de **Fibrointegración**, el cual pretende aprovechar la encapsulación del implante con un tejido conectivo estratificado y blando (*Fig.2.21*). Con ello se persigue imitar al ligamento periodontal, tejido blando altamente vascularizado que rodea a las piezas de forma natural, así como su capacidad de amortiguación de tensiones y sus funciones sensoriales<sup>18</sup>. Esto no se consiguió y la comparación del éxito en los resultados de la osteointegración forzó el abandono del concepto de fibrointegración.

Se trata de la encapsulación del implante con un tejido conectivo estratificado y blando. Con ello se pretendía imitar la función del ligamento periodontal, es decir la vascularización que aporta a las piezas dentales, la sensibilidad y su capacidad de amortiguación.

La fibrointegración requería una antibioticoterapia prolongada ya que a menudo presentaban infecciones recurrentes frecuentes. El pronóstico de estos implantes era un hecho imprevisible y aleatorio ya que la gran mayoría de estos implantes se rechazaban a corto plazo ya que el cuerpo reaccionaba al implante como a un cuerpo extraño.



*Fig.2.21: implante rodeado de un tejido conectivo.*

### 2.B.2.2. Osteointegración:

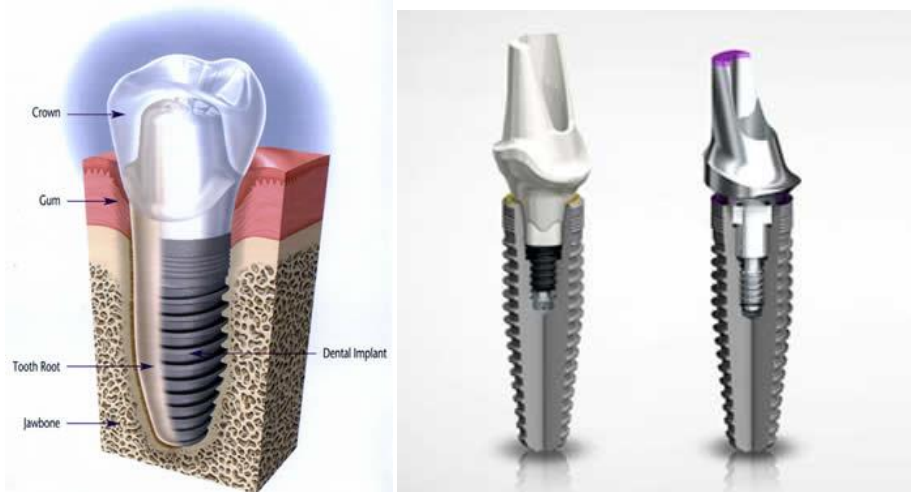
La osteointegración o anquilosis funcional como descrito por algunos autores<sup>19</sup>, fue presentado a la comunidad científica mundial, por el profesor Brånemark, en el año 1982 en Toronto, Canadá .

Este revolucionó la práctica clínica odontológica, así como otras disciplinas médicas. Desde entonces, la investigación en este campo ha mejorado paso a paso múltiples aspectos relacionados con el éxito de la implantología dental, hasta tal punto que la sustitución de las piezas dentales con implantes osteointegrados ha permitido que los pacientes total o parcialmente edéntulos mejoren de manera significativa la capacidad para la masticación y el habla, la estética, y por lo tanto la aceptación de un punto de vista psicológico del tratamiento.



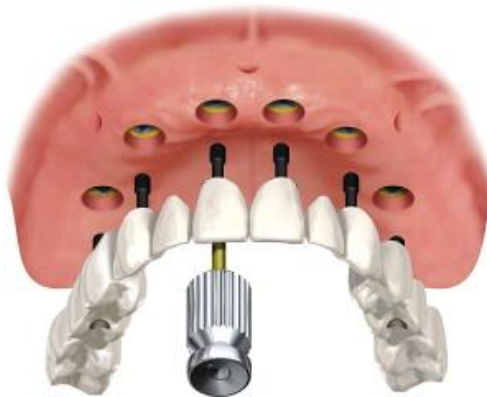
### 2.B.3. Situaciones en las que se pueden utilizar los implantes:

Los implantes de Ti c.p osteointegrados (Fig.2.22) se emplean para reemplazar las piezas dentales perdidas por el paciente en una gran variedad de situaciones clínicas <sup>20,21</sup>.



*Fig.2.22: a) Ilustración esquemática del reemplazo de un diente por un implante osteointegrado con su transepitelial y corona de cerámica. B) Ilustración esquemática de un cuerpo de un implante de titanio, así como las distintas partes acopladas, tornillo de fijación de titanio, transepitelial de titanio o de circonio, cortesía de Nobel biocare <sup>TM</sup>.*

Históricamente, los implantes de titanio se colocaron en primer lugar para restaurar a los pacientes totalmente edéntulos, situación que todavía representa la mayor aplicación de los mismos en la práctica odontológica (Fig.2.23).



*Fig.2.23: Ilustración esquemática de un puente completo atornillado sobre implantes. En este caso la prótesis se fija a unos pilares por medio de tornillos. La alternativa es la fijación de la prótesis sobre los pilares con cemento, cortesía de Nobel biocare <sup>TM</sup>.*

Se ha de tener en cuenta que una mandíbula edéntula (Fig.2.24) suele ser una mandíbula con gran reabsorción ósea y por lo tanto, con un volumen de tejido que, debido a su escasez, dificulta la retención de las prótesis removibles tradicionales.



*Fig.2.24: Ilustración esquemática de una mandíbula sin ninguna reabsorción y una mandíbula totalmente reabsorbida, cortesía de Nobel Biocare™.*

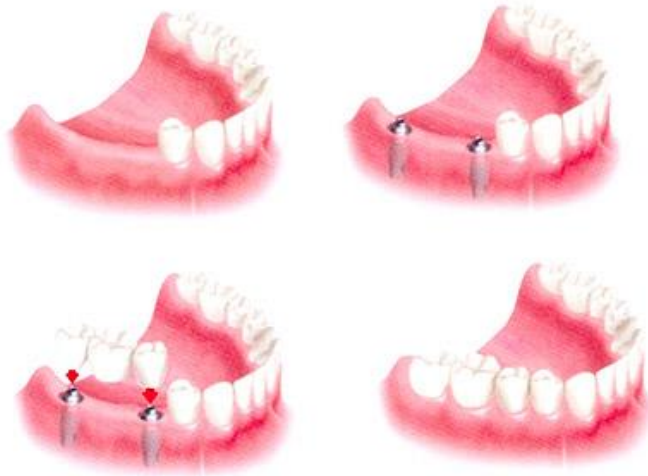
Como contrapartida se han empleado las prótesis mucosoportada implantoreténidas conocidas como sobredentaduras (Fig2.25) que proporcionan una retención óptima de estas dentaduras removibles.



*Fig.2.25: Ilustración esquemática de una sobredentadura mucosoportada implantoreténida, donde la principal ventaja de esta solución protésica es los costes iniciales menores. Sin embargo los costes de mantenimiento de las sobredentaduras son mucho mayores que la de los puentes fijos soportados por implantes. cortesía de Nobel biocare™.*

Posteriormente, los implantes dentales se han empleado para la restauración de edéntulos parciales, ya sean con falta de piezas individuales o de varias piezas dentales (Fig.2.26) La restauración de estos espacios edéntulos evita por métodos tradicionales (puentes sobre dientes) de tener que preparar las piezas adyacentes como pilares que sujetan el puente.

Las soluciones protésicas de los implantes dentales permiten una amplia gama de soluciones que sean atornilladas o cementadas, además de las diferentes posibilidades de materiales como el titanio o el circonio.(Fig. 2.27)

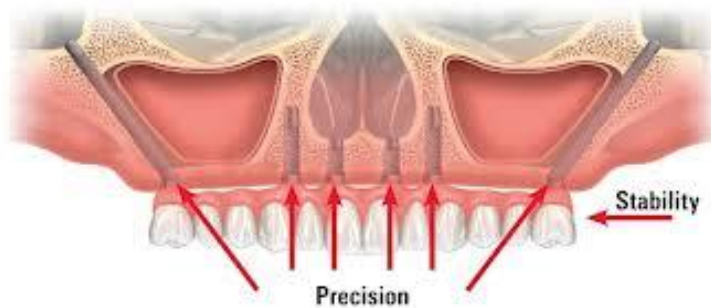


*Fig.2.26: Ilustración esquemática de una mandíbula parcialmente edéntula rehabilitada con un puente implantosoportado, cortesía de Nobel biocare™.*



*Fig.2.27: Imagen de las diferentes posibilidades de transepiteliales de circonio, de titanio, además de diferentes modalidades de supraestructuras de titanio o de circonio atornilladas o cementadas, cortesía de Nobel biocare™.*

Por otra parte, el uso de implantes dentales puede llevarse a cabo a regiones complicadas, siempre que las condiciones anatómicas y clínicas lo permitan, como son la zona del hueso pterigoideo y la tuberosidad del maxilar, así como el hueso zigomático <sup>22-24</sup> (Fig.2.28)



*Fig.2.28: Ilustración esquemática de dos implantes largos de titanio ubicados en el hueso zigomático, y de cuatro implantes convencionales colocados en el maxilar, cortesía de Nobel biocare™.*

A pesar del éxito conseguido en todas estas aplicaciones, que se han desarrollado a lo largo de los últimos 20 años y que se han basado en la consecución de la osteointegración, existen todavía caminos de investigación que pretenden obtener mejores respuestas del Ti c.p a corto y largo plazo. Debido a que ello está directamente relacionado con el nivel de aceptación o rechazo que el tejido ofrezca al implante, así como las interacciones mecánicas que se producen entre ellos, estas investigaciones se han dirigido fundamentalmente al estudio exhaustivo de la superficie del Ti c.p. Ello implica el conocimiento amplio de las propiedades físico químicas y topográficas de la superficie del material, permitiendo a su vez el desarrollo de nuevos diseños y procesos tecnológicos encaminados a la **optimización de la respuesta tisular** <sup>25</sup>.

#### **2.B.4. Claves de la osteointegración:**

Albrektsson y col <sup>26</sup> definió en 1981 los factores esenciales para conseguir una osteointegración exitosa:

- El material del implante.
- La calidad superficial del implante.
- El diseño macroscópico y dimensional del implante.
- El estado del hueso receptor.
- La técnica quirúrgica.
- Las condiciones de carga del implante.
- Técnica mínimamente invasiva.

Posteriormente, Bränemark definió la osteointegración como "una conexión directa tanto estructural como funcional, entre el hueso vivo y la superficie de un implante preparado para soportar una carga".

Además, Friberg y col <sup>27,28</sup> añaden que la osteointegración de un implante depende esencialmente de lo que se denomina estabilidad primaria, que corresponde al torque de inserción del implante en su posición final. Esta determinada principalmente por tres características:

- Características del implante.
- Preparación quirúrgica del lecho receptor.
- Características del hueso receptor.

El proceso de osteointegración involucra una conexión directa en el hueso alveolar y el cuerpo del implante (Estabilidad primaria) y mas adelante una fijación biológico a través de una aposición ósea (Osteogénesis de contacto) y una remodelación ósea alrededor del implante (Estabilidad secundaria) <sup>29</sup>.

La rigidez de la interfase hueso-implante y de los tejidos que rodean y soportan este son considerados los mayores determinantes de la osteointegración <sup>30</sup>.

### **2.B.5. Criterios de éxito:**

Los resultados clínicos a largo plazo y un seguimientos de más de 10 años han sido realmente favorables, con un alto grado de predictibilidad en el pronóstico además de que un mecanismo protésico osteointegrado proporcionará tanto estabilidad como remodelación ósea y propiocepción. Misch y col <sup>20</sup> resumieron en doce puntos las mejoras que aportan los implantes osteointegrados:

- Mantenimiento del hueso.
- Dientes con buena posición.
- Mantenimiento de las dimensiones verticales.
- Buena oclusión.
- Cargas oclusales directas.
- Mayores porcentajes de éxito.
- Aumento de la fuerza oclusal.
- Mejor función masticatoria.
- Mejor estabilidad y retención.
- Mejor fonética.
- Mejor percepción de la posición de los dientes y de las fuerzas ejercidas por ellos.
- Gran mejora de la satisfacción psicológica.

## **2.C/ Técnicas de regeneración Ósea:**

El tejido óseo exhibe un potencial regenerativo admirable si bien que esta capacidad tiene limitaciones y puede incluso fracasar si no se reúnen ciertas condiciones. Efectivamente, existen factores que impiden e incluso disminuyen la reparación ósea, entre otros, (1) fallo en el riego sanguíneo,(2) inestabilidad mecánica,(3) defectos sobredimensionados,(4) competición con tejidos de proliferación rápida.

Las diferentes opciones para conseguir la regeneración ósea son: (1) la osteoinducción con factores de crecimiento, (2) la osteoconducción a través de injertos óseos o sustitutos, (3) la diferenciación de células madres o células progenitoras en osteoblastos, (4) distracción osteogénica, (5) regeneración ósea guiada con uso de membranas. De estas las más empleadas son:

### **2.C.1 Uso de factores de diferenciación ósea o de crecimiento:**

La inducción de la formación ósea requiere tres elementos: (1) señales osteoinductivas solubles, (2) células capaces de responder a estas señales y a otras, y (3) una matriz de soporte para llevar y deliberar células y o factores moleculares. Los factores de crecimiento de los cuales el factor de crecimiento fibroblástico, los factores de crecimiento derivados de plaquetas, los factores de crecimiento vasculares endoteliales, los factores de crecimiento insulino dependiente y las hormonas de crecimiento, están continuamente investigados para determinar su papel real en estimular la reparación ósea.

Se conoce desde muchos años la capacidad osteoinductiva del hueso desmineralizado <sup>31</sup> o derivados de la matriz de dentina <sup>32</sup> por la actividad de las proteínas óseas morfogenéticas (BMP). En la actualidad se conocen 20 diferentes tipos de BMP, y particularmente BMP-2 y BMP-7, las cuales suscitan una particular atención ya que parecen ser una herramienta prometedora para la promoción de la regeneración ósea. Hoy en día, las BMP's se usan mayoritariamente en los pacientes ortopédicos donde todas las otras opciones de tratamiento han sido agotadas <sup>33</sup>.

### **2.C.2 Injertos de hueso y sustitutos:**

Dentro de los biomateriales, los injertos de hueso se usan para rellenar espacios, reemplazar porciones de hueso, aumentar el volumen óseo y facilitar o inducir la reparación de defectos óseos a través de la osteoconducción. El soporte mecánico que proporciona estabiliza el coágulo de sangre, y puede seguir de vehículo para antibióticos o factores de crecimiento. Un relleno óseo tiene que ser:

- Biocompatible.
- Dar un soporte mecánico.
- Osteointegrarse o ser reemplazado.
- Permitir el crecimiento vascular.
- Manipulación fácil.

Estos materiales presentan una o varias propiedades comúnmente descritas como (1) osteoconductor, (2) la osteoinductor y (3) osteogénico.

Los materiales Osteoconductivos poseen una matriz que sirve de andamio para la deposición de ósea, mientras que los osteoinductivos, contienen proteínas que estimulan la proliferación y la diferenciación de células progenitoras en osteoblastos. Osteogénico significa que el material contiene células óseas( osteoblastos o precursores de osteoblastos) que son capaces de crear hueso si se encuentran en un medio apropiado.

La capacidad osteogénica tan solo la poseen los osteoblastos. Por lo tanto, únicamente el injerto de hueso autólogo tiene las tres propiedades (osteoinductoras, osteogénicas y osteoconductoras). Esto lo convierte en el material óptimo y de mayor fiabilidad en la regeneración ósea <sup>34</sup>. Sin embargo conseguir el hueso autólogo requiere un segundo lecho quirúrgico, aumentando el coste, la molestia y el tiempo de recuperación. Además está asociado a un mayor riesgo de morbilidad del sitio donante. Finalmente, la cantidad de hueso autólogo está limitada.

Por ultimo, todos los materiales aloplásticos y algunos xenoinjertos son únicamente osteoconductores, por lo que en ocasiones se emplean juntamente con hueso autólogo y/o factores de crecimiento.

Para una osteoconducción exitosa deben darse dos condiciones: (1) el andamio debe consistir en un material bioactivo o bioinerte además de (2) tener una dimensión y una forma de su estructura interna como externa que favorezca el crecimiento y la deposición ósea. Referente a la forma y a la dimensión, un material parecido al hueso esponjoso procura condiciones ideales para el crecimiento óseo, el cual siempre depende del crecimiento vascular a través del angiogénesis.

### **2.C.3 Regeneración ósea guiada:**

La regeneración ósea guiada (ROG), combinado con un material de injerto, es el método más empleado para aumentar hueso. El crecimiento celular de fibroblastos o células epiteliales es mayor que el crecimiento de las células óseas. Por lo tanto, éstas llegan e invaden el espacio disponible de manera muy rápida formando un tejido conectivo que impedirá el crecimiento óseo. Entonces, el mecanismo biológico de la ROG consiste en la exclusión a través de una membrana, de las células indeseables que impidan la proliferación de células óseas al coagulo de sangre. La barrera creada por la membrana proporciona al hueso un espacio cerrado, el cual permite a las células óseas expresar su capacidad natural de regeneración en un entorno favorable. Existen dos tipos de membranas, las reabsorbibles y las no reabsorbibles. El éxito de la ROG depende tanto del tiempo que ejerce la membrana como barrera biológica, como de la no exposición de la membrana en la cavidad oral.



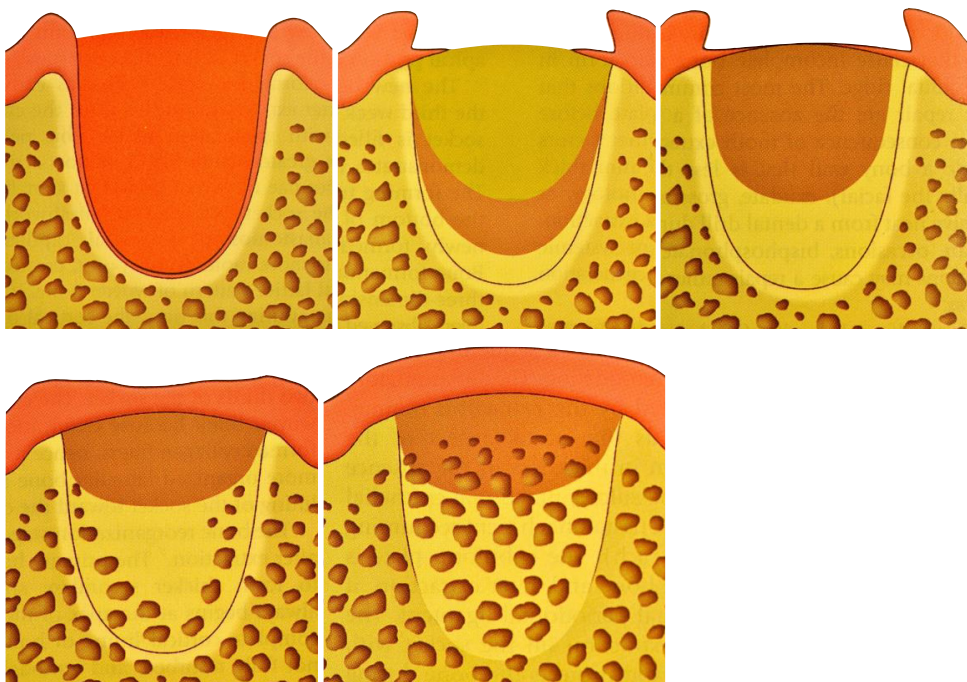
## **2.D/ Remodelación ósea:**

### **2.D.1. Cicatrización de un alveolo post-extracción:**

Efectivamente, después de la extracción de un diente, existen cambios dimensionales del alveolo.

De manera general, al no tener los bordes de la herida juntos, se trata de una cicatrización por segunda intención, la cual pasa por diferentes procesos: Inflamación, epitelización, fibroplasia y remodelación.

Ohta y col <sup>35</sup> describió estos 4 estadios(*Fig.2.29*). El primero ocurre durante las primeras semanas donde los vasos rotos dentro del alveolo forman un coágulo que protege el hueso en esta fase inicial de cicatrización. Mientras el tejido epitelial migra en la 1S apicalmente hasta encontrarse con el tejido de granulación subyacente al coágulo que se forma desde el ápice subiendo por las paredes del alveolo. A las 3-4S existe la formación de hueso inmaduro desde el ápice conquistando el tejido de granulación siguiendo un patrón tridimensional. Entre 4-6S es una etapa de crecimiento óseo donde el hueso ocupa 2/3 del alveolo restante. mientras la remodelación ósea empieza desde el ápice subiendo por las paredes. De 6S-4Meses, es una etapa de remodelación ósea.



*Fig.2.29: Diferentes etapas de la cicatrización de un alveolo después de la extracción de un diente.*

### 2.D.2. Cambios morfológicos del alveolo con la remodelación ósea:

Pero después de la extracción de un diente, existen cambios dimensionales del alveolo, y no todas las paredes no sufren los mismos cambios dimensionales.

La pérdida de un diente significa la pérdida de la cortical vestibular durante la fase inicial de la cicatrización y luego una Reabsorción de la cresta en anchura de 6 meses a 1 año y luego en altura (Fig.2.30 y Fig.2.31).

Además se agudizara esta pérdida en función de:

- Tipo de defecto residual <sup>36</sup>
- Sector en el cual se efectúa la extracción <sup>37</sup>.
- Biótopo del paciente <sup>38</sup>.
- Conquista de células Epiteliales, TC y óseas
- Vascularización.
- Otros. Factores



Fig.2.30: Alveolo Post extraccion, a menudo se observa una cortical vestibular muy delgada.

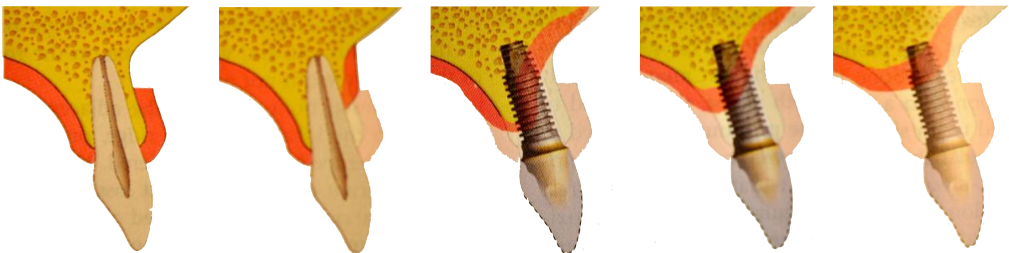


Fig.2.31: Posicion ideal de un implante en relacion con los cambios morfológicos despues de una perdida osea.

### 2.D.3. Remodelación ósea en maxilares y mandíbula: Clasificación de Lekholm y Zarb <sup>5</sup>:

La ausencia de piezas dentarias provoca en el hueso maxilar y mandibular una reabsorción ósea por falta de estímulo intraóseo, modificándose la proporción medular del hueso frente a su componente cortical a favor de este último.

Este proceso de reabsorción del reborde alveolar tras la pérdida dentaria ocasiona una disminución del volumen óseo tanto vertical como horizontal, colapso gingival y movimientos migratorios de los dientes vecinos, siendo 4 veces mayor la reabsorción en la mandíbula que en el maxilar superior, y más rápida entre los primeros 6 meses y 2 años post-extracción, aunque puede prolongarse durante el resto de la vida, y verse incrementada por la compresión producida por el uso de prótesis removibles.

En el maxilar superior se produce una reabsorción centrípeta, creándole finalmente al paciente una pseudoclase III (*Fig.2.32*).

En el maxilar inferior predomina la reabsorción vertical.

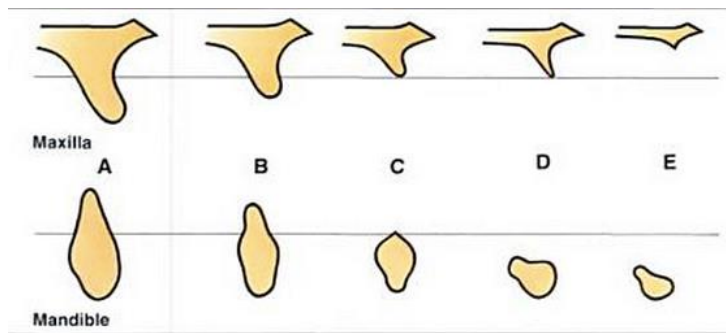
A- Mayor parte del reborde está presente.

B- Reabsorción moderada del reborde alveolar.

C- Reabsorción

D- Reabsorción parcial de hueso basal.

E- Reabsorción extrema del hueso.



*Fig.2.32: Cambios morfológicos en el tiempo de los maxilares después de la pérdida de dientes <sup>5</sup>.*

#### 2.D.4. Remodelación ósea en función del stress o fuerza:

El hueso cortical y esponjoso se modifican constantemente a través de la modelación y la remodelación ósea. La modelación ósea consiste en sitios independiente de formación y resorción y resulta en el cambio de volumen o de forma del hueso. La remodelación ósea es un proceso de resorción y formación ósea en un mismo sitio donde se reemplaza el hueso existente y que afecta principalmente el ratio de remodelado óseo (BRR), el cual representa el tiempo que el nuevo hueso necesita para reemplazar el hueso existente (también puede ser expresado en una cantidad de volumen por unidad de tiempo.) Este fenómeno adaptativo se ha asociado al estrés sufrido en el entorno del hueso. El estrés se define como la magnitud de la fuerza que se aplica sobre el hueso por la área funcional en la cual se ejerce. La deformación se define como la variación de dimensión de un material al aplicarle una fuerza. En el hueso, cuanto mayor es el estrés aplicado mayor es la deformación ósea observada. La modelación y la remodelación ósea se regulan principalmente o totalmente por el entorno mecánico de la deformación. Frost y col<sup>39</sup> propusieron un modelo histológico, en el cual se aprecian 4 ventanas de organización ósea en respuesta al estrés sometido al hueso (*Fig.2.33*):

- Zona en desuso:

El hueso en esta zona, al no estar estimulado pierde densidad mineral y se atrofia ya que la modelación es inhibida y la remodelación estimulada, con una neta perdida de hueso.

- Zona de adaptación:

Esta zona representa el equilibrio entre la modelación y la remodelación ósea, lo cual mantiene las condiciones del hueso en esta zona. La deformación ósea que produce este estado de homeostasis del hueso se podría considerar como la zona de salud ósea. Aproximadamente 18% del hueso Esponjoso y 2-5% del hueso cortical se remodela cada año.

- Zona de sobrecarga intermedia:

Esta zona se caracteriza por un BRR mas alto y un aumento de la fatiga a la microfractura. Como resultado, la dureza y la densidad ósea puede disminuir eventualmente. La descripción histológica de este hueso en esta zona es hueso nuevo o hueso de reparación. Durante este proceso de reparación el hueso nuevo es mas débil que el hueso mas maduro.

- Zona de sobrecarga patológica.

Esta zona corresponde a una deformación de un 20-40% de la ultima resistencia a la fractura del hueso. El hueso se reabsorbe y se crea un hueso inmaduro muy débil, o la formación de tejido fibroso.

- Fractura espontánea.

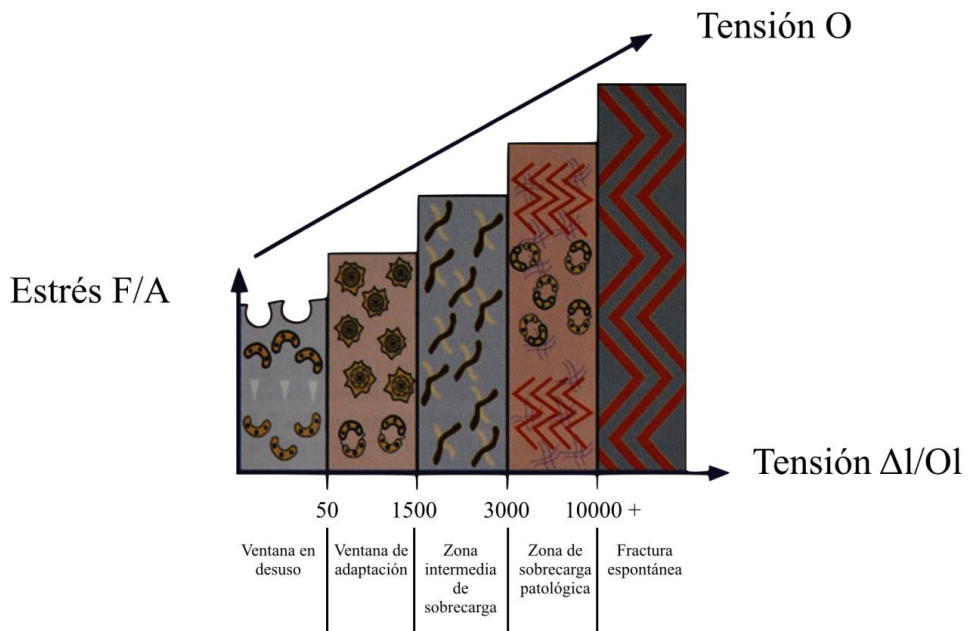


Fig.2.33: Cuatro zonas relacionadas con la adaptación mecánica del hueso a la tensión antes de la fractura espontánea. Estas incluyen la ventana de desuso donde el estrés es muy leve, la ventana de adaptación donde se reúnen las condiciones fisiológicas ideales, la zona intermedia de sobrecarga donde la tensión provoca microfracturas e incrementa el ratio de remodelación ósea (BBR) y la zona de sobrecarga patológica, donde aumenta las microfracturas, la remodelación y la resorsión ósea.

## **2.E/ Características del Implante dental:**

### **2.E.1. Materiales:**

Un biomaterial es un material no vivo utilizado que se utiliza dentro de un sistema biológico<sup>40</sup> y que cumple a largo y corto plazo unas propiedades principales como<sup>41</sup>:

- Biocompatibilidad.
- Resistencia mecánica.
- Resistencia a la degradación.
- Confortabilidad.
- Disponibilidad.

La más importante para este material es que sea biocompatible, una característica que hace que su presencia en los tejidos biológicos no provoque respuestas bioquímicas perjudiciales, que sea para el entorno biológico que lo rodea, bien para el material en sí. Un material biocompatible es un material que tiene la capacidad de ser utilizado en una aplicación específica con una respuesta adecuada del tejido receptor. Además de ser biocompatible, puede tener o no la capacidad de interactuar de manera favorable con los tejidos que le rodean, es decir que puede ser bioactivo o bioinerte<sup>40</sup>.

#### 2.E.1.1. El titanio:

El Ti c.p. es el material por excelencia ya que es aceptado como un material bioinerte y sus propiedades mecánicas son buenas para usarlo de implante dental. Su óptima respuesta en los tejidos a corto y largo plazo es básicamente debido a las propiedades específicas de su superficie.

La hidroxiapatita HA también es un material bioactivo ya que es la fase mineral del hueso, pero solo se puede usar como recubrimiento ya que sus propiedades mecánicas son muy pobres<sup>42</sup>.

Existe cuatro grados (de grado I a IV) diferentes de titanio c.p. en función de la cantidad de elementos minoritarios que contiene la aleación de Ti c.p. Según van aumentando los grados del titanio, se mejora la resistencia mecánica de manera significativa. La norma ISO 5832-2<sup>43</sup> es la que rige las composiciones de las cuatro aleaciones de Ti c.p. y sus componentes.

##### 2.E.1.1.1. *Propiedades físicas:*

El Titanio puro es un metal de aspecto gris plateado y lustroso, relativamente duro, quebradizo a temperatura ambiente y maleable en caliente. Presenta una densidad muy baja, de 4,5 g/cm<sup>3</sup>, hasta ahora la densidad más baja de los metales usados en odontología. Su punto de fusión se sitúa en 1668° C y su punto de ebullición en 3260° C. El coeficiente de expansión térmica es muy bajo, 9,6x10<sup>-7</sup>/° C. Su conductividad térmica es también bastante baja, El módulo de elasticidad es de 110 GN/m<sup>2</sup>. La resistencia a la tracción es alta y aumenta después del colado, es de 45 kg/mm<sup>2</sup> antes de colar y puede subir al doble del colado<sup>44</sup>.

##### 2.E.1.1.2. *Propiedades químicas:*

El titanio es el material metálico más biocompatible y resistente a la corrosión de uso actual. Esta resistencia a la corrosión se debe a una capa de óxido de titanio que se

forma en su superficie, este fenómeno se produce a temperatura ambiente muy rápidamente, y resulta altamente protector para el propio metal (pasivación). Así pues, la oxidación de esta última capa superficial es la que la protege frente a los procesos corrosivos.

Esta capa pasiva, una vez formada, es muy estable y por lo tanto no puede ser destruida fácilmente.

Esta capa de dióxido de titanio, aunque muy delgada (2,5 nanómetros) es relativamente impermeable y el metal subyacente queda protegido de la corrosión, lo cual hace del titanio un material ideal para el uso en ambientes corrosivos. Esta superficie puede considerarse químicamente inerte pero, desde un punto de vista fisiológico, esta capa de óxido de titanio se comporta interaccionando con el medio vivo. Así pues, podríamos considerar esta capa de óxido de dióxido de titanio más bioactiva que bioinerte.

La elevada reactividad del titanio dificulta la obtención del metal puro, por lo que en aplicaciones comerciales se trabaja con titanio denominado comercialmente puro (cp), con diferentes niveles de impurezas presentes en su composición. La normativa de la American Society for Testing and Material (ASTM) clasifica el titanio cp en cuatro grados, definidos por la concentración presente de otros elementos como oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono (*Tabla 2.2*).

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

*Tabla 2.2: Clasificación del Ti según la norma ASTM F67. Composición (% peso)*

#### 2.E.1.2. Aleaciones del titanio:

El titanio es el único elemento metal ligero que presenta dimorfismo, ya que en estado puro su estructura compacta hexagonal (fase  $\alpha$ ) presenta transformación de fase a 882°C, pasando a una microestructura cúbica centrada en el cuerpo (fase  $\beta$ ). En equilibrio la estructura  $\beta$  es inestable a temperaturas menores de 882° C, descomponiéndose de nuevo en la fase  $\alpha$  al ser enfriado por debajo de la temperatura de transición. Una de las características de los metales que cristalizan en sistema hexagonal es la resistencia a la deformación plástica. Los metales que cristalizan en sistema cúbico son menos resistentes a la deformación plástica. Esta transformación ofrece la posibilidad de obtener aleaciones con microestructura de tipo  $\alpha$ ,  $\beta$  o  $\alpha/\beta$ , dependiendo de los elementos aleantes que estabilizan una u otra fase. Se denominan aleaciones “ $\alpha$ ” a aquellas que presentan una estructura  $\alpha$  a temperatura ambiente. El efecto de los aleantes es ampliar el margen de existencia de la fase  $\alpha$  en el diagrama de estado a temperaturas elevadas.

Son elementos  $\alpha$  estabilizadores el aluminio, el oxígeno, el nitrógeno y el carbono. El titanio cp se clasifica dentro de este grupo. Las aleaciones  $\beta$  son aquellas en las que la estructura a temperatura ambiente es fase  $\beta$ . El efecto del aleante es ampliar el margen de existencia de la fase  $\beta$  en el diagrama de estado a temperaturas bajas. Son elementos estabilizadores el molibdeno, el tantalio, el hierro, el níquel, el vanadio, el cobalto, el cobre. Se denominan aleaciones  $\alpha/\beta$  a aquellas aleaciones de titanio en las que la estructura del material consiste en una mezcla de fase  $\alpha$  y fase  $\beta$ . La aleación más importante es la aleación Ti-6Al-4V. (Tabla 2.3)

Propiedades	$\alpha$	$\alpha/\beta$	$\beta$
Densidad	+	+	-
Rigidez	+/-	+	++
Tenacidad a la Rotura	-/+	+	+/-
Ductilidad	+	-/+	+/-
Resistencia a la fluencia	+	+/-	-
Corrosión	++	+	+/-
Oxidación	++	+/-	-
Soldabilidad	+	+/-	-

Tabla 2.3: Propiedades de las aleaciones  $\alpha$ ,  $\alpha/\beta$  y  $\beta$ .

Otras aleaciones de titanio utilizadas actualmente son por ejemplo Au-Ti, Ti-Cu, Ti-Al-Nb, Ti-Al-V.

- Aleación Ti-6Al-4V: es la aleación ( $\alpha + \beta$ ) más importante, fue desarrollada a comienzos de los años 50, y es la aleación de titanio más común de todas. Posee unas excelentes propiedades de rigidez y una buena ductilidad.
- Aleación binaria Ti-Cu: el diagrama de fase en equilibrio de la aleación binaria Ti-Cu indica la formación de una aleación eutéctica ( $\alpha\text{Ti} + \text{Ti}_2\text{Cu}$ ) donde Cu está en una concentración del 7%. La temperatura de fusión disminuye con el aumento de Cu, por ejemplo en Ti-10% Cu es cuando más o menos 1540° C.
- Aleación Ti-6Al-7Nb: el niobio pertenece al quinto subgrupo del sistema periódico, posee igual que el titanio y el tantalio una resistencia a la corrosión y una biocompatibilidad extraordinarias. En el sistema de aleación el niobio actúa de forma estabilizadora respecto a la ( $\alpha + \beta$ ). La resistencia a la corrosión de esta aleación es similar a la del titanio cp. En cuanto a sus propiedades mecánicas en estado de colado, supera al titanio cp y a las aleaciones de cobalto.
- Aleación Au-Ti: es una aleación binaria con una composición en peso de Au98,3Ti1,7. se incluyen trazas de Ir o In como refinadores del grano de aleación. Los datos técnicos de esta aleación permiten su utilización como aleación universal. Resulta compatible con las cerámicas de revestimiento usuales, pero debido al alto contenido de oro no cumple con el criterio de economía. Por su composición, baja tasa de corrosión, alta solidez mecánica, excelente estabilidad a la combustión y su color amarillo, cumple con los requisitos que se exige a una aleación para inlays, onlays, coronas y puentes.



### 2.E.1.3. Otros (HA y Cerámicas, Zirconio):

En los últimos años han aparecidos nuevos materiales para la fabricación de implantes dentales, tales como el Zirconio, los cuales muestran resultados in Vitro y in Vivo parecidos a los implantes de titanio <sup>45, 46</sup>.

## 2.E.2. Características Macroscópicas:

La secuencia para el plan de tratamiento en implantología empieza con el diseño final de la restauración protésica <sup>47</sup>. Después de la determinación del tipo de prótesis <sup>48</sup> y del número y de la posición de los dientes a reemplazar, una evaluación de las fuerzas masticatorias <sup>49</sup> del paciente es necesaria. Cuanto más grande es la fuerza masticatoria del paciente, mayor tiene que ser el soporte implantario <sup>50</sup>. La densidad ósea alrededor de los implantes también debe evaluarse, y cuanto peor es la calidad ósea, mayor soporte implantario será necesario <sup>51,52</sup>.

Así pues, cuando la cantidad y calidad de hueso es insuficiente, deberemos introducir unas modificaciones en el tratamiento, las cuales incluyen:

- Aumento de la masa ósea.
- Consideración de posiciones alternativas, generalmente con implantes adicionales o de mayor tamaño.
- Optimización del diseño del implante.

En el mercado existen muchos de tipos de implantes dentales, los cuales presentan una gran variedad de formas y diseños, pero principalmente están constituidos de un cuerpo de fijación roscado y un cuello.

El diseño del implante es importante desde el punto de vista de transmisión de cargas en el proceso de remodelado y estabilización del hueso receptor.

### 2.E.2.1. Evolución Histórica:

En general, un implante de Ti c.p de cualquier forma y dimensión, puede conseguir la osteointegración, siempre y cuando obtenga la estabilidad primaria por medio de una buena técnica quirúrgica que evite el trauma excesivo del tejido óseo y permita un ajuste preciso.

En los años 80 la forma cilíndrica o los implantes impactados fueron muy populares con altos porcentajes de éxito <sup>53, 54</sup>, debido a que la inserción por fricción disminuye el riesgo de necrosis ósea ya que evita compresión excesiva del hueso durante la inserción del implante en el lecho receptor. Sin embargo, existen estudios que demuestran que a partir de los 5 años de carga funcional, se produce una pérdida de hueso crestral alrededor de estos implantes y un fracaso de estos implantes de hasta 55% a los 10 años <sup>55</sup>.

Así pues, el aspecto más predecible en el tratamiento con implantes parece ser el éxito quirúrgico, el cual es de 98% independientemente del diseño o tamaño del implante.

Más adelante, se ha focalizado en el acúmulo de placa alrededor de los implantes como factor desencadenante de esta pérdida ósea. La solución encontrada fue el diseño de un cuello del implante pulido, el cual era más fácil de mantener limpio que un cuello rugoso. El problema es que se ha observado que los implantes con el cuello pulido están más sujetos a la pérdida de hueso crestral además de la extensión del espacio biológico después de la segunda cirugía y de la puesta en carga de estos implantes <sup>56, 57</sup>. De esta forma se da la paradoja de que la característica que se diseñó para disminuir el posible acúmulo de placa es el responsable, a través del aumento del sulcus periimplantar, del aumento de pérdida ósea a nivel crestral. La mayoría de los fracasos en el tratamiento con implantes se producen en el momento de realizar la carga protésica. Por último la pérdida del hueso marginal puede suceder después de la carga <sup>58</sup>. Los principales fracasos acontecen en hueso blandos (tipo IV) y con implantes cortos <sup>58, 59</sup>. Ciertos autores demuestran un 25% de fracasos después de 18 meses de carga en implantes de

7mm de longitud colocados en zonas posteriores de maxilares superiores <sup>60</sup>. Por lo tanto, el diseño de los implantes, como lo veremos a continuación tiene una relación con la pérdida de hueso marginal y por ende con el éxito de los implantes a largo plazo. El diseño macroscópico del implante influye en la consecución de la osteointegración y como se mantiene esta a lo largo del tiempo, soportando cargas funcionales <sup>61, 62, 63</sup>. Debemos tener en cuenta que en el reemplazo de una pieza dental no sólo interviene el implante dental, sino que también contamos con otros elementos protésicos como el aditamento o pilar, los tornillos fijadores y la corona que mimetiza la parte visible del diente para obtener la funcionalidad y la estética.

En la actualidad existe una amplia variedad de diseños de implantes dentales endoóseos. La mayoría de diseños consideran tres regiones diferentes: la conexión, el cuello, el cuerpo, las espiras y el ápice. En la actualidad, los implantes de raíz de tipo roscados son los preferidos <sup>64</sup> en la implantología dental, ya que:

-Las roscas del implante mejoran la estabilidad primaria, la cual es fundamental para evitar micromovimientos indeseables del implante hasta que se consigue la osteointegración.

-Las roscas del implante parecen tener un papel importante en la transferencia de cargas desde el implante hacia el hueso circundante. Este aspecto no está completamente entendido pero se ha observado histológicamente que las trabéculas óseas, a menudo, apuntan a y se adhieren en los filos de las roscas.

#### 2.E.2.2. Conexión:

El medio por el cual el pilar se encaja al implante se llama conexión. Existen como mínimo 20 diferentes tipos de conexiones registradas. A pesar de variaciones, se puede dividir básicamente en 3 tipos de diseño: conexión externa, conexión interna y como Morse (*Fig.2.34*).



*Fig.2.34: las principales conexiones existentes en el mercado: a) Conexión externa. b) Conexión interna y c) la conexión de tipo como Morse.*

##### 2.E.2.2.1. Conexión externa:

El hexágono externo surge justamente con la introducción de los implantes en forma de raíces por Bränemark. En un principio, el papel del hexágono externo era solamente el de ayudar a posicionar el implante en la cirugía *Fig.2.35*.



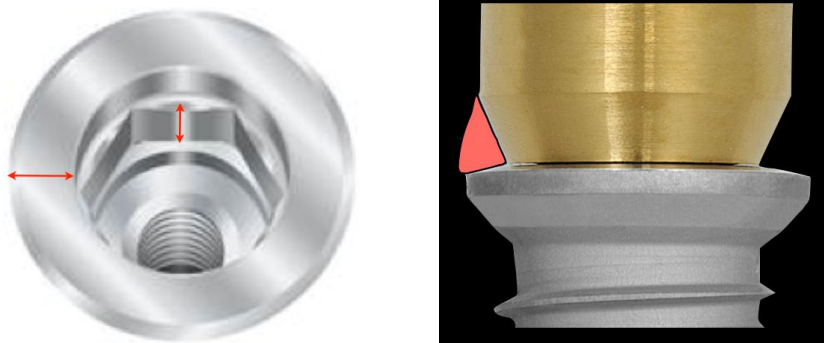
*Fig.2.35: Conexión externa de tipo Brånemark. Cortesía de Nobelbiocare™*

En el protocolo original para restaurar desdentados totales, se necesitaba varios implantes, los cuales se unían con una barra metálica atornillada. Esta fijación no necesitaba de ningún dispositivo anti-rotacional.

Más adelante, los implantes fueron usados para restauraciones unitarias, y el papel del hexágono pasó a ser útil para prevenir la rotación del pilar y por consiguiente de la corona que se fijaba en él. Este hexágono externo no fue planeado para resistir las fuerzas dirigidas sobre las coronas intraoralmente. No obstante, los fabricantes intentaban compensar esta deficiencia por el cambio del tipo de tornillo utilizado (geometría, altura, área de superficie), precisión de la adaptación del hexágono y la cantidad de torque utilizada para ajustar los tornillos. Estos cambios permitieron la utilización de implantes de hexágono externo con gran confianza. La configuración geométrica estructural de los implantes es una condición fundamental en el mantenimiento de la estabilidad de la interfase implante-intermediario. Esta interfase determina la resistencia de la unión, estabilidad rotacional y lateral. Hoy en día, sigue siendo una conexión muy utilizada, ya que permite una eje de inserción de unos 30° y facilita el trabajo de restauración protésica. Aun así, la conexión externa está relacionada con aflojamiento de tornillos después de un tiempo de carga funcional de los implantes. Se ha demostrado con los estudios de Cochran et al.<sup>65, 66, 67</sup> que el espacio biológico alrededor de los implantes está muy influenciado por la interfase pilar-implante. Efectivamente, el ajuste pilar-implante determina la agresión que sufre los tejidos periimplantarios debido a la microfiltración bacteriana al nivel de la interfase pilar-implante. El resultado de esta inflamación se traduce por un aumento del sulcus alrededor del implante y por consiguiente una pérdida de hueso crestal durante los primeros años. El desajuste viene directamente relacionado con el tipo de pilar empleado (pilar calcinable o mecanizado), el tipo de proceso de elaboración de la prótesis (colada, mecanizada o Sistemas CAD-CAM), el tipo de prótesis (Atornillada o cementada), así como el aflojamiento de tornillo.

#### *2.E.2.2.2. Conexión interna:*

La conexión de Hexágono interno es la más común dentro de las conexiones internas (hexágono, Octágono o doble octágono interno, o cono Morse), presenta un hexágono interno que evita los movimientos rotacionales del pilar. Este, al ser más profundo, da una mayor estabilidad del pilar protésico, resultando en una disminución de micromovimientos durante las cargas funcionales (Fig.2.36).



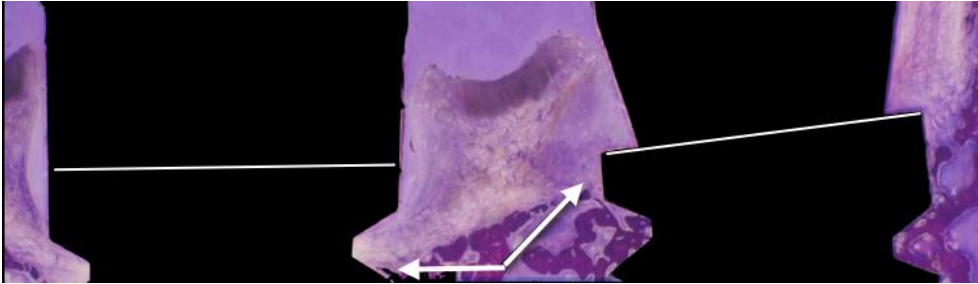
*Fig.2.36: a) Conexión hexagonal interna. b) Switching platform donde el pilar ajusta solo al nivel de la conexión interna, alejando así la conexión pilar/implante del hueso crestral. Cortesía de Biomet 3i™*

La conexión hexágono interno parece ser la solución a las limitaciones de la conexión externa, a lo que a la respuesta biológica se refiere, ya que las paredes del pilar se encuentran con una mayor área de contacto con la superficie interna del implante, resultando en un sellado de la interfase pilar-implante. Esta adaptación íntima entre el pilar y el implante resulta en una prótesis más estable funcionalmente ya que disminuye el aflojamiento de tornillos y biológicamente al sellar la penetración de bacterias al nivel peri-implantario.

Aun así, con tan solo 12 grados de inserción, esta conexión complica más la elaboración de la prótesis. Por esta misma razón, la mayoría de las prótesis sobre este tipo de conexión han sido de tipo cementada, aunque enseguida los fabricantes han compensado esta deficiencia con pilares que permiten convertir la conexión interna en una conexión externa.

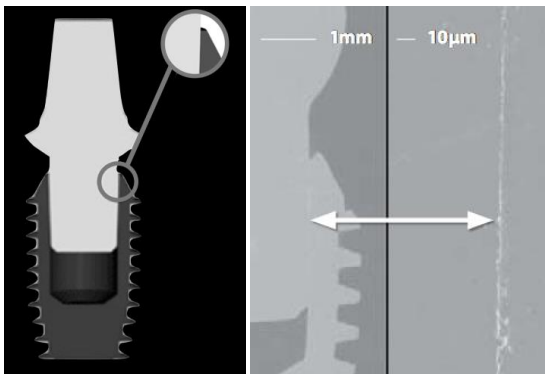
En los últimos años, ha nacido un concepto llamado switching platform (cambio de plataforma), para preservar el hueso crestral, permitiendo un asentamiento del espacio biológico en un componente horizontal alejando la conexión implante/pilar hacia el centro <sup>68</sup>.

Esta distancia creada alrededor del pilar evita una agresión bacteriana y una invasión del espacio biológico al nivel del hueso crestral (*Fig.2.37*). Esta distancia biológica evita la resorción ósea y remodelación al nivel del hueso crestral durante los primeros meses de carga del implante. Con este concepto, los criterios de éxito de un implante han cambiado respecto a lo que se toleraba en pérdida ósea en los primeros meses después de cargar el implante <sup>69</sup>.



*Fig.2.37: Adaptación del hueso crestal a dos tipos de cuellos. Adaptación a nivel de la primera espira en A) y conservación del hueso crestal en B) <sup>69</sup>.*

La conexión de tipo como Morse no dispone de ningún tornillo de fijación del pilar, y este, va impactado dentro de la conexión del implante. Esta conexión establece un perfecto sellado (soldadura en frío por impacción de un cono dentro de otro) entre el pilar y el implante, siendo una conexión biológicamente muy estable ya que no existe penetración de bacterias al nivel de la interfase pilar-implante ( *Fig.2.38*). Al contrario, este tipo de conexión obliga al profesional a elaborar una prótesis cementada, ya que en este tipo de conexión desaparece los tornillos de fijación del pilar.



*Fig.2.38: Conexión de tipo como Morse donde se aprecia la adaptación microscópica del pilar al implante por impactación de este dentro del implante. Cortesía de Bicon™.*

Entonces, los fabricantes han aunado los beneficios de estas dos últimas conexiones internas para crear una conexión de hexágono u octágono interno en la parte apical de la conexión y un sellado tipo cono Morse en la parte superior de la conexión consiguiendo así beneficiar de las propiedades anti-rotacionales y posicionales del hexágono u octágono interno con las propiedades de sellado del cono Morse (Fig.2.39). Así pues, se unen las posibilidades protésicas de la conexión a hexágono interno con los beneficios biológicos a largo plazo para el mantenimiento del hueso crestal.



Fig.2.39: Conexión interna con hexágono interno y cono Morse. Cortesía de Nobelbiocare™.

### 2.E.2.3. Cuello:

A menudo, en sistemas de dos partes (implante y pilar) la interfase pilar/ implante es una área donde puede haber una inflamación localizada causando una resorción ósea. Un espacio biológico de 2-3mm por encima del hueso es necesario para establecer una barrera de tejido blando<sup>70, 71, 72, 73</sup> (Fig.2.40).

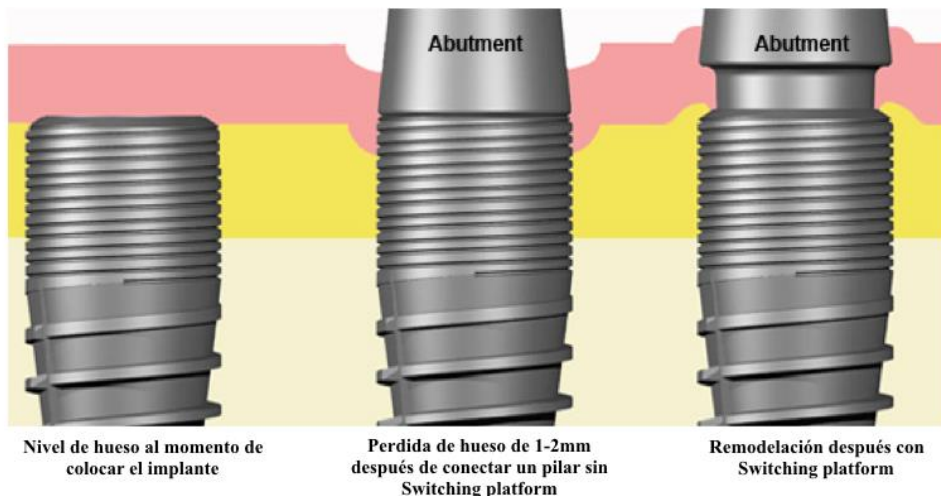
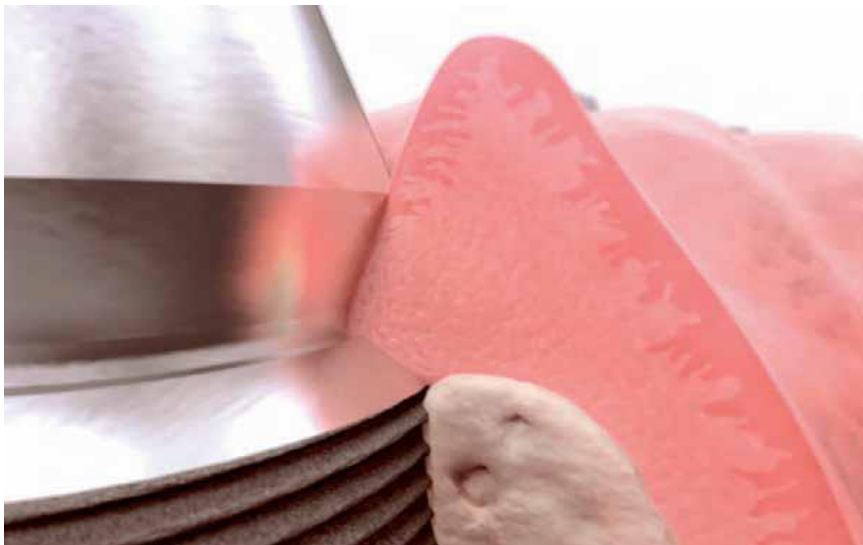


Fig.2.40: Adaptación del hueso crestal después de la conexión del pilar sin switching platform y con switching platform. Note la remodelación del hueso crestal (perdida de hueso de 1-2mm) hasta las primeras espiras cuando no se respeta una cierta distancia de seguridad del hueso crestal.

Se ha visto que el espacio biológico no solo se representa en la dimensión vertical pero que también puede repartirse en un componente horizontal. Por esto mismo, junto al concepto de “switching- platform”, el cuello ha cambiado durante las ultimas dos décadas, pasando de un cuello recto o divergente a un cuello convergente que permite alejar aun mas la interfase implante/pilar del hueso crestal(*Fig.2.41*).

Durante las fuerzas de masticación, el estrés generado se distribuye sobre los siete primeros milímetros del implante, y particularmente al nivel del cuello del implante, lo cual suele provocar una perdida de hueso. Para contrarrestar esta resorsión ósea los cuellos han evolucionado pasando de cuellos lisos o mecanizados <sup>56, 57</sup> a cuellos rugosos para aumentar la área de contacto y el BIC (Contacto Implante/hueso)y por ultimo cuellos con microespiras para aumentar la superficie funcional (este ultimo termino se desarrollara mas adelante en la biomecánica del hueso).

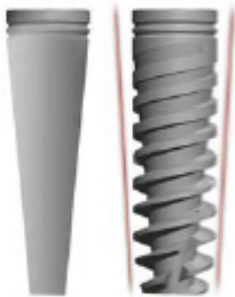


*Fig.2.41: Adaptación del hueso crestal al Switching platform. La idea es alejar la conexión pilar/implante para dejar un espacio de seguridad al hueso crestal circundante, el cual se denomina espacio biológico. Cortesía de Astra-Tec™.*



#### 2.E.2.4. Cuerpo:

El diseño del cuerpo de los implantes ha evolucionado constantemente durante los últimos 20 años. En un principio, este fue cilíndrico, ya que en los procesos de fabricación, las tijas de titanio (cilíndricas) por su facilidad al momento de torrear, hacían de este diseño el mas idóneo . Hoy en día la forma cilindro-cónica, y la forma cónica son las dos formas que predominan en el mercado. La evolución a estas formas en el cuerpo del implante se ha producido junto con las tendencias minimalistas en la preparaciones quirúrgicas del lecho a implantar. Un cuerpo cónico, se asimila a la raíz de un diente, y este cuerpo necesita menos espacio a preparar para una correcta inserción del implante en el lecho (*Fig.2.42*).

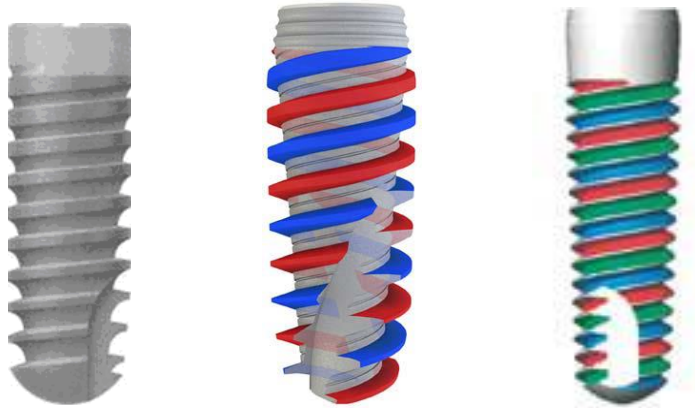


*Fig.2.42: La forma cónica del cuerpo es hoy en día la mas utilizada por su parecido a las raíces de los dientes y por su fácil adaptación durante la inserción del implante. Cortesía de Alphabio-tec™.*

Otro aspecto de un cuerpo cónico, es que tiene la capacidad de actuar al igual que un osteótomo, el cual condensa el hueso circundante al implante durante la inserción de este. Así pues, esta condensación mejora la estabilidad primaria del implante, mejorando el pronostico de osteointegración del implante, sobretodo en casos de hueso blando tipo IV. De esta forma se necesita menos preparación del hueso para la colocación de un implante cónico comparado a un implante cilíndrico <sup>74</sup>. Muchas de estas características del diseño macroscópico del implante serán analizadas en el capítulo de la preparación del lecho receptor.

#### 2.E.2.5. Espiras:

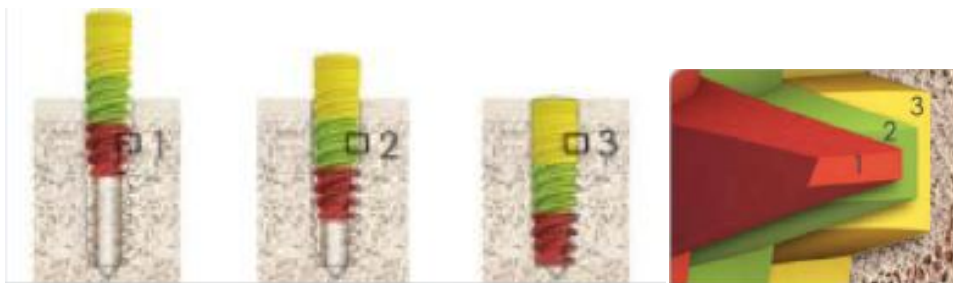
Las espiras de los implantes (simple, doble, triple) (*Fig.2.43*)sirven para guiar e insertar el implante en el lecho receptor. Tienen como efecto (según el numero) una reducción del número de rotaciones necesarias para la colocación del implante <sup>74</sup>.



*Fig.2.43: Implante de simple espira, doble espira y triple espira. Cortesía de Zimmer™ y de Nobelbiocare™.*

La espira también ha evolucionado durante los últimos 30 años, donde ha pasado de una simple espira corta y un perfil romo, a fin de completar una simple función, la inserción del implante, a ser la protagonista con varias espiras de diseño variable a lo largo del implante. Estas al ser dobles o triples, permiten una inserción mas rápida en el lecho receptor. Las espiras apicales son afiladas y cortantes al fin de cortar el hueso en apical, las cuales se vuelven mas romas y anchas a medida que llegamos a la cuello del implante.

En resumen, las espiras apicales cortan, y las espiras coronales condensan el hueso, y como resultado, se obtiene una mejor estabilidad primaria (Fig.2.44).



*Fig.2.44: Espiras variables que cortan al nivel del ápice del implante, y condensan hasta el cuello del implante para obtener una estabilidad primaria superior. También, permiten una preparación menor del lecho receptor sobretodo en densidades de hueso tipo D3-D4. Cortesía de Alpha bio tec™.*

La combinación de un cuerpo cónico, y de este diseño variable de las espiras permite una variación de la dirección del implante durante su inserción y conseguir una mejor estabilidad primaria. Estas características hacen que los implantes sean autorroscantes. El paso de rosca también ha evolucionado al pasar de un paso regular y pequeño a un paso de rosca mas ancho al fin de permitir un mayor volumen óseo entre rosca y rosca.

### 2.E.2.6. Extremo del Implante:

El extremo apical del implante también ha evolucionado durante los últimos 30 años, al pasar a un extremo recto y romo, a un extremo cortante con espiras cortantes. La propiedad que adquiere un implante con un extremo cortante es la de ser autoperforante y fresar el hueso subyacente. Esta característica fue muy discutida al principio, por el riesgo de daño de estructuras subyacentes como podría ser el nervio dentario inferior o la membrana sinusal (Fig.2.45). Con la evolución de las técnicas de preparación del lecho receptor, este extremo es de gran ayuda en casos de implantes post-extracción (Fig.2.46).

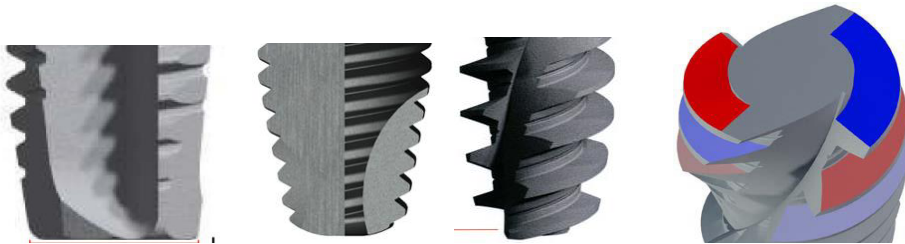


Fig.2.45: a) Extremo apical romo, b) redondeado y c y d) cortante. Cortesía de Nobelbiocare™.

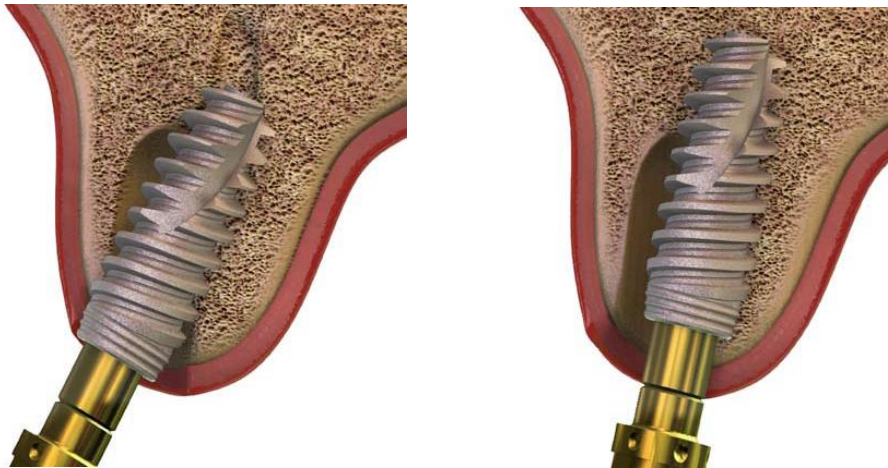


Fig.2.46: Inserción de un implante post extracción donde el eje de inserción se modifica durante la colocación del implante hasta obtener el eje deseado. Cortesía de Nobelbiocare™.

### 2.E.3. Características Microscópicas:

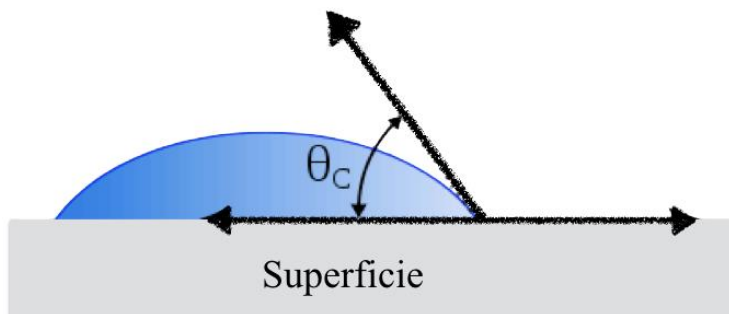
Las características microscópicas del implante se componen básicamente de la composición química del material del implante y de la rugosidad superficial de la superficie de este. Las dos influyen en la química de superficie del implante.

#### 2.E.3.1. Etapas de la Osteointegración:

En la osteointegración se diferencian diferentes fases, las cuales dependen de la interacción de la superficie del implante con el ambiente biológico que lo rodea. En una fase temprana, se produce una oxidación de la superficie del implante con difusión de oxígeno y de metal. Además se produce una formación de hidróxido con difusión de oxígeno y de hidrógeno en la primera capa de la superficie del implante. En el primer contacto con la sangre existe una adsorción de proteínas y otras moléculas biológicas (células conectivas, glicoproteínas, biominerales) que formaran una línea adhesiva. Es de especial importancia constatar que la respuesta de las reacciones biológicas y los caminos particulares que eligen las células y el organismo vivo y, como consecuencia, la secuencia de eventos que llevan a una mejor o peor osteointegración, dependen en fuerte medida de una serie de propiedades superficiales <sup>75</sup>.

#### 2.E.3.2. Energía superficial y ángulo de contacto <sup>90</sup>:

El ángulo de contacto se refiere al ángulo que forma la superficie de un líquido al entrar en contacto con un sólido. El valor del ángulo de contacto depende principalmente de la relación que existe entre las fuerzas adhesivas entre el líquido y el sólido y las fuerzas cohesivas del líquido. Cuando las fuerzas adhesivas con la superficie del sólido son muy grandes en relación a las fuerzas cohesivas, el ángulo de humectancia es menor de 90 grados sexagesimales, teniendo como resultado que el líquido moja la superficie (*Fig.2.49 y Fig.2.50*). En una superficie muy hidrófila, el ángulo de contacto es cercano a 0°, mientras que un ángulo de contacto de 90° representaría una superficie hidrófoba. Además el ángulo de contacto puede ser usado para determinar la energía superficial de una superficie. Efectivamente, en relación con la superficie de implantes, la energía superficial tendrá una gran importancia durante la fase osteointegración del implante. La adhesión de proteínas del medio para formar una biopelícula está íntimamente relacionado con la energía superficial que desprende la superficie del implante y por consiguiente la subyacente respuesta celular. La energía superficial depende entre otros de la composición química y de la rugosidad.



*Fig.2.49: ángulo de contacto de un líquido con una superficie.*

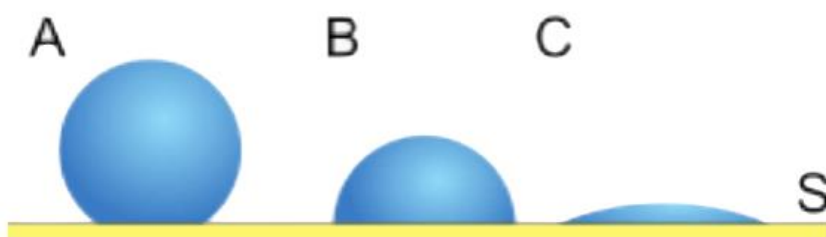


Fig.2.50: La gota A estaría sobre una superficie hidrófoba mientras que la gota C estaría sobre una superficie hidrófila.

### 2.E.3.3. Composición química <sup>91</sup>:

#### 2.E.3.3.1 Estructura química:

La estructura química de una sustancia química aporta información sobre el modo en que se enlazan los diferentes átomos o iones que forman una molécula, o agregado atómico. Incluye la geometría molecular y la configuración electrónica.

#### 2.E.3.3.2 Métodos de determinación de la composición química:

La espectroscopia de fotoelectrones emitidos por rayos X o X-Ray Photoelectron Spectroscopy (XPS) (Fig.2.51) es una espectroscopia semicuantitativa y de baja resolución espacial que habitualmente se utiliza para estimar el estado químico de una muestra. Los espectros XPS son obtenidos cuando una muestra es irradiada por rayos X al tiempo que se mide la energía cinética y el número de electrones que escapan de la superficie del material analizado. Para una medición de XPS se requieren condiciones de ultra-alto vacío debido a que a presiones mayores la tasa de adsorción de contaminación sobre la muestra puede ser del orden de varias monocapas atómicas por segundo, impidiendo la medición de la superficie que realmente se quiere analizar.

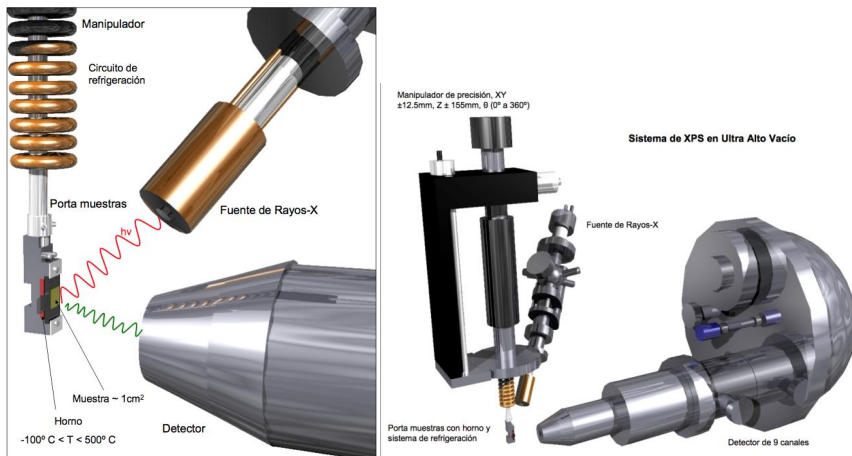


Fig.2.51: Irradiación de una muestra con un haz de rayos X y análisis del espectro de fotones. Las ventajas del análisis químico a través de XPS es que es un método fiable con gran reproducibilidad y de rápida recogida. La única desventaja es que solo se pueden analizar muestras pequeñas.

#### 2.E.3.4. Rugosidad:

En la actualidad, la comunidad investigadora se centra en la mejora de los resultados tanto a corto como a largo plazo: fiabilidad, durabilidad y reproducibilidad; en resumen, mayor eficacia. Estos esfuerzos, dejando a parte la innovación en las técnicas quirúrgicas, se han materializado en dos tendencias que persiguen facilitar y extender el uso de los implantes dentales entre todos los odontólogos <sup>76</sup>.

(1)Reducir los tiempos de curación. El reto es conseguir estabilidad funcional del implante en el menor tiempo posible gracias a una mejor respuesta del tejido óseo; y

(2) Posibilitar la colocación de implantes mas cortos, es decir, mas manejables y para mas números de situaciones. Este hecho genera el reto de fabricar implantes con menor superficie nominal, pero capaces de alcanzar una estabilidad mecánica satisfactoria, sobre todo a largo plazo.

Para la mejora de las prestaciones del implante de acuerdo con estas tendencias de investigación, la principal estrategia seguida es la obtención de superficies rugosas de Ti c.p. Los primeros estudios clínicos de Predecki y col <sup>77</sup> obtuvieron resultados que motivaron un gran numero de investigaciones sobre la relación entre rugosidad y curación del tejido óseo. En la actualidad esta ampliamente aceptado que la rugosidad superficial de un implante es un factor determinante de su calidad superficial <sup>78</sup>. Los cambios topográficos de la superficie tienen influencia significativa sobre la cascada de eventos que llevan a la aceptación del mismo por parte del huésped <sup>79</sup>, desde la adsorción de proteínas hasta la mineralización de la matriz extracelular del tejido óseo, pasando por la adhesión, proliferación y diferenciación, tanto de los osteoblastos como de los osteoclastos. Todo ello conlleva una mayor rapidez de los procesos de curación y, por lo tanto, una mas rápida y biológicamente mas eficaz osteointegración <sup>80</sup>. La topografía superficial es una variable importante en el funcionamiento de un implante y, por lo tanto, se debe caracterizar y controlar adecuadamente para posteriormente correlacionarla con la respuesta biológica del implante. Numerosos estudios han sido llevados a cabo

para concluir que aumentando la rugosidad de los implantes se mejora la osteointegración, ya que <sup>81, 82</sup>:

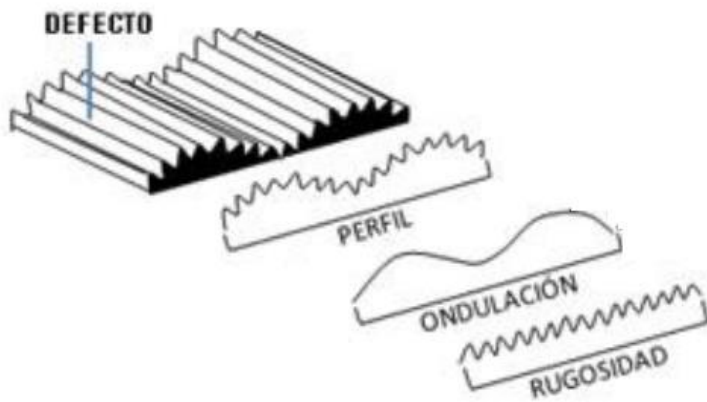
- (1)alcanzan de manera rápida la osteointegración,
- (2)muestran mayores porcentajes de hueso en contacto en contacto directo con el implante, y
- (3)aumentan la resistencia al aflojamiento, puesto que se necesitan pares de torsión superiores para su extracción.

De todos estos estudios tenemos que tener en cuenta el estudio realizado por Wennerberg y col <sup>83</sup> en el departamento de biomateriales de la universidad de Göteborg, el cual establece criterios comunes para la caracterización de la topografía de las superficies. Asimismo, estos autores han referido un posible rango de valores de rugosidad óptimo para la osteointegración del implante dental <sup>84</sup>. No obstante, dado la limitación en el rango de rugosidades estudiado por Wennerberg durante su trabajo de Tesis Doctoral <sup>80</sup>, parece necesario un estudio mas detallado de las variables que influyen en la rugosidad y como esta influye en la respuesta biológica del tejido óseo. En mecánica la rugosidad es el conjunto de irregularidades que posee una superficie. La mayor o menor rugosidad de una superficie depende de su acabado superficial. En el Sistema Internacional la unidad de rugosidad es el micrómetro o micra (1micra= 1  $\mu\text{m}$  = 0,000001 m). Para medir la rugosidad de las piezas se utilizan instrumentos electrónicos llamados rugosímetros, que miden la profundidad de la rugosidad media ( $R_z$ ) y el valor de la rugosidad media ( $R_a$ ) expresada en micras y muestran la lectura de la medida en una pantalla o en un documento gráfico. A continuación se introducen los conceptos de topografía y rugosidad, así como las técnicas para su caracterización.

#### 2.E.3.4.1. *La topografía superficial y la rugosidad:*

La topografía se puede definir como la morfología o configuración de una superficie. Se debe diferenciar entre dos características topográficas básicas: la rugosidad y la textura. Sin embargo, esta última no será objeto de estudio en este trabajo puesto que representa cualquier serie de configuraciones (surcos, cantos, crestas, colinas, valles, etc.) dispuestas deliberadamente por medio de un mecanizado, sinterización o grabado de la superficie.

Todas las superficies contienen irregularidades o asperezas de diferente longitud de onda que se superponen a la forma de la pieza, que definen su topografía y que se pueden dividir en tres categorías: rugosidad, ondulación y error de forma. La rugosidad incluye las irregularidades de corto alcance en el espacio y la textura superficial inherente al proceso de fabricación. La rugosidad está creada por valles y picos de amplitud variable y espaciado superior a las dimensiones moleculares. La ondulación superficial consiste en irregularidades de la superficie de espaciado superior a la rugosidad; mientras que el error de forma es una desviación grande de la forma nominal de la pieza. Las técnicas cuantitativas de medida de la rugosidad hacen uso de filtros de corrección de fase, en la mayoría de los casos de tipo Gaussiano <sup>80</sup>, para separar la ondulación y los errores de forma de la rugosidad <sup>85</sup> (*Fig.2.47*).



*Fig.2.47: Representación de las diferentes categorías en que se pueden dividir los detalles topográficos de rugosidad de una superficie: rugosidad, ondulación y perfil.*

Las irregularidades superficiales, y por lo tanto la rugosidad, es el resultado acumulativo de algunos, o todos, de los siguientes factores: la estructura cristalina, el proceso de fabricación, y la ingeniería de superficies aplicada, como puede ser el ataque ácido, el rectificado, el recubrimiento con proyección por plasma o el granallado, por poner algunos de los ejemplos más empleados en implantes dentales.

La rugosidad superficial se puede describir y cuantificar por métodos topográficos y se puede expresar como el resultado de efectuar mediciones sobre el perfil 2D o 3D de la superficie. Para ello, existen muchas técnicas de caracterización de la rugosidad superficial, alguna de ellas sofisticadas y otras que sólo proveen de una información limitada. A continuación, se expone una breve descripción de algunos de los métodos más empleados.



#### 2.E.3.4.2 Métodos de caracterización de la rugosidad superficial:

Se detalla una clasificación de la múltiple variedad de tecnologías aplicables para la caracterización de la rugosidad Fig.2.48 y en la Tabla.2.4 se presenta un resumen de las más utilizadas y significativas, con los breves comentarios de sus ventajas e inconvenientes.

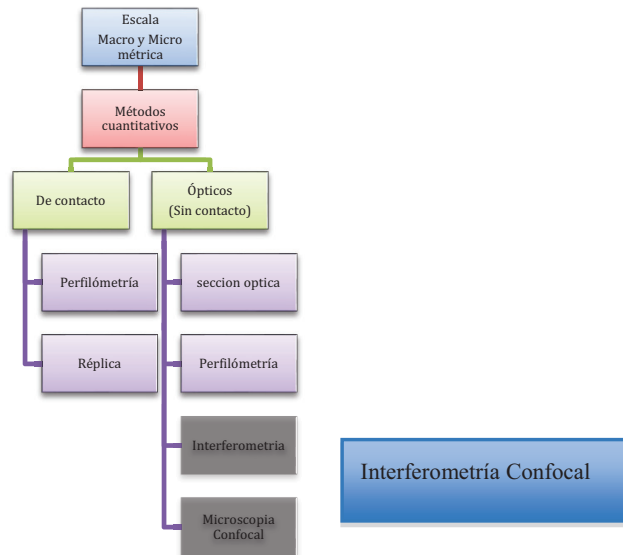


Fig.2.48: Clasificación de las múltiples metodologías que se pueden emplear para la caracterización de la topografía de una superficie en la escala macrométrica y/o micrométrica. Las técnicas que se han empleado en algún momento en esta tesis doctoral se ven sombreadas.

Las técnicas están limitadas por la resolución lateral y/o vertical y la accesibilidad a los detalles de la superficie, además de por su longitud de medida máxima o el rango del área y/o de altura capaces de ensayar. Las limitaciones en consecuencia, provienen del principio físico en que está basado cada método<sup>85, 86, 87, 88</sup>. Además, en el caso de las técnicas de contacto, como la microscopía de fuerzas atómicas o la perfilometría de contacto, las medidas experimentales pueden verse modificadas si se produce cierta distorsión de la superficie real ensayada<sup>85</sup>. Por su parte, los métodos ópticos, como la Interferometría., la microscopía confocal láser o la perfilometría óptica, presentan un riesgo alto de interferir con artefactos ópticos, tales como campos agudos o pendientes elevadas<sup>87</sup>. Otros factores cruciales que influyen en el enfoque y, por lo tanto, en los valores medidos, son las superficies muy inclinadas y la baja reflectividad de las mismas<sup>89</sup>.

Tal y como defiende Stout<sup>87</sup>, debido a la variedad de posibilidades que ofrecen las múltiples metodologías disponibles para el análisis de la topografía, así como el hecho de que todas poseen ciertas ventajas pero también ciertos inconvenientes, lo óptimo es realizar análisis de la rugosidad con distintas técnicas que permiten describir la superficie cualitativa y cuantitativamente, en todos los niveles dimensionales: macro, micro y nanométrico.

Método (Ambiente)	Ventajas	Inconvenientes
Perfilometría con punta palpadora (Aire).	Muy utilizada. Normalizada(ISO, DIN). Posibilidad de obtener perfiles bidimensionales de entre mm y cm con facilidad	Resolución lateral limitada. Deforman las superficies blandas. Poco común para la caracterización tridimensional.
Perfilometría con punta láser u óptica. (Aire).	No hay contacto mecánico: no destructiva. Obtención rápida de perfiles bidimensionales. Resolución: Vertical( ap.): 50 nm Lateral(ap.): 1 micra Posibilidad de obtener perfiles bidimensionales de entre mm y cm.	Artefactos: efectos ópticos en cantos agudos y reflexiones en áreas localmente brillantes. Muy lenta para conseguir perfiles tridimensionales (horas). Requiere superficies reflectoras.
Microscopía Interferométrica (Aire).	No hay contacto mecánico: no destructiva. Rápida para conseguir perfiles tridimensionales(min). Resolución: Vertical: 1nm Lateral:0,2micras	Para altas resoluciones laterales sólo es posible medir áreas muy pequeñas. Para grandes áreas se debe combinar añadiendo imágenes de alta resolución.
Microscopía confocal láser (Aire).	No hay contacto mecánico: no destructiva. Resolución: Vertical: 500 nm Lateral:0,25micras	Artefactos: para pendientes $>20^\circ$ . Necesidad de superficies receptoras de la luz. Para altas resoluciones laterales sólo es posible medir áreas muy pequeñas.
Microscopía electrónica de barrido (Alto vacío).	Alta resolución: Vertical: 1nm Lateral:10nm Alta profundidad de foco. Información morfológica. Análisis químico local(energía de dispersión de rayos X).	No proporciona información cuantitativa. Necesidad de recurrir las muestras no conductoras. Trabajo sólo el vacío.
Microscopía electrónica de barrido ambiental. (bajo vacío con o sin vapor de agua).	Alta resolución: Vertical: 1nm Lateral:10nm Alta profundidad de foco. Posibilidad de reservar muestras hidratadas.	No proporciona información cuantitativa.
Interferometría confocal (Aire).	No hay contacto mecánico: no destructiva. Rápida para conseguir perfiles tridimensionales. (seg). Une tres métodos de medición: Óptico, Confocal y interferometría . Variación de foco.	

*Tabla.2.4: Técnicas de medición topográfica y o rugosidad más utilizadas.*

### 2.E.3.5. Tratamientos de superficies sobre implantes dentales:

La relación entre las propiedades superficiales del material y la respuesta biológica es una de las cuestiones fundamentales en la investigación de los materiales. La modificación de la superficie se ha convertido en una herramienta muy valiosa para llevar a cabo estudios que persiguen el conocimiento de cómo la topografía y las propias fisicoquímicas de la superficie influyen en las interacciones del tipo material-biosistema. El avance en este conocimiento sigue un progreso y, como consecuencia, se espera que la modificación de la superficie con el propósito de controlar la respuesta del tejido abra las posibilidades de desarrollar dispositivos médicos mejorados, de forma más sistemática, y a una velocidad mayor a la que es posible en la actualidad.

Son muchos los tratamientos que se han aplicado sobre el Ti c.p para aplicaciones biomédicas, y su descripción se puede abordar desde distintos puntos de vista. En función de la propiedad superficial que principalmente modifican o, dicho de otro modo, el efecto que persiguen, se distinguen tres grandes grupos:

- La limpieza de la superficie y/o la eliminación de la capa superficial nativa.
- Modificación de la estructura y la topografía (lisa, rugosa, porosa).
- La modificación de la composición y la estructura de la capa de óxido o la formación controlada de un nuevo recubrimiento en la superficie, la mayoría de los casos, cambiando el carácter que es inerte del titanio por un material bioactivo. La mayoría de los métodos tiene un efecto principal, pero también tienen influencia sobre otras propiedades de la superficie.

Los tratamientos más significativos, por ser los más empleados al haber tenido unos mejores resultados de comportamiento biológico, mecánico, y contra la degradación, para cada uno de los grupos, son: el pulido y la limpieza con disolventes, en el primer caso; el granallado, el ataque ácido y la proyección por plasma de titanio, en el caso de la modificación topográfica; y el ataque alcalino y la proyección por plasma de fosfatos de calcio, para el caso de la modificación de la naturaleza química de la superficie.

Otra clasificación posible, y también muy útil para la descripción de los distintos tratamientos, es la que toma como base el carácter fisicoquímico fundamental del tratamiento empleados (Tabla 2.5):

- Métodos mecánicos: desbaste, Pulido, granallado.
- Métodos químicos: limpieza con disolvente, ataque ácido, ataque alcalino, pasivado, anodizado, electropulido.
- Métodos al vacío: descarga lumínica, descarga eléctrica, implantación iónica.
- Métodos de recubrimiento: proyección por plasma, sol-gel, “magnetron sputtering”, ablación láser.
- Métodos bioquímicos: enlaces de iones y o moléculas activas por adsorción físico química, por enlace covalente con o sin espaciador, y por inclusión de materiales que actúan de portadores.

La tabla muestra un resumen de los diferentes tratamientos superficiales que se han llevado a cabo sobre el titanio para aplicaciones biomédicas. Para una descripción completa de los métodos y de los efectos que éstos tienen sobre la respuesta del Ti c.p, se recomienda la lectura de los exhaustivos trabajos de revisión de Lausmaa <sup>92</sup> y de Bagno <sup>93</sup>.

<b>Método</b>	<b>Efecto</b>
Desbaste, Pulido	Desincrustar restos sólidos de contaminantes, eliminar capas nativas/ Obtener un acabado superficial muy liso.
<b>Granallado, Arenado, granallado de pretensión</b>	Desincrustar restos sólidos de contaminantes, eliminar capas nativas/ Aumentar la rugosidad superficial/ Mejorar la adhesión en el enlace/ Introducir pensiones residuales.
<b>Limpieza química con disolventes</b>	Eliminar contaminantes.
<b>Ataque/ Grabado ácido</b>	Desincrustar restos sólidos de contaminantes, eliminar capas nativas/ Modificar la rugosidad superficial/ Eliminar tensiones.
Ataque/ Grabado alcalino	Hidroxilar/ Mejorar la formación de apatita: conferir bioactividad/ Aumentar la rugosidad superficial.
Pasivado en ácido o por tratamientos térmicos	Oxidar/ Minimizar liberación de iones.
Tratamiento con fosfato de calcio y/ u otros iones	Precipitar capas de apatita/ Modificar la composición superficial.
Ataque con H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Oxidar, hidroxilar/ aumentar rugosidad por grabado/ limpiar y esterilizar/ eliminar capas nativas.
Electropulido	Eliminar tensión/ obtener superficies lisas y uniformes.
Anodizado, oxidación anódica	Modificar la estructura y la composición del óxido/ mejorar la resistencia a la corrosión/ disminuir la liberación de iones/ aumentan la rugosidad superficial/ obtener superficies porosas.
Tratamiento por descarga lumínica	Limpieza superficial/ eliminar capas nativas/ grabar/ esterilizar/ oxidada, nitrurar.
Tratamiento por descarga eléctrica	Aumentar la rugosidad superficial.
Implantación iónica	Modificar la composición superficial/ mejorar la resistencia a la corrosión y el desgaste.
Recubrimiento sol-gel	Recubrir con material bioactivo.
Recubrimiento por "magnetron sputtering"	Recubrir con material bioactivo/ aumentar rugosidad.
Recubrimiento por proyección por plasma de fosfatos de calcio	Recubrir con material bioactivo/ aumentar rugosidad.
Recubrimiento por proyección por plasma de titanio	Aumentar rugosidad. Generar estructura microporosa.
Ablación láser	Recubrir con material bioactivo.
Adsorción fisicoquímica de moléculas biológicas	Interaccionar selectivamente con las proteínas/Bioactividad.
Enlace covalente de moléculas biológicas	Interaccionar selectivamente con las proteínas/Bioactividad.
Recubrimiento de moléculas biológicas por inclusión en materia de portadores	Interaccionar selectivamente con las proteínas/Bioactividad.

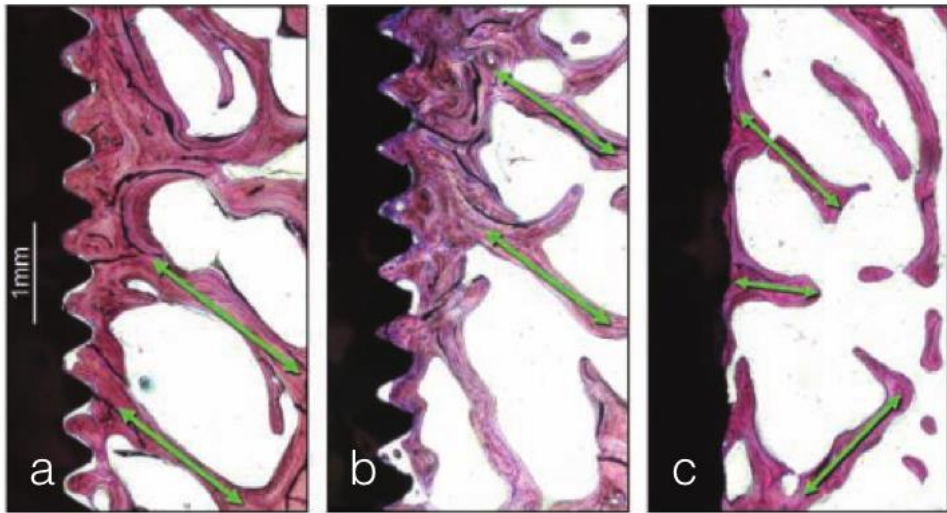
*Tabla 2.5: Diferentes métodos de caracterización de las superficies de los implantes así como los efectos principales que tienen sobre las diferentes propiedades superficiales. En negrita los métodos más empleados por las industrias de implantes.*

## **2.F/ Relación entre la biomecánica del hueso y las características del implante:**

Las características microscópicas de los implantes son más importantes durante la fase de cicatrización del implante. Las superficies rugosas están relacionadas con una mejor osteointegración de los implantes dentales, ya que el BIC (Contacto hueso implante) está aumentado, en consecuencia del aumento de la superficie de contacto. Pero esta osteointegración del implante corresponde a una cicatrización del hueso circundante sin la presencia de carga funcional. El diseño macroscópico del implante puede ser de gran importancia como lo describe Karousis <sup>62</sup> en el estudio de 3 diferentes diseños de implantes con el mismo tratamiento de superficie a los 10 años. Este autor observa una pérdida de hueso crestral inferior en los implantes cilíndricos roscados en comparación con los otros implantes cilíndricos huecos. En un estudio clínico <sup>63</sup> de 3 años, una menor pérdida de hueso crestral es observada en implantes cilíndricos roscados mecanizados, en comparación con implantes cilíndricos rugosos. En otras palabras, varios estudios clínicos observan diferencias de pérdida de hueso crestral después de someter el implante a la carga funcional y por consiguiente diferentes valores de éxito a largo plazo. Como ya hemos descrito en un párrafo anterior, el hueso está en constante remodelación, dependiendo de las fuerzas que recibe. La función de los implantes es la de transferir la carga al hueso circundante. El objetivo primario de los implantes dentales es el de distribuir y disipar estas cargas mecánicas al fin de optimizar la función de la prótesis implanto-soportada.

### **2.F.1. Relación entre el diseño macroscópico del implante y el tipo de fuerza aplicado:**

Un implante cuando está sometido a una carga funcional sufre 3 tipos de fuerzas: de compresión, de tensión y de cizallamiento. El hueso es más resistente cuando es sometido a fuerzas de compresión, pero entre un 30% y un 65% menos resistente a fuerzas de tensión y de cizallamiento respectivamente <sup>94</sup>. Debido a la relación directa entre resistencia a la fractura y densidad ósea, limitar las fuerzas de cizallamiento en densidades bajas es primordial <sup>95</sup>. El diseño Macroscópico del implante tiene un papel en la remodelación del hueso circundante cuando este está sometido a la carga funcional. La carga resultante en un implante cilíndrico a nivel de la interfase hueso-implante es esencialmente de cizallamiento. Por consecuencia las condiciones de superficie deben ser rugosas para compensar este diseño macroscópico inadecuado. La integridad de la interfase del implante durante la carga inicial es dependiente de la resistencia al cizallamiento de la unión hueso-superficie de este <sup>96</sup>. Durante la fase de osteointegración del implante, las condiciones de superficie mejoran el BIC y las cualidades de la superficie en cuestiones de adhesión celular. Aun así, los tratamientos de superficie de implantes cilíndricos no permiten una transmisión efectiva de las fuerzas de compresión a las células óseas debido a la escasa escala de las características de la superficie <sup>97</sup>. Entonces el BIC es mayor durante la fase de cicatrización, pero la superficie sobre la cual la carga es transmitida y repartida en el hueso circundante después de la carga funcional es mayoritariamente dependiente del diseño macroscópico <sup>98</sup>. Watzak y col evaluaron implantes cilíndricos roscados y no roscados después de someterlos a carga durante 18 meses en Babuinos <sup>98</sup>. Observaron valores de BIC superiores en implantes roscados tanto en mandíbula como en maxilar, y un hueso trabecular organizado perpendicular a las roscas (*Fig.2.52*).

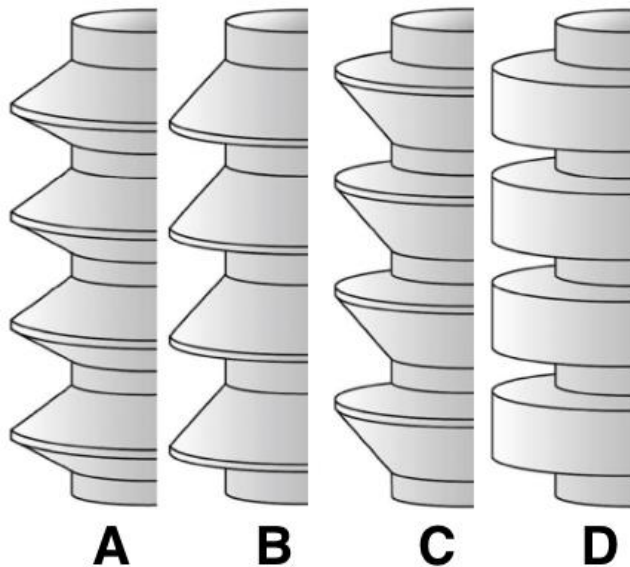


*Fig.2.52: Cicatrización de tres implantes con diferentes tratamiento de superficie: a) Implante mecanizado con espiras b) implante con tratamiento de tipo SAE (Chorroado con oxido de alúmina y Grabado acido) y c) un implante cilíndrico con tratamiento TPS (Titanium Plasma Spray). Note la organización del hueso trabecular para resistir a las fuerzas masticatorias para los implantes a y b, comparado al hueso desorganizado en el implante cilíndrico c <sup>98</sup>.*

Bolind y col <sup>99</sup> en un estudio retrospectivo comparó implantes cilíndricos e implantes roscados de prótesis funcionales. Concluyo que un BIC superior y una pérdida de hueso crestal inferior se encontraba en implantes roscados en comparación con implantes cilíndricos. Conviene resaltar que en este estudio los implantes roscados carecían de tratamiento de superficie. En conclusión, los implantes cilíndricos transfieren de manera inadecuada la carga funcional resultando en una pérdida mayor de hueso crestal.

## 2.F.2. Relación entre el diseño macroscópico del implante y la dirección de la fuerza aplicada:

El hueso es menos resistente cuando la fuerza no es axial e incide con una angulación<sup>100</sup>. Cuanto mayor sea este ángulo, mayor será el estrés distribuido a la interfase hueso-implante. Una fuerza con un ángulo de 30° incrementará el estrés en un 50% en comparación con una fuerza axial, especialmente alrededor de la porción crestal del implante<sup>101</sup>. Por esto el cuerpo del implante tendría que ser perpendicular a la curva de Wilson y la curva de Spee para aplicar una fuerza axial durante la carga funcional del implante. Los implantes roscados tienen la particularidad de convertir cargas oclusales en fuerzas de compresión al nivel de la interfase hueso-implante. Por lo tanto, el tipo de rosca de la espira (*Fig.2.53*) es particularmente importante cuando se consideran transferencias de carga a largo plazo. Bajo fuerzas axiales, al nivel de la interfase hueso-implante, las roscas en forma de dientes de sierra y las cuadradas transmiten mejor las cargas axiales. Las roscas de perfil en “V aguda” o las de dientes de sierra invertidas, por su similitud en la porción inferior transmiten al igual las fuerzas axiales. De esta manera, una disminución de las fuerzas de cizallamiento al nivel de la interfase hueso-rosca reduce el riesgo de pérdida de hueso sobretodo si la calidad de hueso es comprometida o si la longitud del implante es reducida<sup>102</sup>.



*Fig.2.53: Las cuatro formas básicas de espiras para el diseño del implante; (A) Espira en V o V-thread, (B) Espira en forma de sierra, (C) Espira en forma de sierra invertida, (D) espira cuadrada.*

### 2.F.3. BIC (Contacto Hueso/ Implante) versus superficie funcional:

Las fuerzas aplicadas a un implante tienen que ser evaluadas en magnitud, duración, tipo y dirección. El estrés producido por estas fuerzas correspondería al total de las fuerzas dividido por la superficie en contacto del implante (Fig.2.54). De un modo básico, para disminuir el estrés, es necesario disminuir las fuerzas o aumentar la superficie de contacto. Hay que hacer entonces la diferencia entre el BIC que se puede observar después de la osteointegración y la superficie funcional que corresponde al área de la interfase hueso-implante utilizada para distribuir y disipar las fuerzas<sup>102</sup>. Así, la superficie funcional del perfil de rosca de un implante es la porción del perfil de la rosca que participa en la transmisión de fuerzas de compresión durante la carga axial funcional. En contraste de la superficie funcional, la superficie total teórica incorpora una parte de área de superficie “pasiva”, la cual no participa a la transmisión de fuerzas o no tiene las características suficientes para que el hueso se adapte a la distribución de fuerzas<sup>103</sup>. Por ejemplo, recubrimientos de plasma-spray incrementan de 600% el total de la superficie, pero la superficie funcional es solo de 30%. Cada partícula del recubrimiento de plasma mide 8 o menos micras, las cuales no permiten la transferencia de fuerza a las células óseas de 120micras<sup>103</sup>. Un tratamiento de superficie adecuado que permite una superficie funcional óptima, al contrario a una superficie total en contacto o BIC, es beneficiosa para reducir el estrés sufrido por el hueso. Una densidad ósea de D1-D3 reparte el estrés durante la carga funcional a nivel de los primeros 5-9mm crestales del implante, y por lo tanto una longitud de 9 mm del implante sería la apropiada<sup>104, 105, 106</sup>.

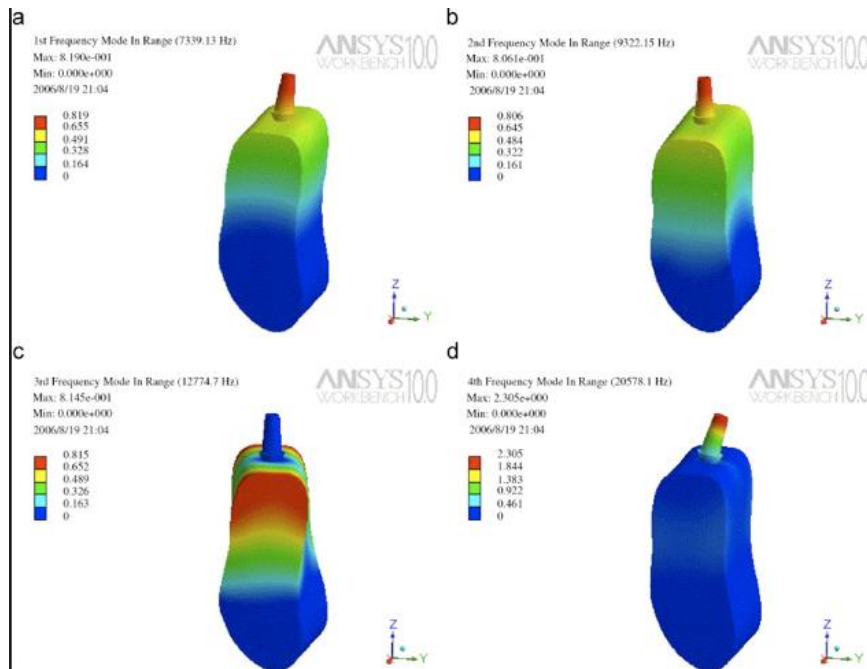


Fig.2.54: Análisis de diferentes tipos de fuerzas sobre el pilar de un implante y la distribución de las fuerzas alrededor del implante. Se observa que la repartición de fuerzas se produce sobre los 5-9mm crestales del implante.

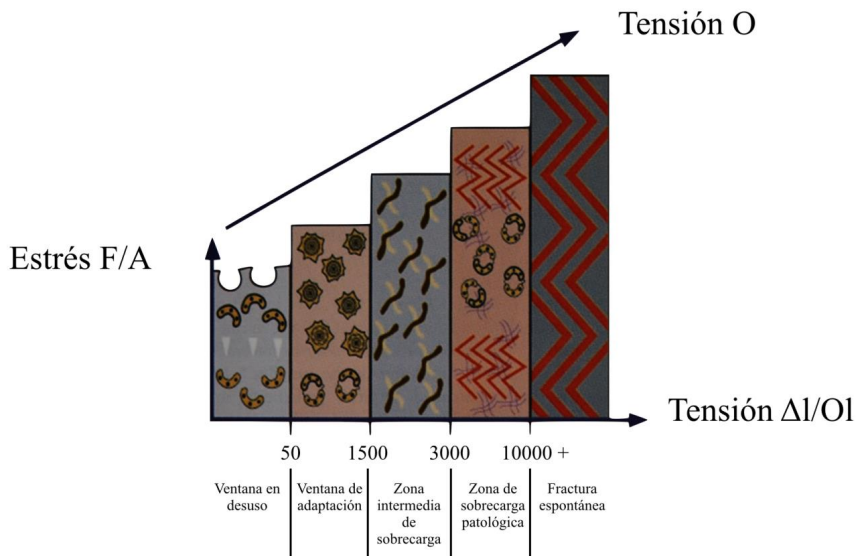


Por ejemplo, un implante de diseño clásico, con un perfil de rosca en “V” o en diente de sierra invertidas, de 20mm de longitud tiene mas BIC que un implante de 13mm con perfil de rosca cuadrado. Sin embargo la superficie funcional que sirve a resistir las fuerzas de compresión, es superior en el implante de 13mm por el perfil de las espiras. El hueso de tipo D1, al ser el mas denso y el mas rígido obtiene un BIC inicial de 80% aproximadamente, que con los huesos de tipo D2, D3 y D4 baja progresivamente hasta un BIC de 25% en el momento de insertar el implante de diseño clásico <sup>50, 107</sup>. Por lo tanto, el tipo de diseño del implante, el perfil de rosca, la longitud y la densidad ósea son directamente relacionado con la superficie funcional del implante. Al contrario de un hueso D1, un hueso de tipo D4, de baja densidad ósea, con un BIC inicial muy bajo, requiere un implante con un máximo de características (cuerpo, espiras, longitud) para compensar su debilidad biomecánica al transmitir las fuerzas oclusales <sup>108</sup>.

El diámetro de un implante también influye aumentando la superficie funcional, pero este aumento no es siempre es suficiente en áreas posteriores de hueso poco denso y carga oclusales importantes. En un estudio de Ivanoff y col <sup>109</sup>, se observó que implantes de 6mm de diámetro de 6 y 8mm tenían un alto índice de fracaso en el maxilar en comparación con implantes de diámetro idéntico y un mínimo de 10mm de longitud. Un tratamiento ideal incluye una longitud de 11,5 mm o mas con un diámetro de 4mm para zonas anteriores y de 5mm de diámetro en las zonas posteriores <sup>51</sup>. Modificando el diseño macroscópico del implante, aumentaremos el BIC inicial como la superficie funcional del implante, sobretodo en un hueso inadecuado. Efectivamente, existen después de un tiempo de carga funcional del implante, diferentes pérdidas óseas marginales en función de los diferentes diseños de implantes. Los elementos protuyentes del cuerpo, tal como espiras, y canales, actúan transmitiendo las fuerzas cuando hay una carga oclusal. En un estudio de Duyck <sup>110</sup>, se observó que la densidad ósea era después de la cicatrización inicial igualmente distribuida dentro de la espira. Pero en condiciones de carga el hueso no ocupa la gran parte de la espira, solo la parte inferior, la cual transmite la fuerza de compresión <sup>111</sup>. El diseño macroscópico no solo define la estabilidad primaria y el BIC inicial, sino también la distribución del hueso sobre el implante para una transferencia óptima de la carga oclusal.

## 2.F.4. Relación del diseño del implante con el remodelado óseo tras la carga:

Las membranas de las células óseas actúan como un sistema mecano-sensitivo del hueso y están reaccionan podrían reaccionar con una remodelación del hueso con niveles de estrés 100 veces inferiores a la resistencia máxima del hueso según diferentes autores<sup>112,113,114,115,116,117,118</sup>. Frost<sup>39</sup> describe en un estudio las 4 zonas de adaptación mecánica del hueso frente al estrés oclusal. Estas incluyen la zona de sobrecarga patológica, la zona intermedia de sobrecarga, la ventana de adaptación y la ventana de desuso (*Fig.2.55*). Brevemente, la ventana de sobrecarga patológica y la ventana de desuso son los dos extremos de la reacción ósea frente al estrés. La sobrecarga patológica suele generar microfracturas, las cuales necesitan ser reparadas o pueden derivar en resorción ósea. La ventana de desuso aumenta también la remodelación, y en consecuencia disminuye la masa ósea. Este autor describe diferentes ratios de remodelados óseos (BRR), el cual representa el tiempo que necesita el nuevo hueso para reemplazar el hueso existente<sup>119</sup>. También puede ser expresado en una cantidad de volumen por unidad de tiempo. El hueso cortical tiene un BRR de unos 1-5 micras al día, mientras que el hueso esponjoso puede llegar a BRR de mas de 60 micras al día<sup>120, 121</sup>. La pérdida de hueso se relaciona con huesos que se remodelan rápido (BRR altos), como el hueso esponjoso ya que es menos mineralizado y menos organizado y menos resistente en la interfase hueso-implante que el hueso cortical. Por lo tanto, queda patente que el diseño macroscópico del implante, la dirección de la carga y la condición de la superficie son determinantes para el remodelado del hueso al nivel de la interfase hueso-implante del BRR.



*Fig.2.55: Cuatro zonas relacionadas con la adaptación mecánica del hueso a la tensión antes de la fractura espontánea. Estas incluyen la ventana de desuso donde el estrés es muy leve, la ventana de adaptación donde se reúnen las condiciones fisiológicas ideales, la zona intermedia de sobrecarga donde la tensión provoca microfracturas e incrementa el ratio de remodelación ósea (BRR) y la zona de sobrecarga patológica, donde aumenta las microfracturas, la remodelación y la resorción ósea<sup>39</sup>.*

## 2.F.5. Relación entre la geometría de las espiras y el BIC:

Las roscas están diseñadas para maximizar el contacto inicial con el hueso, aumentar la superficie de contacto y facilitar la distribución de la carga oclusal hacia la interfase hueso-implante. La superficie funcional por unidad de medida de un implante puede ser modificada variando los tres diferentes parámetros de la rosca: el paso de rosca, el perfil de la rosca y la profundidad de esta.

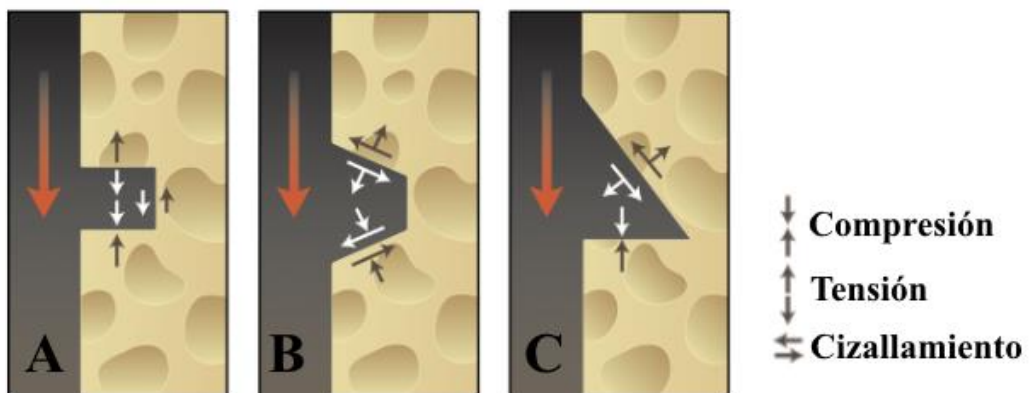
### 2.F.5.1. Paso de rosca:

Es uno de los determinantes de la estabilidad primaria del implante después de su inserción, define la distancia entre dos roscas paralelas de un implante <sup>102</sup>. Cuanto mayor sea el paso, menos espiras y vice-versa. Porque la fuerza es directamente relacionada con el estrés al nivel de la superficie funcional del implante, el paso de rosca tiene un papel importante ya que define el número de espiras y por lo tanto la superficie funcional <sup>122</sup>. Cuanto menor sea el paso de rosca, mayor será el número de roscas y como consecuencia, mayor estabilidad primaria tendrá y mejor repartirá la carga oclusal al hueso circundante.

### 2.F.5.2. Perfil de rosca:

Como descrito anteriormente, existen cuatro formas de perfiles de rosca: perfil en “V”, en diente de sierra invertida, cuadradas y en diente de sierra.

Todas son óptimas para la carga funcional, aun así existen diferencias en la repartición de una fuerza axial al hueso circundante (*Fig.2.56*). Durante la inserción, se observa que el BIC (contacto Hueso/Implante) más alto se obtiene con un perfil de rosca cuadrado comparado con otros perfiles <sup>123, 124</sup>. También, se observa que el perfil cuadrado es el que reparte mejor la carga oclusal en fuerzas de compresión al igual que el perfil en dientes de sierra. Mientras, el perfil en “V”, con una angulación a 30° al eje axial del implante, transmite la carga oclusal con fuerzas de tensión que superan en 10 veces las que se transmiten en un perfil de rosca cuadrado <sup>74</sup>.



*Fig.2.56: Direcciones de las fuerzas generadas en la interfase hueso/implante cuando se aplica una fuerza axial.*

### 2.F.5.3. Profundidad de las rosca:

La profundidad de la rosca se mide entre el pico y el valle de la espira <sup>102</sup>. Cuanto mayor sea esta profundidad, mayor es la superficie total del implante. Un implante con pocas espiras y poco profundas es mas fácil de insertar, pero como hemos visto anteriormente, estas características pobres en soporte para el hueso disminuyen la superficie funcional resultante que tendrá el implante durante la carga. La profundidad de la rosca tiene que ser modificada en función del diámetro del cuerpo del implante, y así poder aumentar hasta un 150% la superficie de contacto cada milímetro aumentado de diámetro <sup>104,97</sup>.

## **2.G/ Condiciones de Carga:**

Cuando la literatura habla de carga de un implante se refiere al momento donde este implante esta sometido a cargas funcionales bien sea a través de una prótesis provisional acrílica o bien definitiva. Dentro de las condiciones de carga intervienen diferentes tiempos en función del momento en el cual se pone el implante y el momento en el cual este recibe fuerzas masticatorias<sup>74</sup>.

### **2.G.1. Carga después de la fase de osteointegración:**

La carga después de la fase de osteointegración es la que dicta el protocolo convencional, 6 meses para el maxilar y 4 meses para la mandíbula. Hoy en día, los tratamientos de superficie han permitido disminuir estos tiempos en 4 meses en el maxilar y 2 meses en mandíbula. Un mínimo de estabilidad primaria de 32 Newtons<sup>27, 28</sup> es necesaria para garantizar la osteointegración en un implante con una carga después de la fase de osteointegración. Esta dependerá esencialmente del diseño del implante y del tipo de hueso así como la preparación del lecho.

### **2.G.2. Carga diferida:**

La carga diferida es una carga real del implante y se suele hacer a la semana o al mes. A la semana de haber colocado el implante, la estabilidad primaria es la que sigue rigiendo la estabilidad del implante. Después, a las dos semanas existen cambios dimensionales a nivel del hueso en contacto con el implante y es un tiempo crítico para someter una carga. Después de un mes, gran parte de la estabilidad primaria se ha convertido en una estabilidad secundaria fruto de la osteointegración, la cual es suficiente para recibir cargas funcionales. La carga diferida se decide dependiendo de la estabilidad primaria obtenida del implante, del tipo de carga y del número de implantes. Además, es crítico controlar la oclusión después de colocar la prótesis provisional, al fin de evitar contactos prematuros u interferencias en movimiento de lateralidad o de protusión.

### **2.G.3. Carga inmediata:**

La carga inmediata es una carga en el mismo acto quirúrgico en el cual se coloca el implante, es decir que el implante ni siquiera tiene una conexión histológica con el hueso y este solo se mantiene a través de su estabilidad primaria. Obviamente, la decisión de una carga inmediata depende esencialmente de la estabilidad primaria obtenida ya que mantendrá y soportará las cargas funcionales mientras se produce la osteointegración del implante. El pronóstico de osteointegración de un implante con carga inmediata depende también del tipo de carga y del número de implantes. La estabilidad primaria varía según diferentes factores; el diseño macroscópico del implante, el tipo de hueso y la preparación quirúrgica del lecho implantario. Efectivamente, se ha comentado las diferentes características macroscópicas del implante que favorecen la estabilidad primaria, como el cuello, la forma de las espiras así como su número (simple, doble o triple espiras) pero, la carga inmediata, depende esencialmente del tipo de hueso, donde un hueso de tipo D1 será preferible por su BRR inferior a un hueso D4 con un BRR superior. Un mínimo de estabilidad primaria de 32 Nnewtones es necesaria para garantizar la osteointegración en un implante con una carga después de la fase de osteointegración. Para una carga inmediata, se necesita una estabilidad de más de 40 Nnewtones es necesaria ya que de esta depende el micromovimiento del implante. Además según los diferentes ratios de remodelación ósea del hueso en el cual se coloca el implante, una misma estabilidad primaria puede

tener diferentes respuestas desde una aposición ósea a una resorción. La preparación quirúrgica depende del diseño del implante y habrá que preparar mas (pasar fresas de diámetros crecientes) o menos en función del tipo de hueso y de la estabilidad requerida. Generalmente, la carga inmediata no se suele hacer sobre un solo implante ya que los riesgos de sobrecarga son muy elevados. El punto crítico de la carga inmediata es como lo dice su nombre, la carga, y mas precisamente la sobrecarga, ya que esta provocaría el efecto totalmente contrario, la resorción ósea. Por lo tanto, es imprescindible controlar la oclusión al fin de evitar contactos prematuros u interferencias en movimiento de lateralidad o de protusión.

#### **2.G.4. Carga estética:**

La carga estética no es una carga realmente, ya que el implante no se somete a ninguna carga masticatoria. Esta es una situación que se suele emplear en implantes unitarios en el sector estético, ya que es mas fácil repartir las fuerzas sobre los dientes adyacentes.

## **2.H/ Técnica quirúrgica y osteointegración:**

### **2.H.1. Repaso histórico:**

De acuerdo con los diferentes tipos de diseño de implantes, las técnicas quirúrgicas para la preparación del lecho para implantar han cambiado también.

La preparación convencional consiste en el paso de diferentes fresas cilíndricas de diámetro crecientes y la preparación es función de la densidad de hueso. A hueso mas blando, la preparación se queda en una o dos fresas antes de llegar al diámetro del implante. A hueso mas compacto se queda a una fresa final de diámetro ligeramente inferior al diámetro del implante. En el caso de un hueso muy cortical se puede pasar una fresa llamada terraja que fresara las espiras para facilitar la inserción del implante.

### **2.H.2. Irrigación- Temperatura:**

La irrigación durante la preparación del lecho es quizás uno de los requisitos mas significativos si queremos que un implante se osteointegre. Efectivamente, un aumento de la temperatura superior a 3°C es sinónimo de osteonecrosis del hueso, un verdadero hincapié a la osteointegración que se persigue. Por esto, la irrigación de la fresa con suero fisiológico durante toda la preparación es más que necesaria para evitar dañar el hueso. Por esto existen dos tipos de irrigaciones; la interna y la externa. La interna permite una refrigeración de la fresa internamente y la irrigación externa refrigera la fresa externamente con un chorro de suero fisiológico adjunto al cabezal del contraángulo quirúrgico.

### **2.H.3. Fresas- Cortes- Material**

Las fresas que se emplean para la preparación del lecho receptor son de diámetro creciente, pero las cualidades que se buscan en una fresa quirúrgica son:

#### **2.H.3.1. Eficacia de corte:**

Esta es la propiedad esencial que tiene que tener una fresa quirúrgica al fin de poder cortar y penetrar el hueso con facilidad así evitando el sobrecalentamiento. Las fresas quirúrgicas suelen ser de acero inoxidable y bañadas en tungsteno al fin de proporcionarles un suplemento de rigidez, pero recientemente, han salido fresas de cerámica, las cuales permiten más usos con mas eficacia. No obstante, la tendencia es de usar fresas de un solo uso y así evitar el primer impedimento a la osteointegración del implante, el sobrecalentamiento del hueso.

#### **2.H.3.2. Irrigación interna:**

La punta de la fresa es la parte que más trabaja y entonces la que mas calienta. Por esto, la irrigación externa tiene que ser acompañada de un movimiento de vaivén de la fresa dentro del lecho al fin de refrigerar la punta de esta antes de continuar la preparación. Una alternativa es refrigerar con irrigación interna, y tanto el cabezal del contraángulo como la fresa tienen que ser preparados para este sistema de refrigeración. Así pues, la irrigación es mas completa a lo largo de la fresa, la cual calienta menos.

### 2.H.3.3. Visualizaciones de longitudes:

La ayuda operatoria durante la preparación del lecho es crucial, sobretodo cuando se trabaja con estructuras anatómicas cercanas como nervios, arterias, suelo de seno maxilar o fosas nasales. Las marcas de las longitudes tienen que ser claras al fin de evitar equivocaciones de longitudes.

### 2.H.3.4. Ayuda operatoria con topes de longitud.

Una parte de la evolución del sistema de fresado ha sido la aparición de sistemas de topes que permiten trabajar con mas seguridad en zonas criticas donde no puede haber equivocación de la longitud planificada en el estudio radiográfico. Estos son generalmente aros que se fijan a la longitud deseada y actúan de topes durante la preparación del lecho.

### 2.H.3.5. Forma final de la ultima fresa acorde con el implante.

Como ya descrito anteriormente, existe una evolución de la forma de los implantes, la cual también existe aunque en un rango menor en el sistema de fresas. Efectivamente, las fresas suelen ser cilíndricas, también podemos encontrar fresas cónicas o cilindrocónicas, acorde con la forma del implante<sup>125</sup>. Otra alternativa es mejorar la estabilidad primaria del implante infrapreparado el lecho receptor con el fin de limitar el micromovimiento del implante (el cual puede conllevar a una fibrointegración)<sup>126</sup>.

### 2.H.3.6. Recuperación de hueso.

Siendo un material de regeneración muy preciado ya que tiene las células óseas, las proteínas oseoinductivas y el soporte, el hueso autólogo que se pueda recuperar de la preparación del lecho no es menos preciable. Efectivamente, dependiendo del tipo de fresa empleada, recuperaremos mas o menos cantidad de hueso.

## **2.H.4. Protocolos de fresado:**

### 2.H.4.1. Fresado convencional:

Es un fresado a 1000rpm (revoluciones por minuto) acompañado de una irrigación externa o interna o ambas, de suero fisiológico ya que a tantas revoluciones la fresa calienta mucho. Este protocolo de fresado es inepto para recuperar hueso de la preparación del lecho.

### 2.H.4.2. Fresado lento:

Es un fresado entre 50 y 200 rpm con irrigación o no con suero fisiológico, pero a diferencia del fresado convencional, la fresa no tiene tiempo de calentar sobretodo a muy bajas revoluciones. Un requisito fundamental para este tipo de fresado y mas a mas sin irrigación es una fresa con una muy buena capacidad de corte. Además este fresado nos permite la recuperación de hueso autólogo durante la preparación del lecho.

### 2.H.4.3. Piezoeléctrico.

Este es un fresado no muy habitual en la practica implantológica, ya que es un sistema muy lento. Aun así, es quizás el protocolo menos invasivo para el hueso, ya que el corte

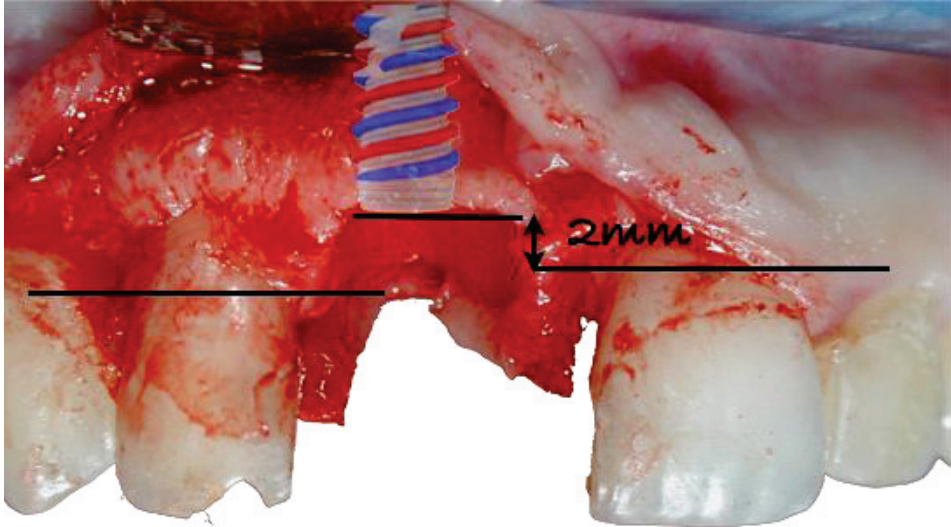


con insertos piezoeléctricos tiene la mejor respuesta ósea para la cicatrización de este

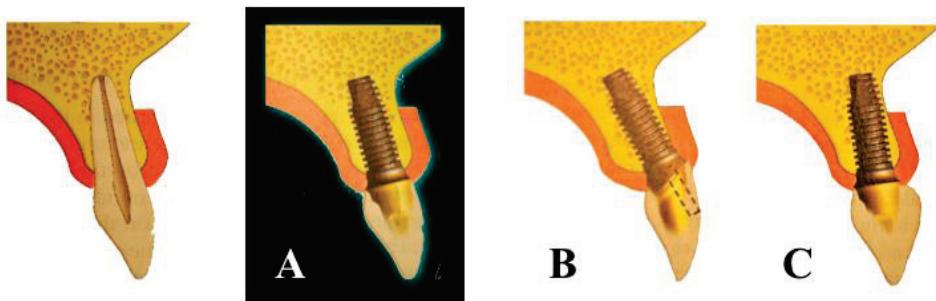
127

### **2.H.5. Posición Tridimensional del implante:**

Un implante tendría que localizarse precisamente en tres planos: el plano mesiodistal, el plano vestíbulo lingual y finalmente el plano apicocoronal <sup>70, 71, 72, 73</sup>. La posición mesiodistal del implante es muy importante al fin de respetar el ancho biológico necesario bien que sea entre el implante y un diente adyacente u otro implante. Un mínimo de 1,5-2 mm mesiodistal es necesario para respetar el espacio biológico entre un diente natural y un implante, mientras que se aconseja un mínimo de 2-3 mm entre implantes para evitar una remodelación al nivel del cuello del implante <sup>66</sup>. En el caso de un implante unitario, la colocación mesiodistal de este es a menudo en el medio del espacio con una cantidad similar de hueso interproximal entre cada uno de los dientes adyacentes. En alguna ocasión, un implante puede colocarse ligeramente hacia distal como podría ser el caso de un implante unitario para reemplazar un incisivo central. De esta manera simularemos mejor el vértice de la futura corona. La posición vestibulolingual del implante también es relevante para un buen aspecto de nuestra restauración protésica, tanto a nivel de estética como a nivel de la preservación del hueso cortical vestibular en el tiempo. Efectivamente, los implantes suelen ser colocados hacia palatino dejando un mínimo de 1,5 mm de cortical vestibular. La posición apicocoronal del implante depende mucho de la remodelación ósea alrededor del cuello del implante. Asimismo, una conexión externa, conocida por su alta remodelación ósea tendría que estar sumergida o en una posición subcrestal. Por el contrario un implante de conexión interna, conocida por su mayor preservación del hueso crestal se puede colocar a nivel crestal. También la influencia de los dientes adyacentes, sobretudo en sector anteriores obligan a veces a sumergir los implantes al fin de tener unos 2mm a partir de la LAC ( línea AmeloCementaria) y así respetar una estética de los tejidos blandos (*Fig.2.57*). Entonces, hablamos de una posición guiada por nuestra prótesis futura teniendo en cuenta la posición del diente natural como referencia. Así pues, el implante idealmente se colocara en una posición detrás del borde incisal mas que en una posición natural de la raíz ya que esta angulación disminuye el ancho de cortical vestibular <sup>74</sup>. Un implante en posición del cingulo tampoco es la situación ideal, por razones higiénicas, ya que para recuperar la posición muy palatina de la conexión la prótesis abultara con mucha cerámica favoreciendo el acumulo de placa (*Fig.2.58*).



*Fig.2.57: Posición mesiodistal ideal de un implante para reemplazar un incisivo central. Note la referencia de 2mm de la LAC de los dientes adyacentes. Cortesía del Dr.Parahy*



*Fig.2.58: Inclinación e posición vestibulolingual de un implante en función de a) de la restauración protésica definitiva, b) de la inclinación de la raíz y c) de la posición del cingulo <sup>74</sup>.*

## **2.H.6. Tiempos para la colocación de implantes.**

Hasta 2004, la literatura habla de colocación de implantes inmediatos, diferidos o tardíos después de la extracción de una pieza dental.

Para aclarar estas definiciones este consenso pone de acuerdo los tiempos en cuestión de colocación de implantes después de una extracción, 4 tipos están descritos con sus ventajas e inconvenientes <sup>128</sup>.

### **2.H.6.1. Postextracción inmediato:**

El tipo 1 representa los implantes colocados inmediatamente postextracción, lo cual tiene algunas ventajas, como el disminuir el número de cirugías, no obstante los inconvenientes pueden ser difícil de negociar, como la falta de tejido blando para un cierre primario, una morfología del alveolo complicada para una colocación en una posición óptima del implante, así como la posible falta de estabilidad primaria debido a la falta de hueso en contacto con el implante. En muchas ocasiones debe complementarse con técnicas de regeneración ósea. Resumiendo, es una técnica muy sensible.

### **2.H.6.2. Postextracción diferido:**

El tipo 2 elimina algunos inconvenientes del tipo 1 ya que se procede a la colocación del implante después de una cicatrización del alveolo entre 4-8S, es decir el tiempo de cicatrización de los tejidos blandos, lo que nos permite un cierre primario de la herida. No obstante se observa varios grados de reabsorción ósea de las paredes del alveolo, y en particular la cortical vestibular. La colocación tridimensional del implante sigue siendo un reto y suelen requerirse técnicas de regeneración.

### **2.H.6.3. Postextracción 1 mes/ Postextracción >2meses:**

El tipo 3 procede a la colocación del implante en un alveolo cicatrizado en el cual existe un relleno sustancial de tejido óseo y abundancia de tejido blando. Técnicas de regeneración pueden ser requeridas ya que las paredes del alveolo muestran varios grados de reabsorción.

## **2.I/ Biología Periimplantaría:**

### **2.I.1. Complejo implantogingival:**

La unión dentogingival y implantogingival son diferentes. Se diferencian básicamente porque la unión del epitelio de unión con la superficie del implante es de tipo hemidesmosomal, al igual que la del tejido conectivo, pero la disposición de sus fibras es predominantemente longitudinal respecto a la superficie del implante y no perpendicular como ocurre en el diente natural. Las fibras de colágeno se organizan de manera paralela a la superficie del implante con una organización circular, oblicua o corono-apical creando un manguito fibroso periimplantario, lo que confiere a la mucosa su tonicidad. La mayor cantidad de fibras de colágeno se sitúa al nivel más coronal de la unión. También existe un mayor porcentaje de fibras de colágeno por fibroblastos (proporción de 4 en el diente por 109 en el implante)<sup>129</sup>. Lo que hace que esta unión sea débil y que su inflamación y contaminación se extienda al hueso subyacente con una progresión rápida. Según estudios en perros, se produce una encapsulación frente al ataque bacteriano con el tiempo, y así una formación de una lesión residual no agresiva y una limitación del cuadro inflamatorio destructivo<sup>130, 131</sup>.

### **2.I.2. Placa- Biofilm<sup>132</sup>:**

Estudios longitudinales han demostrado que es posible mantener los implantes osteointegrados por largos periodos en condiciones de salud y funcionalidad con un buen control del biofilm dental. En la última década, el origen bacteriano de la periimplantitis ha quedado demostrado en múltiples estudios en animales o humanos, y se considera el factor más importante relacionado con la pérdida de osteointegración. Muchos de los conceptos periodontales se han aplicado a los implantes y se ha desarrollado una amplia investigación para reconocer la biología de estos en estado de salud y enfermedad. La biopelícula dental desempeña un papel importante en la salud y enfermedad en relación con los implantes dentales. La formación de biopelículas y su inadecuado control puede iniciar un proceso inflamatorio de los tejidos periimplantarios marginales (mucositis) o llegar a afectar el tejido óseo de soporte (periimplantitis). La respuesta del huésped y otros factores, tanto locales como generales, también condicionan el paso de la salud a la enfermedad, en este caso la periimplantaria. En los pacientes desdentados parciales, además de una buena salud general, las piezas dentarias remanentes no deben presentar enfermedad periodontal. Si el paciente tiene una enfermedad periodontal, está deberá ser tratada antes de planificar la colocación de implantes. La microbiota subgingival alrededor de implantes estables se compone principalmente de cocos grampositivos y ausencia o escasas Espiroquetas y bacilos móviles, semejante a la encontrada en dientes naturales periodontalmente sanos. En contraste, la microbiota de implantes con periimplantitis se compone especialmente de bacilos gramnegativos con una elevada frecuencia de los microorganismos encontrados en periodontitis. pacientes con historia de periodontitis presentan una alta frecuencia de microorganismos patológicos, como *Aggregatibacter Actinomycetemcomitans (Aa)*, *Porphyromonas gingivalis (Pg)* y *Tannerella forsythia (Tf)*. Adicionalmente, pueden aparecer microorganismos inusuales, como bacilos entéricos, pero su papel en la iniciación y la progresión de las patologías periimplantares es desconocido aún.

### **2.I.3. Salud periimplantaria:**

Igual que en el diente natural, las bacterias se adhieren en primer término a la porción supragingival del implante y, posteriormente, colonizan el surco periimplantario. En algunos casos la adhesión bacteriana depende, aunque sólo inicialmente, del tipo de implante utilizado. Se ha demostrado que *Streptococcus sanguinis* se adhiere más al esmalte que al titanio, que *Streptococcus mitis* presenta una mayor adherencia al titanio y que *Actinomyces viscosus* presenta una menor capacidad adhesiva al titanio que al esmalte. Dos días después de la colocación del pilar transepitelial, la biopelícula supragingival está formado fundamentalmente por cocos y bacilos grampositivos anaerobios facultativos.

La biopelículas subgingival es el reflejo de la colonización supragingival, con las influencias ecológicas del surco gingival. Con el tiempo se establece una biopelícula madura. Los microorganismos que pueden ser detectados incluyen *Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Prevotella intermedia*, *Actinomyces odontolyticus* y *Actinomyces naeslundii*.

En estado de salud periimplantaria no se han identificado *Porphyromonas gingivalis*. Con microscopio de campo oscuro y microscopía de contraste de fase se ha observado pequeñas proporciones o ausencias de treponemas y bacilos móviles. En implantes relativamente sanos con una profundidad al sondaje estable se han identificado principalmente bacterias no móviles (cocos y bacilos).

Quirynen y Listgarten<sup>133</sup> han comparado las bacterias encontradas alrededor de los implantes en pacientes parcial y totalmente desdentados, y han identificado una elevada proporción de cocos y escasos bacilos móviles, y no han detectado espiroquetas (treponemas) en los pacientes totalmente desdentados. Estos autores han postulado que la presencia de dientes influye en la composición del biofilm alrededor de los implantes.

### **2.I.4. Afecciones periimplantarias:**

#### **2.I.4.1. Colonización Bacteriana:**

Para demostrar la afectación periimplantaria de un implante osteointegrado, se destacan cinco líneas de evidencia que se exponen a continuación.

##### **2.I.4.1.1. Experimentos en humanos que demuestran que el acumulo de placa puede conllevar a la mucositis periimplantar:**

Siguiendo el mismo modelo experimental de Loë para la gingivitis se estableció una relación causa-efecto entre el acúmulo de placa bacteriana y el desarrollo de la mucositis periimplantar<sup>133</sup>. También la respuesta frente a la formación de placa ha sido estudiada sobre perros Beagle<sup>134</sup>, donde el infiltrado inflamatorio debido al crecimiento bacteriano era igual tanto en dientes como en implantes adyacentes. Así concluyó que la respuesta es igual en la mucosa implantar y en la encía que rodea un diente.

#### 2.I.4.1.2. Diferencias cuantitativas y cualitativas entre la flora de la periimplantitis y estado de salud de un implante:

Existen diferencias en la composición de la microflora entre implantes con salud e implantes con periimplantitis. Los implantes con salud muestran una colonización de bacterias cocos Gram. positivos, mientras que los implantes con una afectación periimplantar muestran grandes cantidades de bacterias anaerobios Gram. negativos. Fusobacterias, espiroquetas o bacterias como *Prevotella intermedia* han sido encontrados en muchas zonas con patología periimplantar<sup>135, 136, 137, 138</sup>.

Estudios longitudinales demuestran que la microflora normal se establece poco después de la colocación del implante. Además el número de bacterias se queda en un nivel bajo y no se producen cambios en la microflora en estado de salud<sup>139, 140</sup>.

También varios estudios describen que los dientes afectados con periodontitis actúan como reservorios de periodontopatógenos para los implantes<sup>133, 141</sup>.

#### 2.I.4.1.3. Experimentos en animales con ligaduras retentivas de placa que conlleva a la periimplantitis:

La periimplantitis experimental ha sido inducida en perros Beagle y en monos con la inserción de ligaduras para favorecer el acumulo de placa alrededor del margen de los implantes. Lindhe y col<sup>142</sup> encontró que la lesión periimplantar se desarrolla directamente en el hueso subyacente (a diferencia de la periodontitis donde las fibras periodontales normalmente separan el hueso del medio subgingival). Lang y col<sup>143</sup> mediante ligaduras para inducir periimplantitis y periodontitis en monos, describió una similitud en el aumento de los parámetros parodontales (placa e índices gingivales, profundidad de sondaje, pérdida de inserción), cambios histológicos y cambios en la composición de la flora alrededor de implantes y de los dientes.

#### 2.I.4.1.4 La terapia antimicrobiana demuestra resultados positivos en la curación de la periimplantitis:

Un número creciente de estudios están investigando el potencial sistémico o tópico de la aplicación de agentes antimicrobianos para el tratamiento de las infecciones periimplantarias. El tratamiento tiene como objetivo eliminar las bacterias anaerobias mediante un desbridamiento mecánico junto a la administración sistémica de un antibiótico<sup>144</sup> (Ornidazole). Otro estudio<sup>145</sup> en perros observó que el uso de amoxicilina y metronidazol sistémico, combinado con un desbridamiento localizado, resuelve las lesiones periimplantarias inducidas experimentales. Shenck y col<sup>146</sup> también describen que el uso de fibras de tetraciclina tienen una buena acción al nivel local en lesiones periimplantarias.

#### 2.I.4.1.5. La buena Higiene oral tienen un impacto sobre el éxito de los implantes a largo plazo:

Una pérdida de hueso superior ocurre en los pacientes edéntulos con poca higiene oral comparándolos con pacientes con buena higiene oral. Basado en la evidencia se pueden postular los siguientes requerimientos para el mantenimiento de los implantes y el tratamiento de las infecciones de periimplantarias:

- Prevención primaria: para evitar la inflamación y la infección de los tejidos periimplantarios y minimizar el riesgo de fracaso del implante, es imprescindible evitar el acumulo de placa.
- Tratamiento de la causa: la eliminación de los depósitos de placa bacteriana es un paso esencial en la terapia de las infecciones periimplantarias.
- Prevención de la recurrencia de la enfermedad: inducir un cambio en la flora alrededor de los implantes para impedir el crecimiento de novo de potenciales patógenos es la clave para prevenir la recurrencia de la enfermedad.

#### 2.I.4.2. Tipos de bacterias involucradas :

##### 2.I.4.2.1. Fijación:

Otra de las causas de la periimplantitis, como ya hemos comentado anteriormente, es la colonización bacteriana de la bolsa periimplantaria. La asociación entre diferentes microorganismos y la enfermedad periodontal destructiva o enfermedad periimplantaria se rige por los mismos parámetros biológicos. Los microorganismos más relacionados con el fallo de integración de un implante por este mecanismo son, espiroquetas y formas móviles Gram. negativo anaerobias (*Prevotella intermedia* (Pi), *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Actinobacillus actinomycetemcomitans* (Aa), *Bacterioides forsythus* (Bf), *Treponema denticola* (Td), *Prevotella nigrescens* (Pn), *Peptostreptococcus micros* (Pm) y *Fusobacterium nucleatum* (Fn))<sup>132</sup>. Este hecho es muy frecuente en el caso de pacientes parcialmente edéntulos con patología periodontal activa que además son portadores de implantes. En ellos se comprueba la colonización de los surcos periimplantarios por estos microorganismos al mes de la conexión del implante con su pilar protésico. Además se ha comprobado que los pacientes parcialmente edéntulos con periodontitis existente tienen una colonización de los surcos periimplantarios al cabo de un mes. Esta colonización no implica indefectiblemente el desarrollo de una periimplantitis con pérdida rápida de altura ósea, por lo que se sugiere que, además de la presencia de estos gérmenes periodontopatógenos, es necesaria la coexistencia de otros factores locales, sistémicos y genéticos para que éstos produzcan realmente una infección activa prolongada. El diente con afectación periodontal es un reservorio que facilita la transmisión de determinados patógenos como el *Aa*, *Pg*, *Ss*, *Sn*.

##### 2.I.4.2.2. Liposacaridos (LPS):

Los lipopolisacáridos (endotoxinas, LPS) de las bacterias Gram.-negativas son los principales constituyentes de la membrana externa de estos microorganismos. Estas moléculas han sido aisladas de una gran variedad de bacterias Gram.-negativas y algunas cianobacterias, y sus características estructurales y biológicas están siendo extensamente estudiadas. Sin embargo, la mayoría del conocimiento actual acerca de la biosíntesis y relaciones estructura- función de los lipopolisacáridos ha sido obtenido principalmente de estudios con *Salmonella typhimurium* y *Escherichia coli*. La gran relevancia de estas moléculas en las infecciones bacterianas, particularmente en el choque séptico, actualmente constituye un objetivo importante desde el punto de vista farmacológico y terapéutico<sup>132</sup>.

## **2.I.5. Clasificación de la patología periimplantaria:**

### **2.I.5.1 Mucositis:**

La mucositis es un cuadro clínico que se caracteriza por la aparición de cambios inflamatorios limitados a la mucosa periimplantaria que, con el tratamiento adecuado, es un proceso reversible.

### **2.I.5.2 Periimplantitis :**

La periimplantitis es definida como un proceso inflamatorio que afecta a los tejidos alrededor de implantes osteointegrados en función, resultando en la pérdida de hueso de soporte <sup>147</sup>. Existen algunas confusiones sobre el uso de su definición, y su discriminación con términos como implante fallido, que no describen lo mismo, ya que un diente afectado de periodontitis no significa que sea un diente fallido, porque existen maneras de parar la progresión de la periodontitis. De la misma manera, la presencia de una periimplantitis no significa que este implante fallara automáticamente.

## **2.I.6 Características clínicas:**

Los siguientes signos son típicos de las lesiones periimplantarias:

-Evidencia radiológica de una destrucción vertical del hueso crestral. Los defectos suelen ser en forma de embudo alrededor del implante con una porción apical del implante todavía osteointegrada. Algunas defectos se desarrollan a lo largo del implante. La pérdida de hueso suele transcurrir sin signos perceptibles de movilidad del implante hasta la total desosteointegración. La movilidad del implante o la continua radiolucidez peri-implantar indica el estadio final de la periimplantitis, caracterizado por una pérdida total del contacto hueso implante.

-La destrucción vertical de hueso está asociada con la formación de una bolsa periimplantar.

-Existe un sangrado después de un sondaje suave con una sonda con punta roma y puede haber supuración de la bolsa.

-El aspecto rojizo y edematoso de los tejidos marginales puede ser presente en varios grados. La hiperplasia es frecuente si los implantes están localizados en un área de encía no queratinizada o si la prótesis es una sobredentadura.

-El dolor no es característico de la periimplantitis.

Una estimación de la frecuencia de la periimplantitis es difícil y depende del criterio usado para separar salud y enfermedad. Una pérdida de hueso de 0.9-1.6mm durante el primer año postquirúrgico y pérdida de hueso de 0.02-0.15mm en los años siguientes ha sido referenciada en numerosos estudios de implantes de dos fases con una primera fase sumergidos es considerado como normal <sup>148, 149, 150</sup>. Una media de 0.09 de pérdida en implantes mandibulares y 0.01mm en implantes maxilares de una sola fase en el segundo año. Quirynen y col <sup>151</sup> describieron valores superiores de pérdida de hueso inicialmente, los cuales se estabilizan a los 2-3 años.



Según Smedberg y col <sup>152</sup>, después de dos años, observaron radiográficamente 6% de defectos óseos y 28% de mucositis–hiperplasia en implantes Bränemark. En el sistema de IMZ con superficie de TPS, después de 5 años, se detectó 4-15% de pérdida de 4mm de hueso en implantes usados como pilares de sobredentaduras según Bohmhammel y col <sup>153</sup>. Sondajes de más de 5mm fueron encontrados en un 5-20% por estos mismos autores. Se puede decir que la frecuencia de periimplantitis parece estar en el rango del 5-10%. Aun así, estos estudios difieren en los parámetros usados para definir la enfermedad, en la selección de los pacientes y la longitud del estudio, como el sistema de implantes usado. Esposito y col <sup>154</sup> habían especulado una mayor susceptibilidad a la periimplantitis en los implantes a superficie rugosa (TPS) en comparación a implantes con superficies mecanizadas. En un estudio de periimplantitis inducida, sobre tres tipos de superficie de implantes, Tillmans y col <sup>155, 156</sup> no encontró diferencias significativas y concluyeron que todos los implantes son susceptibles. En un estudio multicéntrico de 8 años con 2359 implantes de superficie TPS, Buser y col <sup>157</sup>, observaron que solo 5 implantes fueron extraídos por una infección periimplantar recurrente. Aun así se encontró múltiples signos de periimplantitis en varios puntos del mantenimiento, lo que indica que una terapia interceptiva disminuye la progresión de la periimplantitis. La prevención conservando estas superficies libres de placa demuestra con este estudio que la colonización bacteriana de las superficies rugosas es la consecuencia, y no la causa de la pérdida inicial de hueso. Si estos implantes están correctamente posicionados, la contaminación de la superficie rugosa solo ocurre cuando existe la formación de una bolsa periimplantar.

## **2.J/ Tratamiento de la periimplantitis:**

La rehabilitación bucodentaria mediante implantes proporciona un porcentaje de éxito muy elevado. En este trabajo se describen algunas de las complicaciones de esta técnica, como la enfermedad periimplantaria y, dentro de ella, la periimplantitis, una reacción inflamatoria donde coexiste, junto con la inflamación, una pérdida del soporte óseo del implante. La etiología de la enfermedad está condicionada por el estado del tejido periimplantario, el diseño del implante, el desajuste de sus componentes, la morfología externa del mismo y la sobrecarga mecánica<sup>74</sup>. Los microorganismos más relacionados con el fallo de integración de un implante son las espiroquetas y las formas móviles Gram. negativo anaerobias (*Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacterioides forsythus*, *Treponema denticola*, *Prevotella nigrescens*, *Peptostreptococcus micros* y *Fusobacterium nucleatum*)<sup>132</sup>, salvo que el origen sea debido a una sobrecarga mecánica pura. Los fracasos tempranos suelen deberse a causas biológicas; el sobrecalentamiento del hueso durante la preparación del lecho del implante, la contaminación del lecho del implante, un hueso cuantitativa o cualitativamente insuficiente, una estabilidad primaria crítica o una carga prematura impedirán el éxito de la osteointegración. En cambio los fracasos tardíos en pacientes sanos son mecánicos (sobrecarga, parafunciones) o técnicos (rotura de partes del implante).

El hueso crestal después de la carga del implante se reorganiza por varios motivos, los cuales se tienen que diferenciar de una lesión periimplantaria:

- El tipo de tratamiento del cuello del implante como ya hemos descrito anteriormente influye en la reabsorción secundaria después de la carga del implante. Un cuello liso o mecanizado esta relacionado con un BIC bajo y una mala distribución del estrés durante la carga y una reabsorción hasta la primera espira del implante, la cual esta tratada.
- La carga que recibe el implante se distribuye tal y como hemos explicado anteriormente en los primeros 7mm, y mas a mas a nivel del cuello del implante donde las cargas se transmiten mayoritariamente. Esto puede implicar, si la carga es patológica, un BRR alto y una desosteointegración a nivel del cuello del implante. Por esto la presencia de microespiras microrugosas permite una mejor difusión del estrés a nivel del cuello durante las fuerzas de masticación.
- El nivel de la conexión pilar/ implante determina también, la anchura biológica necesaria del hueso a nivel crestal, la cual, si no se respeta puede provocar una reabsorción ósea alrededor del implante.
- El exceso de cemento definitivo en restauraciones de tipo cementada actúa como un factor irritante e implica una reorganización del espacio biológico alrededor del implante.
- La anchura ósea necesaria alrededor del implante para que el hueso pueda resistir las fuerzas transmitidas durante la masticación tiene que ser optima. El espacio biológico también corresponde a la distancia mínima entre implantes o entre diente e implante.

Se debe hacer un diagnostico diferencial entre una perdida ósea alrededor del implante durante los primeros meses de carga y una afectación periimplantaria. La etiología de tal perdida ósea, bien sea sobrecarga o anchura biológica no respetada durante el primer año en funcionamiento, tiene que ser identificada lo antes posible al fin de evitar una perdida de hueso mayor alrededor del implante. No obstante, la conquista bacteriana se

hace conjuntamente o a posteriori de la reabsorción ósea alrededor del implante durante el primer año en funcionamiento, y por lo tanto parte de la superficie del implante se ve colonizada por bacterias y derivados. El diagnóstico precoz de tales procesos incipientes durante la revisión, cuyos intervalos deben adaptarse a la forma concreta de la enfermedad pueden detener la progresión de la inflamación periimplantar sirviéndose de los medios más sencillos <sup>132</sup>. La superficie de un implante afectado por periimplantitis está contaminada por la presencia de bacterias patógenas y de sus derivados como pueden ser los LPS. Las propiedades que hacen que esta superficie sea biocompatible, es decir, capa de dióxido de titanio, con una química de superficie que proporcione la adhesión celular, una rugosidad con diferentes parámetros que modifican la respuesta celular de los osteoblastos, es modificada y alterada haciendo imposible la cicatrización o la reosteointegración del implante. Efectivamente, las modificaciones adquiridas por la presencia de bacterias patógenas y derivados sobre la superficie del implante, hace que este se comporte como un cuerpo extraño. Así pues, la progresión hacia apical del frente bacteriano provoca una inflamación constante a nivel de los tejidos periimplantarios. Las actuaciones terapéuticas pueden decidirse en medidas generales, medidas locales en superficie del implante afectado. En la *Tabla 2.6* queda reflejada una guía terapéutica (Protocolo AKUT; Tratamiento interceptor acumulativo de apoyo) en función del grado de afectación que tengamos.

La afectación por periimplantitis tienen varios grados de pérdida ósea, y, al igual que la afectación periodontal alrededor de dientes, existen varios patrones de defectos óseos. Cuando los defectos óseos creados por esta periimplantitis permiten plantear una regeneración ósea guiada y una reosteointegración de este implante, la superficie deteriorada por las bacterias tiene que ser descontaminada. Dentro de las diferentes acciones terapéuticas, nosotros nos centraremos en aquellas encaminadas a la descontaminación de la superficie del implante.

Medida	Profundidad de sondaje (mm)	Índice de placa	Sangrado al sondaje	Perdida de Hueso	Protocolo de actuación AKUT
A	≤3mm	-/+	-/+	-	Higiene con copa de goma y pasta. Eliminación de cálculo con instrumentos de plástico.
B	4-5mm	+	+	-	Aplicación de CHX
C	>5mm	+	+	≤2mm	Antibióticos sistémicos o locales
D	>5mm	+	+	≥2mm	Intervención quirúrgica resectiva o regenerativa previa descontaminación del implante.
E	Movilidades/Dolores/Hallazgos clínicos y radiológicos → Explanación				

*Tabla 2.6: Protocolo AKUT para el tratamiento de las afectaciones periimplantarias.*

### **Protocolo AKUT**

Para ello, en cada revisión se controlan también los siguientes parámetros biológicos clave:

- Afectación por placa de las estructuras del implante.
- Tendencia al sangrado del tejido periimplantar.
- Supuración, formación incipiente de bolsas.
- Bolsas sondables
- Resorción ósea periimplantar (mediante radiografía).

Los cuadros A-E en el esquema representan paquetes terapéuticos que se complementan en función de la clase AKUT.

#### **Medida A:**

EN caso de inflamación (mucositis y profundidades de sondaje hasta 3mm) se actuara con una limpieza mecánica del implante con copa de goma y pasta, eliminación de concreciones con instrumentos de plástico.

#### **Medida A+B:**

En caso de supuración, primeros signos de destrucción de tejido periimplantar y bolsas de 4-5mm de profundidad: Régimen A mas irrigación de las bolsas con clorhexidina (CHX) al 0.2%. Además el paciente debe seguir aplicando aerosol de CHX o dicha limpieza de las bolsas.

**Medida A+B+C:**

En caso de profundidades de sondaje superiores a 5mm y pérdida ósea (en la radiografía → Diagnóstico de Periimplantitis) y eventualmente una prueba microbiológica. Se hará el régimen A+B, además de un tratamiento antibiótico contra gérmenes anaerobios.

Administración sistémica de 1gr/día/10 días de metronidazol o local de fármacos de liberación controlada como los geles de Doxiciclina 8,8% (Atridox®).

**Medida A+B+C+D:**

En caso de pérdida ósea considerable se procede, previa administración de antibióticos, a una intervención quirúrgica correctiva (D) para evitar la desosteointegración del implante. La intervención quirúrgica puede ser resectiva, o bien se puede intentar rellenar defectos mediante procedimientos regenerativos aumentadores tras la descontaminación de las superficies del implante denudas con:

- Agua estéril.
- Suero fisiológico.
- Ácido cítrico.
- Arenado con Bicarbonato o polvos abrasivos biocompatibles.
- Ultrasonidos.
- Fototerapia.
- Láser de CO<sub>2</sub>- Láser de diodo.
- Clorhexidina.
- Antibióticos-Tetraciclinas.
- Fresado de la superficie rugosa del implante.

Con estos modos se podría evitar la pérdida del implante.

**Medida E:**

La explantación. Los dolores a la presión y la movilidad revelan una pérdida de la osteointegración, un implante fallido. Este debe ser extraído lo antes posible para proporcionar a los alvéolos una buena posibilidad de regeneración. Esto permitiría volver a implantar mas adelante en el mismo lugar.

## **2.K/ Bibliografía:**

1. Elsa Gómez de Ferraris M, Campos Muñoz A. Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental, 3ª Edición© 2009:79-136.
2. Bianco P. Structure and mineralization of bone. In. Bonucci E (ed). Calcification in Biological Systems. Boca raton, FL: CRC Press, 1992: 243-268.
3. Buser D. 20 years of guided bone regeneration in implant dentistry. 2nd Edition. Quintessence 2009
4. Weiner S, Traub W, Wagner HD. Lamellar bone: Structure-function relations. *J Struct* 1999; 126:241-255.
5. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In Brånemark PI. Editor:Tissue integrated prostheses: osseo-integration in clinical dentistry. Chigago 1985. Quintessence.
6. Marks SC Jr, Popoff SN. Bone cell biology. The regulation of development, structure, and function in the skeleton. *Am J Anat* 1988;183:1-44.
7. Candelieri GA, Liu F, Aubin JE. Individual osteoblast in the developing calvaria Express different gene repertoires.*Bone* 2001;28:351-361.
8. Qiu S, Rao DS, Palnitkar S, Parfitt AM. Relationships between osteocyte density and bone formation rate in human cancellous bone. *Bone* 2002;31 :709-711.
9. Ferreti M, Muglia MA, Remaggi F, Cane V, Palumbo C. Histomorphometric study on the osteocyte lacuno-canalicular network in animals of different species. 2. Parallel-fibered and lamellar bones. *Ital J Anat Embryol* 1999; 104: 121-131.
10. Haw AW. Some histophysiological problems peculiar to calcified tisúes. *J Bone Joint Surg* 1952; 34A: 701-728.
11. Jones SJ, Boyde A.Scanning electron microscopy of bone cells in culture. In: Copp DH, Talmage RV (eds). *Endocrinology of calcium Metabolism*. Amsterdam: Excerpta Medica, 1978: 97-104.
12. Teitelbaum SL, Ross FP. Genetic regulation of osteoclast development and function. *Nar Rev Genet* 2003; 4: 638-649.
13. Minkin C. Bone acid phosphatase: Tartrate-resistant acid phosphatase as a marker of osteoclast function. *Calcif Tissue Int* 1982; 34: 285-290
14. Leventhal GS. Titanium a metal for surgery. *J Bone Joint Surg* 33A (1951) 473.
15. Brånemark PI, Breine U, Johansson B, Roylance PJ, Röckert H, Yoffey JM. Regeneration of bone marrow. *Acta Anat* 59 (1964) 1-46.
16. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3 (1969)8:1-100.
17. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 11:suppl.16 (1977) 1-132.
18. Weiss CM. A comparative analysis of fibro-osteal and osteal integration and other variables that affect long term bone maintenance around dental implants. *J Oral Implantol* 13 (1987) 467-487.
19. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 9 (1981) 1525.
20. Mish CE (ed.). "Implantología contemporánea". Mosby/Doyma Libros, Madrid (1995).

21. Esposito M. Titanium for dental implants (I). En "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications"; eds. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001), p. 827-873.
22. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi II SF. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14 (1999) 398-406.
23. Venturelli A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996 Nov-Dec;11(6):743-9.
24. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 (1997) 211-214.
25. Jones FH. Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and related biomaterials. *Surf Sci Reports* 42 (2001) 75-205.
26. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand* 52 (1981) 155-170.
27. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Brånemark System implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Sep-Oct;17(5):671-7.
28. Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren A, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thorén C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype Mk IV) and the standard Brånemark implant. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(2):71-7.
29. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Jun;14(3):251-62.
30. Ramp LC, Jeffcoat RL. Dynamic behavior of implants as a measure of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Sep-Oct;16(5):637-45.
31. Urist MR. Bone: formation by autoinduction. *Science* 1965;150:893-899.
32. Bang G, Urist MR. Bone induction in excavation Chambers in matrix of decalcified dentin. *Arch Surg* 1967; 94: 781-789.
33. Urist MR, Strates BS. Bone morphogenetic protein. *J Dent Res* 1971; 50: 1392-1406.
34. Finkemeier CG. Bone-grafting and bone graft substitutes. *J Bone Joint Surg* 2002; 84: 454-464.
35. Ohta Y. Comparative changes in microvasculature and bone during healing of implant and extraction sites. *J Oral Implant* 1993, 3:184-198.
36. Buser D, Halbritter S, Hart C, Bornstein MM, Grütter L, Chappuis V, Belser UC. Early implant placement with simultaneous guided bone regeneration following single-tooth extraction in the esthetic zone: 12-month results of a prospective study with 20 consecutive patients. *J Periodontol*. 2009 Jan;80(1):152-62.
37. Ferrus J, Cecchinato D, Pjetursson EB, Lang NP, Sanz M, Lindhe J. Factors influencing ridge alterations following immediate implant placement into extraction sockets. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jan;21(1):22-9.
38. Tomasi C, Sanz M, Cecchinato D, Pjetursson B, Ferrus J, Lang NP, Lindhe J. Bone dimensional variations at implants placed in fresh extraction sockets: a multilevel multivariate analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jan;21(1):30-6.

39. Frost HM. Mechanical adaptation: Frost's mechanostat theory. In Martin RB, Burr DB, editors: Structure, function and adaptation of compact bone, New York, 1989 Raven Press.
40. Williams DF (ed.). Definitions in biomaterials: Proceeding of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials, Chester. Progress in Biomedical Engineering. Elsevier, Amsterdam (1987).
41. Breme J, Biehl V. Metallic biomaterials. En "Handbook of Biomaterials Properties"; eds. Black J, Hastings G. Chapman & Hall, London (1998), p.135.
42. Liao H, Fartash B, Liu J. Stability of hydroxyapatite-coatings on titanium oral implants (IMZ). 2 retrieve cases. *Clinical Oral Impl Res* 8 (1997) 68-72.
43. ISO 5832-2. Implants for surgery. Metallic materials. Part 2: Unalloyed titanium (1999).
44. Froes FH. Titanium: Physical metallurgy, Processing and Applications. ASM International ©2015.
45. Oliva J, Oliva X, Oliva J. Five-year success Rate of 831 Consecutively placed Zirconia Dental Implants in Humans: A comparison of three Different Rough surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2010; 25:336-344.
46. Kohal R.J., Wolkewitz M., Mueller C. Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jul 7. [Epub ahead of print]PMID: 20626420 [PubMed – as supplied by publisher]Related citations.
47. Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today.* 2006 May;25(5):80, 82, 84-5; quiz 85.
48. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1991;7(2):17-21.
49. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today.* 2002 Sep;21(9):76-81.
50. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23-31.
51. Misch CE. Wide-diameter implants: surgical, loading, and prosthetic considerations. *Dent Today.* 2006 Aug;25(8):66, 68-71.
52. Misch CE1. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990;7(1):9-17.
53. Golec TS, Krauser JT. Long-term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants. *Dent Clin North Am.* 1992 Jan;36(1):39-65.
54. McGlumphy EA, Peterson LJ, Larsen PE, Jeffcoat MK. Prospective study of 429 hydroxyapatite-coated cylindric omniloc implants placed in 121 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jan-Feb;18(1):82-92.
55. Scortecce GM, Bert M, Leclercq P. Complications, prevention, correction and maintenance. In Scortecce GM, Misch CE, Brenner KU. Editors: Implant and restorative dentistry. New York, 2000, Martin Dunitz.
56. Hämmerle CH, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun;7(2):111-9.
57. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Oct;10(5):394-405.
58. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug;90(2):121-32.



59. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today*. 2005 Aug;24(8):64-6, 68.
60. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Stach RM. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):417-23.
61. Zechner W, Trinkl N, Watzak G, Busenlechner D, Tepper G, Haas R, Watzek G. Radiologic follow-up of peri-implant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr;19(2):216-21.
62. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Feb;15(1):8-17.
63. Astrand P, Engquist B, Anzén B, Bergendal T, Hallman M, Karlsson U, Kvint S, Lysell L, Rundcranz T. A three-year follow-up report of a comparative study of ITI Dental Implants and Brånemark System implants in the treatment of the partially edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6(3):130-41.
64. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 40 (1998) 1-11. 42
65. Caram SJ, Huynh-Ba G, Schoolfield JD, Jones AA, Cochran DL, Belser UC. Biologic width around different implant-abutment interface configurations. A radiographic evaluation of the effect of horizontal offset and concave abutment profile in the canine mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Sep-Oct;29(5):1114-22.
66. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997 Feb;68(2):186-98.
67. Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE, Wieland M, Dard M. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol*. 2009 Apr;80(4):609-17.
68. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Apr;9(2):73-9.
69. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2000 Sep;71(9):1412-24.
70. Elian N, Bloom M, Dard M, Cho SC, Trushkowsky RD, Tarnow D. Effect of interimplant distance (2 and 3 mm) on the height of interimplant bone crest: a histomorphometric evaluation. *J Periodontol*. 2011 Dec;82(12):1749-56.
71. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL, Cambra J, Méndez-Blanco V, Tarnow DP. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2009 Apr;29(2):141-51.

72. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol.* 1992 Dec;63(12):995-6.
73. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* 2000 Apr;71(4):546-9.
74. Misch CE. "Implantología contemporánea". 3rd Edition© Mosby Elsevier 2008.
75. Williams DF (ed.). *Definitions in biomaterials: Proceeding of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials, Chester. Progress in Biomedical Engineering.* Elsevier, Amsterdam (1987).
76. Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol* 2000. 1998 Jun;17:106-18.
77. Predecki P, Auslaender BA, Stephan JE, Mooney VL, Stanitski C. Attachment of bone to threaded implants by ingrowth and mechanical interlocking. *J Biomed Mater Res* 6 (1972) 401-412.
78. Buser D. Titanium for dental applications (II): Implant with roughened Surfaces. In "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications". Editors Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001):875-885.
79. Boyan BD, Dean DD, Lohmann CH, Cochran DL, Sylvia VL, Schwartz Z. The titanium bone-cell interface in Vitro. The role of the Surface in promoting Osseointegration. In "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications". Editors Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001):561-586.
80. Wennerberg A. On Surface Roughness and Implant Incorporation. PhD Thesis, University of Göteborg, Göteborg (1996).
81. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3 (1988) 21-24.
82. Ronold HJ, Ellingsen JE. Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting-tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials* 23 (2002) 4211-4219.
83. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol J. An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* 14 (1992) 144-153.
84. Wenneberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of C.P. titanium screws with different surface topographies. *J Mater Science: Mater Med* 6 (1995) 302-309.
85. Whitehouse DJ. "Handbook of Surface Metrology". Institute of Physics Publishing, Bristol-Pennsylvania (1992).
86. Thomas TR. "Rough Surafces". Longman Press, London-New York (1982).
87. Stout KJ. "Three-Dimensional Surface Topography: Measurement, Interpretation, and Applications. A Survey and Bibliography". Penton Press, London-Bristol-Pennsylvania (1994).
88. Benett JM, Mattsson L. "Introduction to surface roughness and scattering". Optical Society of America, Washington D.C. (1989).
89. Windecker R. Optical autofocussing profilometer. *Technisches-Messen* 60 (1993) 267270. [WPW99] Walker GS, Pyke DR, Werrett E, Williams E, Bhattacharya AK. Surface reactivity of aluminas by different techniques. *Appl Surf Sci* 147 (1999) 228-234.

90. Castellan, Gilbert W. In "Fisicoquímica", Ed. Pearson, tema 18, *Fenómenos superficiales*: 433.
91. Paul A. In "Physics for scientists and engineers," Fifth Edition. 2003® Editors W.H Freeman and Compagny
92. Lausmaa J. Mechanical, Thermal, Chemical and Electrochemical Surface Treatment of Titanium. En "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications"; eds. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001), p. 231-266.
93. Bagno A, di Bello C. Surface Treatment and Roughness Properties of Ti-based Biomaterials. *J Mater Sci: Mater Med* 15 (2004) 935-949.
94. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405.
95. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999 Jun;57(6):700-6.
96. Burr DB, Mori S, Boyd RD, Sun TC, Blaha JD, Lane L, Parr J. Histomorphometric assessment of the mechanisms for rapid ingrowth of bone to HA/TCP coated implants. *J Biomed Mater Res.* 1993 May;27(5):645-53.
97. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Winter;2(1):15-22.
98. Watzak G, Zechner W, Ulm C, Tangl S, Tepper G, Watzek G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):408-16.
99. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB Jr, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):447-55.
100. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992 Winter;1(4):289-94.
101. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium.* 1994 Nov;15(11):1330, 1332, 1334.
102. Strong JT, Misch CE, Bidez MW et al: Functional surface area: thread form parameter optimization for implant body design, *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19: 4-9.
103. Lemons J. Biomaterials in implant dentistry. In Misch CE, editor: *Contemporary implant dentistry.* St Louis, 1993, Mosby.
104. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990 Jun;63(6):671-6.
105. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater.* 1995 Winter;6(4):267-82.
106. Currey JD. *The mechanical adaptations of bones.* Princeton, NJ, 1984. Princeton University Press.
107. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today.* 1989 May;8(4):39-44.
108. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around

- implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):357-68.
109. Ivanoff CJ1, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Mar-Apr;14(2):173-80.
  110. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Jun;12(3):207-18.
  111. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*. 1992;18(3):204-19.
  112. Nicolella DP, Lankford J, Jepsen K et al. Correlation of physical damage development with micro-structure and strain localization in bone. In Chandrin KB, Vanderby R jr, Hefzy MS, editors: *Bioengineering conference*, vol 35, New York 1997, American society of mMechanical Engineers.
  113. Nicolella DP, Nicholls AE, Lankford J. Micromechanics of creep in cortical bone. In *Transactions of the 44th Orthopedic Research Society*, New Orleans, La, March 16-19, 1998, Chicago, 1998, Orthopedic Research Society.
  114. Cowin SC, Moss-Salentyin L, Moss MC. Candidates for mechanosensory system in bone. *J Biomech Eng* 1991; 113: 191-197.
  115. Rubin CT, Hausman MR. The cellular basis of Wolff's law: transduction of physical stimuli to skeletal adaptation. *Rheum Dis Clin North Am* 1988;14:503-517.
  116. Brighton CT, Strafford B, Gross SB et al. The proliferative and synthetic response of isolated calvarial bone cells of rats to cyclic biaxial mechanical strain. *J Bone Joint Surg* 1991;73: 320-331.
  117. Jones DB, Nolte H, Scholubbers JG et al. Biomechanical signal transduction of mechanical strain in osteoblast like cells. *Biomaterials* 1991;12: 101-110.
  118. Sachs F. Mechanical transduction by membrane ion channels: a mini review. *Mol Cell Biochem* 1991; 104: 57-60.
  119. Parfitt AM. Recent developments in bone physiology. *Henry Ford Hosp Med J*. 1983;31(4):209-10.
  120. Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc*. 1989 Jul-Aug;68(4):19-24.
  121. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*. 1984 Aug;86(2):95-111.
  122. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006 Aug;77(8):1340-7.
  123. Steingra JT1, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*. 2003;12(4):306-17.
  124. Steingra J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*. 2004 Sep;75(9):1233-41.

125. Chang PC<sup>1</sup>, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):1-12.
126. Lioubavina-Hack N1, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun;17(3):244-50.
127. Vercellotti T1, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005 Dec;25(6):543-9.
128. Morton D1, Jaffin R, Weber HP. Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:103-8.
129. Berglund T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomson P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Impl Res* 1991;2: 81-90.
130. Marinello CP, Berglundh T, Ericsson I, Kline B, Glints PO, Lindhe J. Resolution of ligature induced periimplantitis lesions in the dog. *J Clin Periodontol* 1995;22: 475-9.
131. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Kline B. Different types of inflammatory reactions in periimplant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255-61.
132. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical periodontology and implant dentistry.* 5th Edition ©2008, by Blackwell Munksgaard.
133. Quirynen M, Listgarten MA. Distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Brånemark. *Clin Oral Implants Res.* 1990 Dec;1(1):8-12.
134. Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlén G. Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Sep;3(3):112-9.
135. Rams TE, Link CC Jr. Microbiology of failing dental implants in humans: electron microscopic observations. *J Oral Implantol.* 1983;11(1):93-100.
136. Rams TE, Keyes PH, Jenson AB. Morphological effects of inorganic salts, chloramine-T, and citric acid on subgingival plaque bacteria. *Quintessence Int Dent Dig.* 1984 Aug;15(8):835-44.
137. Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E Jr, Land NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol.* 1987 Dec;2(4):145-51.
138. Salcetti JM<sup>1</sup>, Moriarty JD, Cooper LF, Smith FW, Collins JG, Socransky SS, Offenbacher S. The clinical, microbial, and host response characteristics of the failing implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jan-Feb;12(1):32-42.
139. Lekholm U, Ericsson I, Adell R, Slots J. The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study. *J Clin Periodontol.* 1986 Jul;13(6):558-62.
140. Mombelli A, Mericske-Stern R. Microbiological features of stable osseointegrated implants used as abutments for overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 1990 Dec;1(1):1-7.
141. Mombelli A, Nyman S, Brägger U, Wennström J, Lang NP. Clinical and microbiological changes associated with an altered subgingival environment

- induced by periodontal pocket reduction. *J Clin Periodontol.* 1995 Oct;22(10):780-7.
142. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Mar;3(1):9-16.
  143. Lang NP, Loe H. Clinical management of periodontal diseases. *Periodontol 2000.* 1993 Jun;2:128-39
  144. Mombelli A, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Dec;3(4):162-8.
  145. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Edlund T, Lindhe J. The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Dec;7(4):320-8.
  146. Schenk G, Flemmig TF, Betz T, Reuther J, Klaiber B. Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Oct;8(5):427-33.
  147. Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontol 2000.* 1994 Feb;4:58-73.
  148. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Spring;2(2):91-100.
  149. Ahlqvist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M, Astrand P. Osseointegrated implants in edentulous jaws: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990 Summer;5(2):155-63.
  150. Chaytor DV, Zarb GA, Schmitt A, Lewis DW. The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto Study: bone level changes. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1991;11(2):112-25.
  151. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Teerlinck J, Dekeyser C, Theuniers G. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol.* 1991 Nov;18(10):719-28.
  152. Smedberg JI, Lothigius E, Bodin I, Frykholm A, Nilner K. A clinical and radiological two-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Mar;4(1):39-46.
  153. Bohmhammel M, Lubberich AC, Richter W. Implant supported restorations using the Calcitec system. *Dent Labor (Munch).* 1992 Feb;40(2):237-42.
  154. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Failure patterns of four osseointegrated oral implant systems. *J Mater Sci Mater Med.* 1997 Dec;8(12):843-7.
  155. Tillmanns HW, Hermann JS, Cagna DR, Burgess AV, Meffert RM. Evaluation of three different dental implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part I. Clinical evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Sep-Oct;12(5):611-20.
  156. Tillmanns HW, Hermann JS, Tiffée JC, Burgess AV, Meffert RM. Evaluation of three different dental implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part II. Histology and microbiology. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Jan-Feb;13(1):59-68.
  157. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants.

Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res. 1997 Jun;8(3):161-72.





### **3/ HIPOTESIS Y OBJETIVOS:**

#### **3.A/Hipótesis de trabajo:**

- Pretendemos demostrar que existe una jerarquización en cuanto a los cambios estructurales en la superficie de los discos de titanio después de ser sometidos a los cuatro tratamientos de descontaminación objeto del estudio.
- Suponemos que los tratamientos con mayor acción física, son más agresivos en cuanto a cambio de la rugosidad de la superficie de los discos de titanio.
- Suponemos que los tratamientos con mayor acción física, contaminan mas, dejando rastros sobre la superficie de los discos de titanio.

#### **3.B/Ojetivos:**

Los objetivos que nos hemos planteado en la realización de esta tesis son los siguientes:

- Valorar la rugosidad superficial y la composición química de los discos tratados con SLA (Choreado con oxido de alúmina y Grabado acido)suministrados por el fabricante.
- Comparar la rugosidad superficial de los discos de titanio y las posibles alteraciones después de haberlos sometidos a cuatro diferentes tratamientos de superficie mediante Interferometría Confocal (Leica DCM 3D).
- Comparar la composición química suministrada por el fabricante de estos discos de titanio con la obtenida en nuestra investigación después de haberlos sometidos a cuatro diferentes tratamientos de superficie mediante Espectroscopia de Fotoelectrones emitidos por Rayos X o X-Ray Photoelectron Spectroscopy (XPS).
- Analizar cuál de todos los tratamientos efectuados presenta, teóricamente, las mejores propiedades en lo que a preservación de la estructura se refiere (Rugosidad, Composición química) utilizando XPS, Interferometría confocal.



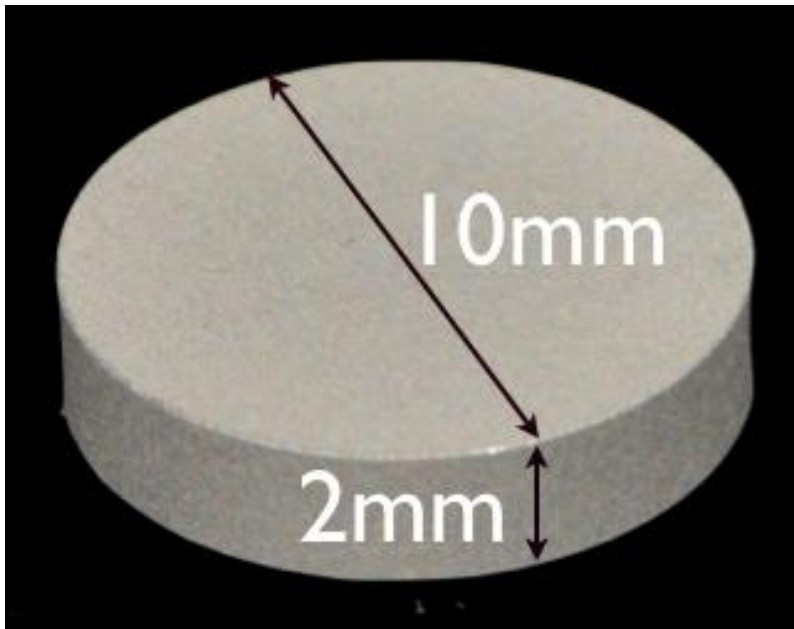
## 4. MATERIALES Y MÉTODOS:

### 4.A/ Materiales:

#### 4.A.1. Materiales empleados:

##### 4.A.1.1 Discos de titanio:

Se utilizaron discos de Ti c.p de grado 4 de acuerdo con las normas ASTM F67-00 e ISO-5832, de forma cilíndrica de 10 mm de  $\varnothing$  y 2 mm de altura (*Fig.4.1*). Estas discos se obtuvieron mediante el corte de una barra de Ti c.p de grado tipo 4. Cada disco de titanio fue sometido a un tratamiento de superficie idéntico de tipo SAE (Chorreado y Grabado ácido) característico de los buenos resultados de osteointegración en la implantología moderna. Este tratamiento de superficie es obtenido mediante chorreado de partículas de 20-40  $\mu\text{m}$  de óxido de alúmina y luego pasivado con un doble grabado ácido térmico. Para su conservación fue envasado en un blíster estéril de plástico (*Fig.4.2*). Estas muestras fueron facilitados por la marca de implantes MIS ibérica (Barcelona, España).



*Fig.4.1: Dimensiones de las muestras de titanio.*



*Fig.4.2: Conservación de la esterilidad de la muestra en un blíster sellado.*

#### 4.A.1.2 Gel fotosensibilizante:

Es fundamentalmente azul de toluidina. Se emplea en la terapia fotodinámica, la cual será explicada más adelante (*Fig.4.3*).



*Fig.4.3:Azul de toluidina en gel, el cual se presenta en forma de jeringa.*

#### 4.A.1.3 Clorhidrato de tetraciclina:

El clorhidrato de tetraciclina (*Fig.4.4*) es un antibiótico de las familia de las tetraciclinas, el cual actúa básicamente como un bacteriostático pero que a ciertas concentraciones es bactericida. El clorhidrato de tetraciclina de formula empírica ( $C_{15}H_{16}N_3S^+ Cl^-$ ), se presenta en forma de polvo. Es altamente cáustico con un pH cercano a 2 y se emplea para la descontaminación de la superficie del implante expuesto a un proceso de periimplantitis. Este medicamento es uno de los tratamientos empleados y no necesita de ningún aparato especial.



*Fig.4.4:Tetraciclina clorhidrato en forma de polvo. El polvo se mezcla con suero fisiológico para su uso.*

#### 4.A.1.4 Polvo de bicarbonato:

Es el polvo que se emplea con un aparato descrito mas adelante para chorrear la superficie expuesta del implante afectado por periimplantitis. Las partículas de bicarbonato son del orden de 150  $\mu\text{m}$  (Fig.4.5)



Fig.4.5: Frasco que contiene el polvo de bicarbonato.

#### 4.A.2. Aparatología:

##### 4.A.2.1 Aparatología utilizada para la preparación de las muestras:

###### 4.A.2.1.1 Pieza de mano Ultrasónica Sirosonic:

Las piezas de mano ultrasónicas SIROSONIC (Sirona ®) con iluminación de alto rendimiento (*Fig.4.6*), son los instrumentos ideales para las numerosas áreas de tratamiento de la práctica odontológica moderna. Su eficaz regulación de potencia hace posible su uso tanto en tratamientos periodontales como periimplantarios. La punta de ultrasonidos es fabricada con un acero fino muy templado. La vibración del inserto es un fenómeno llamado cavitación, que consiste en la formación de cavidades o burbujas en un medio líquido, conteniendo en su interior gas o vapor. También el movimiento vibratorio del inserto permite lo que se denomina comúnmente en periodoncia “desbridamiento”, el cual consiste en la desagregación de los microorganismos adheridos a la superficie del diente o del implante.



*Fig.4.6: La pieza de mano con punta ultrasónica.*

#### 4.A.2.1.2 Chorreador de Bicarbonato:

El aeropulidor de bicarbonato empleado en esta tesis es el Turbodont de Mectron®, el cual combina partículas de bicarbonato con una irrigación al fin de permitir un chorreado fino, regular y preciso. Las partículas de bicarbonato de sodio son de unas 150 micras y son tratadas especialmente para ser hidrofóbicas por un tiempo antes de ser reabsorbidas (*Fig.4.7*).

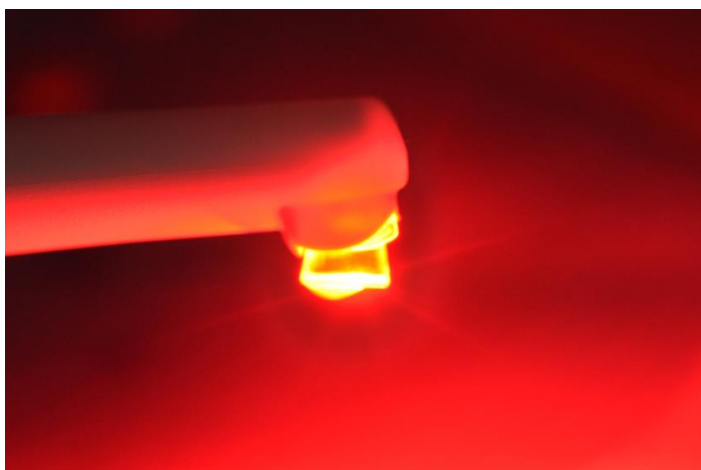


*Fig.4.7:E El aeropulidor de bicarbonato y el chorro que sale a través de la pieza de mano.*

#### 4.A.2.1.3 Terapia Fotodinámica con la lámpara de diodos

Fotosan®:

La terapia fotodinámica consiste en la aplicación de un gel fotosensibilizante (Azul de Toluidina) el cual se activa con una luz de diodo (*Fig.4.8*) de longitud de onda de 570nm. El proceso consiste en la unión del gel fotosensibilizante con la superficie de los microorganismos, el cual absorbe un espectro de luz muy específico. La energía absorbida provoca la formación de radicales libres O<sup>-</sup> el cual es altamente reactivo con las paredes celular de los microorganismos. Esta terapia fotodinámica es empleada al igual que el Láser en varios tratamientos odontológicos y particularmente en el tratamiento de la periimplantitis.



*Fig.4.8: Lámpara de diodo Fotosan® y su aplicación.*



#### 4.A.2.2 Aparatología utilizada para la caracterización de la rugosidad superficial: El interferómetro confocal Leica® DCM 3D:

Un interferómetro confocal combina las ventajas de ambas tecnologías, confocal e interferométrica. La tecnología de medición óptica satisface dos importantes requisitos de la metrología: (1) medición sin contacto y(2) medición con elevada precisión. Con un único sistema pueden analizarse tanto superficies rugosas (confocal) como lisas (interferometría de escaneado vertical o VSI) o superlisas (interferometría de desplazamiento de fase o PSI). Esta tecnología dual permite llevar a cabo las mediciones a una velocidad extremadamente alta de superficies tanto lisas como muy rugosas. El instrumento utilizado, en los Centres Científics i Tecnològics de la Universitat de Barcelona, para determinar la rugosidad superficial de discos de titanio tratados con diferentes tratamientos (Control, US, L, OH, TC) es el interferómetro confocal Leica® DCM 3D (Fig.4.9).



Fig.4.9: El Leica® DCM 3D.

##### a) Descripción:

El Leica® DCM 3D es un interferómetro confocal que utiliza dos tecnologías: un microscopio confocal y un interferómetro. En modo confocal, los diferentes aumentos (5X, 10X, 20X, 50X, 150X) permiten diferentes resoluciones verticales a escala nanométrica y resoluciones laterales a escala submicrométrica. Mientras que los campos visuales grandes con una resolución subnanométrica en la dimensión z se adquieren en

el modo de interferometría. El microscopio Leica DCM 3D de tecnología dual presenta una solución completa para la medición tridimensional de la rugosidad superficial. El modo confocal permite medir la topografía de superficies, desde las muy rugosas a las lisas escaneando verticalmente en una serie de planos predefinidos de manera que cada punto de la superficie pase a través del nivel del foco. De este modo, las imágenes confocales adquiridas proporcionan información tridimensional detallada con elevada resolución y contraste. El interés del modo confocal es realizar mediciones en la dimensión vertical ya que los objetivos de apertura numérica elevada (0.95) y gran aumento facilitan la medición de superficies lisas que pueden presentar incluso desniveles con una inclinación de más de 70°. El modo interferometría se aplica cuando se trata de obtener máxima resolución vertical. Dentro de un objetivo interferométrico de Leica, el rayo luminoso pasa por un divisor de rayos que lo dirige simultáneamente a la superficie de la muestra y a un espejo de referencia integrado. La luz reflejada tanto por la superficie de la muestra como por el espejo de referencia se vuelve a unir generando un patrón de interferencia de franjas. Este patrón proporciona una medida para la posición vertical relativa de las áreas observadas en la muestra y, por tanto, una información muy precisa sobre la superficie. Al ser una técnica no destructiva sin contacto, la interferometría confocal se ha convertido en uno de los medios instrumentales más eficientes que tenemos en la actualidad para evaluar la rugosidad superficial de cualquier superficie de muy rugosa a muy lisas.

#### b) Características técnicas:

<b>Modo confocal</b>					
Aumentos	5x	10x	20x	50x	150x
Apertura numérica	0.15	0.30	0.50	0.90	0.95
Campo de visión (µm)	2550x1910	1270x950	636.61x477.25	254.64x190.90	84.83x63.60
Resolución óptica (X/Y) (µm)	0.94	0.47	0.28	0.16	0.14
Resolución vertical (nm)	<150	<30	<15	<3	<2
Velocidad de escaneado vertical (µm/s)	20 – 320	10 – 160	5 – 80	1 – 16	0.5 – 8
Frecuencia de cambio de imágenes	(confocal de resolución completa) 12.5 fps				
Tiempo medio de medición	3 – 5 segundos				
<b>Modo de interferometría</b>					
Aumentos	5x	10x	20x	50x	
Apertura numérica	0.15	0.30	0.40	0.50	
Campo visual (µm)	2550x1910	1270x950	630x460	254.64x190.90	
Resolución óptica, azul (X/Y) (µm)	0.94	0.47		0.28	
Resolución óptica, blanca (X/Y) (µm)	1.08	0.56		0.34	
Resolución vertical (nm)	PSI < 0.1 / ePSI < 1.0 / VSI < 4.0				
Rango vertical	PSI: 5 µm; ePSI 100 µm; VSI 10 mm				
Velocidad de escaneado vertical (µm/s)	VSI/ePSI: 4 – 18 µm/s				
Tiempo medio de medición	PSI: 3 – 6s; VSI: 10s; ePSI: 30s				

#### c) Tipos de Análisis:

El Leica® DCM 3D permite el análisis cuantitativo de la superficie estudiada de todos los parámetros de la rugosidad, aunque en esta tesis nos limitaremos a la recopilación de 15 parámetros de los cuales centraremos nuestra atención en:

- 4 parámetros de amplitud ( $S_a$ ,  $S_q$ ,  $S_{sk}$  y  $S_{ku}$ ),
- 1 parámetro híbrido  $Sdr\%$  para definir la rugosidad de la superficie.

4.A.2.3: Aparatología utilizada para la determinación de la composición química: Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS) X PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics):

La Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS) es una técnica cuantitativa fundamentalmente empleada para analizar la superficie de un material. Esta técnica permite determinar la composición elemental cualitativa y cuantitativa, y también la fórmula empírica y los estadios de oxidación de los elementos presentes en la superficie del material. Su precisión altísima es de particular relevancia cuando se buscan contaminantes en una superficie, ya que detecta, cantidades inferiores a 1% de un elemento en la superficie estudiada. Se emplea de forma rutinaria en la caracterización de polímeros, aleaciones, minerales, corrosión, contaminación. El instrumento utilizado, en los Centros Científicos i Tecnològics de la Universitat de Barcelona, para determinar composición química superficial de discos de titanio tratados con diferentes tratamientos (Control, US, L, OH, TC) es el Espectrómetro de Fotoelectrones emitidos por Rayos X PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics) (Fig.4.10).

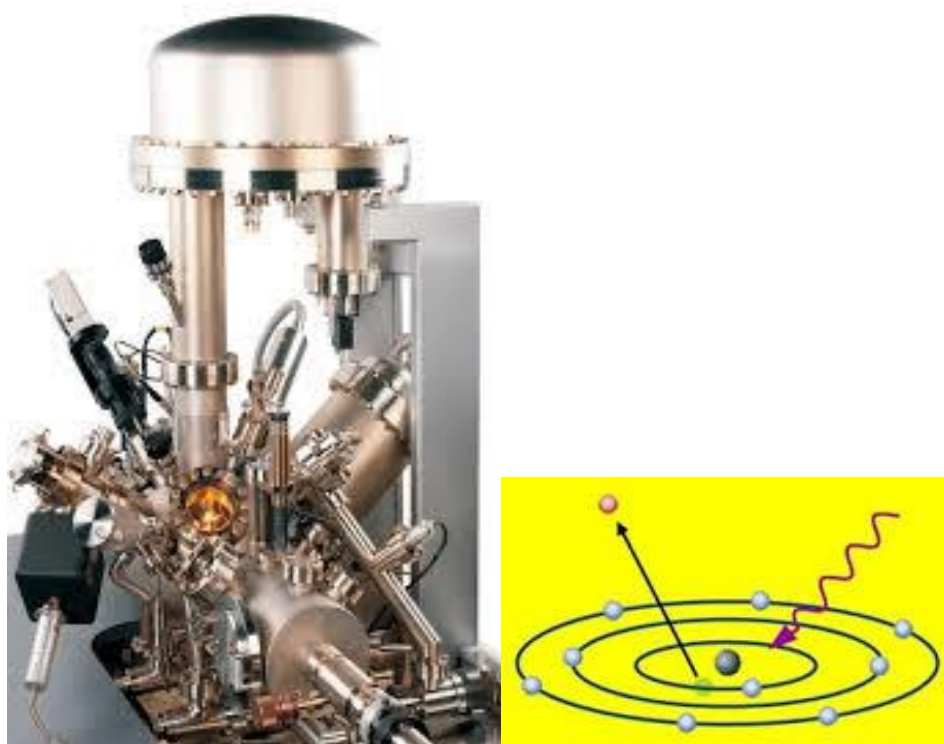


Fig.4.10: El Espectrómetro de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics)).

a) Descripción:

El Espectrómetro de Fotoelectrones emitidos por Rayos X PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics) permite obtener la composición química con un análisis elemental tanto cualitativo como cuantitativo. También permite el análisis de estadios de oxidación de la superficie, y así mismo permite mediante una función de desbastado de la muestra con un haz de iones, el estudio de capas de varios cientos de nanómetros.

Los límites de detección del XPS son los siguientes:

- Sensible a todos los elementos de la tabla periódica a partir de  $Z \geq 2$
- Concentración mínima detectable típica: 0.1-1% atómico en superficie.

b) Características técnicas:

- Cámara de análisis con presión base  $< 10^{-9}$  Torr.
- Ánodos de Al monocromático y Al/Mg dual.
- Analizador de energías con multi-detector y modo imagen 2D en paralelo.
- Porta muestras con 4 ejes de desplazamiento de alta precisión.
- ARXPS – XPS resuelto en ángulo.
- Cañón de electrones para AES/SEM/SAM.
- Cañón de iones  $\text{Ar}^+$  para limpieza y desbastado (perfiles de profundidad).
- Neutralizador de cargas (combinando haz de electrones de baja energía y lentes magnéticas).
- Software de análisis y bases de datos.

c) Tipo de análisis:

El Espectrómetro de Fotoelectrones emitidos por Rayos X PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics) permite el análisis cuantitativo y cualitativo de la composición química de la superficie con el fin de evaluar los cambios químicos de la superficie tanto de la superficie original (Control) como con los diferentes tratamientos (US, L, OH, TC).

## 4.B/ Métodos:

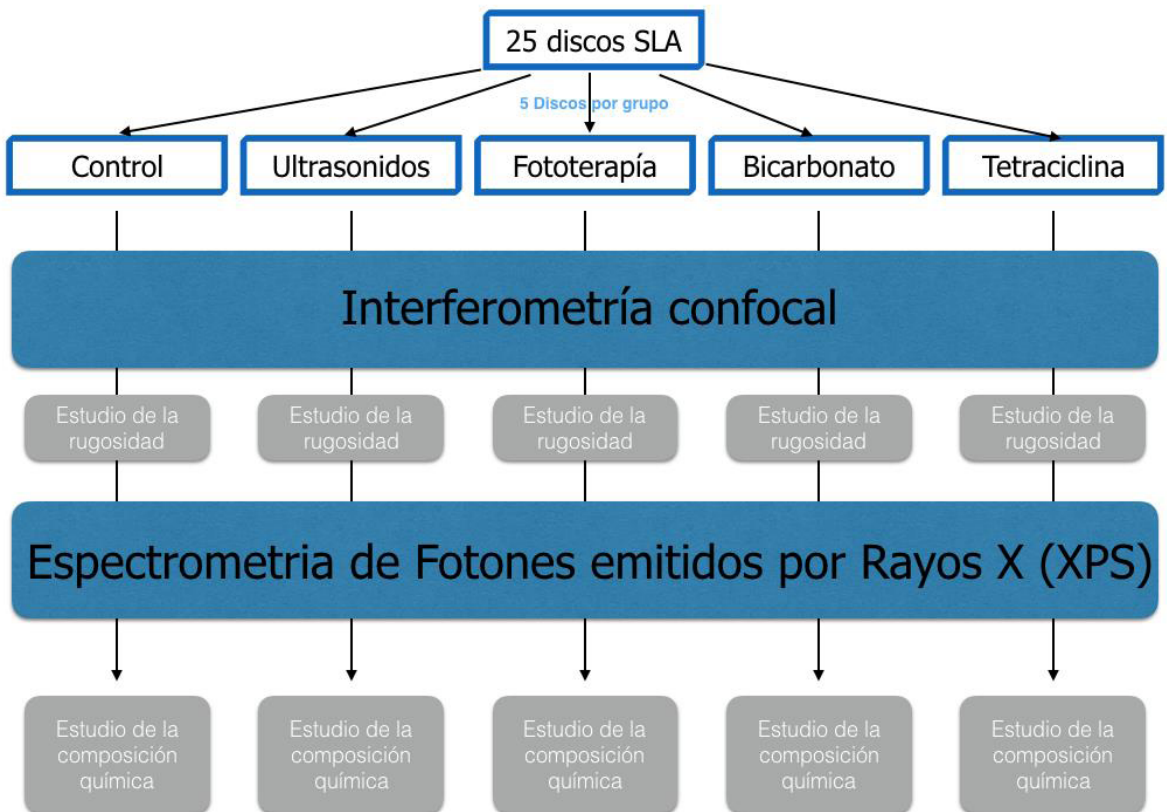
### 4.B.1. Esquema de las pruebas realizadas en esta tesis:

25 discos con tratamiento original de tipo SLA

5 muestras para cada grupo

5 grupos:

- ☒ Control
- ☒ Ultrasonidos
- ☒ Fototerapia
- ☒ Bicarbonato
- ☒ Tetraciclina clorhidrato



#### 4.B.2. Preparación de las muestras:

Todas las preparaciones utilizadas para tratar las muestras con ultrasonidos, fototerapia, chorreado con bicarbonato y tratamiento con tetraciclina clorhidrato se realizaron en el Laboratori de Materials Odontològics de la Facultat d'Odontologia de la Universitat de Barcelona.

En el desarrollo de esta tesis, es de reseñar que para evitar todo tipo de contaminación externa se utilizaron pinzas de titanio para la manipulación de los discos. Cada disco o muestra fue tratado con uno de los siguientes tratamiento:

##### 4.B.2.1 Ultrasonidos (US):

Después de sacar el disco de su blíster original mediante unas pinzas de titanio, se aplicó la pieza de mano ultrasónica durante 1 minuto. Se procedió al secado de la muestra en un ambiente libre de contaminación y se volvió a guardar en el blíster original. Este tratamiento se hizo para los cinco discos de este grupo (Fig.4.11).

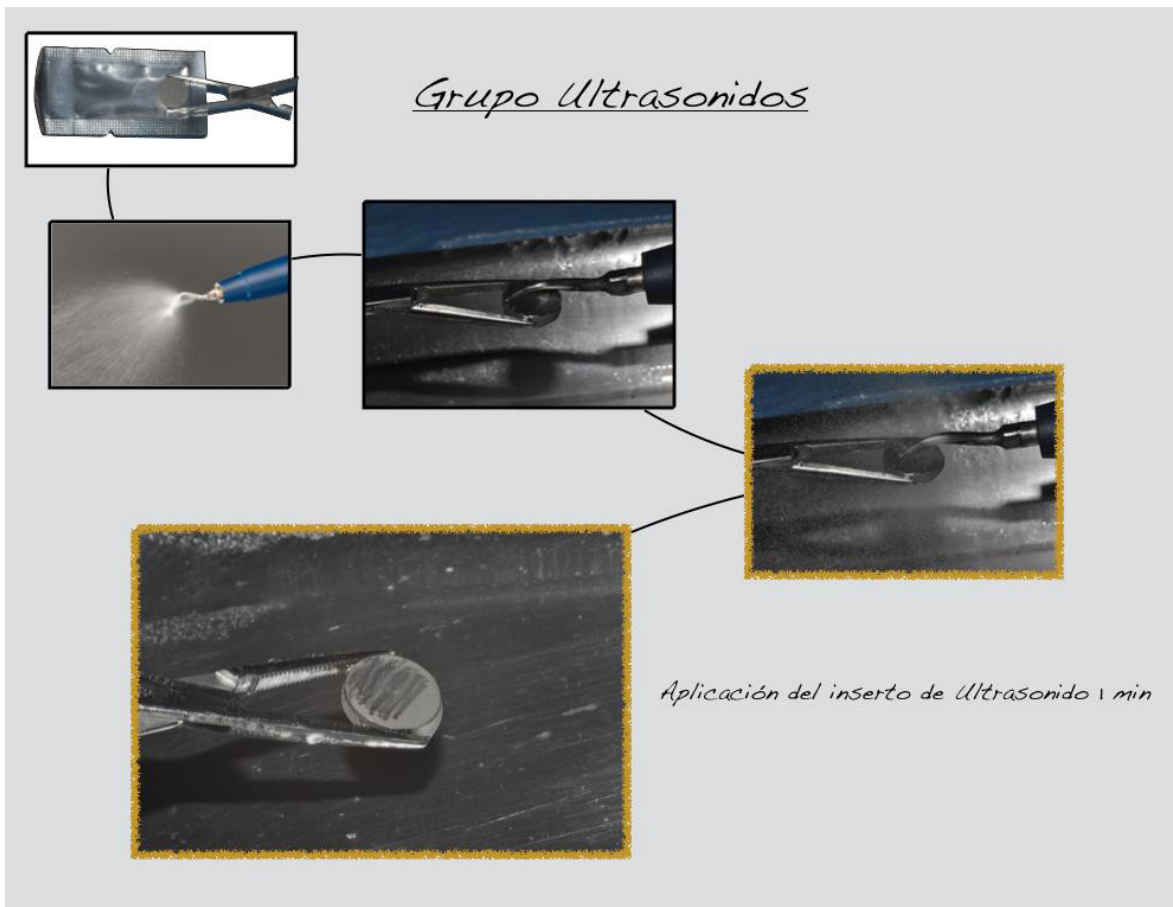


Fig.4.11 : Tratamiento de los discos del grupo de Ultrasonidos (US).

#### 4.B.2.2 Fototerapia (L):

Después de sacar el disco de su blíster original mediante unas pinzas de titanio, se aplico un gel de azul de toluidina durante 1 minuto. Entonces se aplico sobre el disco la lámpara de diodos Fotosan® durante 1 minuto. El disco se limpio con una irrigación abundante de suero fisiológico hasta no dejar rastros de gel. Se procedió al secado de la muestra en un ambiente libre de contaminación y se volvió a guardar en el blíster original. Este tratamiento se hizo para los cinco discos de este grupo (Fig.4.12) .

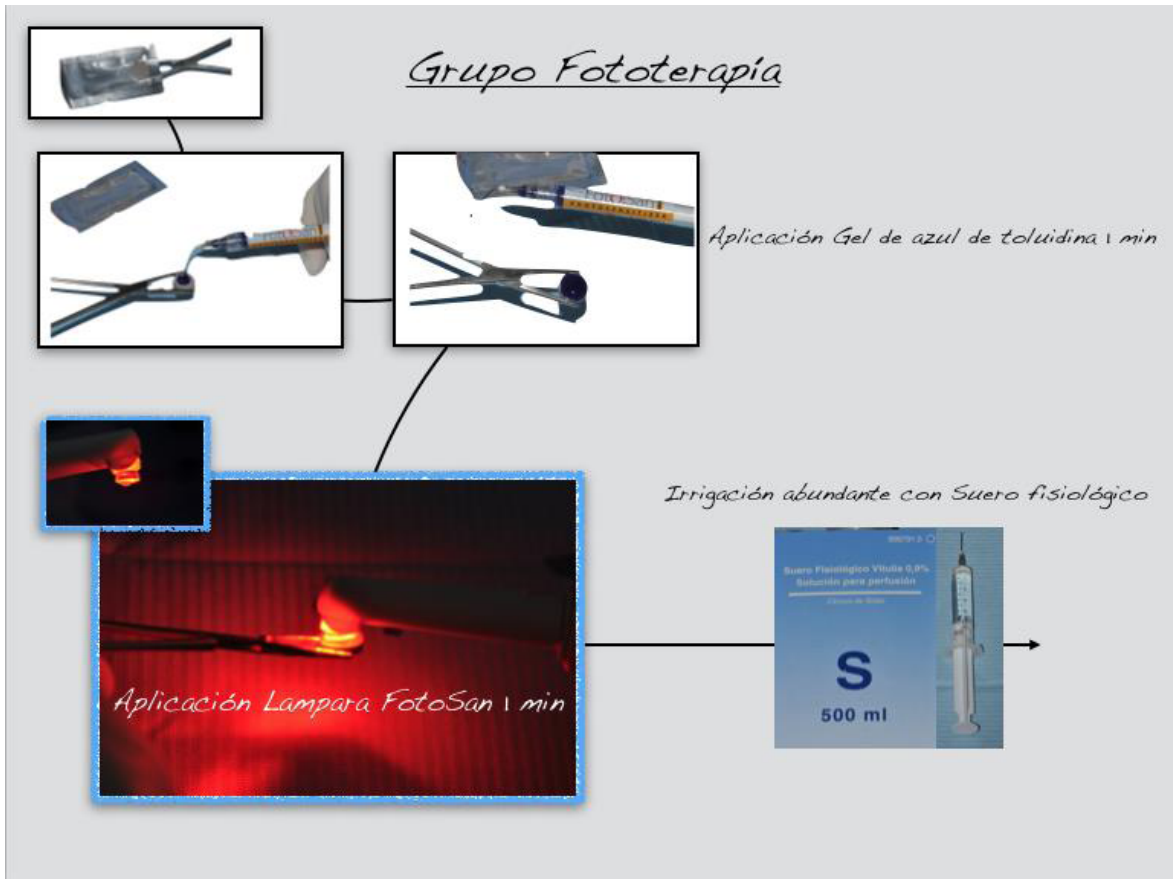


Fig.4.12: Tratamiento de los discos del grupo de Fototerapia (L).



#### 4.B.2.3 Bicarbonato (OH):

Después de sacar el disco de su blíster original mediante unas pinzas de titanio, se aplico el aeropulidor de bicarbonato durante 1 minuto. Entonces el disco se limpio con una irrigación abundante de suero fisiológico hasta no dejar rastros de polvo de bicarbonato. Se procedió al secado de la muestra en un ambiente libre de contaminación y se volvió a guardar en el blíster original. Este tratamiento se hizo para los cinco discos de este grupo (Fig.4.13:).

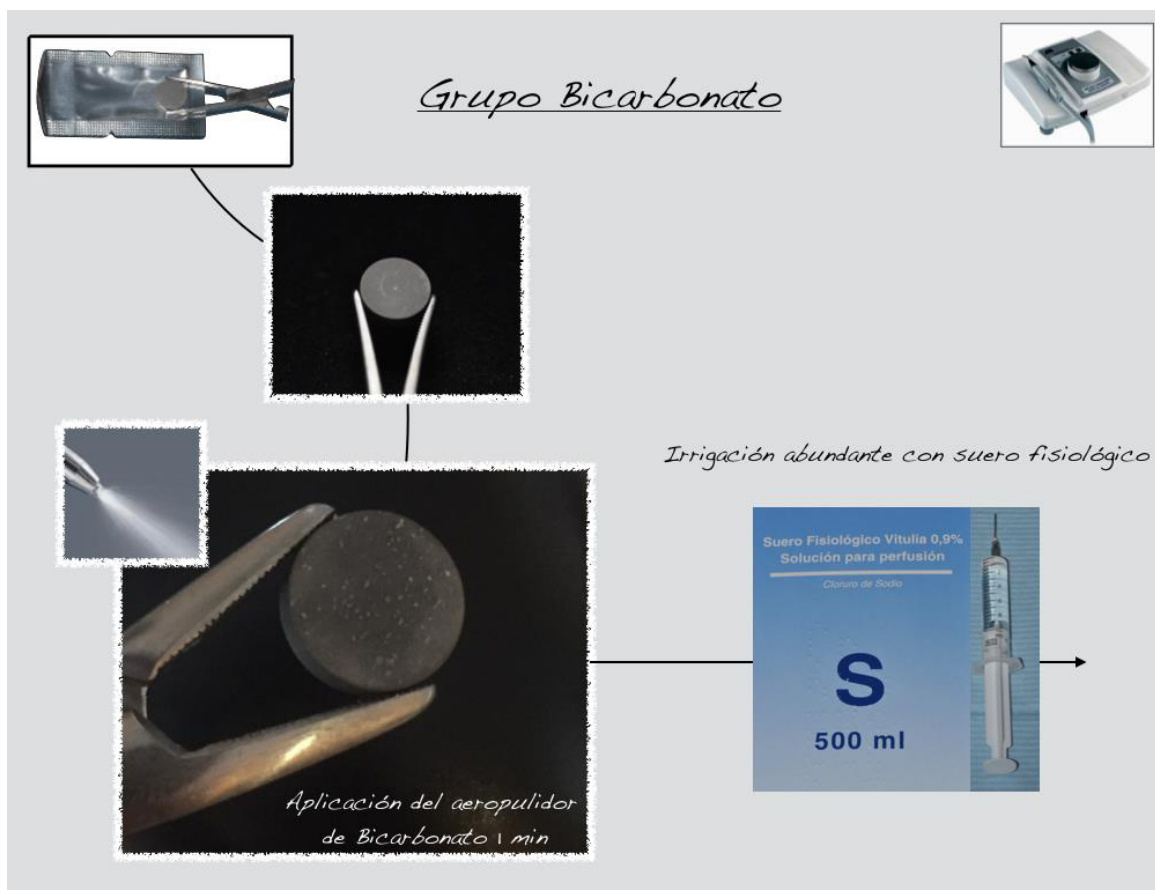


Fig.4.13: Tratamiento de los discos del grupo de Bicarbonato (OH).



#### 4.B.2.4 Tetraciclina clorhidrato (TC):

Después de sacar el disco de su blíster original mediante pinzas de titanio, se preparo la solución de tetraciclina clorhidrato con suero fisiológico, la cual se aplico durante 1 minuto. Posteriormente, se limpio el disco con una irrigación abundante de suero fisiológico hasta no dejar rastros de tetraciclina. Se procedió al secado de la muestra en un ambiente libre de contaminación y se volvió a guardar en el blíster original. Este tratamiento se hizo para los cinco discos de este grupo (Fig.4.14)



Fig.4.14: Tratamiento de los discos del grupo de Tetraciclina clorhidrato (TC).

### **4.B.3. Evaluación de las muestras:**

4.3.1 Estudio de la rugosidad superficial: método de análisis y protocolo utilizado en esta tesis doctoral para evaluar la rugosidad superficial.

El método que empleamos para la determinación de la rugosidad superficial de las muestras se basa en la utilización del interferómetro confocal Leica DCM3D. La interferometría confocal es una técnica sin contacto que combina dos instrumentos, un interferómetro y un microscopio dual para la medición tridimensional de las superficies. Esta dos tecnologías permiten realizar mediciones topográficas precisas y fiables en un rango que empieza por los milímetros y llega hasta los nanómetros. Al ser una técnica no invasiva, se hizo en un primer tiempo para evitar alteraciones de la superficie como puede ocurrir en el análisis de la composición química con Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS).

Las pruebas correspondientes al interferómetro confocal se realizaron en los Centres Científics i Tecnològics de la Universitat de Barcelona. Allí se analizó cada disco de cada grupo (Control, US, L, OH, TC) sin contacto con el interferómetro confocal. En cada muestra se seleccionaron 4 áreas de la superficie al azar para obtener los resultados de la rugosidad superficial de cada disco.

4.3.2 Estudio de la composición química superficial: método de análisis y protocolo utilizado en esta tesis doctoral para evaluar la composición química superficial.

Se utilizó la Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics)) para evaluar cuantitativamente las primeras capas (20-30 Å) de la superficie de los discos de titanio. Esta técnica permite obtener información sobre las propiedades químicas, físicas y electrónicas de la superficie estudiada. Nuestro interés se centró en los diferentes componentes químicos presentes en la superficie de cada disco.

Las pruebas correspondientes a la Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (PHI 5500 Multitechnique System (from Physical Electronics)) se realizaron en los Centres Científics i Tecnològics de la Universitat de Barcelona. Allí se analizó cada disco de cada grupo (Control, US, L, OH, TC) con el XPS en 4 áreas de la superficie al azar para obtener los resultados de composición química superficial de cada disco.

## 5/ RESULTADOS

Los resultados obtenidos los dividimos en dos grandes grupos:

1. Los obtenidos mediante Interferometría Confocal
2. Los obtenidos mediante Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS).

### 5.A/ Resultados mediante la Interferometría Confocal:

Mediante interferometría confocal se determino la rugosidad de las diferentes muestras. El análisis de los resultados se presentan por separado, por una parte los que corresponden al grupo control con la superficie original de tipo SLA (Q), y por otra el resto de las muestras tratadas con un tratamiento de descontaminación (US, L, OH, TC).

#### 5.A.1. Superficie Original o Grupo Control (Q):

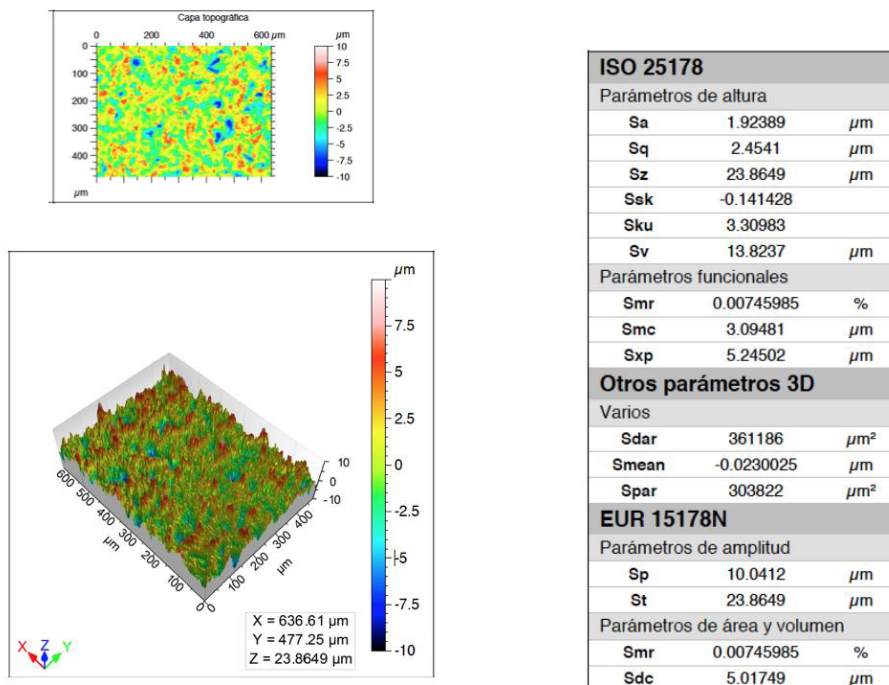
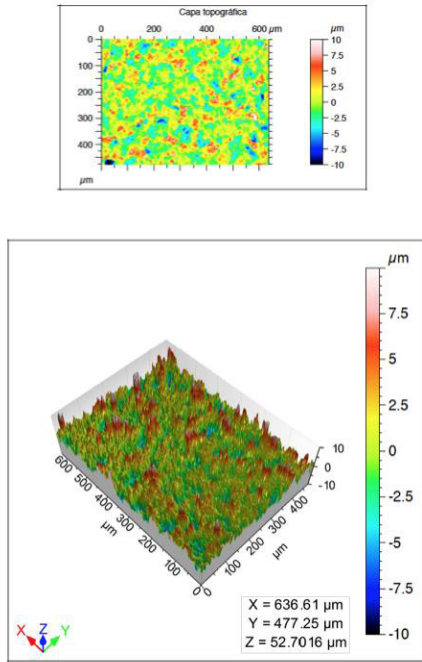
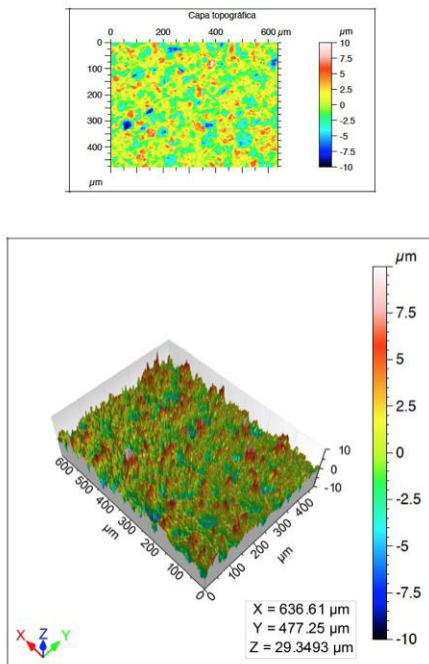


Fig.5.1: Disco 1 Grupo Control (Q).



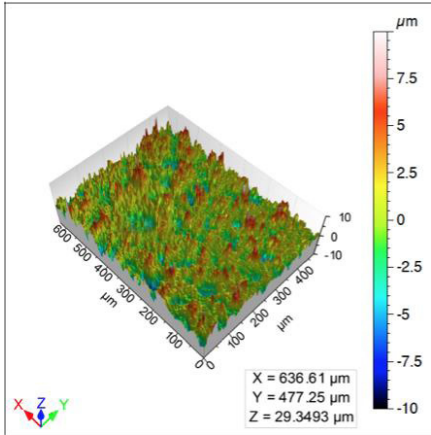
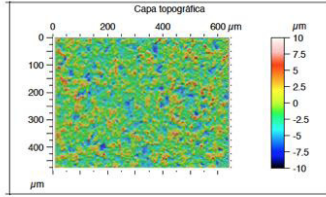
ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.88325	$\mu\text{m}$
Sq	2.50104	$\mu\text{m}$
Sz	52.7016	$\mu\text{m}$
Ssk	0.302282	
Sku	5.67792	
Sv	25.2497	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00384295	%
Smc	2.96607	$\mu\text{m}$
Sxp	4.70263	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	378989	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0497481	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	27.4518	$\mu\text{m}$
St	52.7016	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00384295	%
Sdc	4.85734	$\mu\text{m}$

Fig.5.2: Disco 2 Grupo Control (Q).



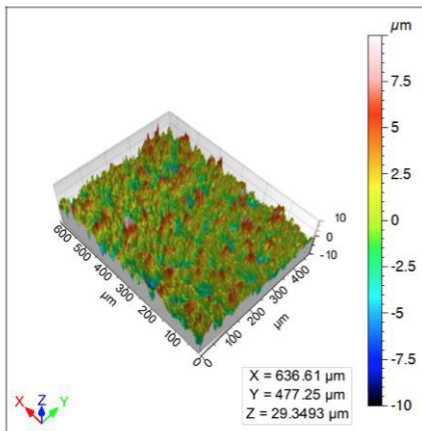
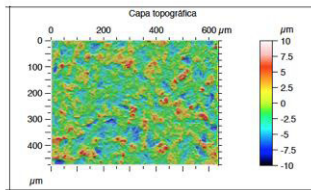
ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.76512	$\mu\text{m}$
Sq	2.30113	$\mu\text{m}$
Sz	29.3493	$\mu\text{m}$
Ssk	0.0316169	
Sku	4.23961	
Sv	12.2636	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00587746	%
Smc	2.82437	$\mu\text{m}$
Sxp	4.66303	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	358204	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.00183391	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	17.0857	$\mu\text{m}$
St	29.3493	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00587746	%
Sdc	4.58738	$\mu\text{m}$

Fig.5.3: Disco 3 Grupo Control (Q).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.824185	$\mu\text{m}$
Sq	2.401085	$\mu\text{m}$
Sz	41.02545	$\mu\text{m}$
Ssk	0.16694945	
Sku	4.958765	
Sv	18.75665	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.004860205	%
Smc	2.89522	$\mu\text{m}$
Sxp	4.68283	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	358204	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.023957095	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	22.26875	$\mu\text{m}$
St	41.02545	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00972041	%
Sdc	4.72236	$\mu\text{m}$

Fig.5.4: Disco 4 Grupo Control (Q).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.9446	$\mu\text{m}$
Sq	2.5453	$\mu\text{m}$
Sz	46.474	$\mu\text{m}$
Ssk	0.2978	
Sku	4.2641	
Sv	19.474	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.0048	%
Smc	3.03044	$\mu\text{m}$
Sxp	4.973825	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	358204	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.0133728	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	26.913	$\mu\text{m}$
St	38.28325	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.0056514	%
Sdc	4.9374115	$\mu\text{m}$

Fig.5.5: Disco 5 Grupo Control (Q).

### 5.A.2. Superficie tratada con Ultrasonidos (US):

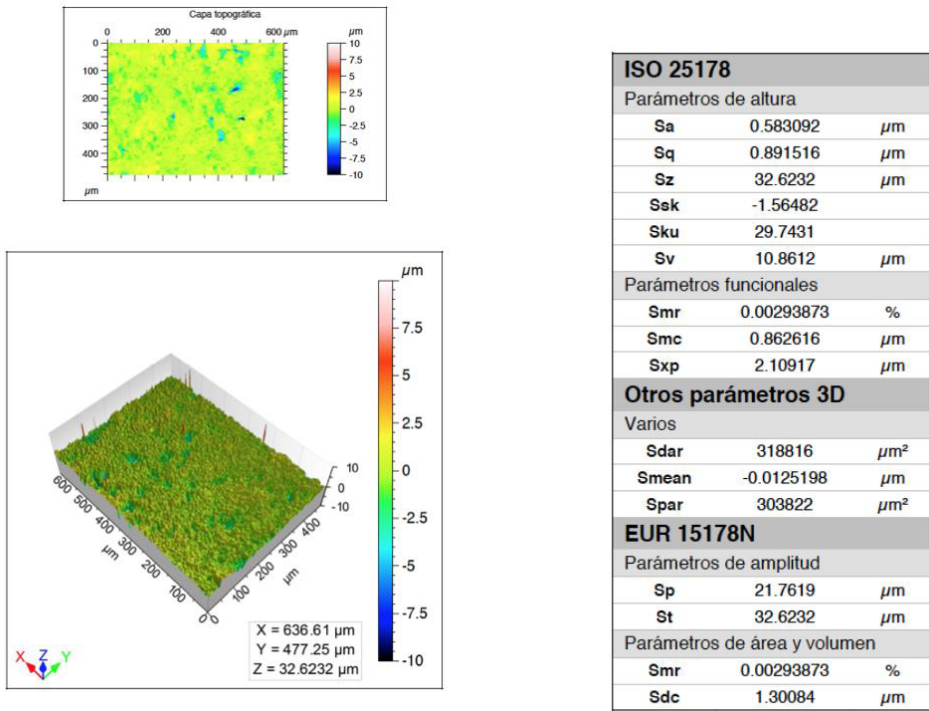
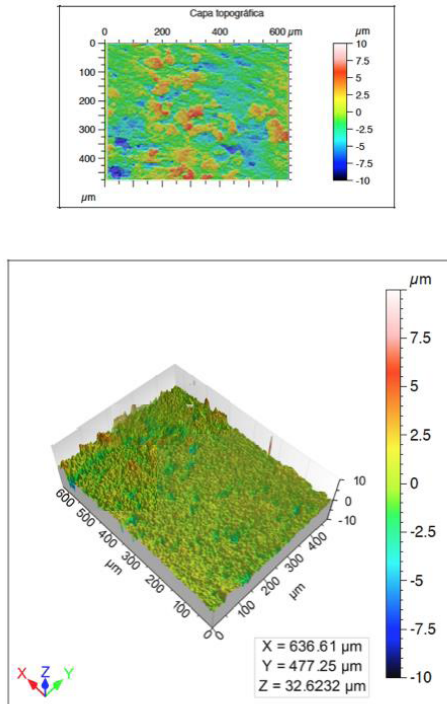


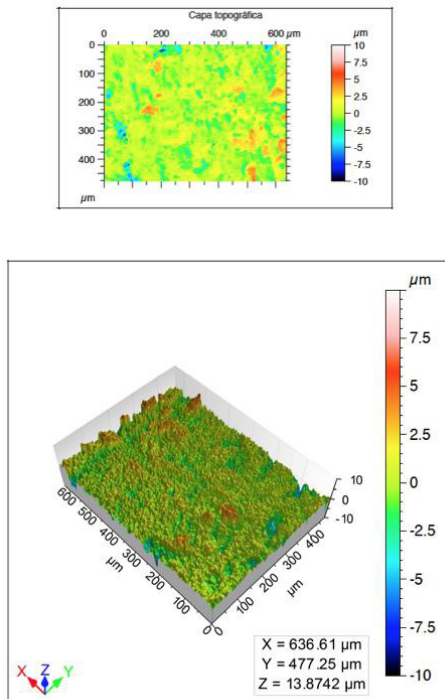
Fig.5.6: Disco 1 Grupo tratado con Ultrasonidos (US).





ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	0.89865	$\mu\text{m}$
Sq	1.2545	$\mu\text{m}$
Sz	14.070	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.2929415	
Sku	5.76518	
Sv	9.31156	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.046052	%
Smc	1.495845	$\mu\text{m}$
Sxp	2.549485	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	319236.5	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.045720675	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	5.3960	$\mu\text{m}$
St	14.7076	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.04605295	%
Sdc	2.3075	$\mu\text{m}$

Fig.5.7: Disco 2 Grupo tratado con Ultrasonidos (US).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	0.878498	$\mu\text{m}$
Sq	1.24608	$\mu\text{m}$
Sz	13.8742	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.321959	
Sku	6.38154	
Sv	8.48292	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.0348103	%
Smc	1.35744	$\mu\text{m}$
Sxp	2.5113	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	319877	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.00647055	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	5.3913	$\mu\text{m}$
St	13.8742	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.0348103	%
Sdc	2.15829	$\mu\text{m}$

Fig.5.8: Disco 3 Grupo tratado con Ultrasonidos (US).

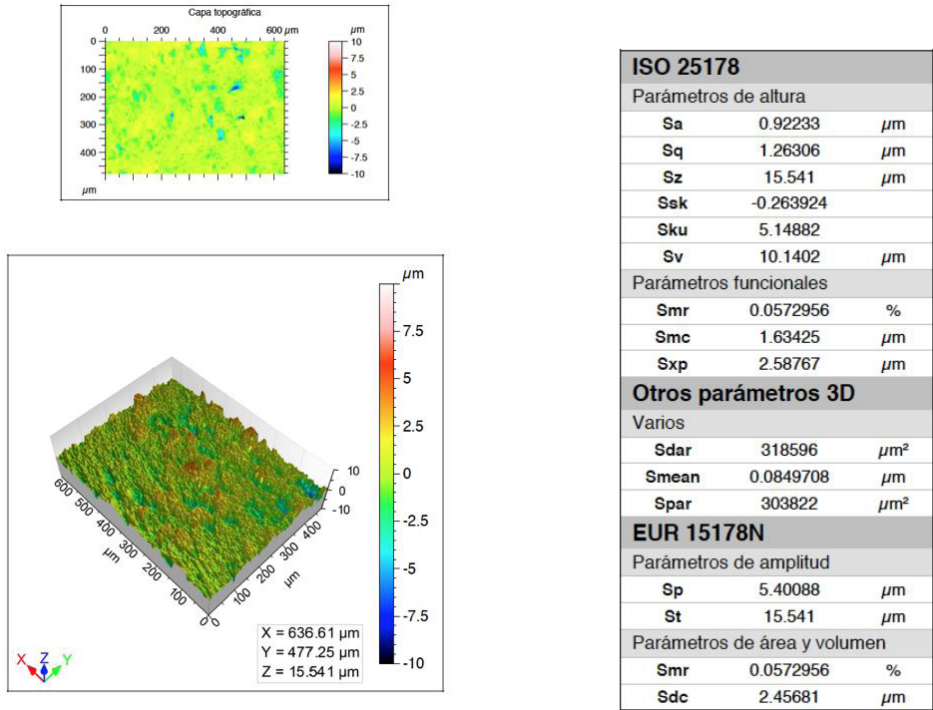


Fig.5.9: Disco 4 Grupo tratado con Ultrasonidos (US).

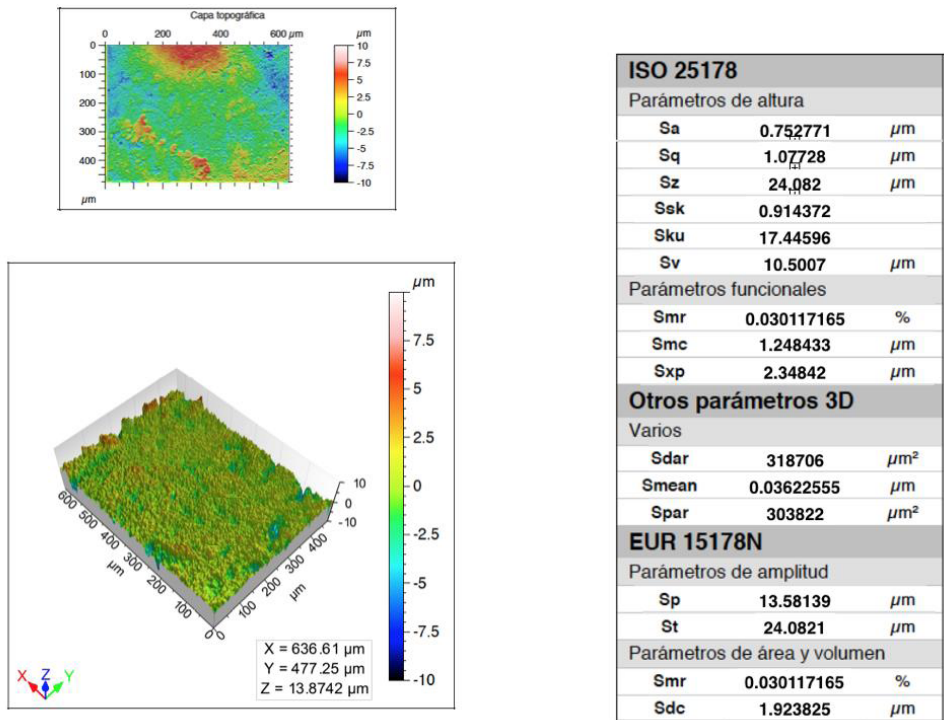


Fig.5.10: Disco 5 Grupo tratado con Ultrasonidos (US).



### 5.A.3. Superficie tratada con Fototerapia (L):

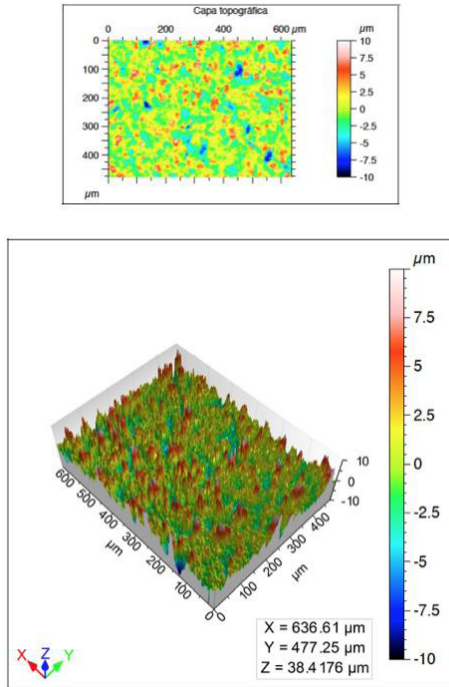


Fig.5.11: Disco 1 Grupo tratado con Fototerapia (L).

ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.83123	$\mu\text{m}$
Sq	2.43944	$\mu\text{m}$
Sz	38.4176	$\mu\text{m}$
Ssk	0.293121	
Sku	4.78379	
Sv	24.5924	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00203451	%
Smc	2.87922	$\mu\text{m}$
Sxp	4.41295	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	384541	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.0176361	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	13.8252	$\mu\text{m}$
St	38.4176	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00203451	%
Sdc	4.72802	$\mu\text{m}$

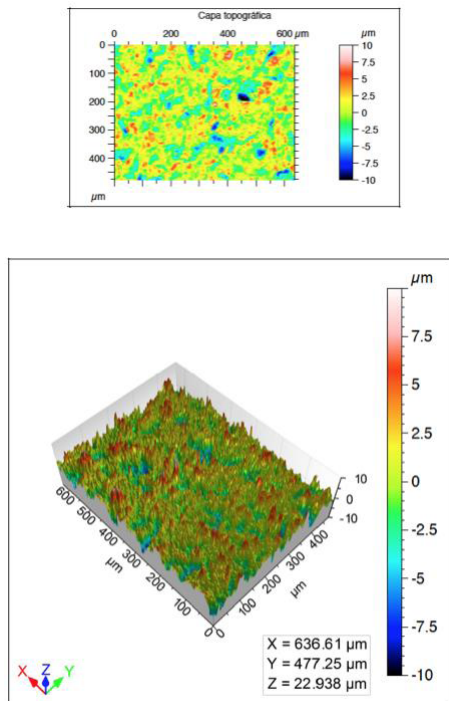
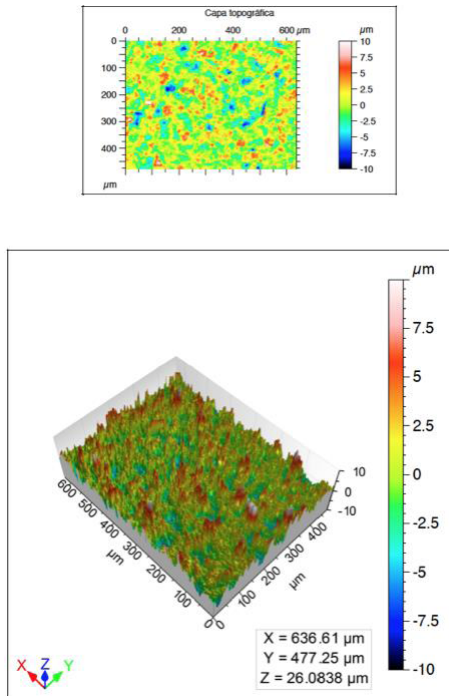


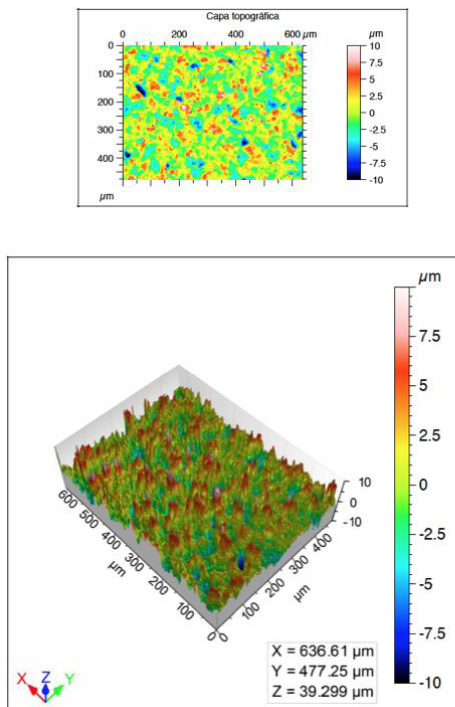
Fig.5.12: Disco 2 Grupo tratado con Fototerapia (L).

ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.7365	$\mu\text{m}$
Sq	2.26972	$\mu\text{m}$
Sz	22.938	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.362414	
Sku	4.14287	
Sv	12.1465	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00859013	%
Smc	2.68173	$\mu\text{m}$
Sxp	5.03324	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	354078	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.00938983	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	10.7916	$\mu\text{m}$
St	22.938	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00859013	%
Sdc	4.36346	$\mu\text{m}$



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.75749	$\mu\text{m}$
Sq	2.31238	$\mu\text{m}$
Sz	26.0838	$\mu\text{m}$
Ssk	0.116737	
Sku	4.27371	
Sv	9.71079	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.000904225	%
Smc	2.80675	$\mu\text{m}$
Sxp	4.7584	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	366144	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.0327742	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	16.373	$\mu\text{m}$
St	26.0838	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.000904225	%
Sdc	4.54208	$\mu\text{m}$

Fig.5.13: Disco 3 Grupo tratado con Fototerapia (L).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.99063	$\mu\text{m}$
Sq	2.60345	$\mu\text{m}$
Sz	39.299	$\mu\text{m}$
Ssk	0.114414	
Sku	4.13825	
Sv	16.394	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00113028	%
Smc	3.28711	$\mu\text{m}$
Sxp	5.02469	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	382463	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0292509	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	22.905	$\mu\text{m}$
St	39.299	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00113028	%
Sdc	5.2582	$\mu\text{m}$

Fig.5.14: Disco 4 Grupo tratado con Fototerapia (L).

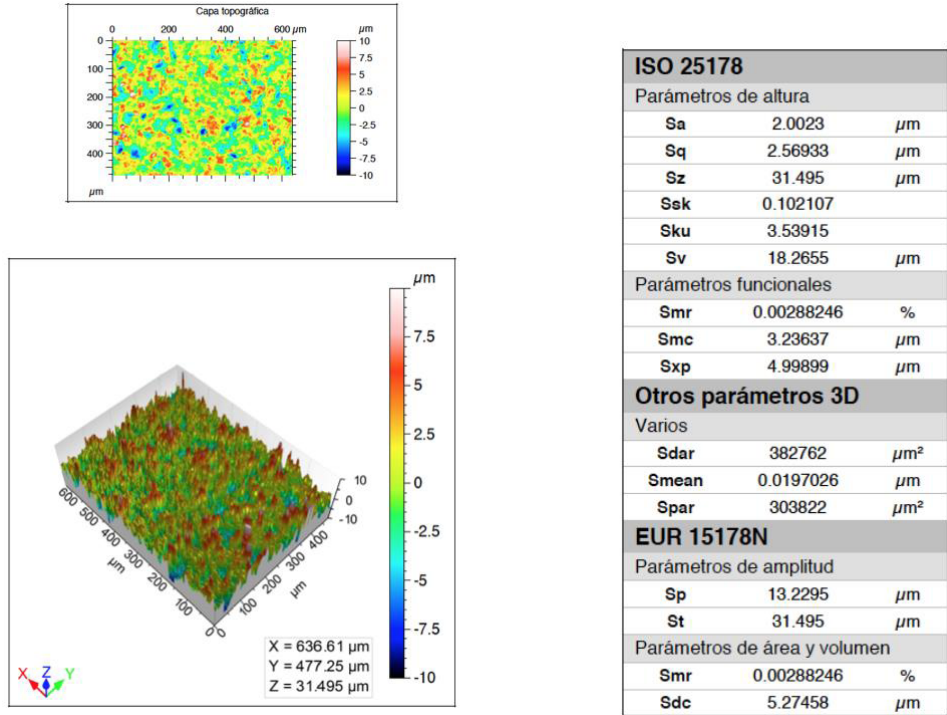


Fig.5.15: Disco 5 Grupo tratado con Fototerapia (L).

### 5.A.4. Superficie tratada con Bicarbonato (OH)

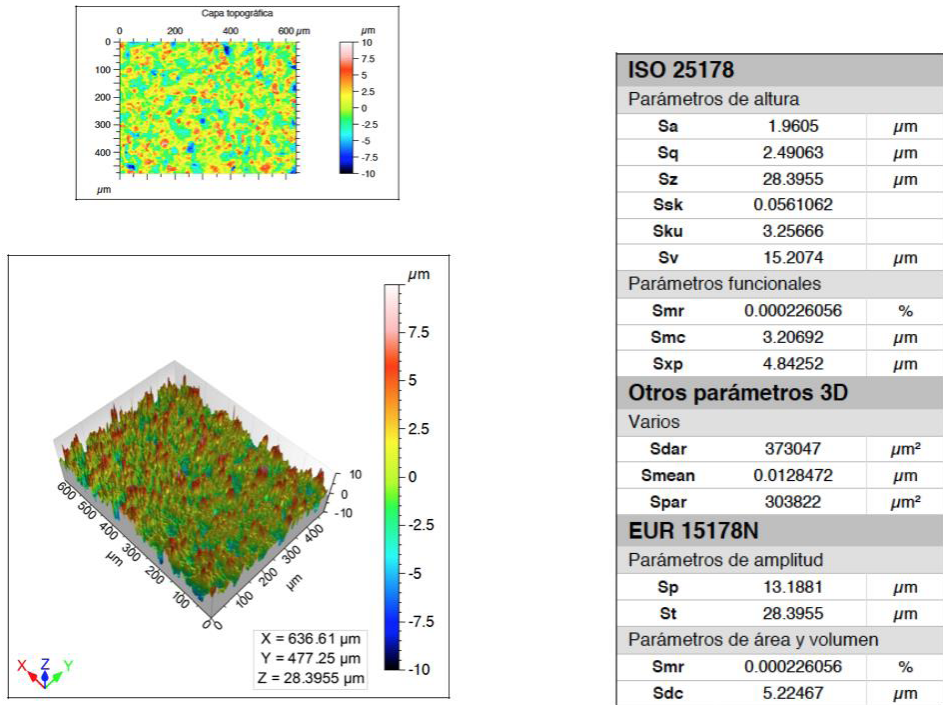
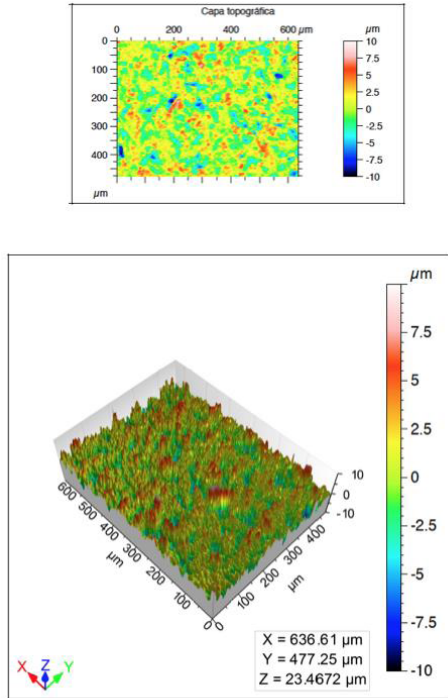
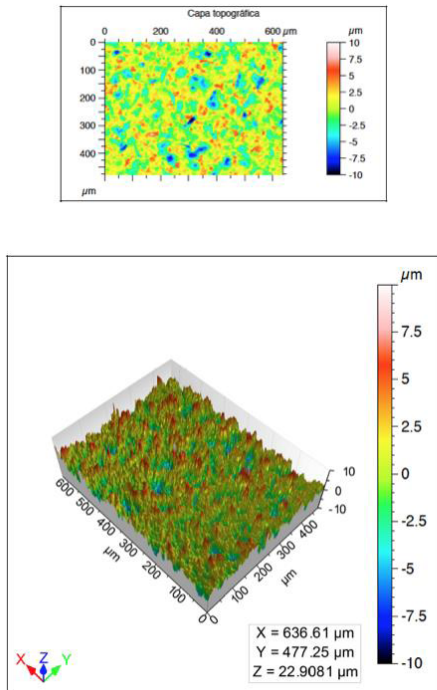


Fig.5.16: Disco 1 Grupo tratado con Bicarbonato (OH)



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.74137	$\mu\text{m}$
Sq	2.22843	$\mu\text{m}$
Sz	23.4672	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.178448	
Sku	3.5658	
Sv	10.0954	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00135634	%
Smc	2.73992	$\mu\text{m}$
Sxp	4.68257	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	363742	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0297605	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	13.3719	$\mu\text{m}$
St	23.4672	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00135634	%
Sdc	4.50338	$\mu\text{m}$

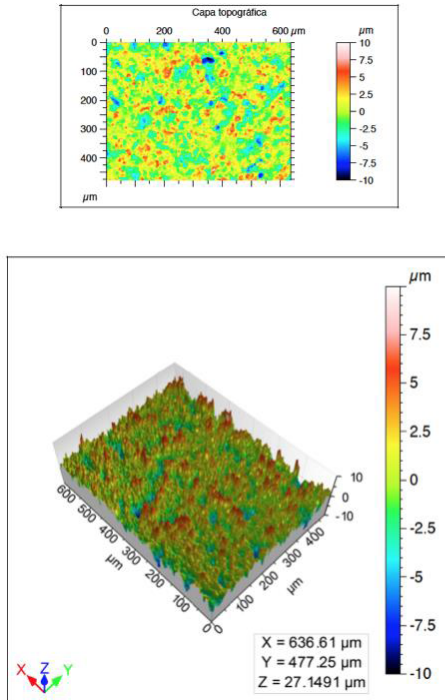
Fig.5.17: Disco 2 Grupo tratado con Bicarbonato (OH).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.82738	$\mu\text{m}$
Sq	2.35174	$\mu\text{m}$
Sz	22.9081	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.366965	
Sku	3.63741	
Sv	10.6913	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00339084	%
Smc	2.77406	$\mu\text{m}$
Sxp	5.36801	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	366213	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.00234394	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	12.2168	$\mu\text{m}$
St	22.9081	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00339084	%
Sdc	4.58678	$\mu\text{m}$

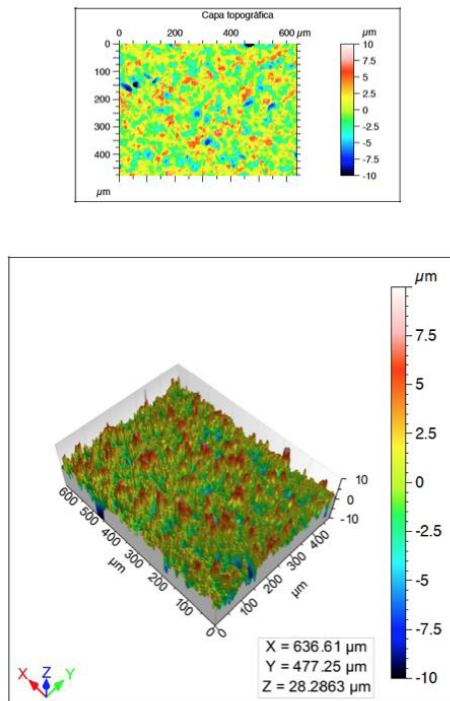
Fig.5.18: Disco 3 Grupo tratado con Bicarbonato (OH).





ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.72477	$\mu\text{m}$
Sq	2.21413	$\mu\text{m}$
Sz	27.1491	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.147177	
Sku	3.51742	
Sv	10.2705	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.000226056	%
Smc	2.77655	$\mu\text{m}$
Sxp	4.58567	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	359782	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0188399	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	16.8786	$\mu\text{m}$
St	27.1491	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.000226056	%
Sdc	4.53804	$\mu\text{m}$

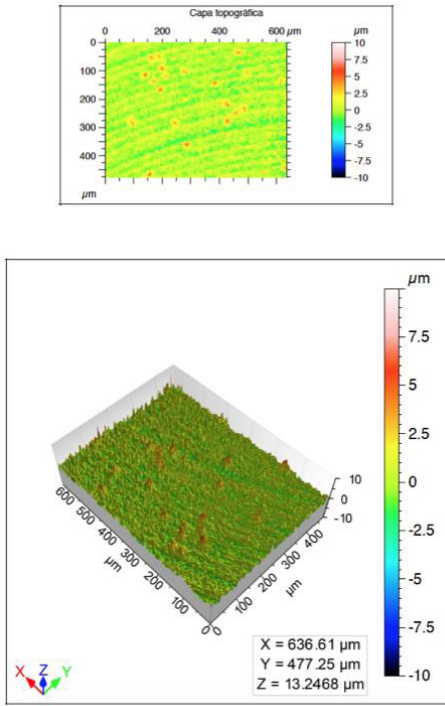
Fig.5.19: Disco 4 Grupo tratado con Bicarbonato (OH).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.85807	$\mu\text{m}$
Sq	2.40182	$\mu\text{m}$
Sz	28.2863	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.123513	
Sku	3.79099	
Sv	13.6341	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00158239	%
Smc	3.04445	$\mu\text{m}$
Sxp	4.85589	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	367142	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0298892	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	14.6523	$\mu\text{m}$
St	28.2863	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00158239	%
Sdc	4.87253	$\mu\text{m}$

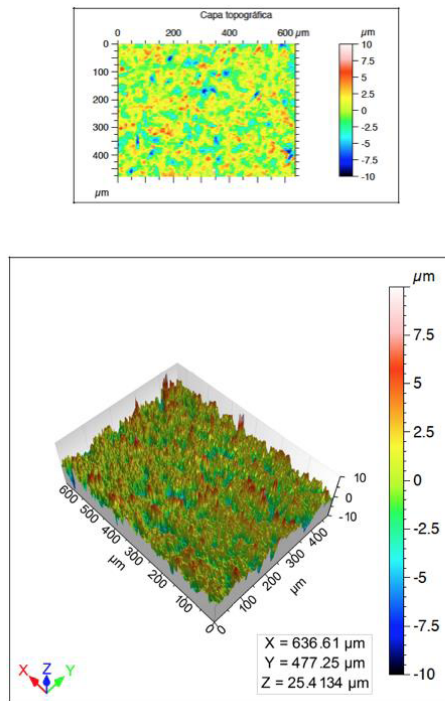
Fig.5.20: Disco 5 Grupo tratado con Bicarbonato (OH).

### 5.A.5. Superficie tratada con Tetraciclina (TC):



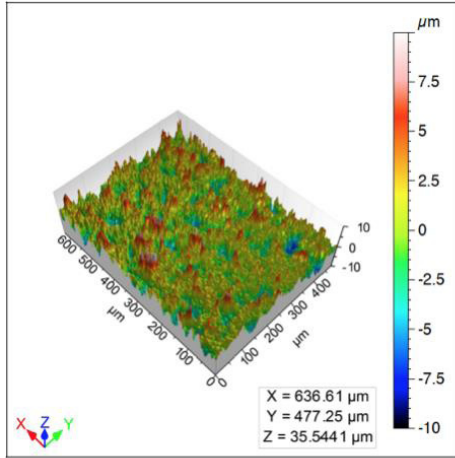
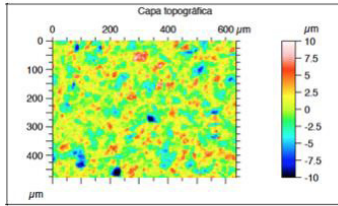
ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	0.638606	$\mu\text{m}$
Sq	0.858222	$\mu\text{m}$
Sz	13.2468	$\mu\text{m}$
Ssk	0.924129	
Sku	5.77945	
Sv	4.60912	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.000904225	%
Smc	1.02981	$\mu\text{m}$
Sxp	1.36521	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	323882	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0164293	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	8.63768	$\mu\text{m}$
St	13.2468	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.000904225	%
Sdc	1.6861	$\mu\text{m}$

Fig.5.21: Disco 1 Grupo tratado con Tetraciclina (TC).



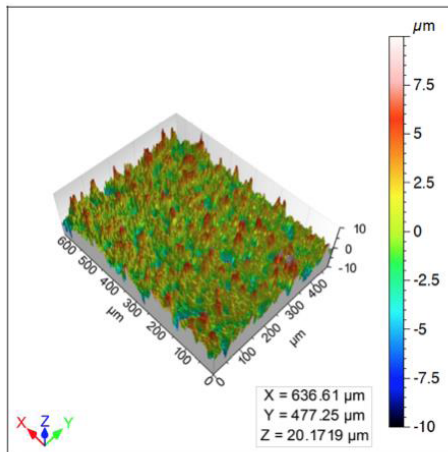
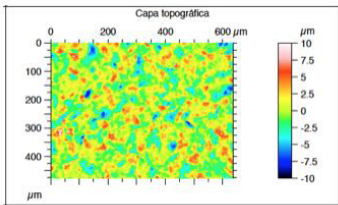
ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.62947	$\mu\text{m}$
Sq	2.09496	$\mu\text{m}$
Sz	25.4134	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.264443	
Sku	3.81951	
Sv	10.1437	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.000452112	%
Smc	2.47327	$\mu\text{m}$
Sxp	4.62294	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	356499	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.00768425	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	15.2698	$\mu\text{m}$
St	25.4134	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.000452112	%
Sdc	4.1082	$\mu\text{m}$

Fig.5.22: Disco 2 Grupo tratado con Tetraciclina (TC).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.7751	$\mu\text{m}$
Sq	2.33699	$\mu\text{m}$
Sz	35.5441	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.19572	
Sku	4.6463	
Sv	13.1437	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00206481	%
Smc	2.71632	$\mu\text{m}$
Sxp	4.9016	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	356851	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0526027	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	22.4004	$\mu\text{m}$
St	35.5441	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00206481	%
Sdc	4.46686	$\mu\text{m}$

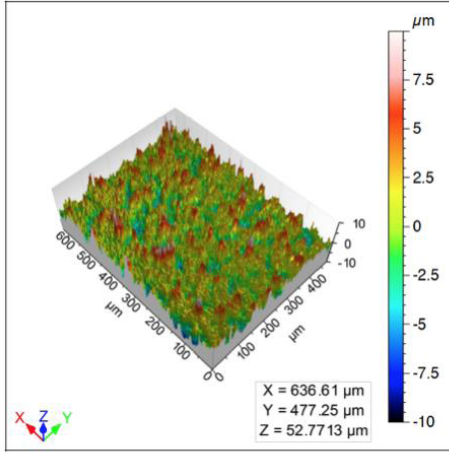
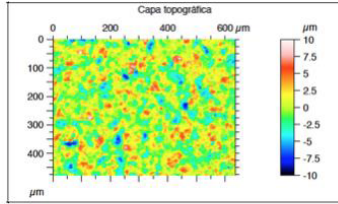
Fig.5.23: Disco 3 Grupo tratado con Tetraciclina (TC).



ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.76978	$\mu\text{m}$
Sq	2.27126	$\mu\text{m}$
Sz	20.1719	$\mu\text{m}$
Ssk	-0.0444185	
Sku	3.44491	
Sv	9.02398	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00678168	%
Smc	2.86079	$\mu\text{m}$
Sxp	4.66267	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	354289	$\mu\text{m}^2$
Smean	-0.0426601	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	11.1479	$\mu\text{m}$
St	20.1719	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00678168	%
Sdc	4.65018	$\mu\text{m}$

Fig.5.24: Disco 4 Grupo tratado con Tetraciclina (TC).





ISO 25178		
Parámetros de altura		
Sa	1.83593	$\mu\text{m}$
Sq	2.36977	$\mu\text{m}$
Sz	52.7713	$\mu\text{m}$
Ssk	0.0965986	
Sku	4.07829	
Sv	31.0572	$\mu\text{m}$
Parámetros funcionales		
Smr	0.00135634	%
Smc	2.89091	$\mu\text{m}$
Sxp	4.6961	$\mu\text{m}$
Otros parámetros 3D		
Varios		
Sdar	370552	$\mu\text{m}^2$
Smean	0.0164759	$\mu\text{m}$
Spar	303822	$\mu\text{m}^2$
EUR 15178N		
Parámetros de amplitud		
Sp	21.7141	$\mu\text{m}$
St	52.7713	$\mu\text{m}$
Parámetros de área y volumen		
Smr	0.00135634	%
Sdc	4.7693	$\mu\text{m}$

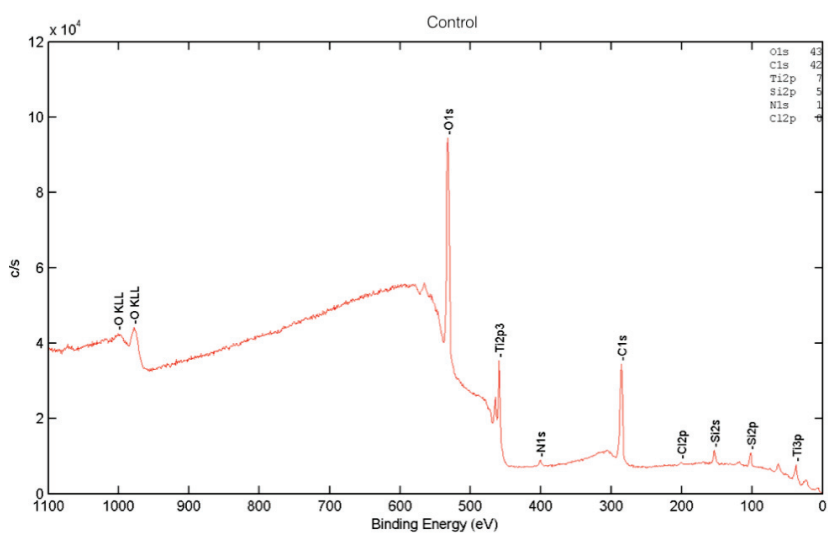
Fig.5.25: Disco 5 Grupo tratado con Tetraciclina (TC).

## **5.B/ Resultados obtenidos mediante Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS):**

Mediante la Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X se determino la composición química de la superficie de las diferentes muestras.

A continuación del estudio de las muestras por el interferómetro confocal, procedimos al análisis químico de la superficie de las mismas. Los análisis de los resultados obtenidos se presentan también por separado, por un lado el grupo control (Q) con la superficie original de tipo SLA y por otra parte el resto de las muestras que han sido tratadas con un tratamiento de descontaminación (US, L, OH, TC).

### **5.B.1. Superficie Original o Grupo Control (Q):**



*Fig.5.26: Espectro del disco control Q1 .*

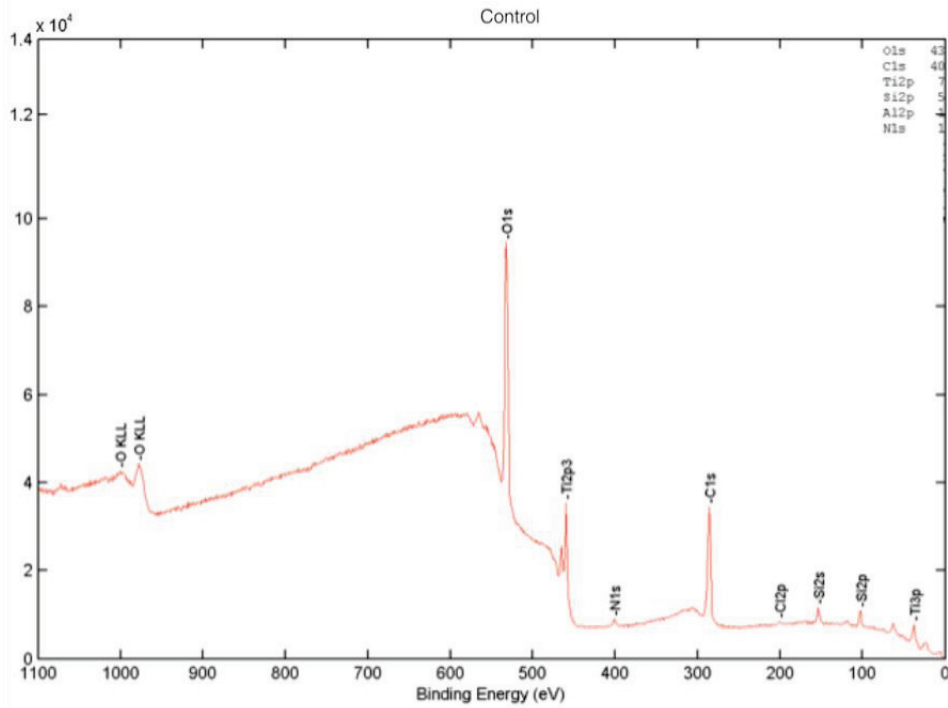


Fig.5.27: Espectro del disco control Q2.

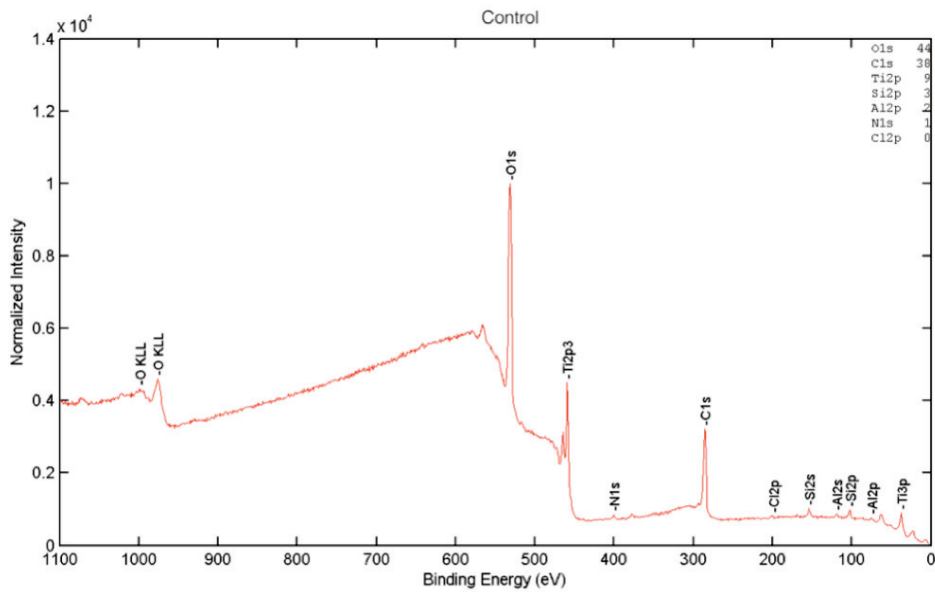


Fig.5.28: Espectro del disco control Q3.

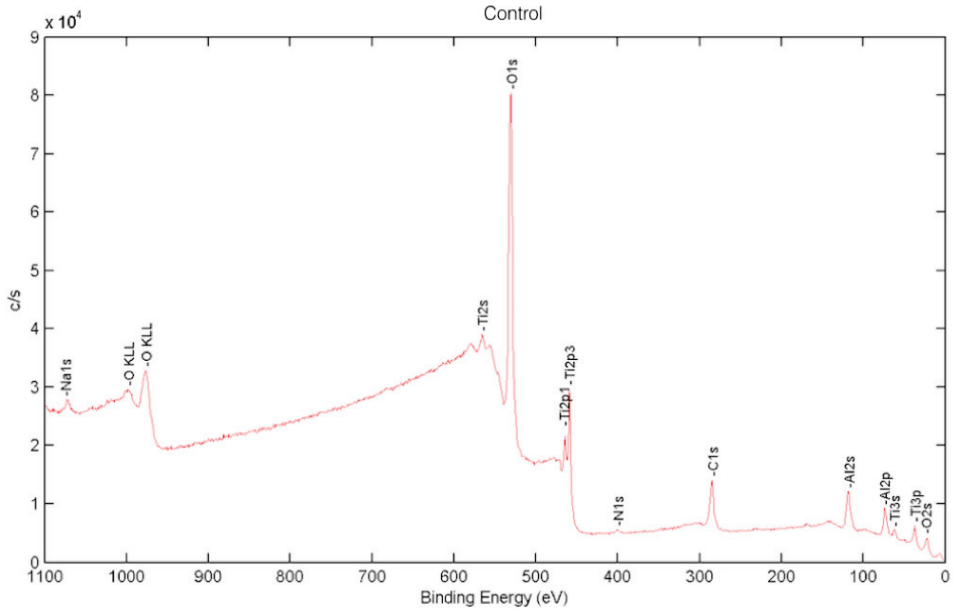


Fig.5.29: Espectro del disco control Q4.

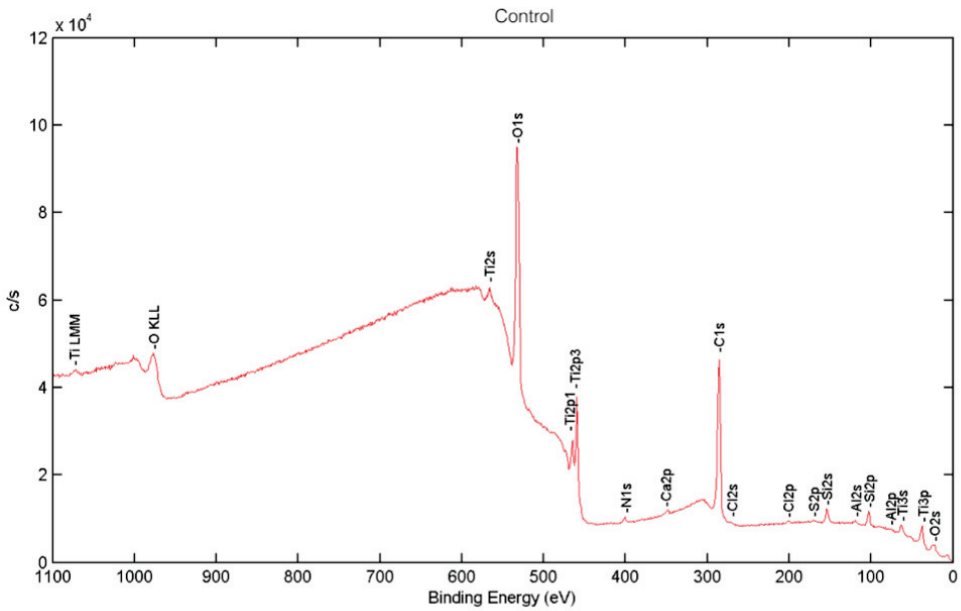


Fig.5.30: Espectro del disco control Q5.

### 5.B.2. Grupo tratado con Ultrasonidos (US):

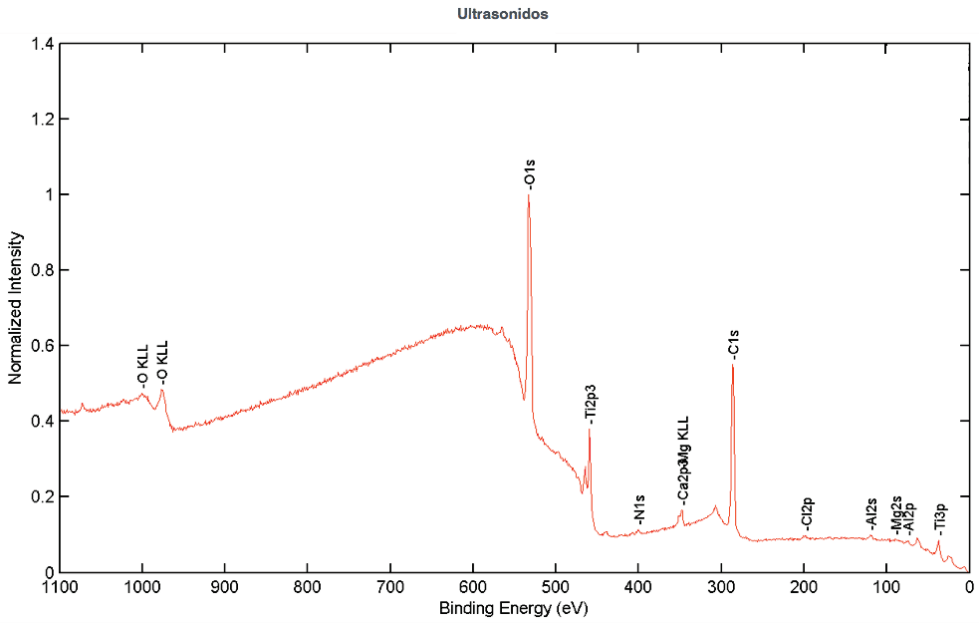


Fig.5.31: Espectro del disco US 1.

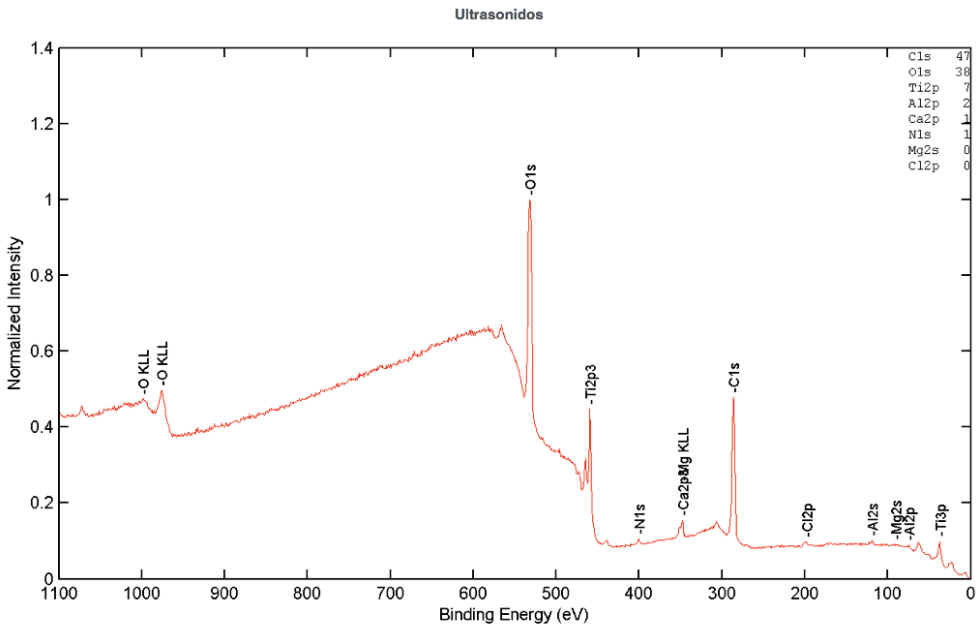


Fig.5.32: Espectro del disco US 2.

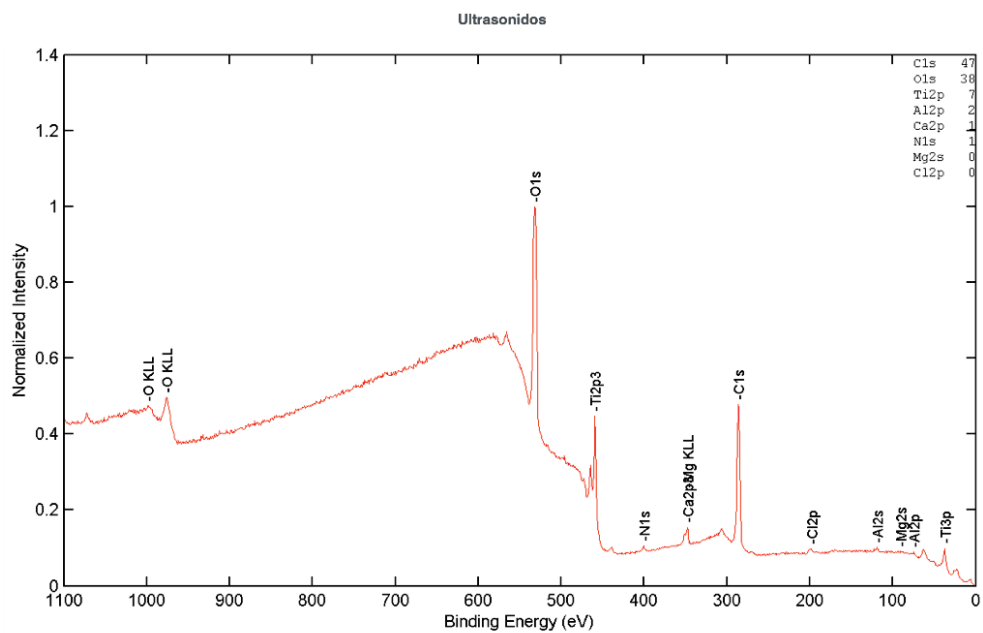


Fig.5.33: Espectro del disco US 3.

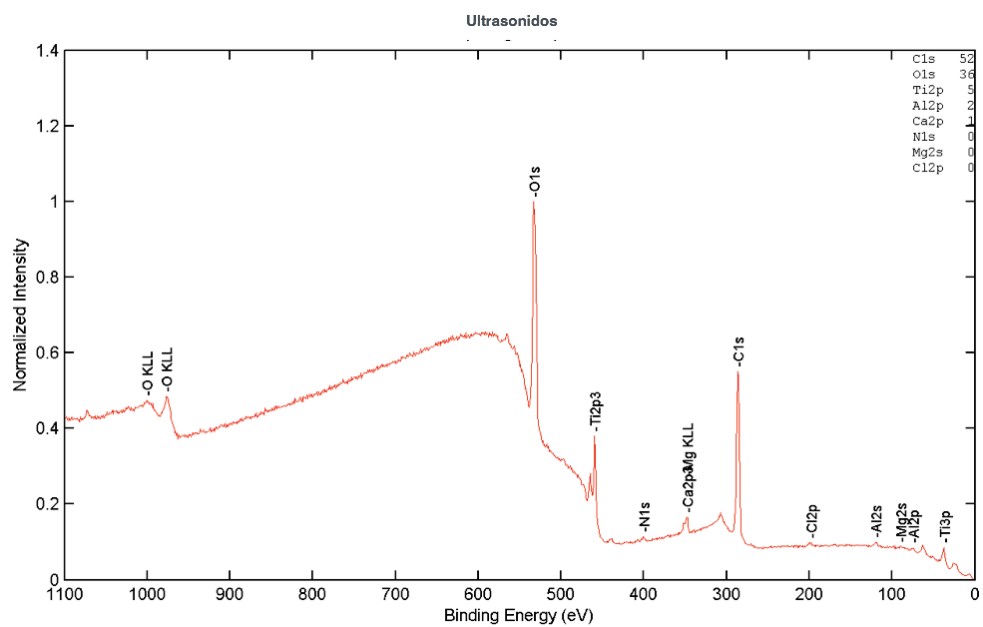


Fig.5.34: Espectro del disco US 4.

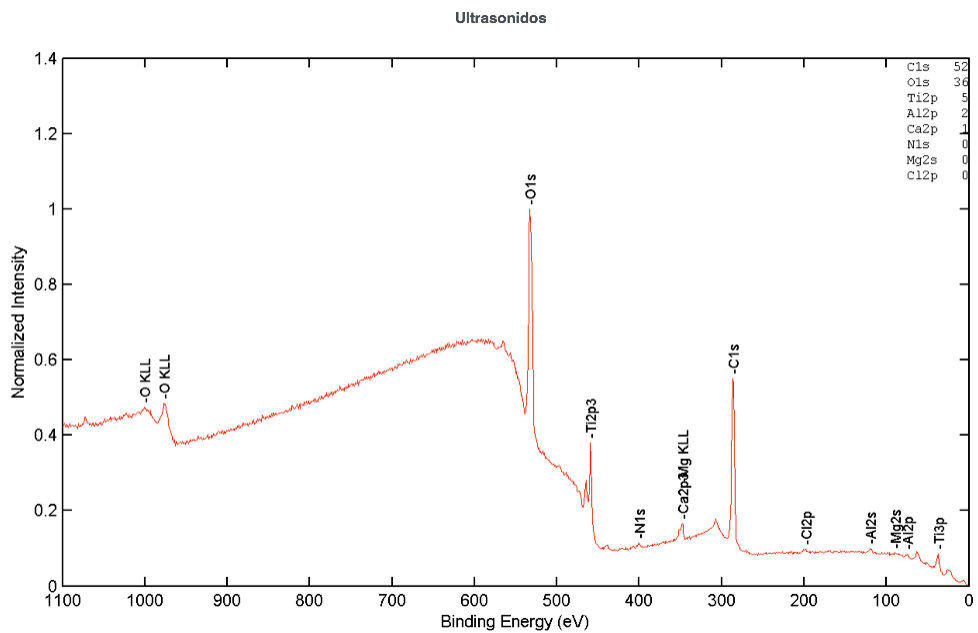


Fig.5.35: Espectro del disco US 5.

### 5.B.3. Grupo tratado con Fototerapia (L):

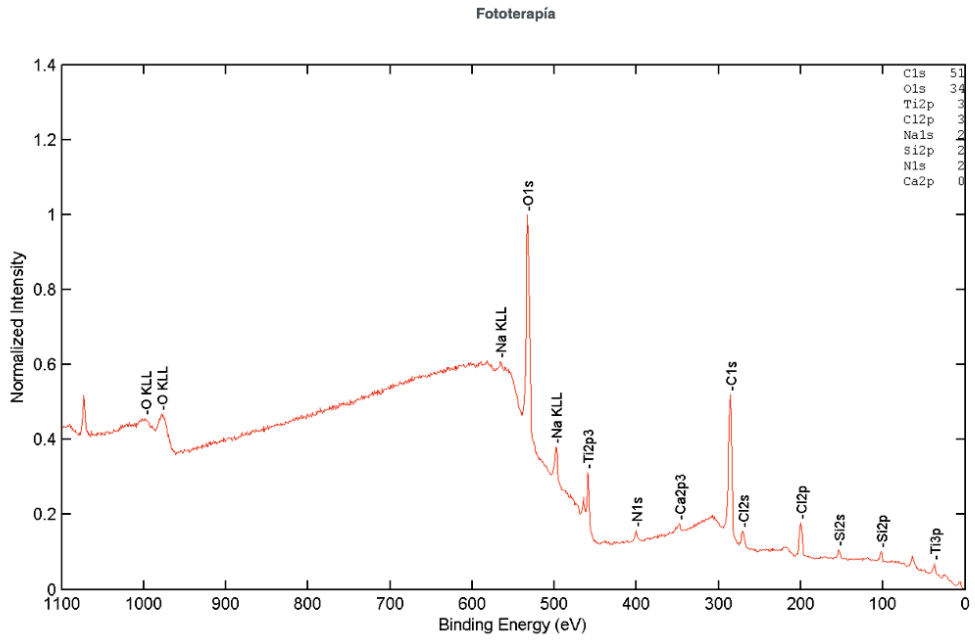


Fig.5.36: Espectro del disco L1.

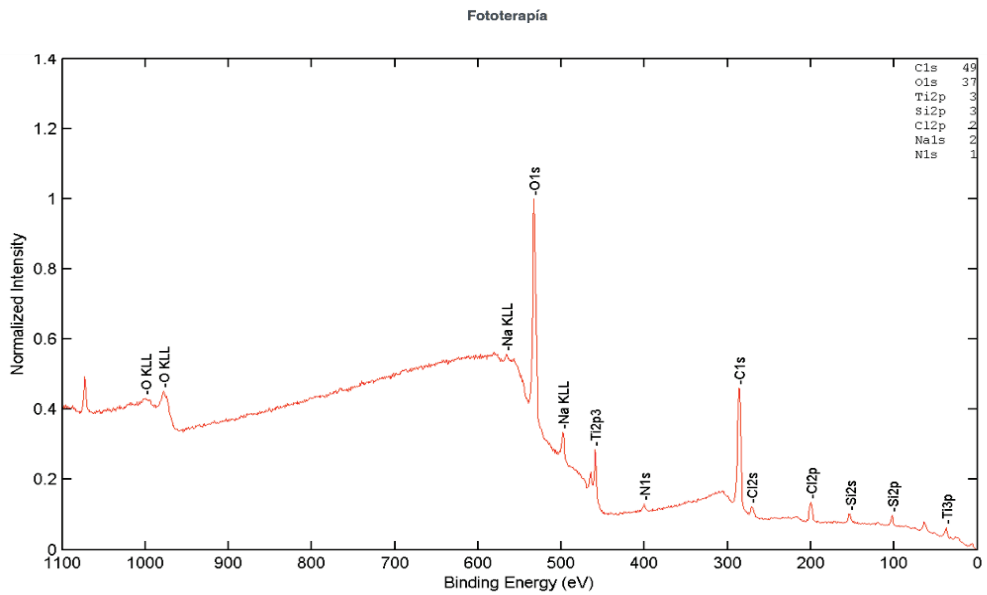


Fig.5.37: Espectro del disco L2.



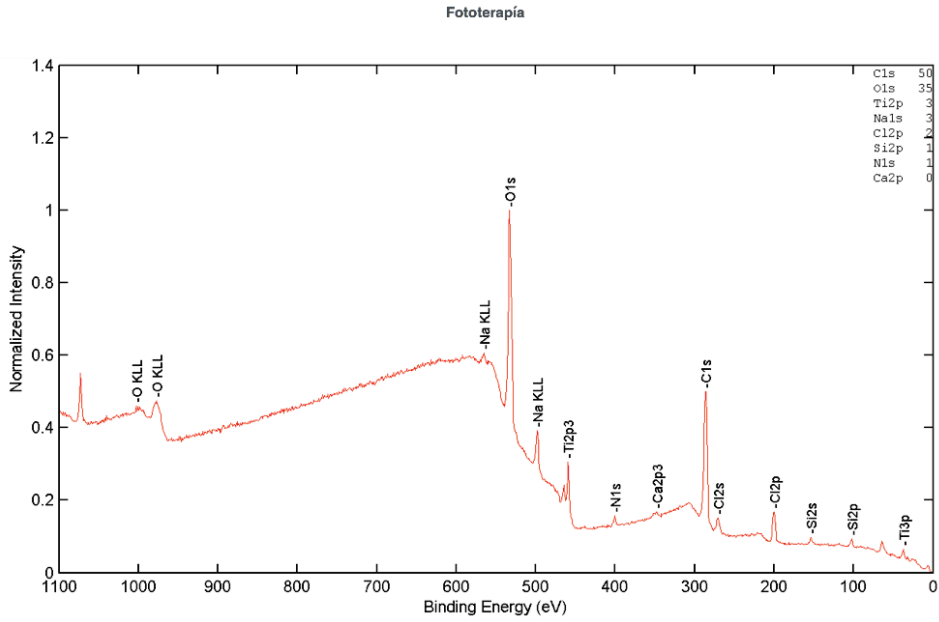


Fig.5.38: Espectro del disco L3.

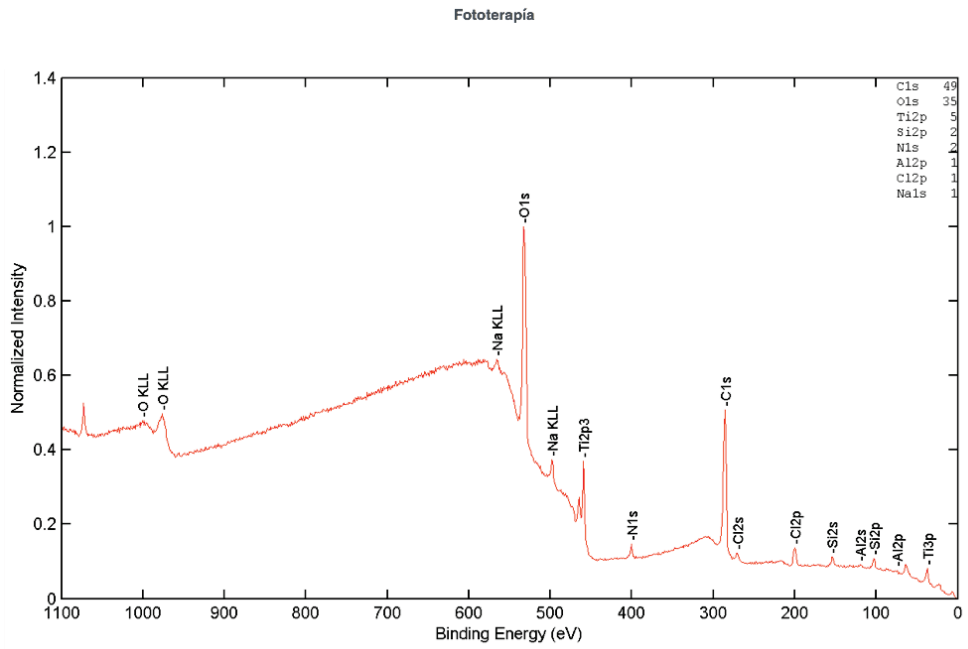


Fig.5.39: Espectro del disco L4.

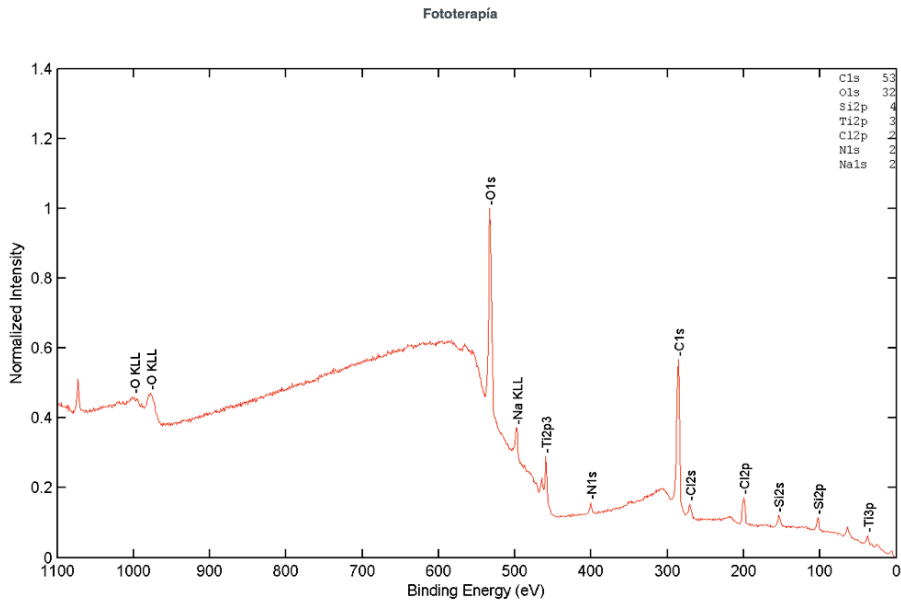


Fig.5.40: Espectro del disco L5.

### 5.B.4. Grupo tratado con Bicarbonato (OH):

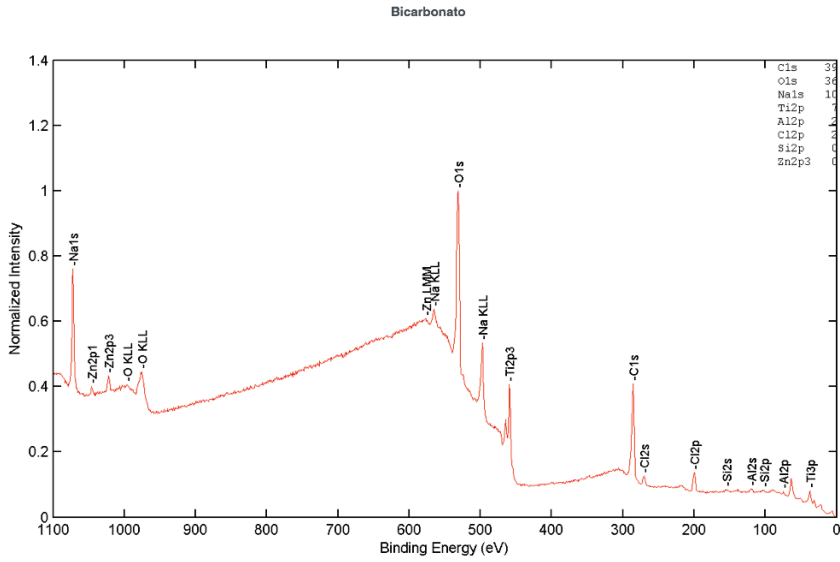


Fig.5.41: Espectro del disco OH1.

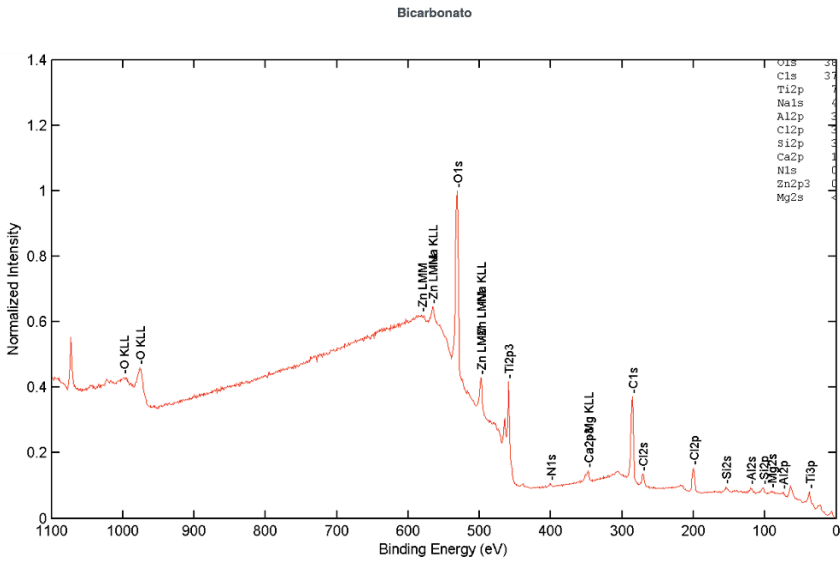


Fig.5.42: Espectro del disco OH2.

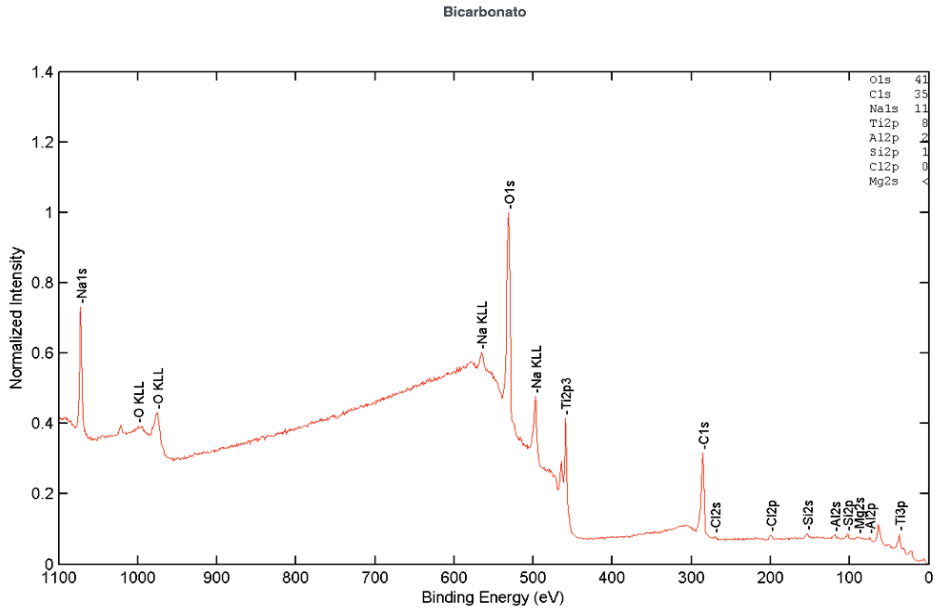


Fig.5.43: Espectro del disco OH3.

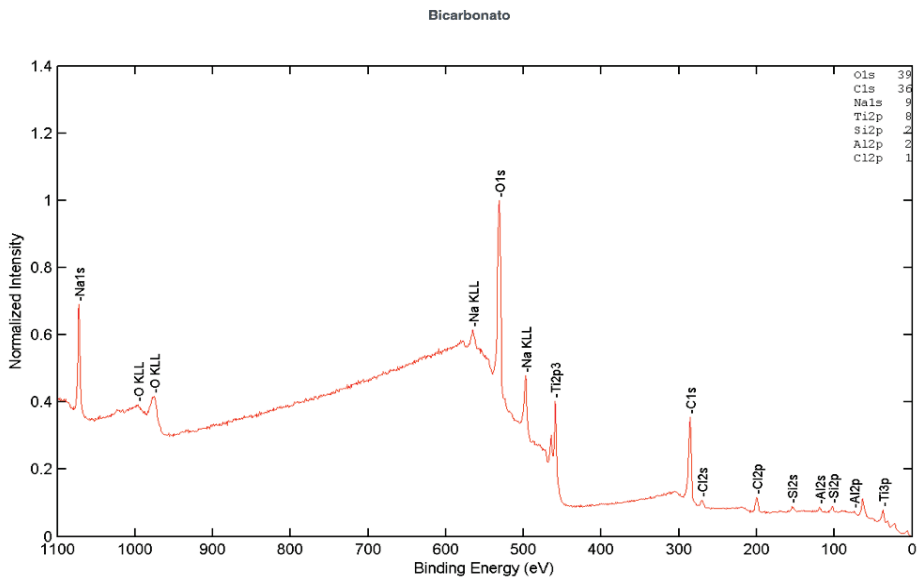


Fig.5.44: Espectro del disco OH4.

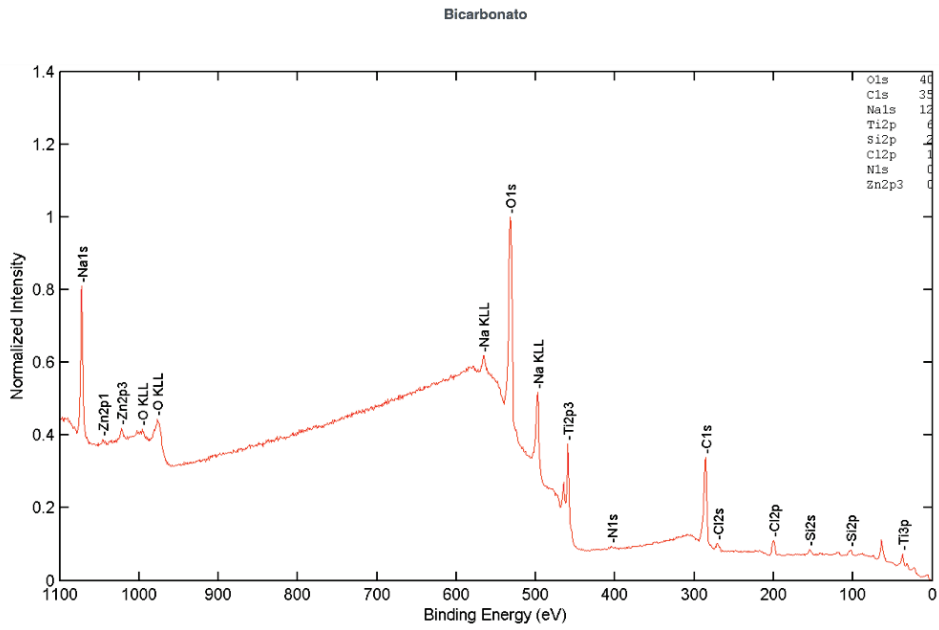


Fig.5.45: Espectro del disco OH5.

### 5.B.5. Grupo tratado con Tetraciclina clorhidrato (TC):

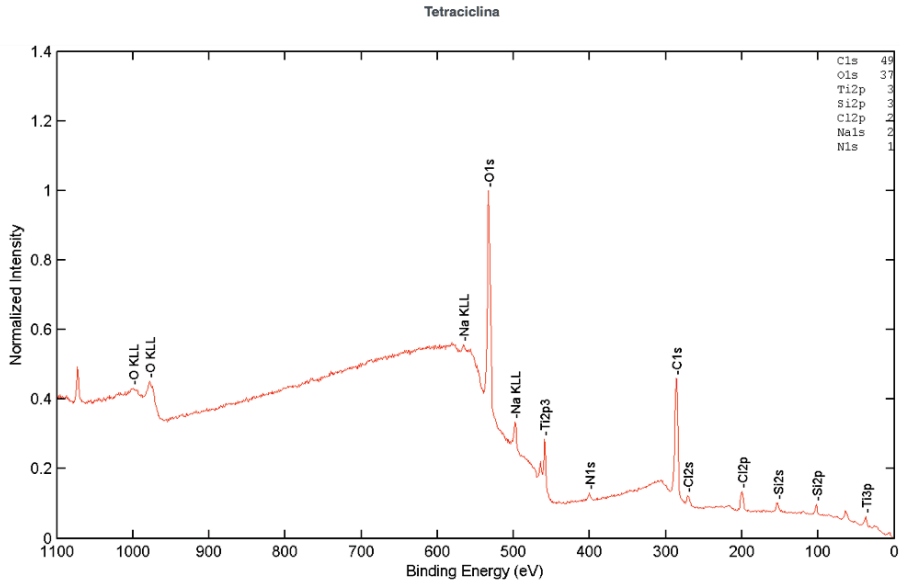


Fig.5.46: Espectro del disco TC1.

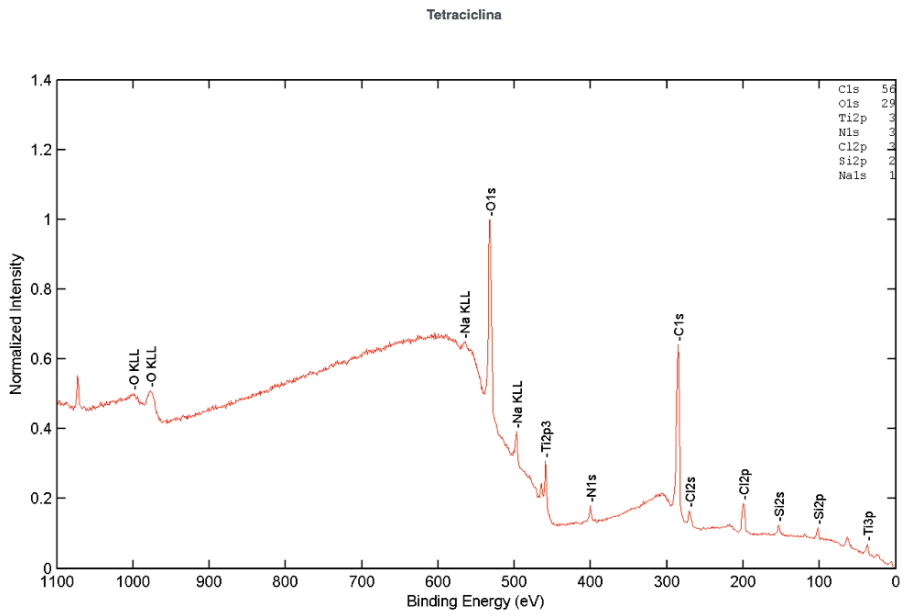


Fig.5.47: Espectro del disco TC2.

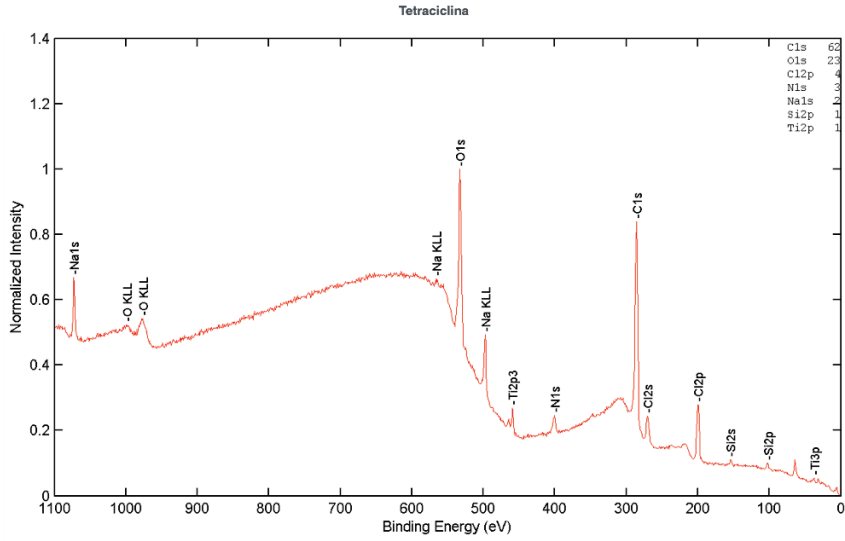


Fig.5.48: Espectro del disco TC3.

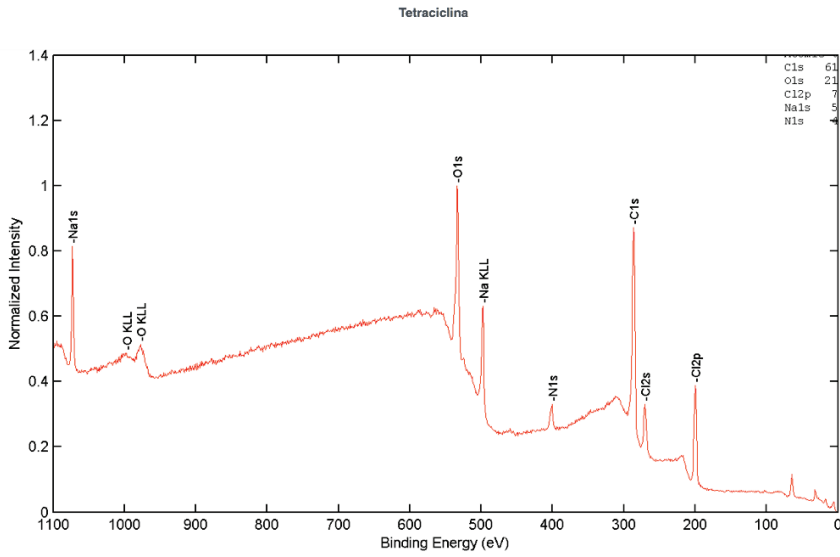


Fig.5.49: Espectro del disco TC4.

Tetraciclina

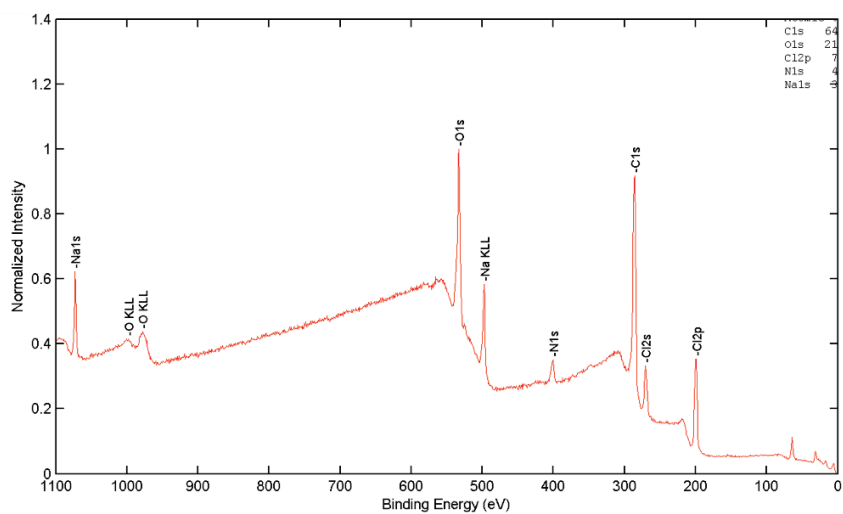


Fig.5.50: Espectro del disco TC5.



## **5.C/ Análisis estadístico de los resultados:**

### **5.C.1. Resumen estadístico de los análisis de la Rugosidad:**

Parámetros	<Q>	$\sigma(Q)$	<US>	$\sigma(US)$	<L>	$\sigma(L)$	<OH>	$\sigma(OH)$	<TC>	$\sigma(TC)$
Sa (um)	<b>1.857</b>	0.067	<b>0.794</b>	0.151	<b>1.864</b>	0.113	<b>1.822</b>	0.086	<b>1.530</b>	0.451
Sq (um)	<b>2.419</b>	0.085	<b>1.134</b>	0.171	<b>2.439</b>	0.133	<b>2.337</b>	0.105	<b>1.986</b>	0.572
Sz (um)	<b>35.300</b>	12.505	<b>20.677</b>	8.473	<b>31.646</b>	6.498	<b>26.043</b>	2.378	<b>29.428</b>	13.753
Ssk	<b>0.064</b>	0.183	<b>-0.717</b>	0.600	<b>0.053</b>	0.219	<b>-0.152</b>	0.135	<b>0.103</b>	0.429
Sku	<b>4.409</b>	0.974	<b>13.758</b>	11.314	<b>4.176</b>	0.397	<b>3.554</b>	0.175	<b>4.354</b>	0.813
Sv (um)	<b>17.110</b>	5.791	<b>9.828</b>	0.995	<b>16.221</b>	5.161	<b>11.978</b>	2.060	<b>13.595</b>	9.152
Smr (%)	<b>0.0048</b>	0.0008	<b>0.0317</b>	0.0223	<b>0.0031</b>	0.0028	<b>0.0014</b>	0.0012	<b>0.0023</b>	0.0023
Smc (um)	<b>2.962</b>	0.11	<b>1.285</b>	0.319	<b>2.978</b>	0.240	<b>2.872</b>	0.134	<b>2.394</b>	0.698
Sxp (um)	<b>4.870</b>	0.27	<b>2.403</b>	0.210	<b>4.845</b>	0.239	<b>4.867</b>	0.270	<b>4.050</b>	1.346
Sdar (sq um)	<b>366126</b>	9176	<b>319096</b>	559	<b>373998</b>	11984	<b>365985</b>	4354	<b>352415</b>	15381
Smean (um)	<b>0.0077</b>	0.0297	<b>0.0263</b>	0.0422	<b>0.0016</b>	0.0233	<b>0.018</b>	0.012	<b>0.0101</b>	0.0306
Spar (sq um)	<b>303822</b>	0	<b>303822</b>	0	<b>303822</b>	0	<b>303822</b>	0	<b>303822</b>	0
Sp (um)	<b>18.19</b>	7.15	<b>10.850</b>	7.714	<b>15.424</b>	4.142	<b>14.062</b>	1.607	<b>15.834</b>	5.508
St (um)	<b>35.30</b>	12.50	<b>20.677</b>	8.473	<b>31.646</b>	6.498	<b>26.042</b>	2.376	<b>29.428</b>	13.753
Sdc (um)	<b>4.82</b>	0.18	<b>1.972</b>	0.490	<b>4.833</b>	0.372	<b>4.745</b>	0.273	<b>3.936</b>	1.147
Sdar%	<b>20.51%</b>		<b>5.03%</b>		<b>23.10%</b>		<b>20.46%</b>		<b>15.99%</b>	

*Tabla 5.1: 12 Parámetros de la Rugosidad de la superficie original o grupo control(Q), tratamiento con Ultrasonidos (US), tratamiento con Fototerapia (L), tratamiento con Bicarbonato (OH) y tratamiento con Tetraciclina clorhidrato (TC). Fijese en los principales parámetros Sa, Sq, Ssk, Sku y Sdar%.*

### 5.C.2. Resumen estadístico de los análisis de la composición química:

Elementos%	Q	$\sigma(Q)$	US	$\sigma(US)$	L	$\sigma(L)$	OH	$\sigma(OH)$	TC	$\sigma(TC)$
Carbono (C)	<b>40,95</b>	1,45	<b>50,00</b>	2,33	<b>50,95</b>	1,42	<b>37,60</b>	2,42	<b>61,02</b>	3,07
Oxígeno (O)	<b>43,27</b>	1,23	<b>37,64</b>	1,03	<b>35,27</b>	2,05	<b>40,02</b>	1,65	<b>23,97</b>	3,62
Titanio(Ti)	<b>7,73</b>	1,57	<b>6,83</b>	1,03	<b>4,01</b>	0,77	<b>7,86</b>	0,32	<b>1,24</b>	1,28
Nitrógeno (N)	<b>1,41</b>	0,27	<b>0,99</b>	0,09	<b>1,97</b>	0,34	<b>0,57</b>	0,29	<b>3,90</b>	0,53
Sílice (Si)	<b>4,75</b>	0,84	-	-	<b>2,93</b>	1,02	<b>2,06</b>	0,93	<b>1,22</b>	1,11
Aluminio (Al)	<b>1,70</b>	0,53	<b>2,41</b>	0,36	-	-	-	-	-	-
Cloro(Cl)	<b>0,18</b>	0,13	<b>0,47</b>	0,02	<b>2,58</b>	0,62	<b>1,94</b>	1,08	<b>5,37</b>	1,93
Magnesio (Mg)	-	-	<b>0,36</b>	0,31	-	-	-	-	-	-
Calcio (Ca)	-	-	<b>1,30</b>	0,05	-	-	-	-	-	-
Zinc (Zn)	-	-	-	-	-	-	<b>0,32</b>	0,25	-	-
Sodio (Na)	-	-	-	-	<b>2,29</b>	0,55	<b>9,63</b>	3,08	<b>3,18</b>	1,27

Tabla 5.2: Análisis XPS de la superficie original o grupo control(Q), tratamiento con Ultrasonidos (US), tratamiento con Fototerapia (L), tratamiento con Bicarbonato (OH) y tratamiento con Tetraciclina clorhidrato (TC).

### 5.C.3. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo control (Q):

En el grupo control (Q), con superficie original SLA (Chorroado con óxido de aluminio y Grabado ácido), se utilizaron las técnicas de Interferometría Confocal y de Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS), con el objetivo de determinar la rugosidad superficial y la composición química, mostrándonos los resultados que ahora detallamos (*Tabla 5.1. y Tabla 5.2*).

Análisis y comentarios:

Mediante el análisis de la composición química con XPS (*Fig.5.1 a Fig.5.5*), se detectan en la capa de dióxido de titanio la presencia de Oxígeno (O) en 43.27%, Carbono (C) en un 40.95%, de Titanio (Ti) en un 7.73%, además de otros elementos como Sílice (Si) en un 4.75%, Aluminio (Al) en un 1.7%, Nitrógeno (N) en un 1.41% y trazas de Cloro (Cl) en un 0.18 %.

De acuerdo con la Norma ASTM F67-00 la presencia de carbono no se considera una contaminación ya que se califica como una deposición ambiental. También se observan elementos contaminantes sobre la superficie original SLA como el Aluminio o el Sílice, elementos que no se explican por deposición ambiental pero sí por los procesos industriales de chorroado y grabado ácido del Ti c.p para crear rugosidad.

El análisis de la rugosidad en la superficie Q con el interferómetro confocal (*Fig.5.26 a Fig.5.30*), nos revela una superficie topográficamente moderadamente rugosa según la clasificación sugerida por Wennerberg y Albrektsson en 2009.

La rugosidad media  $S_a$  fue de  $1.857\mu\text{m}$  y la rugosidad media cuadrática  $S_q$  fue de  $2.419\mu\text{m}$ . El porcentaje desarrollado de la superficie  $S_{dr}\%$  fue de 20%. La textura de la superficie original, cuando se mira los parámetros de Skewness y de Kurtosis ( $S_{sk}$  y  $S_{ku}$ ), muestra una distribución de tipo Gaussiana de los picos y de los valles con una ligera predominación de los picos.

#### 5.C.4. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Ultrasonidos (US):

El estudio de la superficie SLA tratada con Ultrasonidos (US), utilizando la técnicas de Interferometría Confocal y de Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS), con el objetivo de determinar la rugosidad superficial y la composición química, reflejo los resultados que ahora detallamos (*Tabla 5.1. y Tabla 5.2*).

Análisis y comentarios:

Mediante el análisis con XPS de la composición química (*Fig.5.6 a Fig.5.10*), se detecto en la capa de dióxido de titanio la presencia de Carbono (C) en un 50%, Oxígeno (O) en un 37.64%, de Titanio (Ti) en un 6.83%, además de otros elementos como el Aluminio (Al) en un 2.41%, Calcio (Ca) en un 1.3% , Nitrógeno (N) en un 0.99% y trazas de Cloro (Cl) y Magnesio (Mg) en un 0,47 % y 0.36% respectivamente.

Al igual que en el grupo control se observa la presencia de Carbono, lo cual puede ser debido a la deposición ambiental, pero su presencia demostró ser significativamente superior al grupo Control. Mientras, se observa una tendencia contraria en el nivel de Oxígeno, siendo este significativamente inferior. A su vez, no hubo diferencia reseñable para los niveles de Titanio respecto a la superficie original. De igual manera, se encontraron niveles similares a la superficie original de contaminantes como Aluminio, Nitrógeno y trazas de Cloro después del tratamiento con ultrasonidos. No obstante, se observa la desaparición completa de la Sílice de la superficie una vez tratada con US. Se observa también, la aparición de nuevos elementos contaminantes en la superficie, aunque a niveles insignificantes, de Magnesio y de Calcio, los cuales no estaban presente en la superficie original Q.

El análisis de la rugosidad en la superficie US con el interferómetro confocal (*Fig.5.26 a Fig.5.30*), nos revela una superficie topográficamente mínimamente rugosa según la clasificación sugerida por Wennerberg y Albrektsson en 2009. Se observa una reducción significativa tanto de la rugosidad media  $S_a$  (0.794  $\mu\text{m}$ ) como de la rugosidad media cuadrática  $S_q$  (1.134  $\mu\text{m}$ ).

La textura de la superficie original después del tratamiento con US indica, cuando se mira los parámetros de Skewness (Ssk negativo) y de Kurtosis ( $S_{ku}>3$ ), que el tratamiento con US actúa de manera significativa sobre los picos, aplastándolos y cambiando la distribución de tipo Gaussiana de picos y valles de la superficie original Q a un predominio de los valles sobre los picos. Estos parámetros apoyan, con la reducción significativa de  $S_a$  y  $S_q$ , de que además, se observe una reducción significativa de la superficie desarrollada  $S_{dr}\%$  (5.03%) después del tratamiento con US. El tratamiento con US actúa de manera muy agresiva sobre la superficie y los efectos del tratamiento se centra principalmente en los picos de la superficie dejando los valles sin tratar como lo puede confirmar la presencia de restos de Aluminio presentes igualmente en la superficie original Q.

### 5.C.5. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Fototerapia (L):

El estudio de la superficie SLA tratada con Fototerapia (L) utilizando las técnicas de Interferometría Confocal y de Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS), con el objetivo de determinar la rugosidad superficial y la composición química, nos reflejo los resultados que ahora detallamos (*Tabla 5.1. y Tabla 5.2.*).

Análisis y comentarios:

Mediante el análisis de la composición química con XPS (*Fig.5.11 a Fig.5.15*), se detecto en la capa de dióxido de titanio la presencia de Carbono (C) en un 50,95%, Oxígeno (O) en un 35.27%, de Titanio (Ti) en un 4.01%, además de otros elementos como Sílice (Si) en un 2.93%, Cloro (Cl) en un 2.58%, Sodio (Na) en un 2.29% y Nitrógeno (N) en un 1.97%.

Al igual que en el grupo control se observa la presencia de carbono, lo cual puede ser debido a la deposición ambiental, pero su presencia demostró ser significativamente superior al grupo Control. Al contrario se observa una tendencia opuesta para los niveles de Oxígeno y Titanio que son significativamente inferiores. No se observan diferencias significativas en los niveles de Sílice y Nitrógeno respecto a la superficie original Q. No obstante, se observa una eliminación completa del Aluminio de la superficie tratada con L. Aunque, cabe destacar la aparición de un nuevo elemento respecto a la superficie control Q, el Sodio, el cual se relaciona con la utilización de suero fisiológico para limpiar las muestras después del tratamiento. Teniendo en cuenta este dato, el aumento aunque insignificativo del nivel de Cloro también se correlaciona con la irrigación con suero fisiológico.

El análisis de la rugosidad en la superficie L mediante el interferómetro confocal (*Fig.5.31 a Fig.5.35*), nos revela una superficie topográficamente moderadamente rugosa según la clasificación sugerida por Wennerberg y Albrektsson en 2009.

Los parámetros de la rugosidad estudiados muestran un patrón con valores de rugosidad media  $S_a$  de  $1.864\mu\text{m}$  y de rugosidad media cuadrática  $S_q$  de  $2.439\mu\text{m}$ , similares respecto a la superficie original. El porcentaje desarrollado de la superficie  $S_{dr}\%$  de 23%. es ligeramente superior respecto a la superficie Q. Con relación a los parámetros de Skewness y de Kurtosis, se observa una distribución de tipo Gaussiana de los picos y de los valles con una ligera predominación de los picos después del tratamiento con L, al igual que la superficie original Q. El tratamiento con L deja una superficie libre de restos de Aluminio (procedentes del Tratamiento de superficie de tipo SLA) además de aumentar la superficie expuesta respecto a la superficie original.

### 5.C.6. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Bicarbonato (OH):

El estudio de la superficie SLA tratada con Bicarbonato (OH) utilizando las técnicas de Interferometría Confocal y de Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS), con el objetivo de determinar la rugosidad superficial y la composición química, nos mostro los resultados que ahora detallamos (*Tabla 5.1. y Tabla 5.2*).

Análisis y comentarios:

Mediante el análisis de la composición química con XPS (*Fig.5.16 a Fig.5.20*), se detectan en la capa de dióxido de titanio la presencia de Oxígeno (O) en un 40.02%, Carbono (C) en un 37.60%, Sodio (Na) en un 9.63%, de Titanio (Ti) en un 7.86%, además de otros elementos como Sílice (Si) en un 2.06%, Cloro (Cl) en un 1.94 % , Nitrógeno (N) en un 0.57% y trazas de Zinc (Zn) en un 0.32%.

La superficie después del tratamiento con OH presenta unos niveles similares de Oxígeno, Titanio, Carbono y Cloro respecto a la superficie original Q. Se observa una disminución significativa de los niveles de Sílice y Nitrógeno respecto a la superficie original Q. Cabe destacar la ausencia de Aluminio y la aparición de Sodio, el cual esta presente en un 10% de la composición química de la superficie estudiada. Este dato se relaciona con la utilización de suero fisiológico para limpiar las muestras después del tratamiento pero sobretodo por la utilización de partículas de Bicarbonato de Sodio (en polvo), las cuales proyectadas con agua deberían ser disueltas. Otro nuevo elemento que hace su aparición es el Zinc, el cual se detecto en un nivel insignificante.

El análisis de la rugosidad en la superficie OH con el interferómetro confocal (*Fig.5.36 a Fig.5.40*), nos revela una superficie topográficamente moderadamente rugosa según la clasificación sugerida por Wennerberg y Albrektsson en 2009.

Los parámetros de la rugosidad estudiados muestran un patrón con valores de rugosidad media  $S_a$  de  $1.822\mu\text{m}$  y de rugosidad media cuadrática  $S_q$  de  $2.337\mu\text{m}$ , disminuidos ligeramente pero de manera insignificante respecto a la superficie original. El porcentaje desarrollado de la superficie OH  $S_{dr}\%$ , de 20.46%, se muestra aumentado de manera insignificante respecto a la superficie original Q. Respecto a los parámetros de Skewness y de Kurtosis, se observa una distribución de tipo Gaussiana de los picos y de los valles con una ligera predominación de los picos después del tratamiento con OH, al igual que la superficie original Q.

El tratamiento con L deja una superficie libre de restos de Aluminio (procedentes del Tratamiento de superficie SLA) además de aumentar la superficie expuesta respecto a la superficie original.

### 5.C.7. Análisis de la rugosidad y de la composición química del Grupo tratado con Tetraciclina clorhidrato (TC):

El estudio de la superficie SLA tratada con Tetraciclina (TC) utilizando las técnicas de Interferometría Confocal y de Espectrometría de Fotoelectrones emitidos por Rayos X (XPS), con el objetivo de determinar la rugosidad superficial y la composición química, reflejo los resultados que ahora detallamos (*Tabla 5.1. y Tabla 5.2.*).

Análisis y comentarios:

Mediante el análisis de la composición química con XPS (*Fig.5.21 a Fig.5.25*), se detectan en la capa de dióxido de titanio la presencia de Carbono (C) en un 61.02%, Oxígeno (O) en 23.97%, Cloro (Cl) en un 5.37%, Nitrógeno (N) en un 3.90%, Sodio (Na) en un 3.18%, y niveles muy bajos de Titanio (Ti) en un 1.24% junto con el de Sílice (Si) en un 1.22%.

Mientras se observa unos niveles de Carbono y Nitrógeno significativamente superiores al grupo Control después del tratamiento con TC, los niveles de Oxígeno y Titanio son significativamente inferiores. También se observa, aunque de manera insignificante el aumento de la presencia de Cloro en la composición química de la superficie después del tratamiento con TC. De acuerdo con estos resultados de XPS, se podría explicar la variación de los niveles de estos elementos con la presencia de restos de Tetraciclina clorhidrato de fórmula empírica  $C_{15}H_{16}N_3S^+ Cl^-$ .

Se observa también la disminución significativa del nivel de Sílice y la ausencia de Aluminio después del tratamiento con TC. También, cabe destacar la aparición de un nuevo elemento respecto a la superficie control Q, el Sodio, el cual se relaciona con la utilización de suero fisiológico para limpiar las muestras después del tratamiento. Teniendo en cuenta este dato, el aumento aunque insignificante del nivel de Cloro también se correlacionaría con la irrigación con suero fisiológico.

El análisis de la rugosidad con el interferómetro confocal (*Fig.5.41 a Fig.5.45*), nos revela una superficie topográficamente moderadamente rugosa según la clasificación sugerida por Wennerberg y Albrektsson en 2009. Se observa una reducción significativa tanto de la rugosidad media  $S_a$  (1.530  $\mu m$ ) como de la rugosidad media cuadrática  $S_q$  (1.986  $\mu m$ ).

Al igual que la superficie original, se observa una distribución de tipo Gaussiana de picos y valles con una ligera predominación de los picos. Aunque mirando el parámetro de Skewness, se observa un  $S_{sk}$  negativo indicando que el tratamiento con TC reduce la profundidad de los valles. Correlacionando con los datos obtenidos con el XPS, se atribuye esta disminución de la profundidad de los valles de la superficie con la presencia de restos de Tetraciclina clorhidrato y por lo tanto a la disminución significativa de superficie expuesta  $S_{dr}\%$  de 15.99% respecto a la superficie original.





## 6/ DISCUSION:

La elección de muestras de titanio con tratamiento SAE en esta tesis se ha debido a que esta considerado como uno de los tratamientos mas fiables por su óptima respuesta biológica en el tejido óseo. Esta tesis analiza los efectos que ejercen cuatro tratamientos de descontaminación en cuanto a rugosidad y composición química sobre esta superficie.

Para ello efectuamos los siguientes ensayos:

- a. Estudio de la rugosidad superficial de la superficie original mediante técnica de interferometría confocal.
- b. Estudio de la composición química de la superficie original mediante técnica de espectrometría de fotoelectrones de dispersión de rayos X (XPS).
- c. Estudio de la rugosidad superficial de la superficie después de cuatro tratamientos de descontaminación mediante técnica de interferometría confocal.
- d. Estudio de la composición química después de cuatro tratamientos de descontaminación mediante técnica de espectrometría de fotoelectrones de dispersión de rayos X (XPS).
- e. Análisis para determinar cual de todos los tratamientos utilizados para la descontaminación presenta, teóricamente, las mejores propiedades en lo que a preservación de la superficie original se refiere (rugosidad, composición química).

Consideramos que las técnicas que hemos empleado para la realización de estos ensayos *in vitro* aportan una información muy precisa. Estimamos que el protocolo desarrollado nos permite evaluar nuestros objetivos de manera óptima.

Lamentablemente y debido a la poca bibliografía existente respecto al tema principal de esta tesis, la discusión no podrá ser todo lo extensa que deseáramos, e incluso puntualmente no tendremos posibilidad de discutir con ningún autor, lo que nos obligara a reflexionar sobre lo realizado por nosotros.

## **6.A/ Discusión y valoración de la metodología.**

### **6.A.1. Rugosidad:**

La variabilidad de los métodos para analizar la rugosidad de una superficie es un factor determinante a la hora de comparar diferentes superficies. Hoy en día existen muchos métodos para definir la rugosidad de una superficie. Los primeros estudios realizados para evaluar la rugosidad sobre una superficie de implantes fueron desarrollados por Predecki y col <sup>1</sup>, con perfiles 2D mediante perfilómetro de contacto.

Stout y col <sup>2</sup> definió matemáticamente en su trabajo todos los parámetros 2D y 3D para estudiar una superficie y concluyó que para caracterizar la rugosidad de un implante se necesitaban 13 parámetros.

Wennerberg y col <sup>3</sup> clasificaron la microrugosidad de los implantes en relación con la respuesta ósea subyacente. La evaluación principal de la respuesta ósea se midió en función del  $R_a$  que representa la media aritmética de un perfil (Fig.6.1) caracterizándose la microrugosidad con métodos de evaluación 2D mediante perfilómetros de contacto. También, al fin de obtener un patrón 3D de la microrugosidad de los implantes estudiados, se basaron en el estudio de Bengtsson <sup>4</sup> y Ohlsson <sup>5</sup>, los cuales indicaban que eran necesarios un mínimo de 25 perfiles separados de no más de 20  $\mu\text{m}$  a partir de un perfilómetro de contacto.

Muchos estudios <sup>6-10</sup> han basado sus resultados sobre un análisis 2D, generalmente con un único parámetro para la determinación de la microrugosidad de las superficies estudiadas: el  $R_a$ . Efectivamente, el  $R_a$  no deja de ser una media aritmética, la cual, sin estar acompañada de otros parámetros 2D resulta inadecuada para determinar la rugosidad de una superficie determinada (ej.: dos superficies con el mismo  $R_a$  pueden perfectamente ser totalmente distintas). Por esto, al fin de evaluar el  $R_a$ , el análisis 2D tiene que ser acompañado de otros parámetros.

Dong y col <sup>11</sup> concluyeron que el análisis 3D es superior al análisis 2D por 6 razones:

1. La topografía de las superficies es tridimensional por naturaleza, por esto solo un análisis 3D puede representar las características naturales de una superficie.
2. Los parámetros 3D son más reales que los parámetros obtenidos a partir de un análisis 2D.
3. El análisis 3D nos permite obtener parámetros funcionales tales como el volumen de lubricación, superficie de contacto, etcétera.
4. Con la cantidad de datos obtenidos, el análisis estadístico de la topografía de la superficie en 3D es más real y representativo.
5. Las imágenes en 3D pueden ser obtenidas a través de un ordenador.
6. Los sistemas 2D normalmente usan medidas análogas, mientras que los sistemas 3D usan básicamente técnicas digitales, las cuales son más flexibles en ser procesadas y guardadas.

En cuestión de métodos de evaluación, cabe destacar que el nivel de resolución máximo es indicativo de la verdadera rugosidad de la superficie del implante. Desde los estudios de Wennerberg <sup>3</sup>, la comunidad científica se ha centrado sobre la relación entre la microrugosidad de los implantes dentales y la respuesta biológica.

La microscopia de fuerzas atómicas (AFM), llega a estudiar la escala nanométrica, como han podido ser ejemplos de investigaciones los trabajos de Baro y col <sup>12</sup> y Larsson y col <sup>13</sup> sobre diferentes superficies de implantes dentales.

En un estudio de superficie SAE con SEM, AFM y interferómetro confocal, Diaz y col <sup>14</sup> observaron una gran variación de los parámetros de la rugosidad con AFM (Sdr% de 36% y 40% en la misma muestra) respecto al interferómetro confocal ( Sdr% de 20 %). Concluyeron que la AFM no era un método práctico para superficies rugosas y áreas muy extensas. Las limitaciones a nivel vertical de este método a menudo conllevan al estudio de zonas reducidas, las cuales pueden ser no representativas de la rugosidad en su totalidad.

En el estudio de Wheelis y col <sup>15</sup> se estudia los efectos de varios tratamientos utilizados para la periimplantitis sobre discos mecanizados de Ti c.p. Utilizan la AFM para determinar la microrugosidad de las muestras y observan el efecto de la corrosión de varias soluciones usadas para descontaminar la superficie. Concluyen a través del análisis 3D obtenido con AFM y del análisis químico con EDS que todas las soluciones usadas en el estudio tienen un potencial corrosivo sobre la superficie. En este estudio se utilizaron superficies mecanizadas consideradas como mínimamente rugosas (<0.5 µm), lo cual parece entrar en el límite vertical de este método de investigación.

Al contrario, Taborelli y col <sup>16</sup> observaron con AFM en superficie tratadas con spray de plasma de titanio (TPS) que el rango estudiado sobrepasaba el límite vertical del aparato. Concluyeron que en superficies muy rugosas como el tratamiento TPS, la técnica con AFM no estaba adecuada.

Nuestro estudio se ha basado en el estudio de la microrugosidad de superficies tratadas con SAE, las cuales entran dentro del rango de las moderadamente rugosas. Esta tesis se apoya en la actualización de conocimiento de Wennerberg y col <sup>17</sup>, los cuales observaron diferentes problemas para la evaluación de la rugosidad de superficies de implantes:

1. Se sigue usando instrumentos inapropiados para el estudio de superficies de implantes dentales como el perfilómetro o AFM.
2. Los análisis en 2D con un único parámetro de amplitud  $R_a$  no describen adecuadamente una superficie, ya que para ser relevantes tendría que ser acompañados de un parámetro funcional, espacial o híbrido, propios de un análisis 3D.
3. Los conceptos de forma, ondulación y rugosidad no han estado adecuadamente entendido por varios autores y a consecuencia existen amplios rangos de rugosidades en superficies similares.

Con el fin de estandarizar el proceso de estudio de las superficies de implantes dentales, analizaron los diferentes métodos de evaluación de la rugosidad y concluyeron:

1. El análisis 3D con microscopia confocal láser o interferometría son los dos métodos aceptables para una evaluación profunda de la rugosidad de superficies de implantes dentales.
2. La superficie tendría que ser evaluada con un mínimo de tres zonas, cada cual con la mayor área posible. 3 muestras de la misma superficie tendría que ser analizada para ser estadísticamente significativa.

3. Un mínimo de 3 parámetros se deben usar para caracterizar la rugosidad de una superficie; un parámetro de amplitud ( $S_a$  o  $S_q$ ), un parámetro espacial ( $Str$ ) o funcional ( $S_{mr}$ ) y finalmente un parámetro híbrido ( $S_{dr\%}$ ).

Nosotros hemos realizados el análisis de la superficie mediante interferometría confocal 3D, el cual combina los dos instrumentos anteriores, el interferómetro y la microscopia confocal. Nuestra evaluación se ha centrado en 4 áreas de la superficie de cada disco (cinco discos por grupo) para obtener una estadística relevante de la rugosidad de la superficie. Nuestro análisis 3D se ha centrado en 15 parámetros de rugosidad, entre los cuales destacamos  $S_a$ ,  $S_q$ ,  $S_{sk}$ ,  $S_{ku}$  y  $S_{dr\%}$  que representan de una manera muy precisa la rugosidad de la superficie estudiada. De esta forma, aportamos una información adecuada de la rugosidad superficial para poder compararla con otras superficies de implantes.

### **6.A.2. Análisis químico:**

El análisis químico es determinante a la hora de interpretar una superficie. Existen varios métodos para este, siendo el XPS y el EDS los mas utilizados. Las dos técnicas se parecen pero cada una analiza la muestra de diferente manera. El EDS es generalmente acoplado a un SEM y permite durante la observación de las imágenes con microscopio el análisis de la muestra puntualmente.

Diaz y col <sup>14</sup> observaron en un estudio de superficie SAE con SEM y EDS las concentraciones atómicas de la superficie y encontraron porcentajes muy bajos de carbono (11.84%), mientras, observaron concentraciones muy altas de titanio, aluminio y vanadio (77.15%, 7.61% y 3.4% respectivamente).

En nuestro estudio, las mismas superficies tratadas tipo SAE, fueron analizadas con XPS, el cual analiza varios círculos de 0,8mm de diámetro, que nos dan una idea mas precisa de la composición química de la superficie. En nuestro estudio, la composición química es totalmente diferente teniendo unos niveles de carbono y oxígeno muy altos (40.95% y 43.27% respectivamente) y niveles de titanio y aluminio muy bajos (7.73% y 1.7% respectivamente).

Dohan Ehrenfest y col <sup>18</sup> analizaron con XPS 14 diferentes tipos de superficies de implantes disponibles en el mercado, y observaron niveles de carbono, oxígeno, titanio y aluminio de 48.3%, 35%, 4,8% y 3,4% respectivamente para una superficie SAE coincidiendo con nuestro resultados.

Wennerberg y col <sup>19</sup> en el estudio de formaciones de nanopartículas sobre diferentes superficies de implantes observaron niveles muy altos de carbono y oxígeno (34.9%, 45% respectivamente), y niveles bajos de titanio y aluminio (17.5% y 0.8% respectivamente) para una superficie SAE coincidiendo con nuestro resultados.

La tecnología XPS es además equipada de un cañón de iones de Argón para poder estudiar capas mas profundas de la muestra. En nuestro estudio, este decapado se ha hecho sistemáticamente al fin de poder evaluar las diferentes capas de la superficie SAE. Los datos obtenidos con XPS son mas relevantes en cuanto a contaminación de un área (circulo de 0,8mm) de la superficie, mientras que los datos con EDS son mas específicos (un punto de la muestra estudiada). Aun así, el objetivo de esta tesis es de analizar la mayor área posible de la muestra con una precisión extrema, la cual

conseguimos con el análisis con XPS que nos permite detectar un componente si este está presente en más de 0,1% del área estudiada.

## **6.B/ Discusión de los resultados:**

La rugosidad al igual que la composición química de la superficie, juegan un papel decisivo en la osteointegración de un implante. Es de vital importancia considerar estas características de la superficie original para discutir los cambios producidos con los diferentes tratamientos.

### **6.B.1. Superficie Original (Q):**

La superficie original SAE mostró ser moderadamente rugosa con un  $S_a$  de  $1,85 \mu\text{m}$  según Wennerberg y col<sup>20</sup> y un  $S_{dr}\%$  de 20% además de una distribución de los picos y valles de tipo Gaussiana y donde los picos predominan sobre los valles. Varios estudios sobre superficies de implantes en animales han demostrado que este tipo de superficie conlleva a una respuesta biológica rápida y a una osteointegración mas firme<sup>21-27</sup>.

Los datos obtenidos por nosotros con XPS muestran claramente la presencia de titanio, oxígeno y carbono en la superficie original Q coincidiendo con otros autores tales como Wennerberg<sup>19</sup> Larsson<sup>13</sup> y Lu<sup>28</sup>.

La presencia de carbono y nitrógeno en nuestro estudio esta relacionada con la adsorción atmosférica durante la manipulación o durante el empaquetamiento. El almacenamiento de nuestras muestras en un ambiente atmosférico también podría explicar la alta deposición de carbono encima de la capa de dióxido de titanio y la disminución de los niveles de titanio. No obstante, la presencia de carbono sobre la superficie de implantes dentales no es necesariamente considerada por la norma ASTM-F67 como una contaminación. Larsson y col<sup>13</sup> concluyeron que los altos niveles de carbono detectados sobre discos de Ti cp (mecanizados, electropulidos o anodizados) podrían ser debidos al almacenamiento de las muestras durante el estudio. Estos autores observaron en su estudio previo que cuando las muestras estaban almacenadas en un blíster de polímero antes del tratamiento de autoclave, los niveles de carbono oscilaban entre 35y 75%, mientras que cuando estas se colocaban en una caja de titanio y luego en un blíster de polímero, los niveles de carbono eran de 20 a 40%. Concluyeron que el material en el cual se almacena las muestras durante el autoclave era el posible responsable de la transferencia de contaminantes desde el polímero sobre la superficie del implante.

Sin embargo, Wever y col<sup>29</sup> también encontraron niveles de carbono altos (60%) sobre discos de titanio mecanizados (Ti6AL4V), pero estos fueron almacenados en papel de aluminio previamente antes del autoclave.

Wennerberg<sup>19</sup> y De Maetzu<sup>30</sup> encontraron niveles de carbono de 35% y de 42% respectivamente en discos de titanio (Ti6AL4V) tratados con SAE almacenados en papel de aluminio y en discos de titanio (Ti6AL4V) tratados con implantación de iones CO+ sin ninguno tipo de almacenamiento específico previo autoclave.

Lu y col<sup>28</sup> también encontraron niveles bajos de carbono entre un 31 y 35% en discos de Ti c.p con un tratamiento de superficie con AE (Grabado acido) solamente (sin almacenaje específico y sin autoclave).

Aunque la contaminación del carbono por deposición y absorción atmosférica es considerada inevitable, Wever y col<sup>29</sup> observan que esta deposición parece ser mas

sensible al proceso de autoclave que al tratamiento de superficie o al material de almacenamiento mismo.

De Maetzu y col <sup>30</sup> describen que las inclusiones de carbono dentro de la capa de TiO<sub>2</sub> juegan un papel hidrófobo que disminuye la energía de superficie y como resultado se limita la adhesión de proteínas durante la cicatrización.

En nuestro estudio, los discos de titanio con un tratamiento SAE mostraron niveles de carbono, titanio y oxígeno de 41%, 8% y 43% respectivamente. Parece existir una estrecha relación entre estos niveles y el almacenamiento de las muestras. Efectivamente, los niveles de carbono disminuyen significativamente cuando superficies tratadas con AE o SAE se almacenan durante un tiempo en una solución acuosa (14 días) o de NaOH (24h) como lo describen Lu y col <sup>28</sup> o en una solución de NaCl como lo describen Wennerberg y col <sup>19</sup>. Inversamente, en estas mismas condiciones de almacenamiento, los niveles de titanio y oxígeno aumentan significativamente hasta valores de 27% y 61% respectivamente.

Wennerberg y col <sup>19</sup> describen que tales alteraciones son debidas a la formación de nanoestructuras sobre la capa de TiO<sub>2</sub>, cuando superficies tratadas con SAE o AE son almacenadas en solución acuosa después de 14 días. La disminución de los niveles de carbono también se acompañan de un cambio de la propiedad de la superficie de hidrofóbica a hidrofílica.

Seria importante analizar además la presencia de otros contaminantes, tales como el aluminio, el nitrógeno, el cloro y sílice procedentes de procesos de fabricación, tratamiento de superficie o de manipulación y empaquetamiento, descritos por otros autores como De Maetzu <sup>30</sup>, Binon <sup>31</sup> y Olate <sup>32</sup>.

Efectivamente, la presencia de aluminio proviene del chorreado con óxido de alúmina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), o del uso de instrumentos rotatorios durante la fabricación de un implante tales como reflejan en sus estudios Wennerberg <sup>19</sup>, De Maetzu <sup>30</sup> y Sardinha <sup>33</sup>. Se sospecha que la presencia de contaminantes inorgánicos tales como el aluminio podrían impedir la formación de hueso por su posible acción competitiva con el calcio. No obstante, Piattelli y col <sup>34</sup> concluyeron que restos de óxido de aluminio sobre la superficie del implante no tenían ningún efecto sobre la osteointegración.

En el presente estudio, con el fin de preservar al máximo la composición química de la superficie, todas nuestras muestras fueron manipuladas con pinzas de titanio<sup>35, 36</sup> y preservadas dentro de blísteres individuales.

## 6.B.2. Superficie tratada con Ultrasonidos (US):

Con una disminución de todos los parámetros de rugosidad, el tratamiento con US deja una superficie mínimamente rugosa como lo describe Wennerberg y col<sup>20</sup> ( $S_a$  de 0.79  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 5 %), incluso mas lisa que una superficie mecanizada ( $S_a$  de 0.9  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 34%) como lo describe Wennerberg y col<sup>37</sup>.

Como lo describe Espedito Di Lauro y col<sup>38</sup> el tratamiento con US sobre la superficie original Q muestra que los US deslaminan esta, aplastando los picos ( $S_{sk}$  negativo) y dejando los valles sin tratar. Esta acción limitada de este tratamiento en la zona de los picos de la superficie se confirma con el análisis con XPS, el cual muestra un dato relevante: la persistencia de partículas de oxido de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) en la superficie después de ser tratada con US.

De este dato se desprende dos aspectos:

- 1) Que los restos de partículas de oxido de alumina procedentes del tratamiento de superficie de tipo SAE se quedan incrustados en los valles de la superficie.
- 2) Que el tratamiento con US tiene un potencial de limpieza limitado en los valles de la superficie como lo demuestran los malos resultados obtenidos por Espedito Di Lauro<sup>38</sup>, Ramaglia<sup>39</sup> en estudios *in vitro* y por Persson<sup>40</sup> en estudios *in vivo*.

Coincidiendo con otros autores tales como Wennerberg<sup>37</sup>, Larsson<sup>13</sup> y Lu<sup>28</sup>, nuestro análisis químico mostró claramente la presencia de titanio, oxígeno y carbono sobre la superficie después del tratamiento con US. Además, observamos la desaparición de elementos como el sílice, contaminante procedente de los procesos de fabricación cuya presencia ya fue descrita por Binon y col<sup>31</sup>. Teniendo en cuenta la acción limitada de los US sobre los picos de la superficie, podríamos suponer que el sílice se sitúa en estos picos y no en los valles, ya que si fuera el caso aparecería en los datos obtenidos por el XPS. Como habíamos supuesto, tras el contacto de la punta del ultrasonidos aparecieron trazas de contaminantes (fundamentalmente el magnesio) en la superficie tratada. Aun así, no esta claro cuales son los niveles que pueden interferir en el proceso de osteointegración como lo describen Olefjord y col<sup>41</sup>, Lumbikanonda y col<sup>42</sup>, Leize y col<sup>43</sup> y Mc Cracken y col<sup>44</sup>. El tratamiento con US además de actuar de manera limitada, podría dificultar el proceso de reosteointegración ya que disminuye la superficie desarrollada ( $S_{dr}\%$  de 5%) a niveles incluso inferiores que superficies de tipo mecanizadas ( $S_{dr}\%$  de 34%)<sup>37</sup>.

Los datos obtenidos en esta tesis correlacionan los malos resultados *in vitro* e *in vivo* de que el tratamiento con US, (1) actúa de manera agresiva sobre la superficie, (2) los efectos del tratamiento se centran principalmente en la parte superior de la rugosidad y (3) no mejora ni mantiene las propiedades de la química de superficie original.



### 6.B.3. Superficie tratada con Fototerapia (L):

Referente al tratamiento con fototerapia con lámpara de diodo, existe poca bibliografía al respecto sobre la cual podamos discutir ya que se trata de un tratamiento relativamente novedoso. No obstante, la fototerapia con láser es ampliamente referenciada por autores como Shibli y col <sup>45, 46</sup>, Dörtbudak y col <sup>47</sup>, Haas y col <sup>48</sup> Papadopoulos y col <sup>49</sup> y Eick y col <sup>50</sup>, y, aunque los estudios de estos autores dan un resultado muy efectivo *in vitro*, *in vivo* resultan ser de poco beneficio.

El tratamiento con Fototerapia deja una superficie moderadamente rugosa como lo describe Wennerberg y col <sup>20</sup> ( $S_a$  de 1.86  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 23%) con una distribución de picos y valles de tipo Gaussiana donde los picos dominan sobre los valles. Los datos obtenidos en nuestra tesis para la superficie tratada con fototerapia reflejan una superficie casi idéntica a la original, incluso mejorada en cuanto a superficie expuesta  $S_{dr}\%$ . Como lo describe Ostman y col <sup>51</sup>, el  $S_{dr}\%$  representa la superficie expuesta y la habilidad de exponer la superficie a proteínas que orientaran la futura respuesta celular. Además, Wennerberg y col <sup>21, 22, 52, 53</sup> han descrito el  $S_{dr}\%$  en sus estudios como un parámetro asociado a una fuerte respuesta ósea.

La atención de la comunidad científica se centra cada vez mas en la habilidad de una superficie para interaccionar con el medio que le rodea, buscando superficies bioactivas. Wennerberg y col <sup>37</sup> demuestran que la microrugosidad por si sola no puede explicar que nuevas superficies para implantes, demuestren mejor respuesta ósea siendo mas lisas ( $S_a$  de 0,5  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 40%) que superficies mecanizadas ( $S_a$  de 0,9  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 34%). Baró y col <sup>12</sup>, Larsson y col <sup>13</sup> y Wennerberg y col <sup>37</sup> señalan que se tendría que dividir en dos patrones la rugosidad de una superficie: (1) un patrón general, la microrugosidad y (2) un patrón específico con la nanorugosidad. Suito y col <sup>54</sup>, Klecha y col <sup>55</sup> y Zimcik y col <sup>56</sup> concluyen en sus estudios que la nanorugosidad parece estar íntimamente relacionada con el aumento del parámetro  $S_{dr}\%$ , el cual podría señalar un patrón específico a nivel nanométrico.

A raíz de ello, la superficie L con una rugosidad ( $S_a$  de 1.867  $\mu\text{m}$ ) es casi idéntica a la superficie control Q ( $S_a$  de 1.857  $\mu\text{m}$ ) pero muestra un  $S_{dr}\%$  diferente (23% y 20% respectivamente) que podría indicar un cambio en el patrón de la nanorugosidad de la superficie original Q después del tratamiento con L. No obstante, mientras las técnicas de evaluación de la rugosidad en la escala nanométrica, nos limiten al análisis de superficies de áreas muy pequeñas (con limitación lateral y vertical del orden del picómetro), el estudio de la nanorugosidad solo se podrá limitar a superficies que no exceden el rango del instrumento. A día de hoy, aunque es posible evaluar la nanorugosidad con 8 parámetros, es difícil decir si una mayor o menor nanorugosidad seria relevante en los resultados clínicos de un implante. Se ha descrito, que a través de la formación de nanopartículas, podrían ocurrir cambios de las propiedades fisicoquímicas de la superficie.

Efectivamente, como descrito por Eick y col <sup>50</sup>, el azul de toluidina, fotosensibilizante que se utiliza en el tratamiento con fototerapia, provoca cuando es activado la liberación de radicales como  $\text{OH}^\cdot$ ,  $\text{O}_2^\cdot$  y peróxido de hidrogeno  $\text{H}_2\text{O}_2$  los cuales podrían tener efectos de grabado acido y ocasionar la formación de cráteres de 80 nm de profundidad sobre la superficie como lo describe Wheelis y col <sup>15</sup>.

Estudios recientes de Wennerberg y col <sup>19, 20, 38</sup> observaron en superficies de tipo SAE la formación de nanopartículas, las cuales eran responsables de una alteración de las propiedades fisicoquímicas de la superficie. Concluyeron que independientemente del nivel de la escala que estudiemos, un cambio de rugosidad a nivel micrométrico conlleva también a un cambio a nivel nanométrico. Por lo tanto la respuesta biológica dependerá probablemente de la alteración de la rugosidad en estas dos escalas.

Mendoza y col <sup>57</sup> observó que la modificación de la superficie de implantes endóseos a nivel nanométrico mejoraba la respuesta celular durante la osteointegración.

Al igual que los estudios de Wennerberg y col <sup>38</sup>, Larsson y col <sup>13</sup> y Lu y col <sup>28</sup>, nuestro análisis químico mostró claramente la presencia de titanio, oxígeno y de carbono sobre la superficie tratada con fototerapia. Cabe destacar la presencia de sodio, el cual se relaciona con la utilización de suero fisiológico para limpiar las muestras después del tratamiento. Teniendo en cuenta este dato, el aumento aunque insignificativo del nivel de cloro también se correlaciona con la irrigación con suero fisiológico. Finalmente, se observa el potencial de limpieza del tratamiento con L ya que no se encontró restos de aluminio en la superficie.

In vivo Mouhyi y col <sup>58</sup> mostraron que el tratamiento con L esta descrito como efectivo contra bacterias periodontopatógenas y en la reducción de la viabilidad de los biofilms pero no totalmente. Los datos obtenidos en esta Tesis correlacionan lo descrito por otros autores tales como Wennerberg y col <sup>38, 19</sup>, Suito y col <sup>54</sup>, Klecha y col <sup>55</sup> y Zimcik y col <sup>56</sup> como una alteración del patrón de la nanorugosidad. El tratamiento con Fototerapia aunque mejora la superficie original, necesita confirmar su eficacia con futuros estudios *in vitro* e *in vivo*.

#### 6.B.4. Superficie tratada con Bicarbonato (OH):

El tratamiento con Bicarbonato ha sido descrito por Sahrman y col <sup>59</sup> mediante estudios *in vitro* como una técnica respetuosa con la superficie dejando una superficie moderadamente rugosa como lo describe Wennerberg y col <sup>20</sup> ( $S_a$  de 1.822  $\mu\text{m}$  y un  $Sdr\%$  de 20.46%).

Coincidiendo con nuestros resultados, otros estudios *in vitro* Dennison y col <sup>60</sup> y Tastepe y col <sup>61</sup> describen que contrariamente al tratamiento con US el tratamiento con OH parece tratar potencialmente todas las partes de la superficie.

Mouhyi <sup>58</sup>, Sahrman <sup>59</sup>, Dennison <sup>60</sup>, Tastepe <sup>61</sup>, Parham <sup>62</sup>, Augthun <sup>63</sup>, Schwarz <sup>64</sup>, Meschenmoser <sup>65</sup>, Mengel <sup>66</sup>, Homiak <sup>67</sup>, Koka <sup>68</sup>, Brookshire <sup>69</sup>, McCollum <sup>70</sup>, Barnes <sup>71</sup>, Matarasso <sup>72</sup>, Ramaglia <sup>39</sup>, Kreisler <sup>73</sup>, Koller <sup>74</sup> y Chairay <sup>75</sup> describen los efectos del tratamiento con OH sobre implantes, discos, tiras de titanio, con una superficie de tipo SAE <sup>61, 73</sup>. Aunque muchos utilizan el método SEM para evaluar los cambios de la rugosidad, ninguno usa una terminología o en la metodología estandarizada para describir el nivel o el carácter del cambio en la superficie. No obstante, todos los autores coinciden con nuestro trabajo en que el tratamiento con bicarbonato disminuye “ligera o moderadamente” la rugosidad original.

De acuerdo con estos estudios, el tratamiento con OH disminuye todos los parámetros de la rugosidad aunque el método SEM no da ninguna información cuantitativa para determinar la rugosidad.

Mouhyi y col <sup>58</sup> describen la formación de cráteres de unos 10  $\mu\text{m}$  de diámetro en la superficie implantes de superficie mecanizada, lo cual se podría relacionar con el aumento del  $Sdr\%$  en nuestro trabajo de 20,41% ligeramente superior respecto a la superficie original de 20%.

Según Dennison y col <sup>60</sup> la obtención de superficies SAE deja restos contaminantes provenientes de los procesos de fabricación en la superficie que pueden interferir con el proceso de osteointegración.

Sin embargo, en nuestra tesis, el tratamiento con OH deja una superficie libre de restos de alúmina tal y como lo demuestra el análisis con XPS e incluso reduce los niveles de otros contaminantes como el sílice o el nitrógeno.

La presencia de restos de polvo de bicarbonato de sodio sobre la respuesta celular parece ser según Schwarz y col <sup>64</sup> esta relacionada con el tipo de polvo usado.

Según Dennison y col <sup>60</sup>, Mengel y col <sup>66</sup> y Kreisler y col <sup>73</sup> en sus estudios *in vitro*, el tratamiento con OH parece ser un tratamiento efectivo para descontaminar la superficie afectada por periimplantitis, aunque solo dos estudios *in vivo* de Schou y col <sup>76</sup> y Deppe y col <sup>76</sup> muestran reosteointegración.

Nuestro trabajo coincide con los estudios de Wennerberg y col <sup>38</sup>, Larsson y col <sup>13</sup> y Lu y col <sup>28</sup> en cuanto al análisis químico, el cual mostró claramente la presencia de titanio, oxígeno y carbono sobre la superficie tratada con OH.

La superficie después del tratamiento con OH presenta unos niveles similares de oxígeno, titanio, carbono y cloro aunque se observa una disminución significativa de los niveles de sílice y nitrógeno respecto a la superficie original Q.

En nuestro trabajo, debido a la alta sensibilidad del XPS apareció un nuevo elemento, el zinc, el cual se detecto en un nivel insignificante.

### 6.B.5. Superficie tratada con Tetraciclina clorhidrato (TC):

Winkler<sup>78</sup>, Kanellakopoulou<sup>79</sup>, Schwartz<sup>80</sup>, Mombelli<sup>81</sup>, Buchter<sup>82</sup>, Renvert<sup>83</sup> y Persson<sup>84</sup> describen que el uso de antibióticos locales muestran una concentración inicial alta capaz de erradicar bacterias en zonas operatorias contaminadas, contrariamente a la poca penetración asociada de los antibióticos sistémicos<sup>78-84</sup>.

En nuestro trabajo, el tratamiento con TC produce una disminución significativa de todos los parámetros de rugosidad ( $S_a$  de 1.62  $\mu\text{m}$  y un  $S_{dr}\%$  de 15.99%) dejando una superficie moderadamente rugosa como lo describe Wennerberg y col<sup>20</sup>.

Hemos observado que el tratamiento altera la distribución de picos y valles de la superficie original Q. La disminución de la profundidad de los valles junto con el análisis XPS (altos niveles de carbono y bajos niveles de oxígeno), se relaciona con el acumulo de restos de TC ( $\text{C}_{15}\text{H}_{16}\text{N}_3\text{S}^+\text{Cl}^-$ ) no eliminados con la irrigación con suero fisiológico en la superficie tratada con TC.

Wheelis<sup>15</sup> y Suito<sup>54</sup> en sus estudios describen que la tetraciclina clorhidrato, con un pH de 2.5, tiene la capacidad de grabar la capa de dióxido de titanio, causando una decoloración y la formación de cráteres de 80nm de profundidad en discos de Ti6Al4V dependiendo del tiempo de acción.

Piattelli y col<sup>24</sup> observaron a través del estudio de imágenes SEM residuos de óxido de alúmina en un 19.4-4.5% de la superficie de implantes tratados SAE. Concluyeron con su estudio sobre conejos que estos no afectaban la osteointegración de los implantes.

En nuestro estudio observamos con el análisis XPS la ausencia de residuos de óxido de alúmina después del tratamiento con TC. Interpretamos que la TC ha disuelto estos residuos, lo cual podría in vivo desencadenar una inflamación como lo observan Wennerberg y col<sup>53</sup>. Estos iones de aluminio podrían inhibir la diferenciación de las células óseas y consecuentemente interferir con la deposición y la mineralización ósea según Thomson<sup>84</sup>, Stea<sup>85</sup>, Capdevielle<sup>86</sup>. Además según el estudio de Bushinsky y col<sup>87</sup>, el aluminio podría competir directamente con el calcio en la interfase hueso implante.

No obstante, encontramos resultados completamente opuestos en el estudio in vitro de Lau y col<sup>88</sup> donde observan que los iones aluminio podrían estimular la formación ósea in vivo. Wennerberg<sup>41</sup> realizó un estudio in vivo sobre conejos en el que comparaba implantes SAE chorreados con  $\text{TiO}_2$  o  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . No encontró diferencias significativas entre los valores de BIC (contacto hueso implante) y los valores de torque de desinserción entre los implantes tratados con  $\text{TiO}_2$  y los tratados con  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . No encontró efectos negativos de las partículas de óxido de alúmina sobre la osteointegración de los implantes.

Dado su capacidad para disolver estos residuos de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  en la superficie tratada con TC, los restos de tetraciclina clorhidrato in vivo también podrían grabar el hueso circundante al implante.

Schwartz y col<sup>89</sup> comparan en un estudio el efecto de la TC y de la actividad osteoclástica sobre laminas de dentina. Concluyen que la desmineralización de la

superficie de la dentina con TC es comparable a los efectos de la actividad osteoclástica para promover la proliferación y la diferenciación osteoblástica.

de Rezende y col <sup>90</sup> demostró en un estudio que el efecto del ácido cítrico al 50% con un pH de 1 sobre el hueso durante 30 segundos aumentaba la proliferación de los preosteoblastos.

Así pues, tanto Schwartz <sup>89</sup> como de Rezende <sup>90</sup>, coinciden en que, la desmineralización del hueso mediante ácido cítrico o TC tiene efectos positivos sobre la proliferación y la diferenciación osteoblástica. Por lo tanto, El tratamiento con TC podría así producir un mapeado parecido a la actividad osteoclástica sobre el hueso además de actuar sobre la superficie del implante.

Además, la familia de las tetraciclinas, de amplio espectro, han sido usadas desde los años 40' en el tratamiento de las infecciones. Efectivamente, tienen varias aplicaciones en el campo de la odontología por su particular difusión en el hueso y su capacidad inhibidora de la resorción ósea como lo describe Slots y col <sup>91</sup>.

Efectivamente, la TC tiene una gran afinidad para unirse al esmalte mineralizado y crear decoloración de los dientes como descrito por Davies <sup>92</sup>. Esta afinidad también se extiende al hueso, con una unión con los prismas de hidroxiapatita a través de complejos con los iones del calcio como descrito por Albert <sup>93</sup>, Deleu <sup>94</sup>, Misra <sup>95</sup> y Huang <sup>96</sup>.

Dashti y col <sup>97</sup> observaron en un estudio la gran afinidad de la tetraciclina clorhidrato (TCH) con hueso liofilizado de origen bovino (Bio-Oss®), pero sobretodo la liberación continua de TCH en un 50-70% durante las primeras 72h, con una concentración que superaba varias veces la concentración mínima inhibitoria (MCI) para bacterias como *P.Ginigivalis*, *S.Aureus*.

De esta manera, la liberación a dosis elevadas en el inicio podría erradicar la carga bacteriana, y los restos de TC sobre la superficie con una liberación progresiva, mantendrían el efecto bactericida durante la cicatrización. Así pues, la administración local de tetraciclina ha demostrado ser eficaz para la reosteointegración de implantes afectados por periimplantitis como lo describen Mombelli y col <sup>81</sup>, como para la regeneración de defectos óseos combinado con injertos óseos en animales como lo describen Al Ali <sup>98</sup> y Drury <sup>99</sup> en sus estudios in vivo en perros y en babuinos respectivamente.

### Perspectivas del futuro:

Es un hecho en regeneración ósea guiada (ROG) que la mezcla entre injerto de hueso y tetraciclina es beneficiosa en cuanto a; (1) la sustantividad de la TCH que tiene con los iones calcio de la hidroxiapatita en el hueso circundante como en el injerto de hueso, (2) la acción bactericida de la TCH durante las primeras 72h superando en varias veces la MCI de bacterias periodontopatógenas (3) la conservación de la actividad bacteriostática hasta la reabsorción del injerto o (4) el mapeado parecido a la actividad osteoclástica que deja el grabado ácido sobre hueso que favorece la diferenciación osteoblástica.

Se necesitan más estudios in vivo para determinar si tales restos de tetraciclina sobre la superficie del implante tienen beneficios sobre la reosteointegración del implante.

## **6.C/ Bibliografia:**

1. Predecki P, Auslaender BA, Stephan JE, Mooney VL, Stanitski C. Attachment of bone to threaded implants by ingrowth and mechanical interlocking. *J Biomed Mater Res* 6 (1972) 401-412.
2. Stout KJ. "Three-Dimensional Surface Topography: Measurement, Interpretation, and Applications. A Survey and Bibliography". Penton Press, London-Bristol-Pennsylvania (1994).
3. Wennerberg A. On Surface Roughness and Implant Incorporation. PhD Thesis, University of Göteborg, Göteborg (1996).
4. Bengtsson A. On three-dimensional measurement of Surface roughness (Thesis). Göteborg: Chalmers Univ of Technology, 1991.
5. Ohlsson R. A topographic study of Functionnal Surfaces (thesis). Göteborg : Chalmers Univ of Technology,(1996).
6. Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Nov-Dec; 15(6):779-84.
7. Schwartz Z, Raz P, Zhao G, Barak Y, Tauber M, Yao H, Boyan BD. Effect of micrometer-scale roughness of the surface of Ti6Al4V pedicle screws in vitro and in vivo. *J Bone Joint Surg Am*. 2008 Nov; 90(11):2485-98.
8. Fini M, Savarino L, Nicoli Aldini N, Martini L, Giavaresi G, Rizzi G, Martini D, Ruggeri A, Giunti A, Giardino R. Biomechanical and histomorphometric investigations on two morphologically differing titanium surfaces with and without fluorohydroxyapatite coating: an experimental study in sheep tibiae. *Biomaterials*. 2003 Aug;24(19):3183-92.
9. Buser D. Titanium for dental applications (II): Implant with roughened Surfaces. In "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications". Editors Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001):875-885.
10. Boyan BD, Dean DD, Lohmann CH, Cochran DL, Sylvia VL, Schwartz Z. The titanium bone-cell interface in Vitro. The role of the Surface in promoting Osseointegration. In "Titanium in Medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications". Editors Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Springer Verlag, Berlin (2001):561-586.
11. Dong SP, Mainsah E, Sullivan PJ, Stout KJ. Instruments and measurement techniques of 3-dimensional Surface topography. In : Stout KJ (ed). *Three Dimensional Surface Topography: Measurement, Interpretation and Applications*. London: Penton Press, 1994: 3-63.
12. Baró AM, García N, Miranda R, Vázquez L, Aparicio C, Olivé J, Lausmaa J. Characterization of surface roughness in titanium dental implants measured with scanning tunnelling microscopy at atmospheric pressure. *Biomaterials*. 1986 Nov;7(6):463-6.
13. Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials*. 1996 Mar;17(6):605-16.
14. Diaz-Marcos J, Vilana Balastegui J, Espias Gomez A, Sanchez Soler LA, Parahy F. The Effects of Peri-implantitis Decontamination Treatments on the Surface Roughness and Chemistry of a Titanium Alloy Used for Dental Implants:



- Implications for Bone Reintegration. Science Lab Leica Microsystems 2014 Feb (9).
15. Wheelis SE, Gindri IM, Valderrama P, Wilson TG Jr, Huang J, Rodrigues DC. Effects of decontamination solutions on the surface of titanium: investigation of surface morphology, composition, and roughness. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Jan 12.
  16. Taborelli M, Jobin M, Francois P, Vaudaux P, Tonetti M, Szmukler-Monkler S. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. Surface characterization. *Clin Oral Implants Res* 1997 ; 8 : 208-216.
  17. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 May-Jun; 15(3):331-44.
  18. Dohan Ehrenfest D, Vazquez L, Park YJ, Sanmartino G, Bernard JP. Identification card and codification of the chemical and morphological characteristics of 14 dental implant surfaces. *Journal of Oral implantology* 2011 ;35 (5) :525-542.
  19. Wennerberg A, Svanborg LM, Berner S, Andersson M. Spontaneously formed nanostructures on titanium surfaces. *Clin. Oral Impl. Res* 2013; 24: 203–209.
  20. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20:172-184.
  21. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. A Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25-and 75-microns-sized particles of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Biomed Mater Res* 1996; 30:251–60.
  22. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Mar; 6(1):24-30.
  23. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Feb; 9(1):11-9.
  24. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Nov-Dec; 13(6):805-10.
  25. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snétivy D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999 May; 45(2):75-83.
  26. Duyck J, Slaets E, Sasaguri K, Vandamme K, Naert I. Effect of intermittent loading and surface roughness on peri-implant bone formation in a bone chamber model. *J Clin Periodontol.* 2007 Nov; 34(11):998-1006.
  27. Rønold HJ, Ellingsen JE. Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting-tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials.* 2002 Nov;23(21):4211-9.
  28. Lu X, Wang Y, Yang X, Zhang Q, Zhao Z, Weng LT, Leng Y. Spectroscopic analysis of titanium surface functional groups under various surface modification and their behaviors in vitro and in vivo. *J Biomed Mater Res A.* 2008 Feb; 84(2): 523-34.
  29. Wever D. Electrochemical and surface characterization of nickel titanium alloy. *Biomaterials* 1998; 19(7); 761-69.

30. De Maeztu M A, Alava J I, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. *Clin. Oral Impl. Res*, 14, 57–6. 2003.
31. Binon PP, Weir DJ, Marshall SJ. Surface analysis of an original Branemark implant and three related clones. *Int. J Oral Maxillofac. Implants* 1992; 7(2): 168-75.
32. Olate S, Duque de Miranda Chaves Netto H, Barbosa JR. Microstructural analysis of five systems commercially pure titanium implants. *Av Periodon* 2010 22 : 37-43.
33. Sardinha, S. Análise química e topográfica da superfície de implantes de titânio comercialmente puro através de espectroscopia de fotoelétrons excitada por raios-X (XPS) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) [Tese].
34. Piattelli A, Degidi M, Paolantonio M, Mangano C, Scarano A. Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. *Biomaterials*. 2003 Oct;24(22):4081-9.
35. Lausmaa J. Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. *J Electr Spectr Rel Phen* 1996; 81:343–61.
36. Esposito E, Lausmaa J, Hirsch JM, Thomsen P. Surface analysis of failed oral titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1999; 48:559-68.
37. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jan-Feb; 24(1):63-74.
38. Espedito Di Lauro A, Morgese F, Squillace A, Ramaglia L. In vitro effects on rough implant surfaces of different instrumentations used in the surgical therapy of peri-implantitis. *Minerva Stomatol*. 2003 Jan-Feb; 52(1-2):1-7.
39. Ramaglia L, di Lauro AE, Morgese F, Squillace A. Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations. *Implant Dent*. 2006 Mar; 15(1):77-82.
40. Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C, Renvert S. Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a single-blinded randomized longitudinal clinical study. II. Microbiological results. *J Clin Periodontol*. 2010 Jun;37(6):563-73.
41. Olefjord I, Hansson S. Surface analysis of four dental implants systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(1): 32-40.
42. Lumbikanonda, N, Sammons, R. Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16: 627-636.
43. Leize, E-M., Hemmerle ÅL, J., Leize, M. Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/ bone interfacial zone. *Clin Oral Impl Res*, 2000; 11 (4): 279-288.
44. Mc Cracken, M. et al., Analysis of Ti-6Al-4V implants placed with fibroblast growth factor 1 in rat tibiae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16: 495- 502.
45. Shibli JA, Martins MC, Ribeiro FS, Garcia VG, Nociti FH Jr, Marcantonio E Jr. Lethal photosensitization and guided bone regeneration in treatment of peri-implantitis: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Jun;17(3):273-81.
46. Shibli JA, Martins MC, Nociti FH Jr, Garcia VG, Marcantonio E Jr. Treatment of ligature-induced peri-implantitis by lethal photosensitization and guided bone regeneration: a preliminary histologic study in dogs. *J Periodontol*. 2003 Mar;74(3):338-45.

47. Dörtbudak O, Haas R, Bernhart T, Mailath-Pokorny G. Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Apr;12(2):104-8.
48. Haas R, Dörtbudak O, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G. Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Aug;8(4):249-54
49. Papadopoulos CA, Vouros I, Menexes G, Konstantinidis A. The utilization of a diode laser in the surgical treatment of peri-implantitis. A randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* 2015 Nov;19(8):1851-60.
50. Eick S, Markauskaite G, Nietzsche S, Laugisch O, Salvi GE, Sculean A. Effect of photoactivated disinfection with a light-emitting diode on bacterial species and biofilms associated with periodontitis and peri-implantitis. *Photodiagnosis Photodyn Ther.* 2013 May;10(2):156-67.
51. Ostman PO, Wennerberg A, Albrektsson T. Immediate occlusal loading of NanoTite PREVAIL implants: a prospective 1-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Mar; 12(1):39-47.
52. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials.* 1996 Jan; 17(1):15-22.
53. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jan-Feb; 11(1):38-45.
54. Suito H, Iwawaki Y, Goto T, Tomotake Y, Ichikawa T. Oral factors affecting titanium elution and corrosion: an in vitro study using simulated body fluid. *PLoS One.* 2013 Jun 7; 8(6):e66052.
55. Klecha E, Arfaoui I, Richardi J, Inger D, Pileni MP. 2D silver nanocrystal ordering modulated by various substrates and revealed using oxygen plasma treatment. *Phys Chem Chem Phys.* 2011 Feb 21; 13(7):2953-62.
56. Zimcik, P.; Miletin, M. Photodynamic Therapy. In *Dyes and Pigments: New Research*; Lang, A.R., Ed.; Nova Science Publishers: New York, NY, USA, 2008.
57. Mendonça G, Mendonça DB, Aragão FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008;29: 3822-3835.
58. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S, Van Reck J. An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:185–194.
59. Sahrman P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, Schmidlin PR. In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Mar; 26(3):314-9.
60. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG. Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. *J Periodontol.* 1994 Oct; 65(10):942-8.
61. Tastepe CS, Liu Y, Visscher CM, Wismeijer D. Cleaning and modification of intraorally contaminated titanium discs with calcium phosphate powder abrasive treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Nov;24(11):1238-46.
62. Parham PL Jr, Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ. Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: An in vitro evaluation. *J Oral Implantol* 1989;15:78–86.

63. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 1998; 69:857–864.
64. Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Hartig B, Becker J. Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:83–91.
65. Meschenmoser A, d'Hoedt B, Meyle J, et al. Effects of various hygiene procedures on the surface characteristics of titanium abutments. *J Periodontol* 1996;67:229–235.
66. Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L. An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:91–96.
67. Homiak AW, Cook PA, DeBoer J. Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: A scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 1992;67:364–369.
68. Koka S, Han J, Razzoog ME, Bloem TJ. The effects of two air-powder abrasive prophylaxis systems on the surface of machined titanium: A pilot study. *Implant Dent* 1992;1:259–265.
69. Brookshire FV, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert GJ, Chada S. The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: An in vitro and scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1997;78:286–294.
70. McCollum J, O'Neal RB, Brennan WA, Van Dyke TE, Horner JA. The effect of titanium implant abutment surface irregularities on plaque accumulation in vivo. *J Periodontol* 1992;63:802–805.
71. Barnes CM, Fleming LS, Mueninghoff LA. SEM evaluation of the in vitro effects of an air-abrasive system on various implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:463–469.
72. Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C, Lang NP. Maintenance of implants: An in vitro study of titanium implant surface modifications subsequent to the application of different prophylaxis procedures. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:64–72.
73. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, et al. In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er:YAG laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:36–43.
74. Koller G, Cook RJ, Thompson ID, Watson TF, Di Silvio L. Surface modification of titanium implants using bioactive glasses with air abrasion technologies. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18:2291–2296.
75. Chairay JP, Boulekbache H, Jean A, Soyer A, Bouchard P. Scanning electron microscopic evaluation of the effects of an air-abrasive system on dental implants: A comparative in vitro study between machined and plasma-sprayed titanium surfaces. *J Periodontol* 1997;68:1215–1222.
76. Schou S, Holmstrup P, Jørgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjørting-Hansen E, Wenzel A. Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri-implantitis with autogenous bone graft and ePTFE membrane in cynomolgus monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Aug; 14(4):412–22.
77. Deppe H, Horch HH, Henke J, Donath K. Per-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:659–667.

78. Winkler H, Janata O, Berger C, Weiss W, Georgopoulos A. In vitro release of vancomycin and tobramycin from impregnated human and bovine bone grafts. *J Antimicrobial Chemotherapy* 2000;46: 423–428.
79. Kanellakopoulou K, Giamarellos-Bourboulis EJ. Carrier Systems for local delivery of antibiotics in bone infections. *Drugs* 2000;59: 1223–1232.
80. Schwartz Z, Kiesweeter K, Dean DD, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone-surface interface during regeneration. *J Periodontal Res* 1997;32:166–171.
81. Mombelli A, Feloutzis A, Bragger U, Land N. Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline. Clinical, microbiological and radiological results. *Clin Oral Implant Res* 2001;12:287–294.
82. Buchter A, Meyer U, Kruse-losler B, Joos U. Sustained release of doxycycline for the treatment of peri-implantitis: randomised controlled trial. *Br J Oral Maxillofacial Surg* 2004;42:439–444.
83. Renvert S, Lessem J, Dahlen G, Lindahl C, Svensson M. Topical minocycline microspheres versus topical chlorhexidine gel as an adjunct to mechanical debridement of incipient peri-implant infections: A randomised clinical trial. *J Clin Periodontol* 2006;33: 362–369.
84. Thomson GJ, Puleo DA. Ti-6AL-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation time course in vitro. *Biomaterials* 1996, 17. 1949-54.
85. Stea S, Savarino L, Toni A, Sudanese A, Giunti A, Pizzoferrato A. Microradiographic and histochemical evaluation of mineralization inhibition at the bone-alumina interface. *Biomaterials* 1992 ; 13 : 664-7.
86. Capdevielle MC, Hart LE, Goff J, Scanes CG. Aluminum and acid effects on calcium and phosphorus metabolism in young growing chickens and mallard ducks. *Arch Environ Contam Toxicol* 1998 ; 35 : 82-8.
87. Bushinsky DA, Sprague SM, Hallegot P, Girod C, Chabala JM, Levi-Setti R. Effects of aluminum on bone surface ion composition. *J Bone Miner Res* 1995; 10 :1988-97.
88. Lau KH, Yoo A, Wang SP. Aluminium stimulates the proliferation and differentiation of osteoblasts in vitro by a mechanism that is different from fluorine. *Mol Cell Biochem* 1991; 105 : 93-105.
89. Schwartz Z, Lohmann CH, Wieland M, Cochran DL, Dean DD, Textor M, Bonewald LF, Boyan BD. Osteoblast proliferation and differentiation on dentin slices are modulated by pretreatment of the surface with tetracycline or osteoclasts. *J Periodontol.* 2000 Apr;71(4):586-97.
90. de Rezende ML, Coesta PT, de Oliveira RC, Salmeron S, Sant'Ana AC, Damante CA, Greggi SL, Consolaro A. Bone demineralization with citric acid enhances adhesion and spreading of preosteoblasts. *J Periodontol.* 2015 Jan;86(1):146-54.
91. Slots J, Rams TE. Antibiotics in periodontal therapy: Advantages and disadvantages. *J Clin Periodontol* 1990;17:479–493.
92. Davies AK, Cundall RB, Dandiker Y, Slifkin MA. Photo-oxidation of tetracycline adsorbed on hydroxyapatite in relation to the light-induced staining of teeth. *J Dental Res* 1985;64:936–939.
93. Albert A, Rees CW. Avidity of tetracyclines for the cations of metals. *Nature* 1956;177:433–434.
94. Deleu J, Bohr H. Uptake of tetracycline by human bone in vitro. *Nature* 1964;204:1103–1104.

95. Misra DN. Adsorption and orientation of tetracyclines on hydroxyapatite. *Calcified Tissue Int* 1991;48:362–367.
96. Huang WC, Zeng H, Weng LL. Synthesis of tetracycline analogs. *Chinese Chem Lett* 2008;19:19–22.
97. Dashti, A., Ready, D., Salih, V., Knowles, J. C., Barralet, J. E., Wilson, M., Donos, N. and Nazhat, S. N. (2010), *In vitro* antibacterial efficacy of tetracycline hydrochloride adsorbed onto Bio-Oss® bone graft. *J. Biomed. Mater. Res.*, 93B: 394–400.
98. Al Ali W, Bissada NF, Greenwell H. The effect of local doxycycline with and without tricalcium phosphate on the regenerative healing potential of periodontal osseous defects in dogs. *J Periodontol* 1989;10:582–590.
99. Drury GI, Yukna RA. Histologic evaluation of combining tetracycline and allogenic freeze dried bone on bone regeneration in experimental defects in baboons. *J Periodontol* 1991;62:652–658.

## **7/ CONCLUSIONES:**

A partir de los resultados de esta tesis, hemos extraído las siguientes conclusiones:

1. Consideramos que la metodología empleada ha sido la adecuada para conseguir los objetivos que nos habíamos marcado al inicio de nuestro trabajo.
2. Para el tratamiento de la periimplantitis en superficies SAE, desaconsejamos el uso del Ultrasonido por su eficacia parcial y la gran alteración estructural que se constata en los parámetros de rugosidad.
3. El tratamiento con chorreado de Bicarbonato es respetuoso con los parámetros de rugosidad, aunque a niveles químicos se observan restos de polvo de bicarbonato en la parte de los valles de la superficie.
4. El tratamiento con Tetraciclina clorhidrato es un tratamiento alentador ya que podría evitar la administración antibiótica sistémica además de optimizar el hueso circundante.
5. Los tratamientos más idóneos para la descontaminación de superficies SAE según los resultados obtenidos en esta tesis son el tratamiento con Fototerapia y Tetraciclina.





8/ ANEXOS:



## Decontamination of SAE Surface: An *In Vitro* Study

Frederic Parahy\*, Lluís S Soler, Paul Tramini and Angel E Gomez

Department of Biomaterials, University of Barcelona, L'Hospitalet, Barcelona, Spain

### Abstract

**Aim:** To investigate the impact of different treatments used to detoxify dental implants on the titanium oxide layer (TiO<sub>2</sub>) roughness and chemical composition and how these changes may impact in the re-osseointegration of an implant.

**Materials and methods:** 25 titanium discs (Ti6Al4V) coated with a SAE surface treatment (Sandblasting and Acid-etching) were subjected to a series of mechanical and chemical treatments simulating surface decontamination of dental implant affected by peri-implantitis.

The morphology and roughness (mainly S<sub>a</sub>, S<sub>q</sub>, S<sub>ku</sub>, S<sub>sk</sub>, S<sub>dr</sub>%) of the surface layer was investigated with scanning electron microscope (SEM) and confocal interferometer respectively, while the chemical composition was analyzed with X-ray photoelectron spectroscopy (XPS). All samples were analyzed before and after treatment. Chemical and mechanical treatments employed for detoxification of the implant surface included tetracycline hydrochloride (TC), phototherapy in conjunction with toluidine blue gel (L), air-powder (OH) and ultrasonic device (US). 5 discs were used for each treatment group.

**Results:** US treatment delaminates the titanium oxide layer (TiO<sub>2</sub>), decreasing roughness, principally by crashing the highest peaks of the surface layer, leaving the TiO<sub>2</sub> layer a roughness similar to a turned, machined surface. TC treatment is not completely removed by the physiologic serum irrigation and remains in the deep of the valleys of the surface. The result of this deposition is translated with a decrease of the roughness parameters in general. Bicarbonate jet polishing air powder OH leaves a similar roughness but also leaves rests of powder on the surface. Phototherapy in conjunction with toluidine blue enhances the surface exposure by modifying the texture complexity and thus increases the roughness.

**Conclusion:** In order to achieve the re-osseointegration of an implant affected by peri-implantitis, the decontamination treatment should leave at least a similar surface as the original SAE surface treatment. In terms of roughness parameters, this study shows that the phototherapy treatment not only has similar parameters of roughness comparing to the original surface, but also enhances the texture complexity of the surface that may improve the chances for re-osseointegration.

**Keywords:** Dental implants; Titanium alloy; Titanium oxide (TiO<sub>2</sub>); Osteointegration; Re-osseointegration; Confocal microscopy; Peri-implantitis; Surface roughness; Surface chemistry

### Introduction

Titanium is the preferred material for dental implants because of its mechanical strength and protective oxide layer, which is naturally formed and regenerated immediately in presence of air and/or aqueous media, providing protection against corrosion. Due to these characteristics, in terms of roughness and porosity in the microscopic range (depending on the treatment surface), commercially pure titanium (CP Ti) or the alloy TiAl4V are unique for osteointegration providing stability of the implant to survive the mechanical requirements of the oral environment [1-5].

Although, maintenance has been suggested after placement of the implant to ensure a favorable environment for osteointegration to occur and continue [6,7]. Such procedures are designed to diagnose and treat inflammatory responses as known as peri-implantitis, an inflammatory process around an implant, characterized by soft tissue inflammation and loss of supporting bone [8] in the peri-implant area. The presence of bacterial biofilm and its metabolic activity alters the oxide layer properties in terms of roughness and chemical composition. The infection progressively spreads among the implant surface and lead to a failing implant. Thus, the clinician has the option to either remove the infected implant or perform debridement and decontamination of the implant surface to remove such biofilms [9] to claim a further re-osseointegration process.

Re-osseointegration can be defined as the establishment of *de*

*novo* bone formation and *de novo* osteointegration to a portion of an implant that during the development of peri-implantitis suffered loss of bone-to-implant contact (BIC) and became exposed to microbial colonization [10]. When peri-implantitis occurs, several treatment strategies (mechanical, chemical, biochemical, physicochemical, etc.) can be employed for removal of attached biofilms on the surface of the implant [11]. Chemical treatments typically employed for debridement of contaminated surfaces include citric acid, tetracycline, doxycycline, saline, chlorhexidine and hydrogen peroxide [12]. These chemicals may be applied in conjunction with various mechanical treatments in order to facilitate biofilms removal. They include cures, ultrasounds, and air-powder blasting, Er:YAG and CO<sub>2</sub> laser [13-15]. Recently, diode laser and phototherapy have been employed to remove biofilms with promising results [16,17]. The key factors for re-osseointegration [10,18] of an implant affected by peri-implantitis is not only to remove the bacterial biofilm, but also to regain the original implant surface roughness properties. Surface roughness analysis must be defined

**\*Corresponding author:** Frederic Parahy, Adjunct Professor, Department of Biomaterials, University of Barcelona, Campus de Bellvitge, Pavelló de Govern, 2a planta C/. Feixa Llarga, L'Hospitalet, Barcelona 08907, Spain, Tel: +34630812346; E-mail: [fred.parahy@gmail.com](mailto:fred.parahy@gmail.com)

**Received** November 08, 2015; **Accepted** December 12, 2015; **Published** December 20, 2015

**Citation:** Parahy F, Soler LS, Tramini P, Gomez AE (2015) Decontamination of SAE Surface: An *In Vitro* Study. Dentistry 5: 349. doi:[10.4172/2161-1122.1000349](https://doi.org/10.4172/2161-1122.1000349)

**Copyright:** © 2015 Parahy F, et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

at least with different amplitude parameters ( $S_a$ ,  $S_q$ ,  $S_{sk}$  or  $S_{ku}$ ), and completed with a hybrid (Sdr%) or a spatial parameter (Str) [19,20]. For this purpose, optical instruments as Atomic Force Microscopy (AFM) or Confocal interferometer are preferred for a practical 3D measurement of the surface roughness [21]. When an implant surface is studied, the extracted surface could be divided in three patterns, form, ondulation and roughness, all these three are separately studied using filters. The filtering of the roughness separates the macroroughness from the microroughness.

Implant surface has been classified by their average surface roughness value ( $S_a$ ), the mean height of the peaks and mean depth of the valleys on the surface (Table 1) [5]. The surface exposure, defined with a hybrid parameter Sdr%, represents the developed surface area of a rough surface (3D) in comparison to a perfectly flat, smooth surface (2D). Both  $S_a$  and Sdr% parameters have been identified to have a strong bone response in animal studies when the surface was moderately rough and Sdr% of 50% [1,22-36].

Rougher surface instead, like the old plasma-spray surface, reports an impaired bone response [1,22-24]. Wennerberg et al. presented an overview of surface roughness characteristics ( $S_a$  and Sdr% parameters) of the four most oral implant systems (Table 2) [20]. It concludes that stronger bone response cannot be fully explained by differences in microroughness and suggest the possibility of an altered nanoroughness pattern and physiochemical effects behind the demonstrated strong bone response [27]. Recent studies supports that nanometer-sized particles may play a major role in the protein adhesion and the subsequent cellular response during healing [28,29].

The goal of this study was to do a quantitative and qualitative analysis of the decontamination treatments effects on the roughness and the chemical composition of the titanium oxide ( $TiO_2$ ) layer of original SAE (Sandblasting and Acid-etching) surface. The rationale for this investigation was based on the hypothesis that the synergy between chemical and mechanical forces employed in these procedures may cause permanent deterioration of the original SAE surface. In order to claim a further re-osseointegration process, it is critical to investigate which treatment for decontamination could result in greater incidence of implant failure. In this study, the effects of a series of decontamination procedures are investigated on alloy Ti6Al4V, using confocal interferometry, microscopy and X-ray photoelectron spectroscopy.

Roughness	Smooth	Minimally rough	Moderately rough	Rough
$S_a$	$S_a < 0.5 \mu m$	$0.5 \mu m < S_a < 1.0 \mu m$	$1.0 \mu m < S_a < 2.0 \mu m$	$S_a > 2.0 \mu m$

Table 1: Classification of surface roughness [5].

Implant	$S_a$ ( $\mu m$ )	Sdr (%)
Turned, Machined (Branemark)	0.9	34
Osseotite (Biomet 3i)	0.68	27
Nanotite (Biomet 3i)	0.5	40
Prevail Ti-6Al-4V (Biomet 3i)	0.3	24
TiOblast (Astra Tech)	1.1	31
OsseoSpeed (Astra Tech)	1.4	37
Tiunite (Nobel Biocare)	1.1	37
Sla old batch (Strauman)	1.5	34
Sla new batch (Strauman)	1.78	97
SLActive (Strauman)	1.75	143

Table 2: Surface topography of implants from the four major companies [20].

## Materials and Methods

### Materials

A series of treatments typically employed in the treatment of peri-implantitis were investigated in this study. These include tetracycline hydrochloride (TC), phototherapy in conjunction with toluidine blue gel (L), air-powder (OH), and ultrasonic device (US).

25 titanium discs SAE surface treatment (Grade 5 (Ti6Al4V), sandblasted with large grits of alumina ( $Al_2O_3$ ) of 0.25-0.5 mm and acid etched with HCL/  $H_2SO_4$  ( $S_a$ :  $1.857 \pm 0.067 \mu m$ ),  $\varnothing$  10 mm, thickness: 5 mm, and rinsed with deionized water in ultrasonic cleaning for 15 min, dried in the air and then packaged in a polymer sterilizing bag before Gamma irradiation (MIS institute, Savion, Israel) were analyzed before and after different chemical and mechanical treatments employed for detoxification of the dental implant surface. 5 discs were used for each group, TC, L, OH, US and control group (Q). The samples were stored in their original packing, a polymer sterilizing bag, before and after each procedure. As all the procedures during the study could potentially contaminate the surface with organic and inorganic residues, in the present study, special attention was taken in the manipulation of the samples discs with titanium clamps.

### Further sample preparation

**Bicarbonate jet polishing:** The Ti alloy samples were jet polished (Turbodent, Mectron, Carasco GE, Italy) with bicarbonate powder (particle size  $150 \mu m$ ) with saline as irrigant for 1 minute, and then cleaned with saline. Finally the discs were dried and packed in their original package.

**Tetracycline:** Tetracycline hydrochloride (TC) is an antibiotic and acts as a bacteriostatic but can, at certain concentrations, be highly bactericidal. Samples were exposed to a Tetracycline hydrochloride/saline (Sigma-Aldrich) solution (TCH=50 mg/ml) for 1 minute. The discs were rinsed with saline and finally dried and store in their original package.

**Ultrasonic:** An ultrasonic scaler with steel tips (Sirosonic, Sirona, Bensheim, Germany) (30 KHz) was applied on the samples with water as irrigant during 1 minute. Finally the discs were dried and packed in their original package. By cavitation, a phenomenon that releases hydrogen peroxide, and the vibratory motion of the tip, the ultrasonic scaler decontaminates the surface in contact.

**Photodynamic therapy:** Toluidine Blue (TB) (Sigma-Aldrich), a blue photosensitizer in gel, was applied on the samples during 1 minute, then activated with the illumination (Application FotoSan Lamp at 570 nm) for 1 minute and finally rinsed with saline. The discs were dried and packed in their original package. The toluidine blue gel, when activated, release free oxygen radicals. These are very reactive and generate a cytotoxic effect.

### Confocal interferometry

Confocal interferometry (Leica, Leica DCM, Barcelona, Spain) was used to measure the surface topography and calculate the surface roughness parameters. Images were taken with a confocal objective with a magnification of 20X and a numerical aperture (NA) of 0.50. The measured area was  $636 \times 477 \mu m^2$ . A Gaussian filter with a size of  $50 \times 50 \mu m^2$  was applied before parameter calculation. A selection of five different parameters was made to characterize the surface topography.

- $S_a$ : Average height deviation from a mean plane measured in  $\mu m$  and represents a pure amplitude parameter.

- $S_q$ : Root mean square roughness.  $S_q$  which is insensitive in differentiating peaks or valleys, is an amplitude parameter used to specify the surface.
- Ssk: Skewness, an amplitude parameter, describes the asymmetry of the height distribution, is used to distinguish if the height deviation is mainly due to dominating peaks or valleys. A positive value indicates predominance of peaks, a negative indicates predominance of valleys.
- Sku: Kurtosis, an amplitude parameter, describes the “peakedness” of the surface topography, is used to specify the distribution of peaks and valleys. A Sku of 3 represents a Gaussian distribution of peaks and valleys.
- Sdr%: Developed surface area, measured in percentage enlargement compared to a totally plane reference area, is a hybrid parameter.

### Microscopy

The surface of each sample was microscopically surveyed at multiples points, pre and post-treatment. SEM Images were taken at high magnification using a Scanning Electron Microscopy (JEOL JSM-7100F, Barcelona, Spain). The operating conditions were acceleration voltage (15 kV), magnification of 200X and a working distance of 10 mm.

### X-ray photoelectron spectroscopy

Chemical composition of the surface was investigated with X-ray photoelectron spectroscopy (XPS) PHI5500 Multitechnique System (Physical Electronics, Barcelona, Spain) with a monochromatic X-ray source (Aluminium Kalfa line of 1486.6 eV energy and 350 W), placed perpendicular to the analyzer axis and calibrated using the 3d5/2 line of Ag with a full width at half maximum (FWHM) of 0.8 eV. The analyzed area was a circle of 0.8 mm diameter, and the selected resolution for the spectra was 187.85 eV of Pass Energy and 0.8 eV/step for the general spectra and 23.5 eV of Pass Energy and 0.1 eV/step for the spectra of the different elements. In depth measurements for composition depth profiles were obtained by sputtering the surface with an Ar<sup>+</sup> ion source (4 keV energy). A low energy electron gun (less than 10 eV) was used in order to discharge the surface when necessary. All Measurements

were made in a ultra-high vacuum (UHV) chamber pressure between  $5 \times 10^{-9}$  and  $2 \times 10^{-8}$  torr.

## Results

### Confocal interferometry

The Original SAE surface (Q) presented a moderately rough surface as the L, OH and TC group, according to the definition suggested by Wennerberg et al. (Table 3, Figure 1) [5]. Instead, the US group presented a minimally rough surface. The US group demonstrated a significant lower  $S_a$  and  $S_q$  value compared to the rest of the groups (Q, L, OH and TC). L group showed the highest  $S_a$  and  $S_q$  value followed by the control group (Q), the air powder abrasive group (OH) and finally the tetracycline hydrochloride group (TC). Thus, the following relation for the roughness  $S_a$  and  $S_q$  was obtained:

$$(Q) \approx (L) > (OH) > (TC) \gg (US)$$

In terms of distribution of peaks and valleys, the Ssk parameter, was similar for all groups except for the TC group and particularly the US group. While the US treatment reduces significantly the peaks of the surface (negative Ssk), the TC group reduces the deep of the valleys (positive Ssk) in comparison with the original surface (Q). The Sku parameters demonstrated a similar Gaussian distribution for all the groups, except for the US treatment group where the Sku was greater than 3, indicating that the effects of the treatment was mainly on the peaks of the surface.

With an Sdr% of 23%, the phototherapy treatment presented a higher surface exposure and thus, a greater ability for fluid retention compared with the original surface (Sdr% of 20%). The OH group compared to the original surface had a similar Sdr% value. Instead, the TC group and specially the US showed a significant decrease of surface exposure comparing to the original surface.

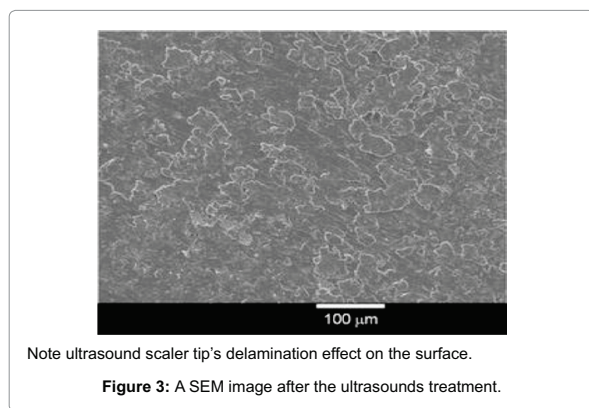
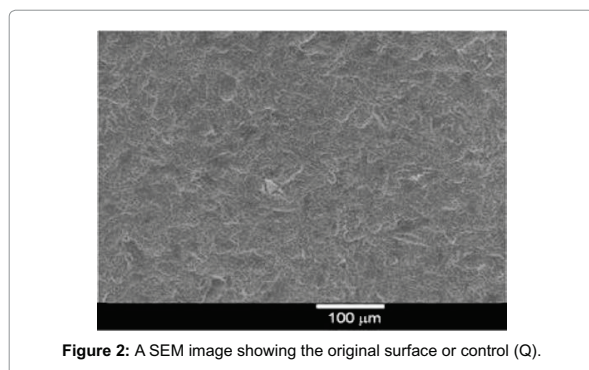
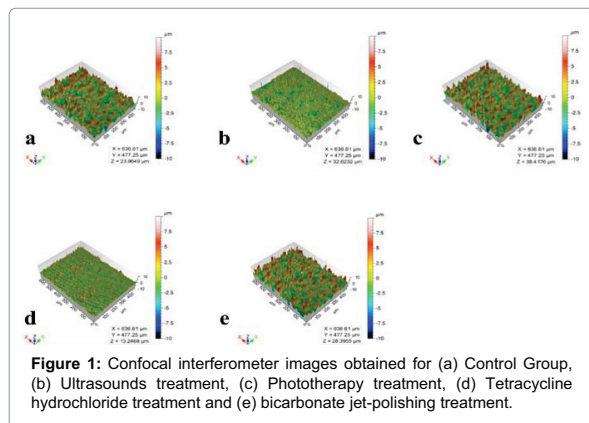
### SEM

SEM analysis confirmed that the result of the aggressive effect of the US treatment on the original SAE surface tends to a surface similar to a machined surface. L surface appears similar to the original SAE surface Q, while OH surface appears lightly smoother compared to Q surface. Presences of treatment residues (Sodium bicarbonate and

Parameter	Q	$\sigma$ (Q)	US	$\sigma$ (US)	L	$\sigma$ (L)	OH	$\sigma$ (OH)	TC	$\sigma$ (TC)
Sa ( $\mu$ m)	1.857	0.067	0.794	0.151	0.151	0.113	1.822	0.086	1.530	0.451
Sq ( $\mu$ m)	2.419	0.085	1.134	0.171	0.171	0.133	2.337	0.105	1.986	0.572
Sz ( $\mu$ m)	35.300	12.505	20.677	8.473	8.473	6.498	26.043	2.378	29.428	13.753
Ssk	0.064	0.183	-0.717	0.600	0.600	0.219	-0.152	0.135	0.103	0.429
Sku	4.409	0.974	13.758	11.314	11.314	0.397	3.554	0.175	4.354	0.813
Sv ( $\mu$ m)	17.110	5.791	9.828	0.995	0.995	5.161	11.978	2.060	13.595	9.152
Smr (%)	0.0048	0.0008	0.0317	0.0223	0.0223	0.0028	0.0014	0.0012	0.0023	0.0023
Smc ( $\mu$ m)	2.962	0.11	1.285	0.319	0.319	0.240	2.872	0.134	2.394	0.698
Sxp ( $\mu$ m)	4.870	0.27	2.403	0.210	0.210	0.239	4.867	0.270	4.050	1.346
Sdar (sq. $\mu$ m)	366126	9176	319096	559	559	11984	365985	4354	352415	15381
Smean ( $\mu$ m)	0.0077	0.0297	0.0263	0.0422	0.0422	0.0233	0.018	0.012	0.0101	0.0306
Spar (sq. $\mu$ m)	303822	0	303822	0	0	0	303822	0	303822	0
Sp ( $\mu$ m)	18.19	7.15	10.850	7.714	7.714	4.142	14.062	1.607	15.834	5.508
St ( $\mu$ m)	35.30	12.50	20.677	8.473	8.473	6.498	26.042	2.376	29.428	13.753
Sdc ( $\mu$ m)	4.82	0.18	1.972	0.490	0.490	0.372	4.745	0.273	3.936	1.147
Sdr%	20.51%		5.03%		23.10%		20.46%		15.99%	

The principles parameters Sa, Sq, Ssk, Sku and Sdr<sub>0</sub>.

**Table 3:** 12 Roughness parameters of the original surface or control group (Q), Ultrasound treatment (US), Phototherapy treatment (L), Bicarbonate jet polishing treatment (OH) and tetracycline hydrochloride treatment (TC).



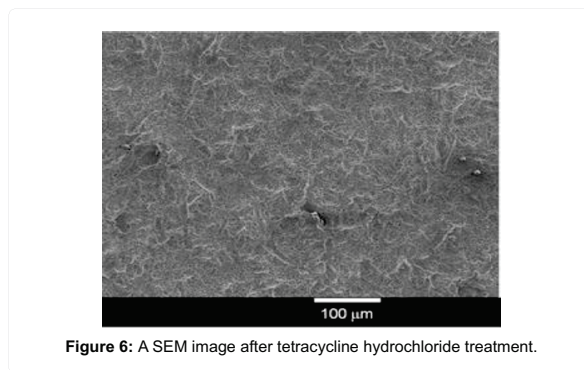
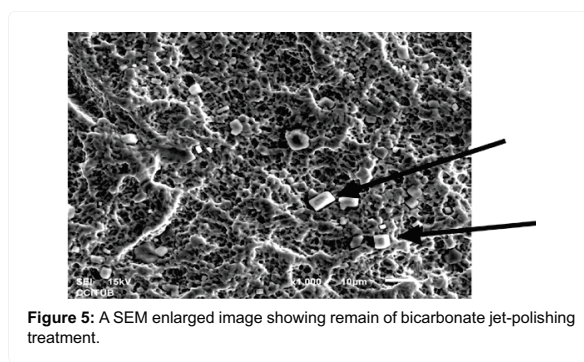
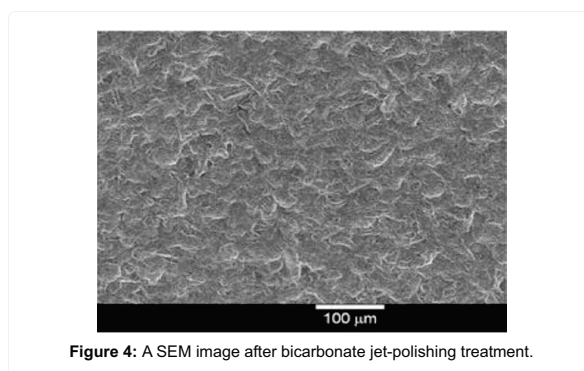
tetracycline hydrochloride) were observed on the OH and TC surface respectively (Figures 2-7).

### XPS

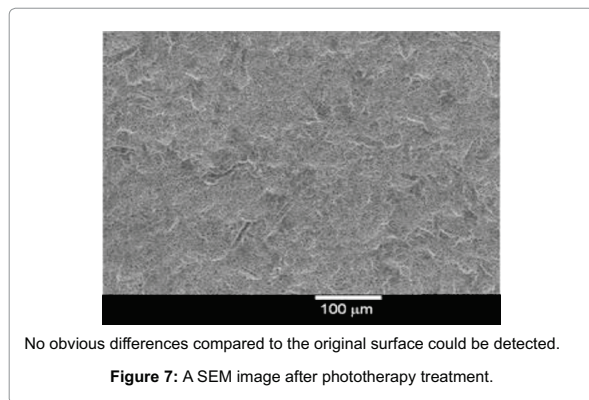
The chemical composition is shown in Table 4. Compared to the original SAE surface (Q), while carbon level was clearly higher in all treatment groups (US, L, TC) a similar value was found in the OH group. The highest level of carbon was found in the TC group, which may be explained by tetracycline hydrochloride residues ( $C_{15}H_{16}N_3S^+Cl$ ) on the surface.

Instead, the oxygen level was significantly lower compared to Q in all groups; only OH treatment had similar levels. The level of titanium was significantly lower in the L and TC groups, although, similar levels were found in the US and OH groups compared to Q. The levels of nitrogen in L, US groups presented similar levels compared to Q, whereas the OH and the TC treatment showed a significantly lower and higher level respectively. The levels of silicon, decreased significantly in the OH and TC group, and insignificantly in the L group. No traces of silicon were found in the US group. The presence of aluminum in the Q and US group is explained by  $Al_2O_3$  residuals due to the blasting process. A surface free of aluminum was found in the L, OH and TC groups.

Saline residues explained a higher but insignificant level of chlorine in L, OH and TC groups on the surface. In addition, TC group







revealed a significant higher level of chlorine between all groups due to  $C_{15}H_{16}N_3S^+Cl^-$  residues on the surface. The presence of sodium in the L, OH and TC group was related with the use of saline as irrigant, but especially with the sodium bicarbonate powder use in the OH group.

Traces amounts of magnesium were present in the US group explained by the deposition of the ultrasonic tip after its passage on the surface. Traces amounts of calcium were present in the US group explained by the use of water as irrigant.

## Discussion

Surface roughness and chemical composition of a determined implant surface, plays one of the major role in the osteointegration process, and such information should be considerate before peri-implantitis treatment plan.

### Original surface

The original SAE surface, showed a moderately surface roughness [5], with a  $S_q$  of 1.85  $\mu m$  and an Sdr% of 20% (Figure 2). It has been stated in several studies using various animal models that moderately rough surfaces led to faster and firmer osteointegration [1,22,30-34].

XPS analysis presented clearly titanium (Ti), oxygen (O) and carbon (C) in the original surface (Q) as reported others studies [28,35,36]. The presence of carbon (C) and nitrogen (N) is related to the atmospheric adsorption during the manipulation or during packaging. The storage of the samples in an atmospheric ambient may explain the increased level of carbon, which indirectly shadows the underneath layer of  $TiO_2$ . Although, the presence of carbon on the surface of dental

implants is not necessarily considered by the ASTM-F67 normative as a contaminant, Larsson et al. observed that the high carbon levels on CP Ti discs (machined, electropolish or anodized treatment) might be related with the samples storage during the study [35]. Effectively, while the carbon levels ranged from 35-75% in their previous study when samples were placed bare in the polymer sterilizing bag, the carbon levels decreased from 20 to 40% when samples were placed in a titanium container and then in the polymer sterilizing bag before autoclave procedure. It was stated that the package material during autoclave procedure could transfer contaminants from the polymer to the implant surfaces. Although, Wever et al. also found high carbon levels (60%) on machined titanium alloy (Ti6Al4V), but those samples were packed in aluminium foil and sterilized with autoclave [37]. Others studies registered lower carbon levels, ranging from 35-42% on titanium alloy discs treated with SAE and packed in aluminium foil [28] or ion  $CO^+$  implantation treatment with no specific storage [38] respectively. Lu et al. also found lower carbon levels ranging from 31-35% in CP Ti discs with an AE treatment (acid etched) surface only (no packaging, no autoclave) [36]. Even if this contamination is considered inevitable by other coworker, it seems that the carbon level is mainly explained by the atmospheric deposition and adsorption, but also sensible to autoclave procedure more than the treatment surface or the package material itself [37]. It has been stated that such inclusions of carbon in the dioxide layer play a hydrophobic role, and could decrease the surface energy preventing the protein adhesion and the subsequent cellular response during healing [38].

In the present study, the SAE treatment surface showed 41% carbon, 8% titanium and 43% oxygen. A strong relation seems to exist between these levels and the sample storage. Effectively, carbon level drops significantly when titanium AE or SAE surface are stored during a time (14 days) in an aqueous or NaOH (24h) [36] or NaCl solution [28]. Instead, titanium and oxygen levels increased significantly up to 27% and 61% respectively. Wennerberg et al. described that such alteration is related to spontaneous nanostructures formation on the outermost titanium oxide layer, when titanium SAE or AE surfaces are stored in aqueous solution after 14 days [28]. The decrease of the carbon level may explain the switch to hydrophilic properties of these surfaces. It was reported that nanoscale modification of titanium endosseous implant surfaces altered cellular and tissue responses, which would potentially benefit osseointegration and dental implant therapy [39]. Lu et al. also described that AE surface with an alkali treatment (NaOH solution 24h at 60°C) enhance the ability of calcium phosphate formation and thus the bond to bone ability [36].

As observed in other studies, the chemical composition in the

Element%	Q	$\sigma$ (Q)	US	$\sigma$ (US)	L	$\sigma$ (L)	OH	$\sigma$ (OH)	TC	$\sigma$ (TC)
Carbon (C)	40.95	1.45	50.00	2.33	50.95	1.42	37.60	2.42	61.02	3.07
Oxygen (O)	43.27	1.23	37.64	1.03	35.27	2.05	40.02	1.65	23.97	3.62
Titanium (Ti)	7.73	1.57	6.83	1.03	4.01	0.77	7.86	0.32	1.24	1.28
Nitrogen (N)	1.41	0.27	0.99	0.09	1.97	0.34	0.57	0.29	3.90	0.53
Silicon (Si)	4.75	0.84	-	-	2.93	1.02	2.06	0.93	1.22	1.11
Aluminum (Al)	1.70	0.53	2.41	0.36	-	-	-	-	-	-
Chlorine(Cl)	0.18	0.13	0.47	0.02	2.58	0.62	1.94	1.08	5.37	1.93
Magnesium (Mg)	-	-	0.36	0.31	-	-	-	-	-	-
Calcium (Ca)	-	-	1.30	0.05	-	-	-	-	-	-
Zinc (Zn)	-	-	-	-	-	-	0.32	0.25	-	-
Sodium (Na)	-	-	-	-	2.29	0.55	9.63	3.08	3.18	1.27

**Table 4:** XPS analysis of the original surface or control group (Q), Ultrasound treatment (US), Phototherapy treatment (L), Bicarbonate jet polishing treatment (OH) and tetracycline hydrochloride treatment (TC).

original surface demonstrated the presence of others contaminants on the surface; these generally depend on manufacturing process, as machined, treatment surface, sterilization and manipulation of the implants [38,40,41]. It is known that cleansing of the thin oxide layer of titanium is an indispensable requisite to achieve osteointegration in dental implants. The presence of aluminum, as observed in others studies, was related with the blasting process with alumina ( $Al_2O_3$ ) or with the use of rotatory instruments during the manufacturing [28,38,42]. Even though, Piattelli et al. demonstrated that residual aluminum oxide particles on the implant surface, it didn't affect the osseointegration of titanium dental implants [43].

### US treatment

With the significant decrease of all the roughness parameters, the ultrasounds treatment (US) leaves a surface minimally rough [5] ( $S_a$  of 0.79  $\mu m$  and Sdr% of 5%), even smoother than a machined surface ( $S_a$  of 0.9  $\mu m$  and Sdr% of 34%) [27] (Figure 3). As observed in another study, the US treatment delaminates the original surface roughness and crash the highest peaks (Ssk negative) of the surface, leaving the valleys of the surface untreated [13]. These alterations correlate the limited potential of cleaning of ultrasound scaler tip as observed in others *in vitro* [44,45] and *in vivo* studies [46]. Interestingly, aluminum, a contaminant resulting from the blasting process, is found in the original surface and after the US treatment. The presence of alumina particles confirms again the limited cleansing of the ultrasound tip into the deep valleys of the surface. Also, it was expected the observation of traces of contaminants from the ultrasound tip and its coating after its passage on the surface. Effectively, traces of magnesium (Mg) and presence of calcium (Ca) were found on the surface. Magnesium was related to the coating of the tip and calcium was related to the use of water as irrigant. It remains unclear, which are the limits between normal or pathological levels. It has been stated that these elements could act as electrolytic cells and interfere into the osteointegration process [47-49].

### OH treatment

The bicarbonate jet polishing treatment is, as described in other *in vitro* studies, respectful with the surface treatment and leaves a moderately surface roughness [5] with a  $S_a$  of 1.82  $\mu m$  and a Sdr% of 20% [13]. While the US treatment have a partial effect on the surface, the OH treatment seems to potentially touch all the segments of the surface in concordance with other *in vitro* studies [50,51]. As observed in few studies, the OH treatment lightly smoothes the original surface by rounding the highest peaks and decreases the valleys deep 52-54%. Also, even if major parts of SAE surfaces are biocompatible, rests or traces of contaminants proceeding from the cleansing or the blasting process impede the complete osteointegration process around these contaminants. It is well known that a major part of cleaning procedure applied for removal of alumina particles doesn't leave a surface free of contaminants [51]. Interestingly, the chemical analysis in our study shows that the OH treatment leaves a surface free of aluminum, but also reduces significantly others contaminants like silicon or nitrogen. Instead, a significant amount of sodium (Na), about 10%, proceeding from the sodium bicarbonate powder is found after the OH treatment. In accordance with the significant decrease of the Sv value (deep of the valleys of the surface), it has been assumed that the remainder of the powder fulfills the valleys (Figures 4 and 5). However the effects of such remain on the cellular response during the healing process seems to be related with the particle type of the powder [54,55]. In terms of peri-implantitis, the major parts of contaminants on the surface are made of bacterial biofilm and lipopolysaccharide. Several *in vitro* studies demonstrated that the bicarbonate jet polishing treatment constitutes

an efficient therapeutic option for the debridement of implants in peri-implantitis defects [51,56,57]. Although, only two animal studies reported re-osseointegration after OH treatment [58,59].

### TC treatment

The TC treatment leaves, with a significant decrease of all the roughness parameters, a surface moderately rough with a  $S_a$  of 1.53  $\mu m$  and a Sdr% of 16% (Figure 6). With a positive Ssk, the TC treatment alters the peaks/valleys distribution of the original surface. The diminution of the deep of the valleys, in concordance with the XPS analysis (significant increase of carbon level and decrease of oxygen level), concludes that remaining  $C_{15}H_{16}N_3S^+ Cl^-$ , stays on the surface treated even after abundant rinsing with saline. Wheelis et al. reported that the  $C_{15}H_{16}N_3S^+ Cl^-$  with a pH of 2.5 is able to etch the surface, causing discoloration and pits on Ti6AlV alloy discs depending on the time of action [12]. Also, it was observed that in the presence of acidic conditions, cavities of 80 nm deep resulted from localized metal dissolution that could result in metal debris, which could potentially trigger inflammation *in vivo*. Although, it was observed that the demineralization with TC resulted in surface roughness comparable to that produced by osteoclastic activity on dentin fragments, it had beneficial effects on preosteoblast differentiation [60]. Furthermore, in accordance with the rest of TC into the valleys, some studies demonstrated that TC could also be functional in negating systemically antibiotic prophylactic treatment in the prevention of implant or biomaterial related infections [61]. Interestingly, the TC XPS analysis did not show any trace of aluminum proceeding from the SAE treatment. The lack of alumina particles might be explain with remain of TC treatment, which act as a layer that shadows the underneath particles. Further animal and human studies are needed to verify that such remain of tetracycline hydrochloride on the implant surface has advantageous benefits on re-osseointegration.

### L treatment

Phototherapy has a surface moderately rough with roughness parameters similar to the original surface, with a  $S_a$  of 1.86  $\mu m$  but a higher Sdr% of 23% (Figure 7). Ssk and Sku parameters indicate a Gaussian distribution of the surface and that the peaks predominate over the valleys as in the original surface. As described previously, Sdr% represents the surface exposure and the ability to 'expose' the surface to the proteins and the subsequent bone cells [29]. It was stated that novel surfaces, even smoother ( $S_a$  of 0.5  $\mu m$  and Sdr% of 40%) than a turned, machined implant surface ( $S_a$  of 0.9  $\mu m$  and Sdr% of 34%) had a stronger bone response. It was stated that microroughness only could explain a part of the stronger bone response to novel surface [27]. Thus, the increase of Sdr% after L treatment leads to another specific pattern of the dioxide layer, the nanoroughness, which is part of the microroughness measured with the confocal interferometry. Modification of the nanoroughness of the original SAE surface could be related with formation of nanoparticles, which may play a major role on physical and chemical properties [62-64]. Also, Toluidine Blue, the photosensitizer, when activated with the 596 nm and 630 nm light produces different oxygen radical as  $OH^\cdot$ ,  $O_2^\cdot$  and hydrogen peroxide  $H_2O_2$  [17]. It has been described that  $H_2O_2$  at 15% has the same effect of etching on the surface as tetracycline hydrochloride [12]. Thus, the XPS analysis after L treatment demonstrates deep cleansing of alumina particles, proceeding from the blasting treatment. Photoactivated disinfection is described to be effective against periodontopathic bacterial species and to reduce viability in biofilms, but was not able to completely destroy complex biofilms [17]. Instead, lethal photosensitization associated with guided bone regeneration allowed



a better re-osteointegration at the adjacent area to the peri-implant defect regardless of the implant surface [16].

## Conclusions

The clue for the re-osteointegration of a SAE surface is based on the treatment efficiency for biofilm removal, but also with the knowledge of the surface alteration in terms of roughness and chemical composition after such treatment. From the results of the study we conclude that ultrasound treatment should be avoided for the treatment of peri-implantitis due to its aggressive effects on the surface. Bicarbonate jet polishing treatment is an effective treatment even if it leaves remains of powder and smooths the original roughness of the SAE surface. Phototherapy seems to increase the properties of surface exposure by altering the nanoroughness pattern. Tetracycline hydrochloride treatment should be used in conjunction with bicarbonate jet polishing or phototherapy for its benefits as a local antibiotic and bone preparation.

## References

1. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J (1996) Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Biomed Mater Res* 30: 251-260.
2. Han CH, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T (1998) Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral Implants Res* 9: 1-10.
3. Anil S, Anand PS, Alghamdi H, Jansen JA (2011) Dental implant surface enhancement and osseointegration. In: *Implant Dentistry. A Rapidly Evolving Practice*. InTech, Croatia.
4. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007) Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 23: 844-854.
5. Wennerberg A, Albrektsson T (2009) Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 20: 172-184.
6. Wilson TG Jr, Valderrama P, Rodrigues DB (2014) The case for routine maintenance of dental implants. *J Periodontol* 85: 657-660.
7. Wang Y, Zhang Y, Miron RJ (2015) Health, Maintenance, and Recovery of Soft Tissues around Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*.
8. Berglundh T, Gottfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J (2007) Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 18: 655-661.
9. Valderrama P, Blansett JA, Gonzalez MG2, Cantu MG3, Wilson TG4 (2014) Detoxification of Implant Surfaces Affected by Peri-Implant Disease: An Overview of Non-surgical Methods. *Open Dent J* 8: 77-84.
10. Berglundh T, Lindhe J (2008) Re-osteointegration. In: *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. (5<sup>th</sup> edn), Wiley-Blackwell, UK.
11. Mellado-Valero A, Buitrago-Vera P, Solá-Ruiz MF, Ferrer-García JC (2013) Decontamination of dental implant surface in peri-implantitis treatment: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 18: e869-e876.
12. Wheelis SE, Gindri IM, Valderrama P, Wilson TG Jr, Huang J, et al. (2015) Effects of decontamination solutions on the surface of titanium: investigation of surface morphology, composition, and roughness. *Clin Oral Implants Res*.
13. Sahrman P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, et al. (2015) In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods. *Clin Oral Implants Res* 26: 314-319.
14. Mailoa J, Lin GH, Chan HL, MacEachern M, Wang HL (2014) Clinical outcomes of using lasers for peri-implantitis surface detoxification: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 85: 1194-1202.
15. Kotsakis GA, Konstantinidis I, Karoussis IK, Ma X, Chu H (2014) Systematic review and meta-analysis of the effect of various laser wavelengths in the treatment of peri-implantitis. *J Periodontol* 85: 1203-1213.
16. Shibli JA, Martins MC, Ribeiro FS, Garcia VG, Nociti FH Jr, et al. (2006) Lethal photosensitization and guided bone regeneration in treatment of peri-implantitis: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 17: 273-281.
17. Eick S, Markauskaite G, Nietzsche S, Laugisch O, Salvi GE, et al. (2013) Effect of photoactivated disinfection with a light-emitting diode on bacterial species and biofilms associated with periodontitis and peri-implantitis. *Photodiagnosis Photodyn Ther* 10: 156-167.
18. Persson LG, Berglundh T, Lindhe J, Sennerby L (2001) Re-osteointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 12: 595-603.
19. Wennerberg A, Albrektsson T (2000) Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 331-344.
20. Wennerberg A, Albrektsson T (2010) On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 63-74.
21. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol JJ (1992) An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* 14: 412-418.
22. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ (1995) A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 6: 24-30.
23. Wennerberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B (1996) Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* 17: 15-22.
24. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B (1996) Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11: 38-45.
25. Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, et al. (2010) Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J* 21: 471-481.
26. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A (2012) The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. *J Appl Oral Sci* 20: 550-555.
27. Wennerberg A, Albrektsson T (2010) On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 63-74.
28. Wennerberg A, Svanborg LM, Berner S, Andersson M (2013) Spontaneously formed nanostructures on titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res* 24: 203-209.
29. Ostman PO, Wennerberg A, Albrektsson T (2010) Immediate occlusal loading of NanoTite PREVAİL implants: a prospective 1-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 12: 39-47.
30. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S (1998) A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 9: 11-19.
31. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piattelli M (1998) Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 805-810.
32. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, et al. (1999) Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 45: 75-83.
33. Duyck J, Slaets E, Sasaguri K, Vandamme K, Naert I (2007) Effect of intermittent loading and surface roughness on peri-implant bone formation in a bone chamber model. *J Clin Periodontol* 34: 998-1006.
34. Renold HJ, Ellingsen JE (2002) Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting--tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials* 23: 4211-4219.
35. Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, et al. (1996) Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials* 17: 605-616.
36. Lu X, Wang Y, Yang X, Zhang Q, Zhao Z, et al. (2008) Spectroscopic analysis of titanium surface functional groups under various surface modification and their behaviors in vitro and in vivo. *J Biomed Mater Res* 84: 523-534.
37. Wever DJ, Veldhuizen AG, de Vries J, Buscher HJ, Uges DR, et al. (1998) Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials* 19: 761-769.
38. De Maezta MA, Alava JI, Gay-Escoda C (2003) Ion implantation: surface

- treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. Clin Oral Implants Res 14: 57-62.
39. Mendonça G, Mendonça DB, Aragão FJ, Cooper LF (2008) Advancing dental implant surface technology—from micron- to nanotopography. Biomaterials 29: 3822-3835.
40. Binon PP, Weir DJ, Marshall SJ (1992) Surface analysis of an original Brånemark implant and three related clones. Int J Oral Maxillofac Implants 7: 168-175.
41. Olate S, Duque de Miranda Chaves Netto H, Barbosa JR (2010) Microstructural analysis of five systems commercially pure titanium implants. Av Periodon 22: 37-43.
42. Sardinha S (2003) Chemical and topographical analysis of the surface of commercially pure titanium implants through photoelectron spectroscopy excited by X-rays (XPS) and scanning electron microscopy [Thesis]. Piracicaba Dental School, UNICAMP, Brazil.
43. Piattelli A, Degidi M, Paolantonio M, Mangano C, Scarano A (2003) Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. Biomaterials 24: 4081-4089.
44. Espedito Di Lauro A, Morgese F, Squillace A, Ramaglia L (2003) [In vitro effects on rough implant surfaces of different instrumentations used in the surgical therapy of peri-implantitis]. Minerva Stomatol 52: 1-7.
45. Ramaglia L, di Lauro AE, Morgese F, Squillace A (2006) Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations. Implant Dent 15: 77-82.
46. Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C, Renvert S (2010) Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a single-blinded randomized longitudinal clinical study. II. Microbiological results. J Clin Periodontol 37: 563-573.
47. Lumbikanonda N, Sammons R (2001) Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. Int J Oral Maxillofac Implants 16: 627-636.
48. Leize EM, Hemmerlé J, Leize M (2000) Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/bone interfacial zone. Clin Oral Implants Res 11: 279-288.
49. McCracken M, Lemons JE, Zinn K (2001) Analysis of Ti-6Al-4V implants placed with fibroblast growth factor 1 in rat tibiae. Int J Oral Maxillofac Implants 16: 495-502.
50. Zablotsky MH, Diedrich DL, Meffert RM (1992) Detoxification of endotoxin-contaminated titanium and hydroxyapatite-coated surfaces utilizing various chemotherapeutic and mechanical modalities. Implant Dent 1: 154-158.
51. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG (1994) Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. J Periodontol 65: 942-948.
52. Tastepe CS, van Waas R, Liu Y, Wismeijer D (2012) Air powder abrasive treatment as an implant surface cleaning method: a literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 27: 1461-1473.
53. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S, et al. (1998) An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. Clin Oral Implants Res 9: 185-194.
54. Brookshire FV, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert GJ, Chada S (1997) The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. J Prosthet Dent 78: 286-294.
55. Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Hartig B, Becker J (2009) Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 88: 83-91.
56. Mengel R, Meer C, Flores-de-Jacoby L (2004) The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. Int J Oral Maxillofac Implants 19: 232-238.
57. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, Götz H, Jansen B, et al. (2005) In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er : YAG laser and an air powder system. Clin Oral Implants Res 16: 36-43.
58. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, et al. (2003) Implant surface preparation in the surgical treatment of experimental peri-implantitis with autogenous bone graft and ePTFE membrane in cynomolgus monkeys. Clin Oral Implants Res 14: 412-422.
59. Deppe H, Horch HH, Henke J, Donath K (2001) Peri-implant care of aging implants with the carbon dioxide laser. Int J Oral Maxillofac Implants 16: 659-667.
60. Schwartz Z, Lohmann CH, Wieland M, Cochran DL, Dean DD, et al. (2000) Osteoblast proliferation and differentiation on dentin slices are modulated by pretreatment of the surface with tetracycline or osteoclasts. J Periodontol 71: 586-597.
61. Dashti A, Ready D, Salih V, Knowles JC, Barralet JE, et al. (2010) In vitro antibacterial efficacy of tetracycline hydrochloride adsorbed onto Bio-Oss bone graft. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 93: 394-400.
62. Suito H, Iwakaki Y, Goto T, Tomotake Y, Ichikawa T (2013) Oral factors affecting titanium elution and corrosion: an in vitro study using simulated body fluid. PLoS One 8: e66052.
63. Klecha E, Arfaoui I, Richardi J, Inger D, Pileni MP (2011) 2D silver nanocrystal ordering modulated by various substrates and revealed using oxygen plasma treatment. Phys Chem Chem Phys 13: 2953-2962.
64. Zimcik P, Miletin M (2008) Photodynamic Therapy. In: Dyes and Pigments: New Research. Nova Science Publishers, New York.

Citation: Parahy F, Soler LS, Tramini P, Gomez AE (2015) Decontamination of SAE Surface: An *In Vitro* Study. Dentistry 5: 349. doi:10.4172/2161-1122.1000349

#### OMICS International: Publication Benefits & Features

##### Unique features:

- Increased global visibility of articles through worldwide distribution and indexing
- Showcasing recent research output in a timely and updated manner
- Special issues on the current trends of scientific research

##### Special features:

- 700 Open Access Journals
- 50,000 Editorial team
- Rapid review process
- Quality and quick editorial, review and publication processing
- Indexing at PubMed (partial), Scopus, EBSCO, Index Copernicus, Google Scholar etc.
- Sharing Option: Social Networking Enabled
- Authors, Reviewers and Editors rewarded with online Scientific Credits
- Better discount for your subsequent articles

Submit your manuscript at: <http://www.omicsgroup.org/journals/submission>