

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE VETERINARIA

Departamento de Medicina y Cirugía Animal



TESIS DOCTORAL

Estudio de la osteointegración y posibles alteraciones provocadas por el empleo de implantes dentales en hueso inmaduro. Estudio experimental en mini pigs

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Francisco López Martín de Blas

Directores

**Fidel San Román Ascaso
Jesús Rodríguez Quirós
Fernando María Muñoz Guzón**

Madrid, 2016

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE VETERINARIA
MEDICINA Y CIRUGÍA ANIMAL**



**“ESTUDIO DE LA OSTEOINTEGRACIÓN Y POSIBLES
ALTERACIONES PROVOCADAS POR EL EMPLEO DE
IMPLANTES DENTALES EN HUESO INMADURO. ESTUDIO
EXPERIMENTAL EN MINI PIGS”**

TESIS DOCTORAL

FRANCISCO LÓPEZ MARTÍN DE BLAS

2015

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE VETERINARIA
MEDICINA Y CIRUGÍA ANIMAL**

**“ESTUDIO DE LA OSTEOINTEGRACIÓN Y POSIBLES
ALTERACIONES PROVOCADAS POR EL EMPLEO DE
IMPLANTES DENTALES EN HUESO INMADURO. ESTUDIO
EXPERIMENTAL EN MINI PIGS”**

**Memoria presentada por
FRANCISCO LÓPEZ MARTÍN DE BLAS
para optar al Grado de Doctor
por la Universidad Complutense de Madrid**

Madrid, 2015



D. FIDEL SAN ROMÁN ASCASO, Catedrático de Cirugía del Departamento de Medicina y Cirugía Animal de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid, **D. JESÚS RODRÍGUEZ QUIRÓS**, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina y Cirugía Animal de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid, y **D. FERNANDO MARÍA MUÑOZ GUZÓN**, Profesor Contratado Interino del Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias de la Facultad de Veterinaria de la Universidad de Santiago de Compostela,

INFORMAN:

Que el presente trabajo de investigación titulado **“ESTUDIO DE LA OSTEOINTEGRACIÓN Y POSIBLES ALTERACIONES PROVOCADAS POR EL EMPLEO DE IMPLANTES DENTALES EN HUESO INMADURO. ESTUDIO EXPERIMENTAL EN MINI PIGS”**, presentado por **D. FRANCISCO LÓPEZ MARTÍN DE BLAS**, ha sido realizado bajo nuestra dirección, cumpliendo con las condiciones metodológicas y de originalidad necesarias; y habiéndose concluido, autorizamos su presentación para ser juzgado por el tribunal correspondiente para optar al Grado de Doctor por la Universidad Complutense de Madrid.

Y para que así conste y a los efectos oportunos, firmamos el presente informe en Madrid, a 25 de Septiembre de 2015.

D. Fidel San Román Ascaso

D. Jesús Rodríguez Quirós

D. Fernando M^a Muñoz Guzón

DEDICATORIA

A mi madre y hermanos, Carlos y Manuel

A Noelia

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor Dr. D. Fidel San Román Ascaso, codirector de esta tesis, por hacerme participe de sus conocimientos y con su claridad, abrirme el mundo de la Medicina.

Al Profesor Dr. D. Jesús Rodríguez Quirós, codirector de esta tesis, por su compañerismo y amistad desde los años de alumno interno en el Servicio de Cirugía.

Al Profesor Dr. D. Fernando María Muñoz Guzón, codirector de esta tesis, por sus conocimientos y ayuda.

A la Profesora y amiga Dra. Dña. Pilar Llorens Pena, por sus enseñanzas y por supuesto, por su confianza desde los años de facultad.

Al Dr. D. Ulf Thams y a la Dra. Dña. Ana Castejón González por su ayuda en la fase experimental de este proyecto.

A D. Ricardo García de la Mata, del Centro de Proceso de Datos del Servicio de Apoyo a la Investigación del área de informática y comunicación de la UCM, por la realización del análisis estadístico y por su comprensión.

A la Empresa Klockner S.A., por cedernos todo el material necesario para la colocación de los implantes.

Y a todas las personas del Servicio de Cirugía Experimental del Hospital General de la Defensa y del Hospital Rof Codina de Lugo que han hecho posible este estudio.

En Madrid, a 25 de Septiembre de 2015

ÍNDICE

ÍNDICE

<u>ABREVIATURAS</u>	1
<u>1. INTRODUCCIÓN</u>	5
<u>2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA</u>	11
2.1. ANATOMÍA DENTARIA DEL CERDO	13
2.1.1. ANATOMÍA.....	13
2.1.2. ANATOMÍA ORAL DEL DIENTE.....	15
2.1.3. ANATOMÍA ORAL DEL CERDO.....	17
2.1.4. DESARROLLO Y CAMBIO DENTAL EN EL LECHÓN.....	18
2.2. EL CERDO: MODELO EXPERIMENTAL	19
2.2.1. EL CERDO COMO MODELO EXPERIMENTAL EN CIRUGÍA.....	19
2.2.2. EL CERDO COMO MODELO EXPERIMENTAL EN IMPLANTOLOGÍA.....	20
2.3. EL LECHÓN: MODELO EN ODONTOLOGÍA E IMPLANTOLOGÍA	21
2.4. EMPLEO DE IMPLANTES EN HUESO INMADURO	22
2.5. COMPONENTES DEL IMPLANTE	24
2.5.1. CUERPO DEL IMPLANTE.....	24
2.5.2. TORNILLO DE COBERTURA.....	24
2.5.3. PILAR DE CICATRIZACIÓN.....	24
2.5.4. CONEXIÓN PROTÉTICA.....	25
2.5.5. PILAR.....	25
2.5.6. TRANSFER Y ANÁLOGO.....	25
2.6. TIPOS DE FIJACIÓN / CICATRIZACIÓN DEL IMPLANTE	26
2.6.1. FIBROINTEGRACIÓN.....	26
2.6.2. OSTEOINTEGRACIÓN.....	27
2.6.3. BIOINTEGRACIÓN.....	28
2.7. BIOMATERIALES PARA IMPLANTES DENTALES	29
2.7.1. METALES.....	30
2.7.2. CERÁMICOS SOLOS O RECUBIERTOS DE PORCELANA.....	34
2.7.3. POLÍMEROS.....	37
2.7.4. CARBONO.....	37
2.8. TIPOS DE IMPLANTES SEGÚN SU LOCALIZACIÓN	38
2.8.1. IMPLANTES SUBPERIÓSTICOS O YUXTAÓSEOS.....	38
2.8.2. IMPLANTES TRANSÓSEO MANDIBULAR FIJO.....	39
2.8.3. IMPLANTES ENDÓSEOS.....	40

2.8.3.1. Cilíndricos	40
2.8.3.2. Laminados o tipo hoja	41
2.9. TRATAMIENTOS EN LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES	41
2.9.1 MÉTODOS FÍSICOS.....	42
2.9.1.1. Mecanizado	42
2.9.1.2. Desgaste/pulido	43
2.9.1.3. Arenado (" <i>sand blasting</i> ")	43
2.9.2 MÉTODOS QUÍMICOS.....	44
2.9.2.1. Limpieza con disolventes.....	44
2.9.2.2. Ataque de superficie mediante ácidos	44
2.9.2.3. Ataque de superficie mediante bases	45
2.9.2.4. Pasivación.....	46
2.9.2.5. Tratamientos con peróxido de hidrógeno	46
2.9.3. MÉTODOS ELECTROQUÍMICOS	47
2.9.4. MÉTODOS CON LÁSER.....	47
2.9.5. MÉTODOS DE RECUBRIMIENTO DEL IMPLANTE	48
2.10. APLICACIONES DEL IMPLANTE	49
2.11. INDICACIONES DE LOS IMPLANTES DENTALES.....	50
2.12. ESTERILIZACIÓN DE IMPLANTES DENTALES	51
2.13. MÉTODOS DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES.....	53
2.13.1. CONDICIONES PREVIAS PARA COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES	53
2.13.1.1. Preparación del campo quirúrgico	53
2.13.1.2. Protocolo quirúrgico protocolizado y cuidadoso	53
2.13.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA INSERCIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES.....	54
2.13.2.1. Factores generales del paciente.....	54
2.13.2.2. Cantidad y calidad del hueso	54
2.13.2.3. Instrumental quirúrgico.....	57
2.13.2.4. Personal técnico	58
2.13.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS PARA LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES	58
2.13.3.1. Sin carga inmediata	59
2.13.3.2. Con carga inmediata.....	61
2.13.3.3. Con carga temprana	62
2.13.4. COMPLICACIONES DE LOS IMPLANTES DENTALES	64
2.13.4.1. Éxito del implante dental.....	64
2.13.4.2. Etiología del fracaso o de la aparición de las complicaciones en implantología	66
2.13.4.3. Manifestaciones del fracaso de los implantes	68
2.14. MÉTODOS DE EVALUACIÓN CLÍNICA DE LOS	

IMPLANTES DENTALES	69
2.14.1. MOVILIDAD DEL IMPLANTE	70
2.14.2. DIAGNÓSTICO POR IMAGEN	73
2.14.3. SONDAJE	75
2.14.4. ÍNDICE DE PLACA E ÍNDICE GINGIVAL	76
2.14.5. MUCOSA QUERATINIZADA	76
2.14.6. ANÁLISIS DE LA FRECUENCIA DE RESONANCIA (RFA-OSTELL MENTOR®)	77
2.15. MÉTODOS DE EVALUACIÓN HISTOLÓGICA DE LOS IMPLANTES DENTALES	79
2.16. MÉTODOS DE EVALUACIÓN HISTOMORFOMÉTRICA DE LOS IMPLANTES DENTALES	80
<u>3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO</u>	83
3.1. HIPÓTESIS DE TRABAJO	85
3.2. OBJETIVOS DEL ESTUDIO	85
3.2.1. OBJETIVOS GENERALES DEL ESTUDIO	85
3.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL ESTUDIO	86
<u>4. MATERIAL Y MÉTODOS</u>	87
4.1. MATERIAL	89
4.1.1. MATERIAL BIOLÓGICO	89
4.1.2. INSTALACIONES	90
4.1.3. MATERIAL QUIRÚRGICO	91
4.1.4. MATERIAL ANESTÉSICO	93
4.1.5. MATERIAL RADIOLÓGICO	94
4.2. MÉTODOS	94
4.2.1. PROTOCOLO GENERAL	94
4.2.2. MÉTODO OPERATORIO	96
4.2.2.1. Método anestésico	96
4.2.2.2. Método quirúrgico	100
4.2.2.2.1. Preparación del campo quirúrgico	100
4.2.2.2.2. Abordaje de los alvéolos dentarios para la extracción de los dientes de leche	102
4.2.2.2.3. Colocación de los implantes	102
4.2.2.2.4. Cierre del abordaje intraoral	103
4.2.2.2.5. Colocación del marcador	110
4.2.2.3. Método postoperatorio inmediato	114
4.2.2.4. Método postoperatorio a largo plazo	114
4.2.2.5. Eutanasia	115
4.2.3. MÉTODO DE VALORACIÓN RADIOLÓGICA	115

4.2.4. MÉTODO DE PROCESADO DE MUESTRAS Y ESTUDIO HISTOMORFOMÉTRICO	122
4.2.4.1. preparación de las muestras.....	123
4.2.4.1.1. Tallado.....	123
4.2.4.1.2. Deshidratación.....	123
4.2.4.1.3. Infiltrado.....	124
4.2.4.1.4. Inclusión y polimerización.....	124
4.2.4.1.5. Preparación del bloque para obtener una superficie paralela.....	125
4.2.4.1.6. Preparación de la superficie de interés.....	126
4.2.4.1.7. Tinción.....	127
4.2.4.1.8. Técnica histométrica.....	128
4.2.5. MÉTODO ESTADÍSTICO	131
5. RESULTADOS	133
5.1. CARACTERÍSTICAS DE LOS ANIMALES INTERVENIDOS ..	135
5.1.1. SEXO.....	135
5.1.2. EDAD DE SACRIFICIO.....	136
5.1.3. LOCALIZACIÓN DE LOS IMPLANTES.....	137
5.2. DESCRIPTIVA DE LAS VARIABLES NUMÉRICAS ORIGINALES	138
5.3. ÉXITO/FRACASO DE LOS IMPLANTES	139
5.3.1. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DEL SEXO.....	139
5.3.2. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DE LA EDAD.....	140
5.3.3. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN.....	143
5.3.3.1. Éxito/fracaso maxilar/mandíbula.....	143
5.3.3.2. Éxito/fracaso en función de la distancia al marcador.....	144
5.4. RESULTADOS RADIOLÓGICOS	145
5.4.1. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES.....	146
5.4.2. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO, EDAD Y LOCALIZACIÓN.....	147
5.4.2.1. Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes en función del sexo.....	147
5.4.2.2. Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes en función de la edad.....	148
5.4.2.3. Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes en función de la localización.....	151
5.4.2.3.1. <i>Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes según posición en maxilar o mandíbula</i>	151
5.4.2.3.2. <i>Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes según posición con respecto al marcador</i>	152

5.5. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS	155
5.5.1. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS DEL PORCENTAJE DE INTEGRACIÓN (BIC), PORCENTAJE DE INTEGRACIÓN PONDERADO (BICp) Y DENSIDAD DE HUESO INTERROSCAL (BA/TA)	155
5.5.2. HISTOMORFOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO, LA EDAD Y LA LOCALIZACIÓN	155
5.5.2.1. Histomorfometría de los implantes en función del sexo	156
5.5.2.2. Histomorfometría de los implantes en función de la edad	156
5.5.2.3. Histomorfometría de los implantes en función de la localización	158
5.5.2.3.1. <i>Histomorfometría según posición en maxilar o mandíbula</i>	158
5.5.2.3.2. <i>Histomorfometría según posición con respecto al marcador</i>	159
6. DISCUSIÓN	161
6.1. INTRODUCCIÓN	163
6.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	164
6.3. ÉXITO/FRACASO	165
6.3.1. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DEL SEXO	165
6.3.2. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DE LA EDAD	165
6.3.3. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN ...	166
6.4. MEDIDAS RADIOLÓGICAS	167
6.4.1. DISTANCIA IMPLANTES/MARCADOR	168
6.4.2. DISTANCIA IMPLANTES BORDE ÓSEO	168
6.4.3. DISTANCIA ENTRE IMPLANTES	169
6.5. MEDIDAS HISTOLÓGICAS	170
7. CONCLUSIONES	171
8. RESUMEN	175
9. SUMMARY	181
10. BIBLIOGRAFÍA	187

ABREVIATURAS

ABREVIATURAS

AAOMS	Asociación Americana de Cirugía Maxilofacial (<i>"American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons"</i>)
ADN	Ácido desoxiribonucleico
ARN	Ácido ribonucleico
Art.	Arteria/Arterias
BAI	Área de hueso interroscala
BAI/TA	Densidad de hueso interroscala
BIC	Porcentaje de integración
BICp	Porcentaje de integración ponderado
CBCT	Tomografía volumétrica digital (<i>"Cone Beam Computed Tomography"</i>)
cm	Centímetro/centímetros
Desv.	Desviación
DIT MS	Distancia implante/marcador superior
DIT MI	Distancia implante/marcador inferior
DIST BOR OSS	Distancia implante/borde óseo
DIST INF 1-2	Distancia entre los implantes nº 1 y 2 inferior
DIST INF 1-3	Distancia entre los implantes nº 1 y 3 inferior
DIST INF 2-3	Distancia entre los implantes nº 2 y 3 inferior
DIST SUP 1-2	Distancia entre los implantes nº 1 y 2 superior
DIST SUP 2-3	Distancia entre los implantes nº 2 y 3 superior
DIST SUP 1-3	Distancia entre los implantes nº 1 y 3 superior
DOUE	Diario Oficial de la Unión Europea
Fig.	Figura
Figs.	Figuras
FOR	Fundación para la rehabilitación oral (<i>"Foundation for oral rehabilitation"</i>)
IM	Intramuscular
IQS	Coefficiente de estabilidad implantaria
ITDA	Instituto Tecnológico de Desarrollo Agrario
ITI	Sistema de colocación de implantes en un solo tiempo
kg	Kilogramo/Kilogramos
Max	Valor máximo

Mb	Mandíbula
mg	Miligramo/Miligramos
Min	Valor mínimo
ml	Mililitro/Mililitros
mm	Milímetro/Milímetros
Mx	Maxilar
N	Newton
n	Número de elementos de la muestra
nm	Nanómetro/Nanómetros
POWF	Método de medida mediante pulsos oscilatorios
RA	Rugosidad
RFA	Análisis de frecuencia de resonancia
r.p.m.	Revoluciones por minuto
TA	Área total
TRF	Análisis de frecuencia de resonancia torsional
VIH	Virus de la inmunodeficiencia humana
χ^2	Chi cuadrado

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

El empleo de implantes dentales se ha convertido en práctica habitual en la odontología humana actual, siendo su utilización cada vez más frecuente. Esto es debido tanto a los buenos resultados, como a la reducción de costes de esta técnica, lo que permite un mayor acceso al público general.

Ya desde la antigüedad el hombre se preocupó en reponer dientes perdidos a través de prótesis dentales. Existen restos de culturas primitivas que usaban piedras como implantes. Los hallazgos arqueológicos han demostrado que la colocación de este tipo de implantes no sólo se realizaba en personas vivas, sino también en muertos con la intención de embellecer a los fallecidos (Bechelli y Bechelli, 1991).

La primera prótesis conocida fue la de un implante en el cadáver de una mujer joven realizada en el Neolítico (hace unos 9000 años) y tuvo lugar en Argelia. El implante consistía en la colocación de una falange de un dedo introducido en el alvéolo de un premolar (Lemus y col., 2009). Los restos más antiguos encontrados y colocados "*in vivo*" fueron descubiertos en Honduras, pertenecen a la cultura maya y están datados alrededor del año 400 d.C. (del Río y col., 2003). En los estudios radiológicos realizados sobre estos implantes se demostró la formación de hueso alrededor de los mismos. También en el antiguo Egipto se realizaron implantes de piedras y metales preciosos.

En el siglo X, el andaluz islámico Abulcasis, nacido en Córdoba, escribió: "En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se caen, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos con hilos de oro...." (Llorens y col., 1998).

Durante la edad media, a los nobles y personas económicamente más favorecidas se les transplantaban piezas dentales de donantes que normalmente eran de clases sociales pobres a cambio de dinero. Estas prácticas fueron siendo abandonadas debido al bajo éxito y a la transmisión de enfermedades.

Ambroise Paré, cirujano francés, publica en 1592, los "*Cinq Livres de Chirurgie*", que tratan entre otros temas de problemas de cirugía bucal y odontología en general.

En estos tratados se aconseja la colocación del diente en su alvéolo, si por equivocación había sido extraído. Algo posterior, Duval ya en el siglo XVII realizó numerosas implantaciones dentales con la precaución de extirpar la pulpa y sustituirla por plomo o bien por hojas de oro. Hunter, en el siglo XVIII, publica varios libros donde recomendaba la extracción de los primeros premolares en casos de empiema del seno maxilar.

Desde finales del siglo XIX y principios de XX existe un gran desarrollo en el nuevos materiales y se comenzaron a fabricar raíces de diferentes materiales como metales (iridio, plomo...), cerámica, etc. Estas raíces se introducían de forma temprana en los alvéolos dentarios después de realizar las extracciones.

Por otra parte e imitando a los cirujanos de la época que introducían implantes (como alambres, clavos o placas) para resolver las fracturas, varios dentistas realizaron procedimientos similares. Harris, en 1887, decidió implantar una raíz de platino revestida de plomo, con la peculiaridad de que se trataba de un alvéolo creado por él mismo (Lemus y col., 2009). Payne presentó en 1901, durante el III Congreso Dental Internacional, una técnica implantológica, que consistía en la colocación de una cápsula de plata en el alvéolo de una raíz y que más tarde se demostraría su fracaso debido a la toxicidad del metal en el hueso.

En 1910, Greenfield utilizó iridio y oro que introdujo en el alvéolo y no sólo creó las bases de la implantología actual, sino que además las dejó escritas en 1915. En su escrito hizo referencia a normas tanto de higiene, como de esterilidad. También intentó explicar conceptos como la relación implante-hueso, la movilidad del implante, y la curación del tejido en principio aconsejando hacerlo sin carga.

Venable y Strock, en 1937, publicaron un estudio sobre el tratamiento de fracturas con un nuevo material llamado vitallium, que consistía en una aleación de cobalto, cromo y molibdeno. Así surgen las primeras escuelas de implantología dental: la subperióstica por el sueco Dahl y la intraósea de Strock.

El desarrollo de la implantología dental hasta la década de los 60, se realizaba por ensayo y error, basándose en la experiencia clínica. Es el sueco Brånemark y sus colaboradores (Muñoz Guzón, 1999) quienes descubrieron accidentalmente un

mecanismo de adherencia del implante al hueso. Brånemark siempre estuvo muy interesado en los temas de microcirculación del hueso y en los problemas de cicatrización de heridas. Empleó para su estudio una técnica conocida como la microscopía vital, que consistía en la introducción de una microcámara de observación. De esta manera era posible la observación de los cambios circulatorios y celulares en el tejido. Realizando esta técnica observacional empleó una cámara de titanio, y en el momento de retirarla observó que el hueso se había unido al titanio firmemente, demostrando que el este metal puede unirse íntimamente al hueso. Así es como Brånemark pone las bases para el concepto de osteointegración y el empleo de implantes de titanio. Es a partir de este hecho cuando comienza a desarrollarse la implantología como ciencia. Se realizan experimentos en perros previamente desdentados y posteriormente se desarrollan los implantes en forma de tornillo para facilitar su fijación y posterior integración.

Brånemark publica en 1977 el concepto de osteointegración y su experiencia con los implantes de titanio durante más de diez años. Posteriormente lo presenta en 1983 a la comunidad científica en Canadá. En su estudio demuestra que la osteointegración se puede realizar con implantes de titanio con éxito y con esto se inicia la era moderna de la implantología (López, 2006).

Actualmente la utilización en odontología de implantes osteointegrados tiene gran importancia. En los estudios realizados con implantes dentales se hace referencia casi en su totalidad al comportamiento de estos, en sus diferentes modalidades, en pacientes adultos o en jóvenes, pero con hueso maduro. Sólo algunas publicaciones recientes describen el empleo de estas técnicas en niños con casos graves de edentulismo.

Por esta razón, se planteó llevar a cabo este estudio en animales jóvenes sobre hueso inmaduro y de esta manera podría obtenerse información acerca de los problemas que podrían plantearse durante todo el proceso, desde su colocación hasta su posible osteointegración.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. ANATOMÍA

2.1.1. ANATOMÍA ORAL GENERAL

La cavidad oral o boca tiene como funciones principales la prensión, masticación e insalivación del alimento. Constituye la vía aérea alternativa a la nariz en caso de obstrucción, en las personas y en algunos animales participa en la producción de sonido y es en muchos un medio de defensa (Dyce y col., 1996).

La boca no sólo hace referencia a la cavidad y sus paredes, sino también a las estructuras que se proyectan como dientes y lengua, o a aquellas que drenan en ella como las glándulas salivares (Holmstrom y col., 2000).

Rostralmente comienza por los labios y acaba caudalmente en los arcos palatoglosos. Cuando está abierta, nos encontramos con unas estructuras que contrastan con el resto de la cavidad debido al color blanquecino del esmalte, son los dientes (Harvey y Emily, 1993). Éstos se localizan en dos curvas en forma de parábola una superior en el hueso maxilar e incisivo y otra inferior en la mandíbula (Evans y De Lahunta, 2010).

El techo de la boca tiene como base el paladar duro constituido por una mucosa con unos pliegues, que tienen como función guiar el alimento. La base de esta mucosa serán los huesos maxilar, incisivo y palatino (Fig. 1). Lateralmente los límites de la boca son encías, dientes y mejillas formadas por una mucosa que recubre al músculo bucinador. El suelo de la boca está formado por la lengua y mucosa (Fig. 2).

Las glándulas salivares se clasifican en dos tipos: las compactas y las diseminadas. Entre las compactas se encuentran la parótida, la mandibular, la sublingual y la zigomática. Las diseminadas son la lingual, la labial, la bucal y la palatina.

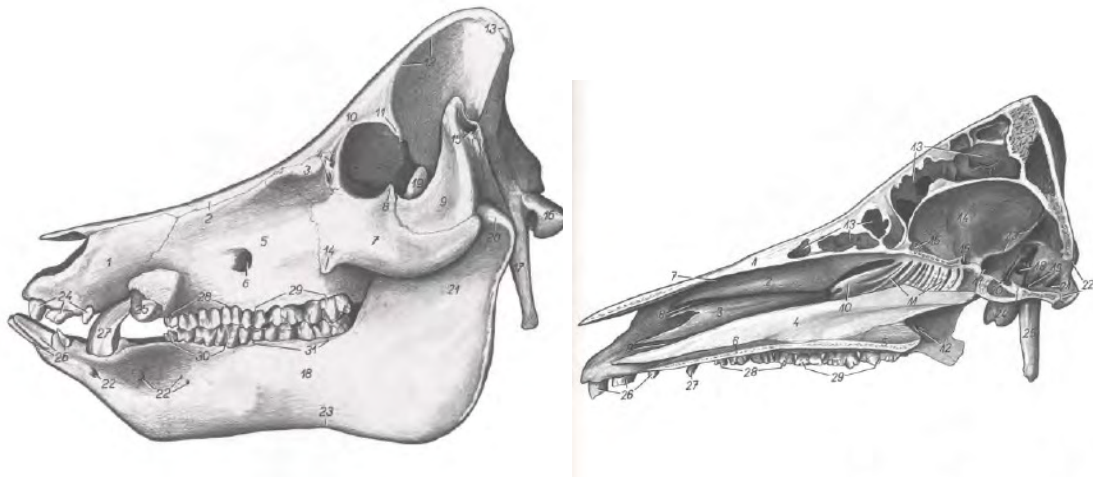


Fig. 1. Detalles de la estructura ósea (imagen de la izquierda) y corte sagital del cráneo sin la mandíbula (imagen de la derecha) (Imágenes obtenidas del Popesko, 1998).

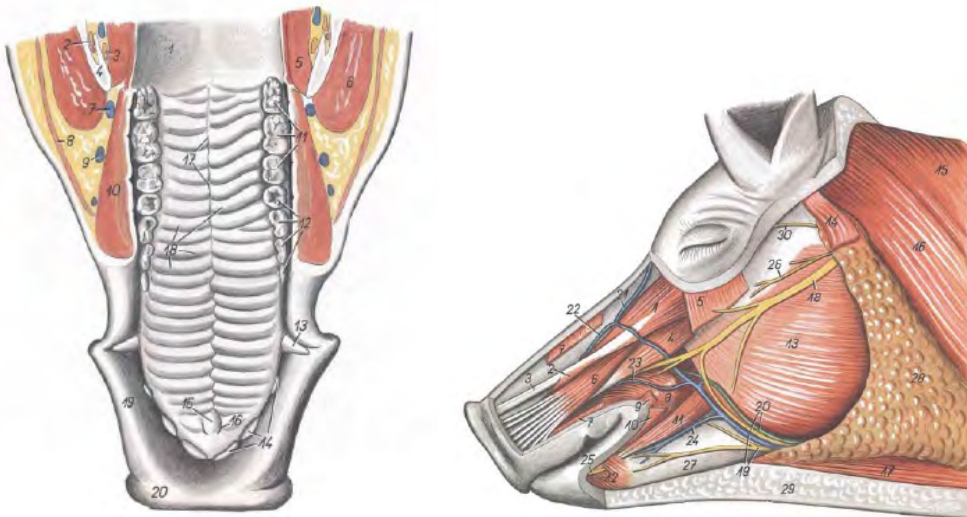


Fig. 2. Esquemas de los tejidos blandos y piezas del maxilar y glándulas salivares principales (Imágenes obtenidas del Popesko, 1998).

Toda la vascularización depende de la arteria carótida externa, que mediante diversas anastomosis aseguran el aporte sanguíneo (Fig. 3). El retorno venoso suele localizarse paralelo al arterial. La arteria carótida externa viene de la bifurcación de la carótida común. Las principales ramas de la externa son: art. occipital, art. laríngea craneal, art. faríngea ascendente, art. lingual, art. facial, art. auricular caudal, art. parotídea, art. temporal superficial y art. maxilar (Whyte y col., 1998). Es esta última por medio de sus ramas la encargada del aporte sanguíneo a los dientes (Popesko, 1998).

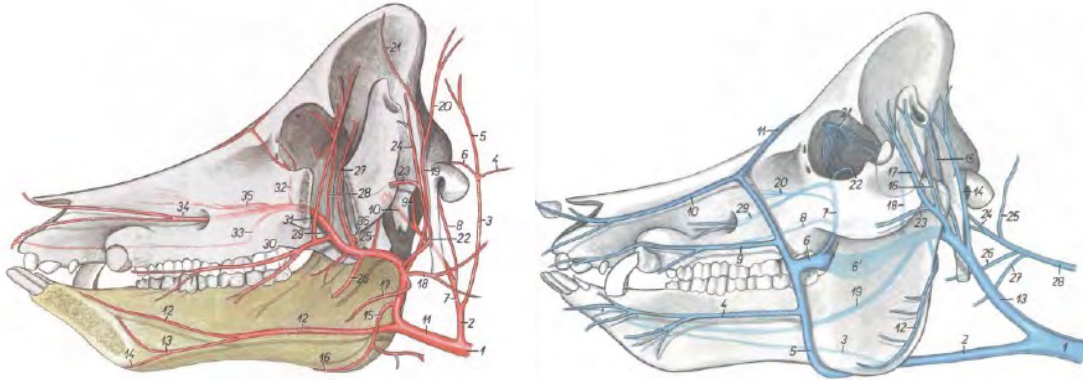


Fig. 3. Detalles de la vascularización de la cabeza del cerdo (Imágenes obtenidas del Popesko, 1998).

La inervación de la cavidad oral se realiza por medio del nervio trigémino o V par craneal, que será el gran nervio sensitivo y el responsable de la motricidad de los principales músculos masticadores de la cara. Se divide nada más salir del canal trigeminal en la porción petrosa del temporal. Estas ramas son nervio oftálmico, maxilar y mandibular. Por otra parte el nervio facial ó VII par craneal inervará a todos los músculos faciales y la porción más craneal del músculo digástrico, además de llevar fibras parasimpáticas a las glándulas salivares de la lengua, la sublingual y músculos de la cavidad oral (König y Liebich, 2004).

2.1.2. ANATOMÍA DEL DIENTE

Como se ha comentado anteriormente los dientes se hallan situados en dos curvas parabólicas, una superior y otra inferior, localizadas en el hueso maxilar e incisivo, y mandíbula respectivamente, quedando los superiores ligeramente por delante de los inferiores (Whyte y col., 1998). La dotación de los dientes varía muy poco en los animales domésticos, y en muy pocas ocasiones será superior a 44 piezas. Los dientes permanentes se dividen en varios tipos:

- **Incisivos:** Se localizan en el hueso incisivo en la porción más rostral de la mandíbula. Están dispuestos casi verticalmente y bastante juntos, su tamaño aumenta a medida que se hacen más caudales, los inferiores son un poco más pequeños que los superiores. Su función es la prensión de los alimentos.
- **Caninos:** Están separados de los anteriores por un espacio. Son grandes y cónicos. Su función es agarrar y desgarrar los alimentos.

- **Genianos:** Son los premolares y molares. Se localizan más caudalmente, y su número varía según la especie. Su función es la masticación (Whyte y col., 1998; Sisson y col., 2001).

Independientemente de que diente se trate en todas las piezas se diferencian externamente tres partes:

- **Corona:** Es la parte del diente que sobresale de la encía. Está recubierta por el esmalte, compuesto en un 98% de compuestos inorgánicos que tienen como base la hidroxiapatita. La forma fluorada de la hidroxiapatita incrementa la resistencia del diente a las agresiones externas. No tiene sensibilidad y no se puede reparar de manera natural. En carnívoros es menos grueso que en herbívoros, debido a las características del alimento.
- **Raíz:** Es la parte del diente que está incluida en el alveolo dentario y está recubierta por un tejido conectivo calcificado llamado cemento.
- **Cuello:** Es la unión entre la corona y la raíz. La línea visible de separación se denomina línea cervical del diente (Emily y Penman, 1990).

Como componente principal del diente está la dentina, tejido conectivo calcificado, que estará recubierta por esmalte y cemento según su localización (Whyte y col., 1998). En el interior del diente aparece una cavidad denominada cavidad pulpar formada por una dilatación llamada cámara pulpar, correspondiente a la corona y una porción más estrecha llamada canal pulpar. En la base de este canal está el agujero apical o radicular (Fig. 4).

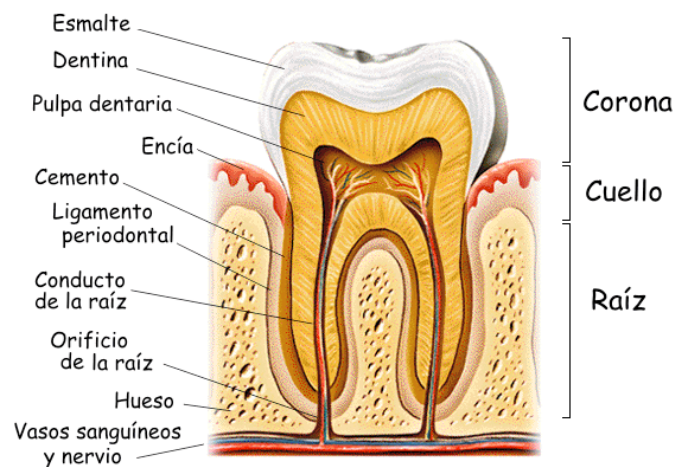


Fig. 4. Esquema estructura del diente
(Imagen obtenida de la dirección electrónica www.juntadeandalucia.es).

2.1.3. ANATOMÍA ORAL DEL CERDO

En los cerdos, los labios se extienden bastante hacia caudal. No obstante no pueden abrir la boca tan ampliamente como por ejemplo los pequeños carnívoros (Dyce y col., 1996). Debido a esta característica anatómica será difícil visualizar el techo de la boca. El paladar duro presenta una serie de crestas que terminan de forma brusca cuando empieza el paladar blando.

El suelo está constituido por la lengua que es puntiaguda y presenta unas papilas filiformes largas y blandas en su base. Por delante de estas hay dos grandes papilas circunvaladas, como ocurre en el caballo (Climent y Bascuas, 1989; Popesko, 1998). El resto de la boca es muy similar a otras especies, excluyendo las piezas dentales.

Los **incisivos** son seis. Los superiores son pequeños y bastante juntos unos de otros. Los primeros son aplanados y bastante curvos. Los segundos son más cortos y menos curvos. Los terceros son mucho más pequeños y se aplanan lateralmente. Los incisivos inferiores son casi horizontales y convergen al centro, siendo seis en total. El espacio entre ellos es casi inexistente. Los dos primeros son aplanados en forma de pala y prácticamente del mismo tamaño, y el tercero es más pequeño.

Los **caninos o colmillos** son cuatro en total. En el macho están muy desarrollados y se proyectan fuera de la boca. No tienen raíz en sentido estricto y poseen una amplia cavidad pulpar. Esta permanece abierta durante toda la vida del animal, debido a esta característica su crecimiento es constante. Esta característica también es propia de los machos de jabalí, que los emplean como defensa ante posibles depredadores. Por el contrario en las hembras son más cortos y la cavidad pulpar sólo permanece abierta unos dos años, después de los cuales se forma el canal pulpar y dejan de crecer.

Los **premolares** aumentan de tamaño de rostral a caudal. Son dientes multituberculares pero de superficie oclusiva plana. El primer premolar, tanto superior como inferior, tiene la característica de aparecer sólo una vez, no realizando recambio en la dentición definitiva. El segundo, tercero y cuarto tienen varias raíces. El cerdo

presenta 4 premolares y 6 molares, tanto en maxilar como en mandíbula, que aparecen sólo una vez (San Román y col., 2003).

2.1.4. DESARROLLO Y CAMBIO DENTAL EN EL LECHÓN

Todos los mamíferos domésticos son difiodontos, es decir, presentan dos denticiones (temporal y permanente) (Dyce y col., 1996). Tanto los esbozos de los dientes caducos, como de los permanentes aparecen casi simultáneamente. Los esbozos de los permanentes quedan inactivados hasta que el animal comienza su crecimiento. Cuando ocurre esto interfieren en la nutrición de los dientes de leche, presionan sus raíces, mueren y se desprenden (San Román y col., 2003).

El lechón nace con ocho dientes: los terceros incisivos superiores e inferiores y los cuatro caninos. Estos dientes se denominan tradicionalmente "*dientes de aguja*" (Dyce y col., 1996). Son los responsables de pérdidas económicas, debido a que pueden dañar los pezones de las cerdas provocando infecciones y también a otros compañeros de camada, bien de forma intencionada o simplemente con los juegos propios de los lechones (Blood y col., 1992). La secuencia de sustitución es bastante rígida lo que nos permite conocer la edad del individuo con bastante exactitud según la tabla nº 1.

PIEZA DENTAL	ERUPCIÓN	CAMBIO
Incisivo 1	2-4 semanas	12 meses
Incisivo 2	Superior, 2-3 meses Inferior, 1,5-2 meses	16-20 meses
Incisivo 3	Nace con él	8-10 meses
Canino	Nace con él	9-10 meses
Premolar 1	5 meses	---
Premolar 2	5-7 semanas	17 meses
Premolar 3	Superior, 4-8 días Inferior, 2-4 semanas	12-15 meses
Premolar 4	Superior, 4-8 días Inferior, 2-4 semanas	12-15 meses
Molar 1	4-6 meses	---
Molar 2	8-12 meses	---
Molar 3	26 meses	---

Tabla nº 1: Secuencia de sustitución de las piezas dentales (Scott, 1951; Weaver y col., 1966).

El cerdo doméstico es omnívoro y tiene la dentadura más completa de los animales domésticos (König y Liebich, 2004). Sus características van a ser intermedias entre carnívoros y herbívoros. Las fórmulas dentarias tanto del cerdo adulto como del lechón de reflejan en la tabla nº 2.

LECHÓN	CERDO ADULTO
$\frac{3-1-3}{3-1-3}$	$\frac{3-1-4-3}{3-1-4-3}$

Tabla nº 2: Fórmula dentaria del cerdo (Bivin y McClure, 1976).

2.2. EL CERDO: MODELO EXPERIMENTAL

2.2.1. EL CERDO COMO MODELO EXPERIMENTAL EN CIRUGÍA

El cerdo es empleado de manera habitual en cirugía experimental. Actualmente no sólo son empleados en cirugía, sino también como modelos inmunológicos, de ingeniería de tejidos, para cultivos celulares, etc. (Stramandinoli-Zanicotti y col., 2014). A continuación, se resumen las principales virtudes y defectos del cerdo como animal de experimentación en cirugía:

- **Ventajas:**

1. Son dóciles y relativamente fáciles de manejar, especialmente la raza *mini pig*.
2. Presentan un ciclo reproductivo (poliéstricos anuales) y crianza aptos para la manipulación genética y la selección.
3. Elevada prolificidad, tienen muchos lechones por camada.
4. Gran similitud con el hombre. Los órganos son muy parecidos desde un punto de vista morfológico y fisiológico (San Román y col., 2003).
5. También son muy parecidos con el hombre respecto a su metabolismo y a la alimentación.
6. Buenos animales como modelo anestésico, aunque con ciertas diferencias que hacen necesario protocolos específicos (Pehböck y col., 2015).
7. No son considerados animales de compañía. Esto origina menos problemas

éticos, a diferencia de los perros.

8. El tejido es adecuado para estudios "*in vitro*".
9. Es considerado como el prototipo de estudio embriológico, lógicamente sin contar a los primates (Smidt y Ellendorf, 1972; Sisson y col., 2001).

• **Desventajas:**

1. Son animales que se estresan con facilidad. Esto puede provocar la aparición de diversas patologías, como el síndrome de estrés porcino o úlceras gástricas (Blood y Radostits, 1992).
2. Presentan problemas asociados a la anestesia: pocas venas superficiales (exceptuando las localizadas en la oreja), dificultad para intubarlos, sensibilidad al halotano, relación peso/superficie corporal (hipertermia), etc. (Muir y col., 2008).
3. Sensibilidad cardíaca. Será muy importante fijar buenos protocolos anestésicos.
4. Como modelo experimental para trasplantes se deben controlar el complejo mayor de histocompatibilidad (Tizard, 2009).
5. Aunque presentan muchas similitudes con la especie humana existen variaciones anatómicas que deben conocerse y tenerse en cuenta (Kyllar y col., 2015).
6. Tamaño que pueden alcanzar los cerdos adultos. En el caso de cerdos *mini pigs* esto no ocurrirá (San Román y col., 2003).

2.2.2. EL CERDO COMO MODELO EXPERIMENTAL EN IMPLANTOLOGÍA

El cerdo ha sido empleado desde hace años como modelo experimental en odontología, especialmente en implantología (Rodella y col., 2010). Esta especie presenta unas características especiales:

- Es el mamífero doméstico con la dentadura más completa.
- Tienen incisivos simples, premolares y molares tuberculados. Sus dientes son braquiodontos (exceptuando los caninos), es decir tienen la corona baja. Esto también ocurre en el hombre (Popesko, 1998; Sisson y col., 2001).
- El tamaño de los dientes y arcadas es adecuado para procedimientos en odontología y nos permite también emplear el instrumental utilizado en

odontología humana (Castro y col., 2013).

- La cavidad oral tiene bastante accesibilidad, lo cual permite realizar controles métricos sin esfuerzo (Erdogan y col., 2013).
- La dentición definitiva aparece a los 20 meses. Su esperanza de vida son 5 años, lo que proporciona un tiempo relativamente largo para evaluar tratamientos, implantes, aparición y evolución de patologías, etc.
- Son animales isognatos: las dos arcadas son iguales desde el punto de vista articular (Bermejo y col., 1993; Liu y Herring, 2000).
- La articulación temporomandibular se desplaza dorsoventralmente durante la masticación y tiene posibilidad de mínimos movimientos laterales (Kertesz, 1993).
- La flora oral es parecida a la del hombre (San Román y col., 2003).
- Tienen predisposición a sufrir la enfermedad periodontal (Schou y col., 1993; Woodall, 1989), lo que permite su uso como modelo para esta patología tan frecuente.

Para resumir todos estos puntos en una revisión reciente acerca de la idoneidad del cerdo como modelo de experimental en implantología, los autores concluyen que efectivamente el cerdo, y más específicamente el *mini pig*, es un muy buen modelo debido a las similitudes anatómicas y fisiopatológicas con el hombre (Mardas y col., 2013). Sin embargo, se debe intentar la mayor coherencia y normalización para evitar su uso indiscriminado en cirugía experimental, de forma que los investigadores deben seleccionar el modelo más apropiado para cada propósito.

2.3. EL LECHÓN: MODELO EN ODONTOLOGÍA / IMPLANTOLOGÍA

Existe realmente muy poca bibliografía que haga referencia al cerdo inmaduro como modelo experimental, no sólo en implantología, si no en cirugía. Esto es debido a que en implantología humana no se considera la colocación de implantes hasta que termina el crecimiento. El empleo del lechón como animal de experimentación también presenta ciertas características específicas:

- Los cerdos muy jóvenes (aproximadamente de 2 meses) necesitan al menos 2 semanas para aclimatarse. Por debajo de las 3 semanas es muy complejo

su manejo. Esto es más fácil si la cerda pertenece a la misma explotación donde se realizará el estudio. Los problemas de aclimatación principalmente se deben a la alimentación y al estrés tan alto al que están sometidos los lechones. En animales tan jóvenes además, de las condiciones adecuadas desde el punto de vista de alojamiento, higiene y salud, también se debe tener en cuenta el llamado enriquecimiento ambiental. Éste consiste en aportar al entorno de los animales todo aquello necesario para lograr minimizar lo máximo posible el estrés y aportar el mayor bienestar posible. Para ello hay que conocer las necesidades específicas de los lechones en esta etapa de su vida (DOUE, 2007).

- Durante la colocación de los implantes es muy importante el protocolo de colocación de los mismos. Estos animales deben seguir comiendo de la manera más normal posible, y con el mínimo dolor después de ser intervenidos.
- Los lechones permiten un peor acceso a la región más caudal de la boca (San Román y col., 2003). Esto influirá en la elección del lugar de colocación de los implantes.
- La morfología de las raíces de los dientes de leche en los lechones es otro factor importante. Las raíces son muy largas y estrechas (Sisson y col., 2001), lo que origina que puedan romperse al extraerse debido a su gran fragilidad.
- Los lechones suelen estar juntos en las jaulas. Los juegos y otros comportamientos relacionados con la edad pueden hacer peligrar el material implantado (López García y col., 2015).
- El peso oscila entre 10 y 40 kilos en el momento de las experiencias, lo cual permite utilizar las mismas instalaciones que las empleadas con otros mamíferos (p.ej. perro), y no ser necesario mucho equipo humano para su manejo (Bencomo y col., 2010).

2.4. EMPLEO DE IMPLANTES EN HUESO INMADURO

Existe gran cantidad de estudios publicados acerca de los diferentes tipos de implantes, su éxito o fracaso en función de diferentes criterios, tanto epidemiológicos, como de localización, así como de los materiales de los que están compuestos o sus

procesos tecnológicos como se describirá más adelante.

Al revisar la bibliografía de aquellos estudios que valoraban la colocación de implantes dentales en función de la edad se encuentra que aunque el edentulismo se asocia generalmente a pacientes mayores, es cierto que patologías de origen traumático o hereditario pueden afectar a pacientes jóvenes. En adultos la colocación de implantes es un procedimiento ampliamente aceptado para el tratamiento del edentulismo. Por otra parte el empleo de esta técnica en niños presenta gran controversia por lo que existen muy pocos casos reportados en la bibliografía actual.

En una revisión reciente (Mancan y col., 2014) en la que se estudiaba la influencia del crecimiento esquelético y dental tanto en mandíbula como en maxilar se recomienda esperar a la finalización del crecimiento dental y esquelético y sólo hacer una excepción en los casos más graves de displasia ectodérmica.

Un estudio publicado en 2015, en el que se evaluó tanto clínica como radiológicamente el tratamiento de implantes dentales colocados en 18 jóvenes menores de 16 años (media de edad de 12,5 años) con problemas graves de oligodoncia, concluye que esta técnica podría ser un tratamiento adecuado siempre que se trate de pacientes con un edentulismo importante y siempre respetando las zonas de crecimiento y teniendo en cuenta que se trata en la mayoría de los casos en paciente ya en edad adolescente y no en niños (Heuberer y col., 2015).

Existen algunos pocos casos publicados más en los que el empleo de implantes en niños se reconoce como un tratamiento aceptable y se recomienda su uso sólo en aquellos casos graves de edentulismo u oligodoncia severa (Mishra y col., 2013 y Bergendal y col., 2015).

Por último, en la bibliografía se describen buenos resultados en implantes dentales colocados como tratamiento para el anclaje de prótesis en niños de edad muy temprana (con una media de 5 años) con problemas congénitos (Filius y col., 2014).

En cualquier caso la información disponible hasta la fecha es escasa y en muchos casos insuficiente al hacer referencia a un pequeño número de casos y siempre presentando grandes limitaciones en estos estudios.

2.5. COMPONENTES DEL IMPLANTE

Los implantes tienen varios componentes:

2.5.1. CUERPO DEL IMPLANTE

Es aquella parte del implante que se anclará en el hueso. Habitualmente presenta forma de tornillo en la mayoría de los casos. La superficie del cuerpo normalmente se somete a diferentes procesos para mejorar su osteointegración.

2.5.2. TORNILLO DE COBERTURA

Después de la colocación del cuerpo del implante se sitúa una pieza para evitar la ocupación del interior de la rosca por tejidos blandos, y así facilitar el momento en que realice la carga de éste (Fig. 5).

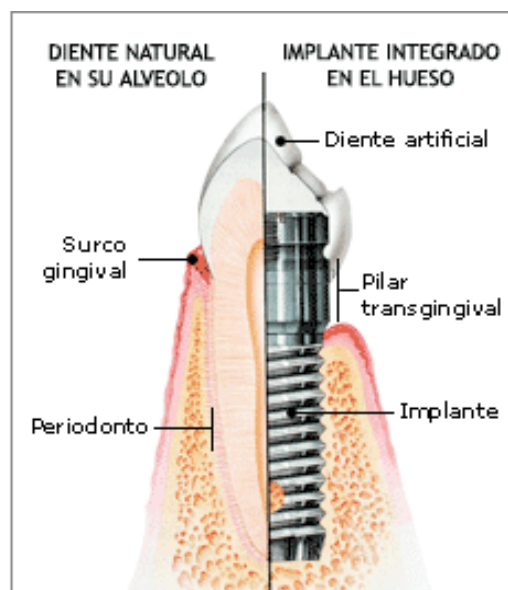


Fig. 5. Esquema de las diferentes partes de un implante (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.consultadenta.wordpress.com)

2.5.3. PILAR DE CICATRIZACIÓN

Una vez realizada la osteointegración del implante y en una segunda etapa quirúrgica se retira el tornillo de cobertura y se coloca el pilar de cicatrización o pilar transgingival. Su función es prolongar el cuerpo del implante sobre los tejidos blandos

y así permitirá la unión de la mucosa gingival al módulo de la cresta. A continuación se realizará el sellado gingival (Álvarez y Carrillo, 2009).

2.5.4. CONEXIÓN PROTÉTICA

Es la pieza que va unir la porción intraósea con el pilar donde irá anclada la corona. Existen varios tipos, siendo las más habituales la hexagonal o el cono tipo morse.

2.5.5. PILAR

Une el pilar de cicatrización con la corona o análogo. Se puede realizarse mediante atornillado, cementado o con retenedor (Fig. 6).

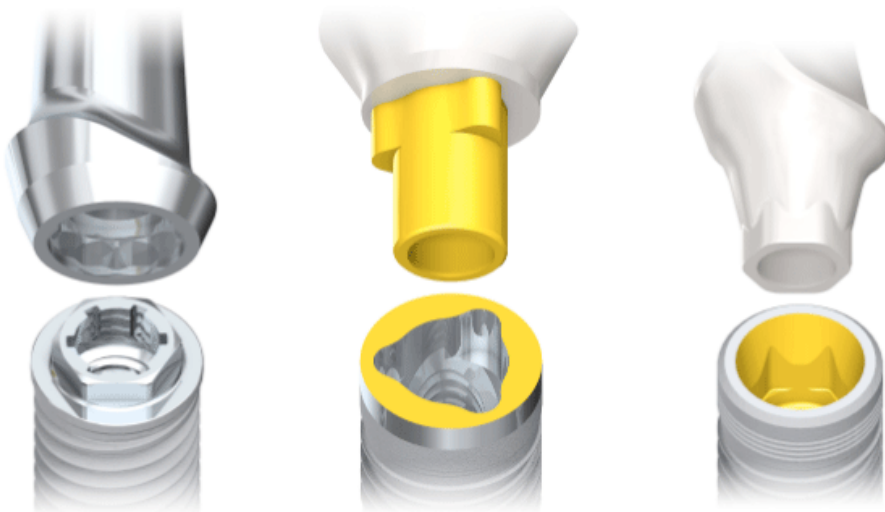


Fig. 6. Diferentes tipos de pilares: atornillado, cementado y con retenedor (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.propdental.es)

2.5.6. TRANSFER Y ANÁLOGO

Es una copia en acero o bronce de la corona del implante todavía no definitiva, que permite realizar posteriormente un modelo especular en yeso y que a su vez sirva de molde para la corona definitiva (Fig. 7).



Fig. 7. Transfer para realizar la impresión (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.doctormartinlaguna.com)

2.6. TIPOS DE FIJACIÓN / CICATRIZACIÓN DEL IMPLANTE

Existen varios tipos de fijación / cicatrización de los implantes en el hueso: Fibrointegración, osteointegración y biointegración.

2.6.1. FIBROINTEGRACIÓN

La Academia Americana de Odontología Implantológica define la integración fibrosa como "*interposición de tejido fibroso entre el implante y el hueso*". La integración fibro-ósea hace referencia al tejido conectivo formado por las fibras de colágeno bien organizadas, presentes entre el implante y el hueso (AAOMS, 2005).

Las fibras de colágeno funcionan de manera similar a las fibras de Sharpey, que son fibras de colágeno fuertemente unidas al periostio del hueso. Las fibras que se forman alrededor del implante se encuentran dispuestas de manera distinta a las fibras de los ligamentos periodontales de los dientes naturales, éstas están dispuestas de manera irregular, paralelas al cuerpo del implante. Cuando se aplica fuerza sobre los implantes no se transmite a través de las fibras como ocurre en la dentición natural,

por este motivo, no se podrá esperar que en la fibrointegración se produzca una remodelación del hueso. Los implantes con integración fibro-ósea tienden a aumentar su movilidad y en la mayoría de los casos este tipo de integración llevará al fracaso del implante (Esposito y col., 1998).

Las causas más habituales que favorecen la formación de este tipo de cicatrización serán :

- Incongruencia en el diámetro entre el neoalveolo y el implante.
- Inestabilidad primaria del implante por cirugía traumática y/o séptica.
- Presencia de estos tejidos fibrosos en el neoalveolo.
- Carga del implante de manera prematura.
- Carga del implante con demasiada presión.
- Material no biocompatible (Meffert y col., 1992; Haider y col., 1993; Gorustovich y Gugliemotti, 2001).

2.6.2. OSTEOINTEGRACIÓN

El concepto de osteointegración fue definido por el profesor Bränemark como la íntima relación que se producía entre el hueso y el implante de titanio (Fig. 8). Éste hallazgo fue descubierto de manera accidental cuando el profesor realizaba estudios de microcirculación al colocar microcámaras fijadas con tornillos de titanio en tibias de conejo (Bränemark, 1983; Santamaría y col., 1989).

Las observaciones realizadas por Bränemark revelaron que pasado un tiempo se producía una íntima relación entre los tornillos de titanio y el hueso. Bränemark en 1985 describió la osteointegración como una conexión directa, estructural y funcional del hueso vivo con la superficie del implante, sin intervención de tejido blando (Hale y col., 1991).

En estudios realizados posteriormente en mandíbulas de perro se observó que la fuerza que tenían las uniones entre el hueso y el titanio eran capaces de soportar hasta 100 kilos (Muñoz Guzón, 1999). Bränemark no sólo estudió la fuerza de estas uniones, sino los factores de los que dependían, que según el eran:

- Implante compuesto por material biocompatible.
- Un diseño que de al implante estabilidad mecánica con el hueso.

- Situación adecuada del lecho donde irá colocado el implante.
- Técnica quirúrgica adecuada que reduzca el daño del hueso.
- Fase de curación sin carga (Xiang y col., 1993).

Bränemark resume las condiciones óptimas para la osteointegración diciendo que el hueso debe prepararse de tal manera que se produzca la mínima lesión tisular posible, extrayendo la menor cantidad de hueso y sin cambiar la topografía básica de la región (Bränemark, 1983).



Fig. 8. Esquema de osteointegración de un implante dental (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.propdental.es)

2.6.3. BIOINTEGRACIÓN

Con la aparición de nuevos materiales en la fabricación de implantes se modifica el concepto de osteointegración conocido hasta esa época, siendo redefinido por Albrektsson y Zarb en 1993 como el proceso por el cual se consigue una fijación rígida y asintomática de materiales aloplásticos. Éstos se definen como aquellos compuestos por materia inorgánica inerte y destinados a su implantación dentro del organismo y que se mantienen en el hueso durante la carga funcional (Rohrer y col., 1995; Zarb y col., 1999). Por tanto, a nivel microscópico consiste en un contacto directo entre el hueso vivo y el implante endóseo (Kohri y col., 1990). Esta definición, además, dice que la biointegración consiste en la adhesión química demostrable del hueso a la superficie de un implante, independiente de cualquier unión mecánica e identificable por microscopía electrónica (Golec, 1990; Kohri y col., 1990).

La biointegración se produce en la interfase del hueso con materiales bioactivos como la hidroxiapatita de aluminio microcristalino (Fig. 9). La hidroxiapatita genera biointegración y el titanio osteointegración (Steinberg y col., 1992; Albrektsson y col., 2005). Los inconvenientes de los materiales cerámicos vendrán principalmente por la fragilidad, y por este motivo habitualmente, se emplean implantes de titanio para facilitar la osteointegración y de gran resistencia (5-10 veces más que el diente original) recubiertos de materiales cerámicos para facilitar la biointegración (Martínez-González y col., 2002).

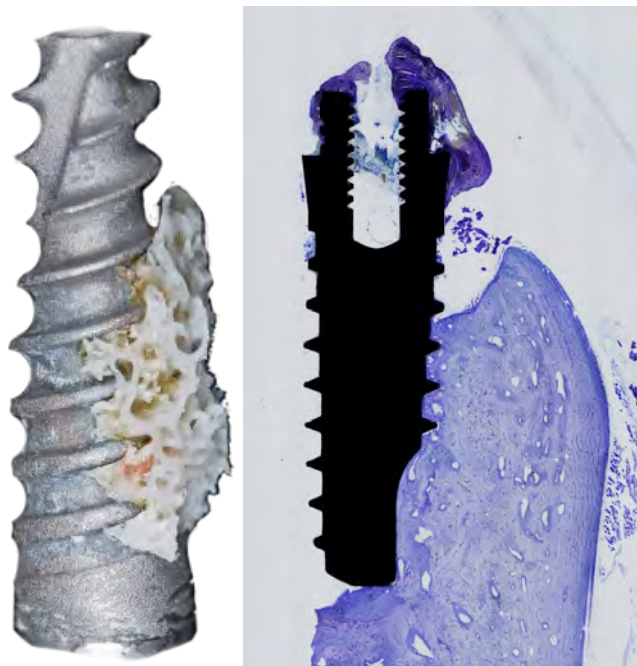


Fig. 9. Imágenes macroscópica (derecha) e histológica (izquierda) de la osteointegración de un implante (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.implantesdentales.com)

2.7. BIOMATERIALES PARA IMPLANTES DENTALES

A lo largo de la historia se han empleado diferentes tipos de materiales para la fabricación de implantes dentales. Actualmente los implantes dentales se pueden clasificar de acuerdo con los biomateriales con los que están fabricados en metales y sus diferentes aleaciones, cerámicos, de polímeros y de carbono (Álvarez y Carrillo, 2009; Lemus y col., 2009).

2.7.1. METALES

Desde los primeros estudios realizados por Bränemark con titanio y sus aleaciones en tibias de conejos, los metales se consideran el material estrella de los implantes dentales por sus diferentes propiedades físicas, químicas, biológicas y biomecánicas (Álvarez y Carrillo, 2009). Hoy también se emplean otros tipos de materiales y de aleaciones que presentan tasas de éxito similares al titanio, y en algunos casos como en el zirconio son más estéticas. Actualmente los metales empleados más frecuentemente en implantología dental son:

- **Aleaciones de cobalto-cromo quirúrgico a las que se añade molibdeno.** Permiten obtener estructuras que pueden ser implantadas directamente sobre el periostio. Estos implantes tienen una elevada resistencia a la corrosión, pero como inconvenientes son excesivamente rígidos y carecen de la adecuada ductilidad. Estas desventajas dificultan su adaptación en la cavidad oral.
- **Implantes realizados en zirconio.** Han comenzado a utilizarse en los últimos años, y en los estudios realizados en animales hasta la fecha no presentan inferioridad frente al titanio, por lo que pueden ser una alternativa a los clásicos implantes de titanio (Manzano y col., 2014). Además debido a no presentar aspecto metálico son más estéticos y son habitualmente mejor tolerados por el paciente (Fig. 10).
- **Implantes de titanio.** Denominados así en alusión a su fuerza y resistencia de los titanes de la mitología griega. Son los más empleados en implantología por sus propiedades (Donley y Gillette, 1991) y presentan variaciones tanto de diseño como en el tratamiento de las superficies.

Las propiedades químicas del titanio que le dan esas características tan óptimas para su empleo en odontología son:

- Punto de fusión a 1.660°C.
- Cristalización en sistema hexagonal compacto, explicando su resistencia mecánica.
- En contacto con el aire o en presencia de fluidos se oxida formando una capa estable de dióxido de titanio, que le confiere una gran resistencia a la corrosión (Machhi, 2007).



Fig. 10. Diferentes implantes realizados con zirconio (izquierda) y titanio con distintos tratamientos de superficie (derecha)(Imagen obtenida de la dirección electrónica www.implantesvitaldent.wordpress.com).

Los implantes pueden emplear tanto titanio puro o bien en forma de aleación, como por ejemplo con aluminio y vanadio (Ti-6Al-4V). Estas aleaciones son menos costosas y presentan mayor adhesión celular durante la osteointegración (Álvarez y Carrillo, 2009).

La aleación Ti-6Al-4V es la más empleada, y constituye aproximadamente el 50% del titanio que se produce el mundo. Se presenta en forma de productos moldeados, forjados y sinterizados, con diferentes usos industriales. Su uso principalmente es la industria aeroespacial, alrededor del 80%, y sólo un 3% es destinado a la fabricación de prótesis médicas no sólo dentales. Otros destinos son la industria del automóvil o en los astilleros para la fabricación de barcos. En ambos casos se emplea para reducir peso en las estructuras, manteniendo la resistencia de los materiales. En estos usos en la industria de la automoción y en los astilleros se suele añadir plomo para conseguir una mejor resistencia a la corrosión (Herraiz, 2012).

La aleación, gracias al aluminio, aumenta su fuerza en 6 veces la del titanio puro y además disminuye su peso (López García, 2006). Es resistente a los diferentes ambientes naturales y a un buen número de sustancias químicas acuosas, al menos hasta temperaturas de ebullición. También es resistente a la corrosión por agua de mar y salmuera, ácidos oxidantes, soluciones acuosas de cloruros, cloro gaseoso húmedo e hipoclorito de sodio a temperatura ambiente. Por el contrario, es sensible a los ácidos reductores, como los ácidos fluorhídricos, clorhídrico, sulfúrico, oxálico, fórmico y fosfórico (Sul y col., 2008).

En las superficies de los implantes, tanto de titanio puro como de sus aleaciones, se forma una capa de óxido de titanio sin aparente rotura o corrosión en las condiciones en las que está sometido en la cavidad oral (Olmedo y col., 2007).

El espesor de la capa de óxido una vez insertado en el hueso llega a medir 200 nm (Olefjord y col., 1993; Wennerberg y col. 1993; Guercio y Dinatale, 2008). El espesor de esta capa en la superficie del implante sometido a un proceso de limpieza ultrasónica y a una esterilización en autoclave, es decir, previo a la colocación en el hueso y a temperatura ambiente, es de 5 nm (López Arranz y col., 1990) y de 1,6 nm si se deja oxidar a temperatura también (Muñoz-Guzón, 1999; Do Rocio, 2009).

Por tanto, será esta capa de relativo buen grosor de óxido de titanio la que determina la interacción entre implante y tejido, más que el titanio en si mismo (Olmedo y col., 2007). Esta capa de óxido evitará una mayor oxidación a temperatura ambiente, siendo a este proceso a lo que se denomina **pasividad** del metal. El titanio es capaz de disociar las moléculas de oxígeno del aire y formar una capa de óxido que evitará un contacto directo entre los iones del metal y el tejido. Estos iones del metal pueden ser nocivos, por lo que el implante debe manipularse con gran cuidado y no estar en contacto con otros metales.

También es conocida la importancia de que durante la fabricación y la colocación de los implantes se evite el riesgo de la contaminación por iones inorgánicos. Esto es debido a que durante su colocación en el paciente aunque se realice con gran cuidado es imposible la eliminación total de la contaminación de la superficie, deben evitarse rozaduras, daños o arañazos sobre la superficie que provoque pequeñas fisuras que puedan hacer fracasar el implante. También como se ha comentado anteriormente el proceso de fabricación y esterilización debe de ser muy meticuloso, para evitar impurezas en la superficie que afectarían a la capa de óxido de titanio (Albrektsson, 1995; Zafra, 2003).

Gran parte de los óxidos de metal son catalíticamente activos para reacciones químicas inorgánicas y pueden catalizar procesos biológicos en la interfase. La capa de óxido puede no ser suficientemente estable bajo condiciones de carga, pudiendo alterarse, desprenderse y eliminar iones a los tejidos (Lucas y Lemons, 1992).

Por otra parte, el titanio es fagocitado por los macrófagos y puede ser transportado por la sangre y depositado en diferentes tejidos (Olmedo y col. 2005).

Smith y sus colaboradores (1997) analizaron los niveles de metales (titanio, aluminio y vanadio) mediante técnicas de espectrofotometría en sangre en 52 pacientes portadores de implantes de titanio-aluminio-vanadio, previo a la colocación de los implantes, y posteriormente en varias ocasiones, y no observaron diferencias significativas entre los niveles de metales previos y postimplantación, pero no se tuvo en cuenta la acumulación en diferentes órganos.

Más tarde, Ólmedo y Guglielmotti entre 2002 y 2003 realizaron varios estudios *in vivo* en ratas. Inocularon soluciones de óxido de titanio y óxido de zirconio conocidas, logrando determinar que el titanio puede transportarse por vía sanguínea y depositarse en órganos como el hígado, el bazo y los pulmones.

Se han realizado numerosos estudios de cómo el sistema inmunitario reacciona frente a estos implantes metálicos. En uno de los más significativos, se evaluó *in vitro* la respuesta linfoplasmocitaria en pacientes sanos voluntarios a los cuales se le había colocado gotas de aleación de cobalto-cromo-molibdeno y de titanio-aluminio-vanadio en contacto con el suero. En este estudio se determinó que la respuesta por parte de los leucocitos fue intensa a las gotas de cobalto-cromo-molibdeno, y muy poco significativa en el caso del titanio (Hallab y col., 2001).

En un estudio realizado en 2006, se midió la capacidad de muerte celular, tanto níquel como del vanadio presente en algunos implantes en pequeñas cantidades, y se objetivó que la necrosis celular sucedía tanto por vía apoptósica, como no apoptósica (Au y col., 2006).

En estudios realizados con el fin de hallar la mejor preparación para que la superficie del implante fuera lo más biocompatible posible, se determinó que los procesos de pasivización basados en la temperatura, eran mejores que otros sistemas de pasivización realizados hasta esa fecha, presentando menor liberación de iones metálicos (Ku y col., 2002). La liberación de iones metálicos pues parece estar en relación con reacciones inflamatorias locales.

Es conocido también que al contactar el implante con la saliva algunos de los metales que forman la aleación con el implante como el cromo, níquel y el molibdeno puede ser causantes del fenómeno de corrosión de la superficie del implante debido a diferencias en potencial eléctrico. Esto supondría el paso de iones a partir de la aleación de una corona o un puente a los tejidos peri-implantarios, con el riesgo de reabsorción ósea y pérdida del implante (Olmedo y col., 2003).

Para concluir acerca de los implantes metálicos se puede decir que poseen unas cualidades tanto de resistencia como de biocompatibilidad claves, por lo que actualmente son la base de las técnicas implantológicas, pero que por otra parte en multitud de trabajos se confirma la importancia en la fabricación, desarrollo y colocación de estos para su éxito. También los fenómenos de corrosión del metal al contacto con la saliva tendrán gran importancia en el éxito o fracaso de esto. Por último se debe hacer hincapié en los fenómenos inflamatorios locales que serán más acusados con algunos metales más que con otros y de la acumulación de estas sustancias pesadas a distancia en diferentes órganos (Olmedo y col., 2009). En cuanto a las reacciones alérgicas al metal de los implantes, en un estudio reciente se aconseja realizar pruebas de alergia antes de la colocación de éstos en pacientes con historia previa de reacciones alérgicas a metales, siendo la prueba del parche cutáneo la mejor para valorar la posibilidad de este tipo de problemas (Shalock y col., 2013).

2.7.2. CERÁMICOS SOLOS O RECUBIERTOS DE PORCELANA

Este tipo de material puede encontrarse en los implantes como componente único o recubriendo a los implantes metálicos. Este tipo de material porcelánico se ha empleado tanto para el tratamiento de defectos en el hueso, por procesos resortivos metabólicos como por traumatismos (Macchi, 2007). También se ha empleado en el recubrimiento de los implantes metálicos para conseguir una superficie iónica de porcelana hidrófila y estable termodinámicamente. Esto facilitará la osteointegración del implante con el hueso y aportará una mayor resistencia mecánica (Gil, 2004).

En los implantes recubiertos, el proceso para su recubrimiento puede realizarse mediante pulverización o con sprays plasmáticos, para obtener una superficie que sea bioactiva que pueda facilitar la unión con el hueso (Coelho y col., 2009).

Este tipo de materiales tienen muchas ventajas, como se ha citado anteriormente, pero presentan ciertos inconvenientes, como que presentan menor resistencia, comparándolos con el óxido de aluminio o bien con el óxido de zirconio. Estos implantes están realizados con materiales bastante inertes, por lo que no liberan iones, no son bioactivos, aunque tienen baja inmunogenicidad, y por otra parte son altamente resistentes al presentar gran dureza. En los estudios en los que se comparan las porcelanas con metales como el aluminio o el zirconio se comportan como materiales más frágiles, presentando baja resistencia a las fuerzas de tracción y siendo algo mejores sus propiedades a la compresión (Oliva y col., 2008).

Los materiales cerámicos de origen sintético más empleados son los de fosfato de calcio, que se utilizan principalmente para su colocación como injertos óseos, debido a que el hueso natural está formado hasta en un 70 % por este compuesto. Como características más importantes de estos implantes es que se tratan de sustancias con poca capacidad inmunógena y son altamente biocompatibles. Los compuestos independientemente de su origen más empleados son la hidroxiapatita y el fosfato tricálcico. Este tipo de injertos se presentan de dos formas, como gránulos y en bloques porosos, bien con macroporos, derivados de hueso liofilizado humano o bovino o con microporos de estructuras coralinas (Carmagnole y col., 2008; Jeger y col., 2009).

El éxito del implante, en cuanto al recubrimiento del implante, según muestran algunos estudios realizados, está en relación con la cristalinidad del compuesto. A mayor cristalinidad mejores resultados y en aquellas estructuras más amorfas peores resultados (Manzanares y col., 2001). Se considera que es necesario un mínimo del 50% de estructura cristalina para una buena evolución en la biointegración del implante (Álvarez y Carrillo, 2009).

Existen diversos estudios en los cuales se ha demostrado que el empleo de hidroxiapatita no aumenta la formación de hueso alrededor de las cabezas de los implantes (Donohue y Mascrés 1990 y 1993; Jaber y col., 1991 y 1992), pero si su adherencia (Shirota y col., 1991 y 1994) También se conoce que la hidroxiapatita aumenta tanto la fuerza de unión como la adaptabilidad (Ohno y col., 1991; Biesbrock y Edgerton, 1995).

Todavía hoy existe cierta controversia entre qué implantes son mejores desde el punto de vista de la osteointegración, si los metálicos recubiertos o los metálicos solamente tratados. Existen varios estudios, como el realizado por Le Guehenec y colaboradores en 2008, en el que colocaron diferentes implantes (recubiertos, tratados, etc.) en fémures de conejos. Al evaluarlos entre 2 y 8 semanas presentaron características similares de osteointegración.

Ernst y colaboradores (2014) realizaron un estudio en pelvis de oveja, en el que se comparaba la osteointegración de 2 tipos de implantes de titanio iguales en su base, pero unos tratados con un óxido de titanio anodizado altamente cristalino y enriquecido con fosfato, y otros arenados y tratados con ácido. Los autores no encontraron diferencias significativas entre estos dos tipos de superficies al menos en este modelo.

También existe otro estudio realizado por Calvo-Guirado y colaboradores en 2015, en el que se colocaron 120 implantes en tibias de conejos y que fueron evaluados a las 2, 4 y 8 semanas. Los animales fueron repartidos en cuatro grupos en los cuales los implantes estaban recubiertos, arenados y tratados con ácido, otros eran arenados y tratados con ácido, otros sólo arenados y el último sólo preparados con ácido (Fig. 11). Aunque los autores aceptaron que parecía que la tendencia era que los primeros eran los que mejor se comportaron, tampoco tuvieron diferencias estadísticamente significativas. Por tanto, hasta la fecha parece que los estudios demuestran que el tratamiento de las superficies de los implantes de titanio haciéndolas más rugosas presenta mejores resultados que las más lisas, pero si al fijarse en los diferentes tratamientos para aumentar la rugosidad, los resultados varían en los diferentes estudios, y hasta ahora no existe una evidencia clara de que la combinación de diferentes tratamientos sea mejor, que si la superficie es sometida a varios procesos. Por este motivo, serán necesarios más estudios prospectivos de alta calidad para demostrar este aspecto (Albertini y col., 2015).

Actualmente se están desarrollando implantes de titanio con superficies biomiméticas gracias a procesos termoquímicos que permiten la formación de una capa de fosfato de calcio en forma cristalina (hidroxiapatita) al entrar en contacto con los fluidos biológicos. Los modelos animales demuestran que esta nueva superficie puede

producir la osteointegración en menor tiempo en comparación con los implantes rugosos clásicos arenados o grabados al ácido (Albertini y col., 2015).

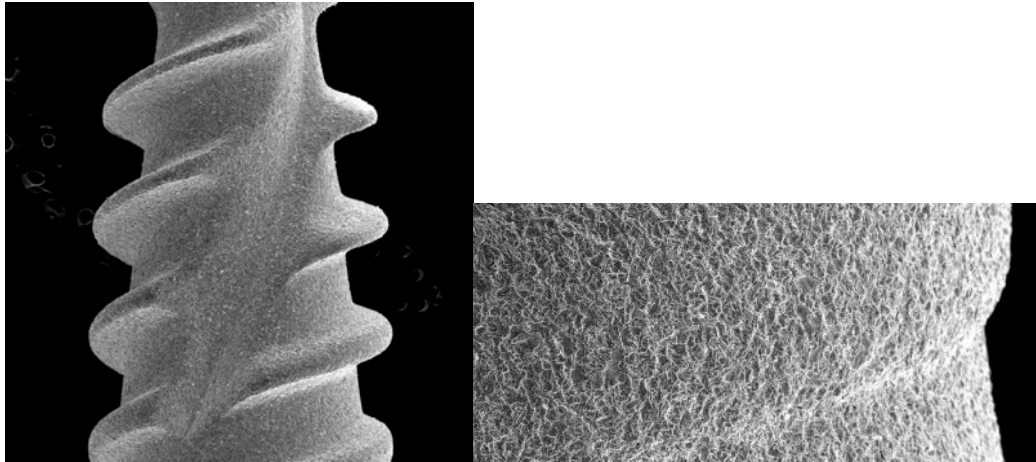


Fig. 11. Detalle por microscopía de un implante de aleación de titanio con doble tratamiento arenado más grabado al ácido (NanoTec®) (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.medical10.es).

2.7.3. POLÍMEROS

Este tipo de implantes se comenzaron a usar en la década de los años 30 del siglo pasado. Ya entonces se hacía referencia a sus pobres características en cuanto a resistencia y fragilidad, por su baja elasticidad, así como a la modificación de su composición bajo ciertas condiciones ambientales (Álvarez y Carrillo, 2009). Más tarde en los años 40, se empleó el metilmetacrilato como implantes provisionales hasta la colocación de implantes definitivos.

En la actualidad, los usos principales de los polímeros en odontología son en cirugía reconstructiva, en tomas de impresión, en ortodoncia y ocasionalmente formando parte de implantes necesariamente recubiertos por titanio o materiales cerámicos (Fig. 12) (Álvarez y Carrillo, 2009).

2.7.4. CARBONO

Se trata de compuestos realizados en carbono y sus derivados. Comienzan a emplearse en los años 60 del siglo XX y principalmente se usa el carbono vítreo que presenta una baja resistencia a la tracción. Debido a la fragilidad de este material en condiciones fisiológicas, actualmente sólo se utiliza para el recubrimiento de implantes

cerámicos y metálicos (Álvarez y Carrillo, 2009).



Fig. 12. Diferentes aplicaciones de los polímeros en la actualidad (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.odontoayuda.com).

2.8. TIPOS DE IMPLANTES SEGÚN SU LOCALIZACIÓN

Los implantes dentales pueden clasificarse siguiendo diferentes criterios como su finalidad o sus características, pero la clasificación más empleada es según su localización en el hueso.

2.8.1. IMPLANTES SUBPERIÓSTICOS O YUXTAÓSEOS

El implante dental subperióstico fue descrito originalmente en 1940. Se trata de dispositivos en forma de silla de montar que se colocan entre el alveolo y el periostio (Fig. 13). También tienen unos soportes donde se colocará y fijará la prótesis (Fig. 14). Se emplea en pacientes con hueso insuficiente, en los cuales no se puede emplear injertos óseos (Guarinos y col., 1995). Actualmente este tipo de implantes no se emplea habitualmente al presentar un porcentaje de fracasos mayor que los endóseos. En la década de los 80 del siglo pasado se realizaron varios estudios que comparaban este tipo de implantes con los endóseos observándose tasas de éxito de entre el 50-60% a los 3 y 5 años (Mercier y col., 1981; Bodine y Yanase, 1985).

En estudios más recientes (Moore y Hansen, 2004) probablemente en relación tanto con el diseño de los implantes como con mejores técnicas quirúrgicas, se han descrito en implantes colocados hacia más de diez años, tasas de éxito mayores a corto y medio plazo mejores si las comparamos a los estudios realizados en la década

de los ochenta. En cualquier caso los estudios realizados hasta la fecha refieren peores resultados de estos implantes que los endóseos, con una mayor tasa de complicaciones (exposición del implante, inflamación peri-implante, infecciones, formación de fistulas y movilidad del implante), por lo que como hoy en día sólo se emplean para aquellos pacientes con unas determinadas características que impiden el empleo de los endóseos (Esposito y col., 2001).



Fig. 13. Imagen de un implante yuxtaóseo (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.osteophoenix.com)

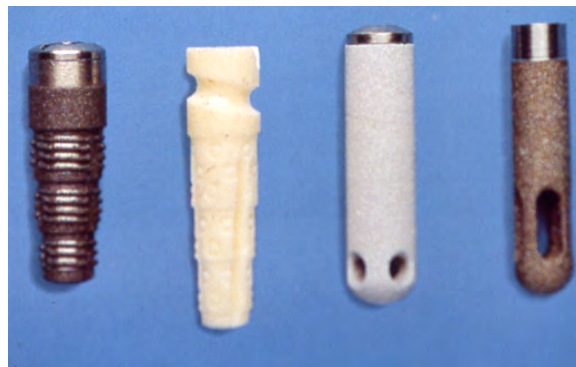


Fig. 14. Pilares sobre los que se soportan los implantes subperióísticos (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.implantesvitaldent.blogspot.com).

2.8.2. IMPLANTES TRANSÓSEO MANDIBULAR FIJO

Se emplean en la zona más rostral de la mandíbula, desde 1968. Consisten en una placa fijada mediante tornillos y/o agujas roscadas. Se emplean en mandíbulas totalmente o parcialmente desdentadas, con al menos ocho mm de grosor. La colocación se realiza mediante anestesia general y primero se coloca una prótesis temporal y meses más tarde la definitiva.

Actualmente no se emplean, tanto por las complicaciones que presentan (inflamación local, fracaso de la prótesis, etc.), como por la técnica de implantación más agresiva que requieren frente a los implantes endóseos (Small, 1990).

2.8.3. IMPLANTES ENDÓSEOS

En la actualidad son los más empleados. Se colocan en el hueso alveolar y pueden clasificarse según su forma en cilíndricos y laminados.

2.8.3.1. CILÍNDRICOS

Se clasifican a su vez en dos tipos:

- **Por fricción o no roscados:** Presentan una superficie no roscada, y suelen recubrirse de material cerámico (hidroxiapatita). Muchos implantes de este tipo están perforados, aunque existen estudios en los ha determinado peor respuesta para éstos últimos (Esposito y col., 1998). Están indicados en algunos pacientes por sus características, aunque desde un punto de vista biomecánico presentan menos capacidad de fijación.
- **Roscados:** Este tipo de implante tiene una superficie de contacto en forma de tornillo que permite la fijación y aumenta la superficie de contacto (Fig. 15). Actualmente son los más empleados, por sus mejores resultados (Buser y col., 1997; Aparicio, 2005).



Fig. 15. Diferentes tipos de implantes roscados
(Imagen obtenida de la dirección electrónica www.implantesdentalesvalladolid.wordpress.com)

2.8.3.2. LAMINADOS O TIPO HOJA

Los implantes laminados fueron diseñados por el Dr. Linkow y están indicados para aquellos pacientes en los cuales la anchura del hueso alveolar es muy escasa para colocar un implante cilíndrico (Linkow y col., 1995). Presentan 3 partes: cuerpo, cabeza y cuello (Fig. 16). El cuerpo está colocado en el hueso, presenta forma rectangular y está multiperforado (formando una rejilla) y su anchura no sobrepasa los 2 mm. El cuello conecta el cuerpo con la cabeza (parte transmucosa) y es donde se cargará el implante pasados 4-6 meses (Hahn, 1990; Linkow y Miller, 2004). Los estudios realizados con este tipo de implantes reflejan un éxito a largo plazo por encima del 50% (Small, 1990; Trissi y col., 1993).



Fig. 16. Implantes tipo hoja (Biopik®)
(Imagen obtenida de la dirección electrónica www.imi-iso.com).

2.9. TRATAMIENTOS EN LA SUPERFICIE DE LOS IMPLANTES

El comportamiento de los implantes dentales de titanio viene determinado en gran medida por las características de la superficie de éstos. Por este motivo son sometidos a diferentes procesos para favorecer la osteointegración. Si estos implantes no fueran tratados, la superficie se presentaría como una capa poco uniforme debido a diferentes procesos como la oxidación debida al medio ambiente, pequeñas microfracturas y contaminación no biológica. Esto hace necesario el procesado de la superficies de los implantes de titanio con el fin de obtener superficies más uniformes y por tanto más biocompatibles (Puleo y Nanci, 1999).

Se han realizado múltiples estudios comparando diferentes tipos de implantes según el tratamiento de superficie. Entre los diferentes métodos de tratamientos destacan aquellos que actuarán sobre la forma o rugosidad del implante, la composición química, el grosor, la oxidación, etc. (Bagno y col., 2004; Bigerelley col., 2002).

Los métodos de preparación de los implantes irán por un lado a modificar la superficie del implante en cuanto a sus características físicas (rugosidad, morfología, grosor, etc.) (Conforto y col., 2004) y por otro a modificar las características químicas (Ratner, 2001).

En resumen, este tipo de procesos tienen como objetivos la limpieza de superficies, la modificación de la morfología y también la composición química. Para lograr esto se emplean diferentes métodos tanto destinados a modificar la morfología como la composición química (Erlí y col., 2005 y Álvarez y Carrillo, 2009).

Los procesos a los cuales se somete a los implantes metálicos serán físicos, químicos, electroquímicos, con láser o con recubrimiento del implante.

2.9.1 MÉTODOS FÍSICOS

Estos tipos de tratamientos tienen como objetivos principales aumentar la superficie de contacto y mejorar la resistencia al desgaste-corrosión del implante. El aumento de la superficie de contacto se realiza aumentando la rugosidad y esto se realizará mediante diferentes técnicas:

2.9.1.1. MECANIZADO

Es un método de fabricación del implante. Supone normalmente la base para posteriores tratamientos de superficie. Mediante este sistema se logran realizar estrías en la superficie del implante de entre 0,3 y 2 nm de rugosidad (Rodríguez Rius y García, 2005; López García, 2006).

2.9.1.2. DESGASTE/PULIDO

Mediante este sistema, se emplean superficies abrasivas normalmente de diamante, óxido de aluminio u óxido de sílice. En función de la finura del abrasivo, se consigue en el caso del pulido, rugosidades de menos de 0,1 nm mientras con el desgastado es de entre 1 y 6 nm. Esta técnica como inconvenientes presenta la deformación plástica y la contaminación por los elementos de las superficies de pulido (Álvarez y Carrillo, 2009).

2.9.1.3. ARENADO (“*SAND BLASTING*”)

La superficie del implante es bombardeada con partículas de óxido de aluminio, óxido de sílice o de titanio, con diferentes tamaños en función de los diferentes grosores que se quieren conseguir. Las rugosidades van desde 0,15 nm en el caso del arenado con el óxido de aluminio, hasta 6 nm si se realiza con otros materiales (Fig. 17).

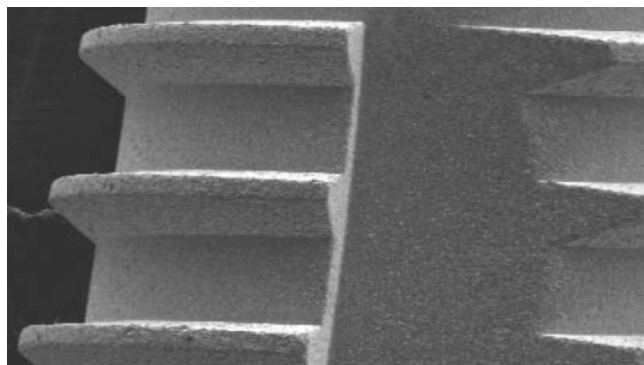


Fig. 17. Imagen por microscopia de un implante arenado (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.intralock.es).

Esta técnica también se emplea para la limpieza de los implantes de contaminaciones groseras, pero pueden a su vez contaminar también la superficie de los implantes con los materiales empleados. Estudios como el de Piattelli y colaboradores en 2003 realizado en tibias de conejos, demuestran que estas contaminaciones no afectan significativamente al proceso de osteointegración.

Estudios más recientes realizados, tanto *in vivo* (tibias de conejo) como *in vitro*, también han demostrado que el arenado con óxido de titanio es superior frente al grabado con ácido, y ambos frente al simple mecanizado de los implantes (Gehrke y

col., 2014). Estudios de osteointegración a largo plazo (5 años) han demostrado que tanto los procesos mecanizados como arenados presentan buenos resultados, siendo estos últimos superiores (Iezzi y col., 2012).

En resumen, la mayoría de los trabajos indican que este tipo de proceso favorecerá la adherencia y el crecimiento celular (Gil, 2004; Álvarez y Carrillo, 2009).

2.9.2 MÉTODOS QUÍMICOS

Este tipo de procedimientos se producen entre la superficie del implante y diferentes soluciones. Las técnicas más empleadas son:

2.9.2.1. LIMPIEZA CON DISOLVENTES

Realmente no se puede considerar como un tratamiento para la superficie del implante en sentido estricto. Se emplea para mejorar la osteointegración, de forma indirecta. Consiste en la limpieza de superficies con disolventes y así eliminar contaminantes, que podrían alterar el buen pronóstico del implante. Los elementos más empleados son la acetona y el ácido clorhídrico (Takeuchi y col., 2003).

2.9.2.2. ATAQUE DE SUPERFICIE MEDIANTE ÁCIDOS

Consiste en el tratamiento de la superficie de los implantes mediante ácidos. Existen diferentes métodos en función, tanto del metal, como del ácido empleado. También se diferencian según las condiciones en las que se realiza el tratamiento (temperatura, concentración y el tiempo de exposición). En función del sistema empleado se conseguirán superficies más o menos rugosas.

Los ácidos empleados más frecuentemente son el ácido nítrico, el sulfúrico y el fluorhídrico que atacan la superficie del implante de titanio dando lugar a hidrógeno y fluoratos, sulfatos o nitratos de titanio solubles.

Este tipo de tratamiento puede realizarse en solitario, o bien en combinación del arenado o mecanizado. Existen diferentes estudios tanto *in vitro*, como *in vivo* en conejos en los que se compara la osteointegración de implantes dentales de titanio

mecanizados o arenados frente a aquellos que han sido tratados además con ácido, demostrando en todos ellos mejores resultados en estos últimos (Yang y col., 2008, Shi y col., 2009; He y col., 2006). Además si eran sometidos a procesos con calor aparentemente mejoraban los resultados en las primeras semanas.

No obstante en estudios más recientes (Zhang y col., 2012) eso si, realizados *in vitro*, parece que podrían tener mejores resultados aquellos implantes arenados y tratados con ácido frente a los que después son sometidos a tratamientos con calor. Existen también estudios con líquidos análogos a los biológicos que sugieren mejores resultados cuando son tratados con calor frente a los arenados eso si, siempre que sean sometidos a temperaturas corporales de 37°C (Vanzillotta y col., 2005).

El tratamiento por medio de ácidos posteriormente al procesado mediante mecanismos de arenado, mecanizado o con bases ha demostrado aumentar la resistencia de los implantes a las fuerzas de cizallamiento, tanto *in vitro*, como *in vivo* en conejos (Fawzy y col., 2009).

Los principales inconvenientes de este tipo de procesos son que no se puede controlar adecuadamente el tamaño, forma ni disposición de las rugosidades, y por otra parte que dejan residuos como son los hidruros de titanio o fluor, siendo necesario ser tratados posteriormente con calor pese a que esto puede aumentar las posibilidades de fracturas (Álvarez y Carrillo, 2009). Los últimos estudios sugieren peores tasas de osteointegración al ser sometidos a temperatura (Zhang y col., 2012).

2.9.2.3. ATAQUE DE SUPERFICIE MEDIANTE BASES

Consiste en el tratamiento de lo implantes con soluciones alcalinas, habitualmente con hidróxido de sodio (NaOH) y habitualmente sometidos a altas temperaturas o a los procesos. Este baño con bases produce en el caso del sodio una sal (titanato de sodio), que se comporta como un gel que presenta nanoporos. Además esta sal en medio orgánico forma grupos hidroxilo, que pueden formar puentes a este tipo de superficies bioactivas (Kokubo y col., 2004).

Estudios realizados *in vitro* y también en tibia de ratas han demostrado la superioridad de los implantes sometidos a tratamiento con bases y después con calor

frente a los implantes no tratados (Tamiselvi y col., 2009).

Otra posibilidad de grabado alcalino es mediante la denominada modificación hidrotermal. En este proceso se sumerge el implante en soluciones con sales de calcio, como el cloruro de calcio. Existen estudios que han demostrado que de esta manera se deposita una capa de apatita más gruesa y de forma más rápida, que en los implantes no sometidos a este tratamiento (Nakagawa y col., 2005).

En estudios más recientes se han empleado otras sales para los tratamientos hidrotermales como el cloruro de magnesio (Shi y col., 2012) o el hidróxido de zinc (Álvarez y col., 2010). En cualquier caso los diferentes estudios, tanto como con sales de calcio, como de magnesio, han demostrado que aumentan la formación de apatita y por tanto favorecen la buena evolución de los implantes (Okawachi y col., 2012).

2.9.2.4. PASIVACIÓN

La pasivación consiste en el recubrimiento uniforme de la superficie del implante con capas de óxido, con el objetivo de por un lado limpiar las superficies de contaminantes orgánicos e inorgánicos, y así evitar la liberación de iones al medio ambiente, y por otro aumentar la resistencia a la corrosión y por tanto del implante (Álvarez y Carrillo, 2009).

Existen diferentes procesos de pasivación:

- **Inmersión en Ácido nítrico.** Se sumerge el implante en este ácido al 40%, o bien en combinación con ácido fluorhídrico, y posteriormente se aclara y seca. Normalmente este será el último paso antes de la esterilización (Sul y col., 2008; Kang y col., 2009).
- **Pasivación por calor.** Se realizará con chorro de aire caliente a 400-600° C o con agua hirviendo, este proceso eliminará los contaminantes sin modificar la superficie (López García, 2006).

2.9.2.5. TRATAMIENTOS CON PERÓXIDO DE HIDRÓGENO

El empleo de peróxido de hidrógeno en solitario, o conjuntamente con calor o álcalis, ha demostrado que favorece la formación de hidroxiapatita, y

por tanto la osteointegración del implante formándose nanoporos (Yoneyama y col., 2013; Bueno y col., 2011).

Existen estudios *in vitro* en los cuales el tratamiento con ácido y peróxido de hidrógeno presenta mejores resultados que en los implantes solamente arenados y/o mecanizados o sólo con ácido o con peróxido (Zhang y col., 2012).

2.9.3. MÉTODOS ELECTROQUÍMICOS

Son aquellos procesos químicos que tienen lugar en una solución electrolítica en la que se genera un campo eléctrico (López García, 2006). El implante se comporta como el ánodo y al pasar la corriente por la solución y en función de la diferencia de potencial especialmente pero también en función de la temperatura que hace de catalizador y el tiempo el ánodo será bombardeado por los electrones provocando cambios en la superficie del implante.

Existen varios métodos electroquímicos:

- **Electropulido.** Permite la finalización del implante de manera uniforme y lisa con una rugosidad menor de 10 nm.
- **Oxidación anódica.** Es una técnica que en función de la solución permite la formación de óxidos de diferentes metales de manera uniforme. Se emplea para aumentar la capacidad de adhesión del implante, el grosor del óxido y también para producir coloraciones y topografía porosa. Este procesado da una rugosidad (Ra) de 1 micra.

2.9.4. MÉTODOS CON LÁSER

Estos métodos se emplean para conseguir el tallado de las superficies de manera uniforme en función de la intensidad del haz, con lo que se consigue una superficie homogénea de capas de hidroxiapatita de manera controlada. Presenta como inconveniente principal que es un método lento de fabricación (Álvarez y Carrillo, 2009).

En un estudio reciente, se realizó el seguimiento clínico y radiológico durante 18

meses de implantes con la superficie tratada con láser, y se demostró una menor pérdida de hueso en este tipo de implantes con laser, de la aceptada para los implantes no tratados con láser (Gopalakrishnan y col., 2014).

Otro estudio muy reciente en perros machos de raza Beagle en el que se comparan implantes mecanizados frente a tratados con láser y evaluados mediante tomografía computerizada, demostró de manera significativa que los implantes tratados con láser aumentaban la rugosidad sin comprometer la resistencia a la fractura, pero sin demostrar superioridad en el porcentaje de contacto hueso/implante (Kang y col., 2015).

2.9.5. MÉTODOS DE RECUBRIMIENTO DEL IMPLANTE

Este tipo de procesos no actúan directamente alterando la rugosidad de los implantes, modifican la superficie mediante el recubrimiento con diferentes capas de materiales orgánicos o inorgánicos. Estos procesos normalmente no alteran el metal ni la capa de óxido. Los materiales empleados deben de ser estables, inertes y biocompatibles (López García, 2006; Álvarez y Carrillo, 2009).

Los métodos más empleados son:

- **Técnicas con plasma frío.** Consiste en depositar en condiciones de vacío un recubrimiento desde una fase sólida o un gas. Se somete al implante a un campo eléctrico con una gran diferencia de potencial y se expone a un gas ionizado (plasma). Permite la finalización del implante de manera uniforme y lisa con una rugosidad (Ra) menor de 10 nm (López García, 2006). Existen estudios en los que se emplea esta técnica de plasma frío con el Zirconio *in vitro* que demuestran el aumento en la producción de factores de crecimiento con respecto a los implantes convencionales (Kaluderović y col., 2015).
- **Mediante implantación de iones.** Es una técnica similar a la anterior, en la cual se somete al implante a un bombardeo de iones para lograr sustancias precursoras en la formación del hueso, como la hidroxiapatita con sales de calcio (Braceras y col., 2004).
- **Recubrimiento con capa de Sol/Gel.** Se trata de técnicas que tienen por objeto recubrir la superficie del implante con una capa cerámica como

el fosfato cálcico, los biovidrios o el zirconio. También se emplea este método para nanorecubrimientos de de hidroxiapatita o diferentes óxidos, como de titanio o aluminio. Existen varias líneas de investigación abiertas actualmente para la caracterización de las superficies de los implantes sometidas a este tipo de procesos, presentando resultados prometedores aunque siempre en estudios *in vitro* (He y col., 2014; Catauro y col., 2014).

- **Exposición a vapor.** Aporta iones, átomos y moléculas que se depositan en la superficie. Consiste en colocar los implantes en una cámara controlada donde es sometida a un baño de vapor. Aporta características parecidas al plasma (López García, 2006).
- **Empleo de superficies biomiméticas.** Son métodos en los cuales las superficies son recubiertas por moléculas orgánicas para favorecer el reconocimiento por parte del organismo, y así presentar una mejor y más rápida osteointegración. No alterarán la estructura del implante. En una revisión reciente se afirma que los estudios realizados hasta la fecha en animales con implantes recubiertos con materiales biomiméticos (hidroxiapatita) mediante procesos termoquímicos presentan mejor y más rápida osteointegración que implantes arenados o tratados con ácido (Albertini y col., 2015).

2.10. APLICACIONES DEL IMPLANTE

En este apartado se expondrán las diferentes aplicaciones de los implantes dentales en humanos basándonos en la directrices dictadas por la Asociación Americana de Cirugía Maxilofacial (AAOMS, 2005).

Los objetivos de los implantes serán :

- Reestablecer la funcionalidad tanto del maxilar como de la mandíbula, en aquellos pacientes parcial o totalmente desdentados (FOR, 2014), mejorando funciones como son: el habla, el estado anímico, la deglución y también conservar las estructuras desde un punto de vista estético (López García, 2006; Banu y col., 2015).
- Conservar el resto de estructuras naturales (hueso, tejidos blandos y piezas dentales).

- Restaurar la funcionalidad en la medida de lo posible, para sea suficiente para cubrir las necesidades del paciente (FOR, 2014).
- Prevención del dolor y limitación de los periodos de inactividad y/o discapacidad (López García, 2006). En un estudio reciente se demostró que la colocación de implantes con carga temprana disminuye estos periodos de inactividad y mejoran la recuperación de los pacientes (Piano y col., 2015).
- Mejorar la funcionalidad de obturadores y prótesis intraorales (López García, 2006). En un estudio reciente en pacientes desdentados al menos durante 2 años se les asignó de manera aleatoria la colocación de prótesis convencionales o bien ancladas a implantes dentales. En este último grupo se obtuvieron mejores resultados en cuanto a calidad de vida y funcionalidad frente al grupo sin implantes (Keenan, 2013).

2.11. INDICACIONES DE LOS IMPLANTES DENTALES

Las indicaciones en el empleo de implantes dentales en humanos deben incluir al menos una de los siguientes criterios:

- Atrofia tanto de la mandíbula como del maxilar (Álvarez y Carrillo, 2009). En una revisión actual realizada en pacientes con atrofia maxilar tratadas con diferentes procesos en los que se incluye el empleo de implantes dentales para recuperar la funcionalidad oral ha demostrado que la utilización de implantes presentan buenos resultados a largo plazo (Ali y col., 2014).
- Alteraciones del habla (López García, 2006). Aunque estudios recientes demuestran problemas y cambios en el habla de forma temporal en pacientes a los que se les coloca prótesis ancladas en implantes (Collaert y col., 2015).
- Problemas de comportamiento por alteraciones en la masticación (Banu y col., 2015).
- Neuralgias o disestesias por compresión de nervios o irritación de tejidos blandos (Vasallo, 2011).
- Deficiencias de tejidos por cirugía reparadora secundaria a neoplasias o traumatismos (Del Río y col., 2003).
- Reacciones adversas a materiales convencionales (Álvarez y Carrillo, 2009).
- Anclaje para prótesis en pacientes parcial o totalmente desdentados. En un

estudio realizado este respecto se han demostrado los buenos resultados en pacientes desdentados por displasia ectodérmica tratados con implantes dentales, tanto en maxilar, como en mandíbula (Wu y col., 2015).

- Anclaje de distractores intraorales (Vasallo, 2011). En un estudio retrospectivo publicado recientemente se analiza el empleo de distractores orales anclados en implantes en pacientes desdentados y con falta de sustancia por diferentes motivos (tumores, traumatismos, etc.) y se ha demostrado la idoneidad de este tipo de procedimientos (Pingarrón-Martín y col., 2015).

2.12. ESTERILIZACIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

Como se ha descrito anteriormente, durante la fabricación de implantes dentales éstos son sometidos a numerosos procesos. Muchos de estos tienen como objetivo la eliminación de contaminantes orgánicos e inorgánicos. En cualquier caso la limpieza de las superficies no es sinónimo de esterilización de los implantes. Este será el último de los procesos previos a su colocación.

Existen diferentes métodos de esterilización, siendo los más empleados:

- **Esterilización con radiaciones.** Consiste en aquellos procesos cuyo mecanismo de acción se basa exponer al ADN y ARN de las bacterias, hongos y virus a radiaciones con diferentes longitudes de onda y por tanto con diferente capacidad ionizante (Fig. 18). De esta manera se inhibe el crecimiento de los microorganismos. Estas técnicas se emplean principalmente en la esterilización de el aire y superficies que no permiten otros procesos (Acosta-Gnass y de Andrade Stempliuk, 2008). Existen diferentes tipos en función de la frecuencia/longitud de onda de las radiaciones:
 - Esterilización por luz ultravioleta: Emplean longitudes de onda de entre 100-400 nm.
 - Esterilización por rayos gamma.
- **Esterilización mediante autoclave.** Esta técnica tiene como problemas principales que dejará residuos de materiales como el flúor, el sodio y

algunas sustancias orgánicas, y también aumentará el grosor de la capa de óxido de la superficie del implante (López García, 2006).

- **Esterilización por medio de gases.** El más empleado es el argón. Este tipo de procesos son menos agresivos con la superficie del implante (Textor y col., 2001).



Fig. 18. Diferentes dispositivos para esterilización con gases (Imagen izquierda) y con luz ultravioleta (Imagen derecha) (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.materialmedico24.es)

En un estudio *in vivo* en tibias de conejos publicado recientemente (El-Wassefy y col., 2015), se han revisado 44 implantes procedentes del mismo lote divididos en función de los diferentes métodos de esterilización: autoclave, radiación gamma o radiación ultravioleta. Los implantes esterilizados en autoclave mostraron mejores resultados histológicos que los esterilizados con rayos gamma o rayos ultravioleta.

En principio, aunque no se considera ningún método de esterilización como ideal, los estudios más recientes sugieren que los implantes esterilizados mediante sistemas basados en autoclavado presentan mejores tasas de éxito en la osteointegración en el hueso desde un punto de vista microbiológico. Esto es debido a que son métodos de esterilización más agresivos que otros y no alteran significativamente las propiedades físicas, ni químicas del titanio (Acosta-Gnass y de Andrade Stempluk, 2008; Boeckler y col., 2009; El-Wassefy y col., 2015).

2.13. MÉTODOS DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

2.13.1. CONDICIONES PREVIAS PARA COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES

En la colocación de los implantes se requieren una serie de requisitos previos:

2.13.1.1. Preparación del campo quirúrgico

La preparación del campo quirúrgico debe de ser lo más estéril posible y el manejo debe ser lo más aséptico posible (Fig. 19). Esto se consigue mediante el control de los siguientes:

- Esterilización del material quirúrgico
- Limpieza y desinfección del campo quirúrgico.
- Lavado y vestido del personal.
- Preparación del campo quirúrgico de manera adecuada (Acosta-Gnass y de Andrade Stempliuk, 2008).



Fig. 19. Detalles de la esterilización del material quirúrgico (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.dentaltriana.com).

2.13.1.2. Protocolo quirúrgico protocolizado y cuidadoso:

El personal encargado del procedimiento debe revisar los siguientes aspectos:

- Los rotores y sistemas de lavado deben estar en perfecto estado y deben ser de calidad.
- Se debe evitar el recalentamiento del hueso para impedir necrosis por altas temperaturas. Un estudio reciente demuestra la importancia de la irrigación

durante la realización del taladro. Esta técnica puede ser externa, que es la tradicionalmente utilizada o bien combinada externa e interna, aportando irrigación también desde el interior del instrumental mediante un canal interno. En una publicación reciente se sugiere que el empleo de la irrigación combinada frente a la externa clásica presenta mejores resultados y menores tasas de necrosis ósea y por tanto menos traumatismo en el hueso (Strbac y col., 2014).

- Mantenimiento del campo estéril para evitar la infección intraoperatoria (Acosta-Gnass y de Andrade Stempliuk, 2008).

2.13.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA INSERCIÓN DE LOS IMPLANTES DENTALES

2.13.2.1. Factores generales del paciente

En este apartado se hace referencia a las condiciones generales del paciente, o lo que es lo mismo a su estado general. Las enfermedades sistémicas asociadas (diabetes mellitus, osteoporosis, neoplasias, VIH, etc.) deben ser tenidas en cuenta. También es cierto que estudios en animales realizados empleando nuevas superficies han demostrado que es posible mejorar el pronóstico en este tipo de pacientes (Schlegel y col., 2013). También los hábitos tóxicos son factores importantes en el éxito de los implantes (Vasallo, 2011).

En un meta-análisis reciente realizado por Chrcanovic y colaboradores (2015) se estudió la tasa de fracaso de implantes dentales, la aparición de infecciones, así como la pérdida ósea en pacientes fumadores frente a no fumadores. Se demostró que el tabaco afecta negativamente a la buena evolución de los implantes. No obstante parece que el hábito tabáquico no influye en el fallo temprano de los implantes (Svezut y col., 2009).

2.13.2.2. Cantidad y calidad del hueso

En los pacientes candidatos a la colocación de los implantes, además de su estado general y su comorbilidad, se debe tener en cuenta factores importantes como

la cantidad o volumen óseo y la calidad del hueso. En este apartado hay que diferenciar 3 conceptos diferentes:

- **Volumen de hueso disponible.** Es la cantidad de hueso total teóricamente disponible para la colocación del implante.
- **Volumen de hueso necesario.** Es la cantidad mínima de hueso necesaria para la colocación del anclaje en condiciones funcionales.
- **Volumen de hueso útil.** Es la cantidad de hueso real del que disponemos en un caso determinado. Por tanto en aquella situación en la cual el volumen útil es menor que el necesario, habrá que replantearse la colocación del implante (Renouard y Rangert., 2000).

La cantidad y calidad del hueso debe ser medida previamente a la colocación de los implantes. En un primer momento, la cantidad del hueso disponible determinará cuanta superficie del implante estará en contacto directamente con el hueso, y por tanto será un determinante para su osteointegración (Vasallo, 2011).

Para conocer la calidad del hueso y así predecir el éxito o fracaso de los implantes se han definido diferentes tipos de hueso según sus características estructurales que se correlacionarán con diferentes tiempos de osteointegración (López García, 2006).

Los **criterios mecánicos de densidad ósea**, expuestos por Lekholm y Zarb en 1985, clasificarán los huesos en 4 grupos (Fig. 20):

- **Tipo I.** Cuando el hueso está constituido principalmente por hueso cortical con mala irrigación.
- **Tipo II.** Constituido por hueso corticoesponjoso denso. Presenta un hueso cortical rodeando un núcleo trabecular denso.
- **Tipo III.** Está formado por tejido óseo corticoesponjoso laxo. En este tipo de hueso existe una capa cortical periférica estrecha rodeando un núcleo de mayor tamaño.
- **Tipo IV.** El hueso está compuesto por hueso medular poco denso sin apenas cortical.

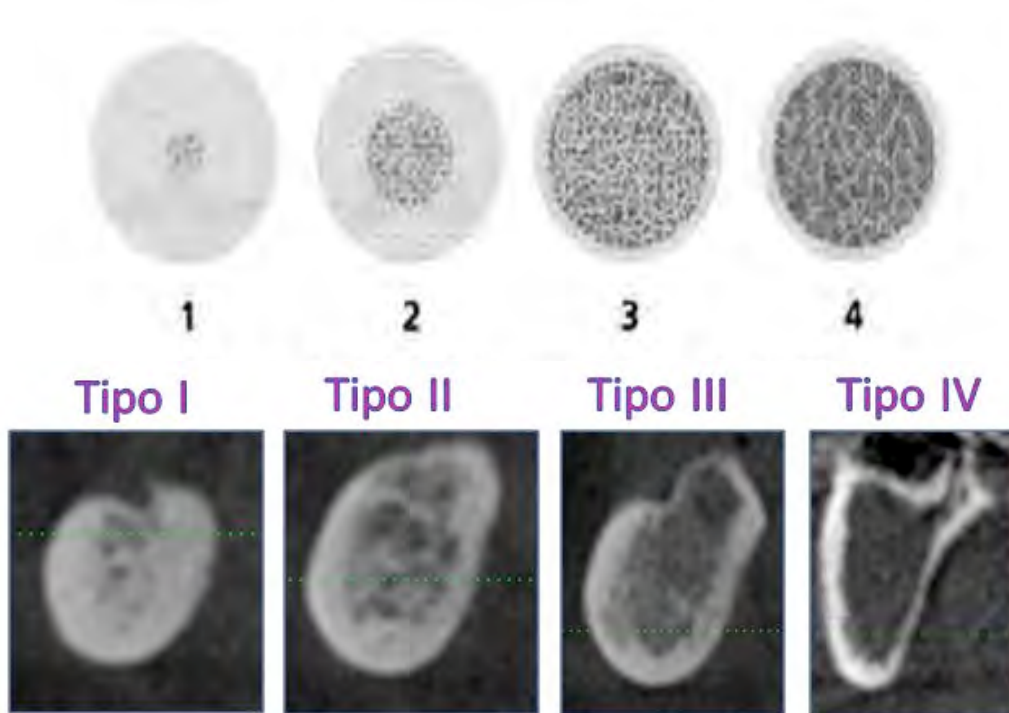


Fig. 20. Diferentes tipos de hueso según clasificación propuesta por Lekholm y Zarb en 1985 (Imagen obtenida de López García, 2006).

En función de la calidad ósea, se han establecido diferentes tiempos de ostromigración, siendo para el tipo I de cuatro meses, al igual que para el tipo II, para el III de 10 meses y de 12 para el IV (Herrera y col., 2004).

A su vez en función de los **criterios biológicos o potencial de cicatrización**, los huesos se clasifican en tres tipos:

- **Tipo I.** Corresponde al hueso con mayor capacidad de cicatrización.
- **Tipo II.** Capacidad media de cicatrización.
- **Tipo III.** Se trata del hueso con menor capacidad.

Según el **perfil o contorno de las superficies óseas receptoras del implante**, existen las siguientes categorías:

- **A.** En el perfil se mantiene la mayor parte de la cresta alveolar.
- **B.** Presenta resorción moderada.
- **C.** Muestra resorción avanzada y sólo con hueso basal.
- **D.** Hay resorción del hueso basal.
- **E.** Presenta resorción extrema del hueso basal (López García, 2006).

En función de la combinación de estas diferentes escalas se decidirá la colocación o no del implante para un buen pronóstico (Renouard y col., 2000).

2.13.2.3. Instrumental quirúrgico

El empleo de material adecuado durante el acto quirúrgico determina que el proceso sea más o menos traumático, y por tanto el objetivo será minimizar el daño en el hueso. La fresa empleada, el número de revoluciones, así con la fuente de refrigeración han de tomarse en cuenta a la hora la colocación de los implantes (Fig. 21).



Fig. 21. Taladro dental (Imagen izquierda) y diferentes fresas (Imagen derecha) (Imagen obtenida de la dirección electrónica www.dvd-dental.com).

Existen muchos estudios en los que se habla de la importancia de la generación de calor en relación con el daño óseo. Se conoce desde hace años que la velocidad del taladro influye en la generación de calor (Kim y col., 2010), también los métodos de refrigeración, siendo la combinada la que presenta menos aumento de la temperatura (Strbac y col., 2014). En cuanto al material empleado en las fresas, Harder y colaboradores (2013) realizaron un estudio en costillas de bovino, comparando diferentes materiales para las brocas de perforación (acero, óxido de zirconio y nitruro de zirconio). En el mismo, no hubo diferencias significativas en cuanto a la producción de calor en función del material de los taladros, pero si en función del sistema de enfriamiento.

Por último, hay que destacar en este apartado una revisión actual (Mishra y col., 2014) realizada sobre 70 artículos publicados desde 1960 hasta el 2013 que trataban sobre la generación de calor en el momento de la realización del taladro

previo a la colocación del implante. En estos trabajos estudiaban fuerza, velocidad, materiales y sistemas de refrigeración. Se encontró relación con el aumento de temperatura en determinadas situaciones, pero la conclusión de la revisión reveló que esa generación de calor es multifactorial y que se necesitan más estudios para determinar las velocidades, presiones de taladro, materiales, etc. óptimas para el mejor resultado.

2.13.2.3. Personal técnico

Existen varios factores relacionados con el personal técnico como son la preparación del campo quirúrgico (esterilidad, asepsia, instrumental, etc), el protocolo quirúrgico o la técnica empleada. Todo procedimiento quirúrgico y en general técnico necesita de un entrenamiento del personal que lo va a realizar. Todo el aprendizaje puede resumirse en lo que se denomina la curva de aprendizaje, y se demuestra por que los cirujanos con más experiencia en la colocación de implantes tendrán mejores resultados (Pedemonte y col., 2003).

2.13.3. TÉCNICAS QUIRÚRGICAS PARA LA COLOCACIÓN DE IMPLANTES

En este apartado se repasarán los diferentes sistemas de carga, pero antes es interesante dejar definidos unos conceptos previos:

- **Carga convencional.** Es la primera que se realizó y fue descrito por Bränemark y colaboradores en la década de los años 70 (Bränemark y col., 1977). La prótesis se colocará en un segundo tiempo, tras un periodo de cicatrización de 3 meses en la mandíbula y 6 meses en el maxilar.
- **Carga inmediata.** La restauración se realizará dentro de las 48 horas después de la colocación del implante. Se aplicará la oclusión con la dentición antagonista dentro de ese periodo.
- **Carga temprana.** Es una técnica intermedia entre las dos anteriores. La prótesis se colocará entre las 48 horas y los 3 meses en la mandíbula y 6 meses en el maxilar posteriores a la inserción del implante.
- **Carga retardada.** La restauración se realizará en un segundo procedimiento quirúrgico, que tiene lugar tiempo después del proceso de

cicatrización convencional. Es decir se realiza después de lo que se hace en la carga convencional.

- **Carga progresiva.** El implante se coloca inicialmente con un contacto ligero inicial y posteriormente es progresivamente puesto en contacto (López García, 2006).

Una vez aclarado estos conceptos, se describirán los diferentes sistemas de carga más empleados:

2.13.3.1. Sin carga inmediata o carga convencional

En un primer momento Brånemark, propuso una técnica en dos etapas. Una vez colocado el implante en el paciente, este era recubierto inmediatamente por una capa de mucosa y periostio de esta manera se intentaba minimizar la carga del implante durante la etapa de cicatrización. En una segunda intervención se conectaban las partes del implante transmucosas. Esta técnica sumergida fue la que se realizó inicialmente y después se han hecho estudios con otras técnicas (transmucosas con o sin carga inmediata) con excelentes resultados y evitando así una segunda cirugía (López García, 2006).

Brånemark y colaboradores en la década de los setenta descubren de forma casual la biocompatibilidad de algunos materiales como el titanio. Describen un protocolo de colocación de los implantes en dos etapas, primero se colocaba el cuerpo del implante sin carga durante al menos 3 meses para la mandíbula y hasta 6 meses para el maxilar y en un segundo tiempo se realizaba la carga del implante. Además indicaba que el procedimiento debía ser lo más aséptico posible y que debería ser realizado por personal altamente cualificado y preparado. A finales de la década de los años 70, se publica el primer trabajo retrospectivo importante realizado con esta técnica a lo largo de 10 años en pacientes con importante resorción ósea (Brånemark y col., 1977). En él se estudió entre otros factores, la relación de la cicatrización del periostio con el fracaso de los implantes, concluyendo que la carga temprana influía negativamente en el éxito del implante. Tanto Brånemark como sus colaboradores pensaron que la carga antes de los tiempos mínimos de cicatrización daba lugar a la formación de tejido fibroso impidiendo una adecuada osteointegración. Otra de las conclusiones fue que realmente el encargado de la buena integración del implante

debía ser el hueso nuevo y por tanto había que esperar a la regeneración de este.

Desde ese momento se han realizado múltiples estudios con y sin carga y con diferentes superficies. En una revisión bibliográfica realizada por Herrera y colaboradores en 2004, de los artículos publicados hasta la fecha, los autores concluían que en principio los estudios sugerían que era más favorables aquellos implantes que eran cargados de manera no inmediata después de un periodo de osteointegración, pero realmente no existía una diferencia estadísticamente significativa.

Recientemente, Al-Sawai y Labib (2015) han realizado una revisión en la que se han incluido cerca de 120 artículos publicados entre 1995 y 2012 acerca de implantes dentales con carga inmediata frente a implantes cargados de manera convencional. El trabajo concluía que hay pruebas para sugerir que protocolos de carga inmediatos demuestran altas tasas de supervivencia, y se podría sugerir esta técnica para ciertas situaciones clínicas. Sin embargo, establecen que serían necesarios más estudios para demostrar claramente la idoneidad de este tipo de protocolo frente a los de carga convencional.

Un estudio retrospectivo realizado por Testori y colaboradores (2014) revisaron 519 implantes en 80 pacientes después de 4 años desde su carga, comparando aquellos cargados de forma inmediata y los que se habían hecho de manera tradicional. El estudio concluía que no existieron diferencias significativas en el análisis estadístico en la mandíbula pero si en aquellos localizados en el maxilar, presentando mayor fracaso los de carga inmediata.

Por último, una reciente revisión y meta-análisis realizado por Engelhardt y colaboradores (2015) incluyó 154 artículos publicados hasta el 2013 que comparaban a los implantes de carga inmediata frente a los tradicionales (tanto clínica como radiológicamente). De todos ellos diez fueron ensayos clínicos en los que se realizó un meta-análisis. Los autores concluyeron que no se observaron diferencias clínicas significativas en relación con las tasas de fracaso anuales, ni tampoco cambios radiográficos significativos a nivel de hueso entre los implantes de carga convencional y los de carga inmediata en un periodo de 5 años.

2.12.3.2. Con carga inmediata

Como ya hemos definido previamente, se trata de una técnica en la que el implante es cargado y opuesto a su dentición antagonista dentro de las primeras 48 horas de la colocación del implante (Fig 22).

En un primer momento y debido a diferentes motivos como las conclusiones de los primeros trabajos descritos por Bränemark y colaboradores, los artículos publicados posteriormente que resultaron poco exigentes a la hora de los criterios de inclusión de pacientes y también por el poco conocimiento en el diseño y fabricación de los implantes se pensó que el método convencional presentaba mejores resultados que los de carga inmediata (Al-Sawai y col., 2015).

A finales de la década de los años setenta, Ledermann y colaboradores emplearon implantes roscados macizos y rociados con plasma de titanio que colocó en la mandíbula (Uribe y col., 2005). Tuvo en cuenta la necesidad de que fueran anclados en dos corticales, por lo que eligió aquellos con longitud suficiente para ello. Los resultados iniciales fueron prometedores alcanzando cerca de un 90% de éxito y apareciendo la mayoría de las complicaciones durante el primer año (Ledermann y col., 1991; López García, 2006).



Fig. 22. Esquema de la técnica de implante inmediato (Imagen obtenida de López García, 2006).

Más tarde, Schroeder y colaboradores (1988) realizaron la misma técnica, pero esta vez utilizaron implantes huecos cilíndricos ITI (sistema de colocación en un solo tiempo), que fueron colocados en la mandíbula y en el maxilar. Los implantes fueron

seguidos clínica y radiológicamente durante cuatro años demostrando un éxito del 98% (Sutter y col., 1988).

Babbush y colaboradores a mediados de los años ochenta realizaron un estudio publicado en el año 1993, con más de mil implantes en 322 pacientes cargados en 2 tiempos entre 48 y 72 horas después de la colocación del implante con resultados de éxito a 5 años del 95% (Babbush y col., 1993).

Schnitman y colaboradores en 1990, publicaron un estudio retrospectivo de los implantes cargados de manera temprana con resultados inferiores a los cargados en dos tiempos. Después como se ha comentado en el apartado de implantes sometidos a carga convencional se realizaron multitud de estudios algunos reflejando la superioridad de una técnica o de la otra.

Debemos destacar de nuevo que en estudios muy recientes, tanto revisiones como meta-análisis de diferentes ensayos clínicos (Engelhardt y col., 2015 y Al-Sawai y col., 2015) sugieren que no existen diferencias significativas de ambos protocolos en cuanto al éxito de los implantes. También otro meta-análisis realizado sobre implantes únicos cargados inmediatamente frente a la carga convencional, no arroja diferencias significativas entre ambos métodos (Benic y col., 2014). Esto se cumplirá siempre y cuando existan las condiciones adecuadas (calidad de hueso, estado del paciente, enfermedades asociadas, etc.) de estabilidad primaria que favorezcan la osteointegración, así como un material y una técnica adecuadas.

2.12.3.3. Con carga temprana

En este grupo se encuentran aquellos protocolos que cargan el implante entre las 48 horas y los 3 meses en la mandíbula y los 6 meses en el maxilar desde su colocación. Tanto en los protocolos de carga inmediata, como en los de carga temprana, el factor fundamental va ser la estabilidad primaria, o lo que es lo mismo la estabilidad instantánea en el momento de la colocación del implante. Este es el proceso que predomina en las fases iniciales de la cicatrización (Fig. 23).

En los múltiples estudios realizados a lo largo de los años uno de los factores de confusión a la hora del análisis de datos ha sido el determinar la carga inmediata

frente a la temprana, ya que muchos de ellos aunque se citaban como carga inmediata se realizaban en dos etapas en los días siguientes a la colocación del implante, pero no necesariamente dentro de las 48 primeras horas (Engelhardt y col., 2015 y Al-Sawai y col., 2015).

Recientemente se ha publicado una revisión y meta-análisis por Schimmel y colaboradores (2014) con más de 3100 artículos que pretende analizar los tres tipos de protocolos. En este estudio, se encontró que el análisis descriptivo inicial de los estudios con menor evidencia arrojó resultados parcialmente contradictorios. En éstos se hacía referencia a tasas de supervivencia de los implantes de carga inmediata de entre 82% hasta el 100%, dependiendo del número de implantes colocados. Los autores concluyeron que aunque los tres protocolos de carga proporcionaron altas tasas de supervivencia, los de carga temprana y los convencionales estaban mejor documentados, que los de carga inmediata en cuanto a sus tasas de éxito. Además también la revisión hacía referencia a que sólo existen unas pocas series de estudios prospectivos disponibles para documentar el método de carga inmediata en el maxilar, no así en la mandíbula.

Para intentar resumir toda la información acerca de los diferentes protocolos de carga se puede decir que la carga inmediata o temprana pueden ser buenas opciones siempre que se cumplan los siguientes requisitos:

- Buena calidad y cantidad de tejido óseo en la localización del implante que facilite la osteointegración primaria.
- Paciente con buen estado general y sin enfermedades sistémicas o hábitos tóxicos que puedan hacer peligrar el éxito del procedimiento (osteoporosis, diabetes, etc.)
- Elección adecuada de la forma, composición y superficie del implante.
- Personal sanitario experimentado.
- Protocolo con la esterilidad y la asepsia adecuada (Al-Sawai y col., 2015).

Basándonos en las últimas revisiones de los protocolos de carga inmediata y temprana o prematura, ambos presentan buenas tasas de éxito bien documentadas especialmente en la mandíbula, mientras en el maxilar sólo existen unos pocos estudios prospectivos. En el futuro serán necesarios más estudios para recomendar sin dudas razonables su empleo además de en la mandíbula también en el maxilar

(Schimmel y col., 2014).



Fig. 23. Imágenes sucesivas de un protocolo de carga temprana realizada 2 semanas después de la colocación del implante (Imágenes del Dr. Rengifo®).

2.13.4. COMPLICACIONES DE LOS IMPLANTES DENTALES

2.12.4.1. Éxito del implante dental

El fracaso de los implantes estará definido por una serie de complicaciones que se comentarán en un apartado posterior. Antes de entrar en las complicaciones de los implantes parece lógico definir o entender lo que se considera éxito de un implante. Actualmente se define por medio de una serie de parámetros que son los empleados en los múltiples estudios publicados sobre diferentes tipos, técnicas, localizaciones, etc. Estos parámetros como ya se han descrito en otros serán:

- **Biocompatibilidad del implante.** Esta definida por el tipo de material y características de la superficie.
- **Calidad y cantidad del tejido óseo.** Muy importante en la osteointegración primaria.
- **Adecuada técnica quirúrgica.** Se define por la asepsia y la esterilidad del proceso , como por el método quirúrgico. Éste último íntimamente

relacionado con la experiencia del personal sanitario.

- **Diseño de la prótesis.** Esencial para una buena distribución de las cargas (López García, 2006).

Se puede considerar que básicamente el éxito del implante vendrá definido principalmente por el concepto de osteointegración, pero si sólo se tiene en cuenta este parámetro, podrían encontrarse implantes osteointegrados, pero que resulten fallidos por compresión e inflamación sobre la mucosa, nervios, etc. Por tanto se debe tener en cuenta otros criterios de éxito además de la simple osteointegración. Una forma general de definir el éxito de un implante será aquel resultado que vaya a satisfacer las necesidades por las que se indicó (Sáenz Guzmán, 2013).

Los criterios de éxito fueron definidos por Albrektsson en la década de los años setenta, y hoy todavía se consideran actuales y son los siguientes:

- Inmovilidad del implante cuando se evalúa clínicamente.
- Inexistencia de disminución de la densidad ósea peri-implante evaluada en una radiografía sin distorsión.
- Pérdida ósea vertical menor de 0,2 mm por año después del primer año desde su colocación.
- No debe existir dolor, molestias ni datos de infección atribuible al implante.
- El diseño del implante debe permitir la colocación de una corona o prótesis, con resultados satisfactorios tanto para el paciente, como para el odontólogo (Karthik y col., 2013).

Por lo tanto, se puede definir el fallo del implante en primera instancia como que el rendimiento obtenido está por debajo de unos niveles predecibles y considerando como criterio último la osteointegración (Esposito, 2001).

También se debe tener en cuenta en la aparición de complicaciones en función del momento en que éstas aparezcan. De este modo se pueden clasificar en:

- **Tempranas.** Normalmente son debidas a infecciones, colonizaciones bacterianas del implante, realización de una técnica traumática o problemas en la cicatrización.
- **Tardías.** Debidas habitualmente a patologías que interfieren en la osteointegración. Este tipo de complicaciones pueden hacer fracasar un

implante inicialmente bien osteointegrado (Sakka y col., 2012).

2.13.4.2. Etiología del fracaso o de la aparición de las complicaciones en implantología

A continuación, se van a describir todas las causas que determinan el fracaso o la presentación de complicaciones tras la colocación de los implantes:

- **Etiología quirúrgica.** En este apartado se engloban a aquellas causas que rodean el acto quirúrgico, por lo que en la medida de lo posible el procedimiento se realizará por un equipo de cirujanos experimentados evitando el sobrecalentamiento del hueso, la inestabilidad inicial, la presentación de fracturas iatrogénicas, las lesiones de vasos y/o nervios, etc. (Fig. 24). Para reducir la aparición de complicaciones, el equipo además de estar entrenado, debe programar bien la cirugía, realizarla con una adecuada técnica y en caso de que aparecieran complicaciones, haberlas previsto para solucionarlas en el mismo acto quirúrgico (Hsu y col., 2014).

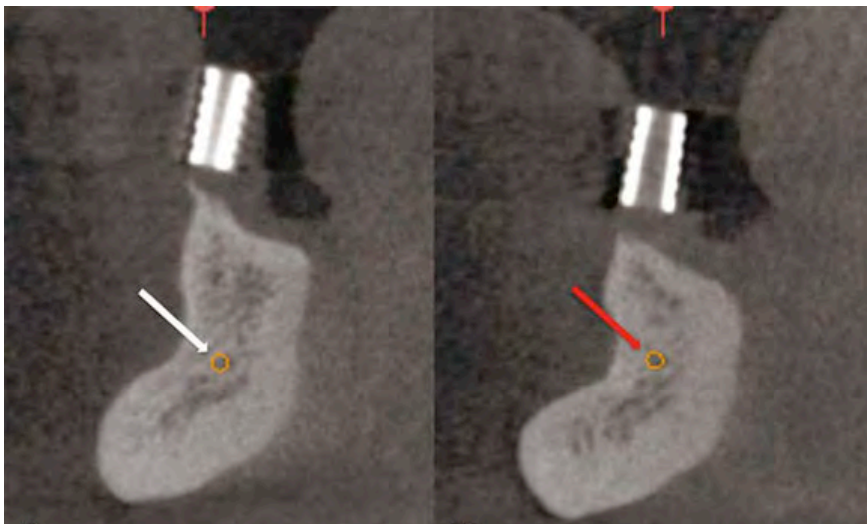


Fig. 24. Imágenes sagitales de TAC en paciente al que se le han colocado varios implantes, donde se localiza el canal incisivo mandibular señalado por las flechas, por donde discurre el nervio incisivo mandibular (Imágenes sacadas de Beltrán y col., 2011).

- **Infección de tejidos peri-implantarios (peri-implantitis).** Consiste en la colonización en un primer momento de los tejidos alrededor del implante. En aquellos casos en los cuales no se realice un tratamiento adecuado, puede producirse la infección de estos tejidos provocando el fracaso del implante. La

flora bacteriana responsable de estas infecciones se trata de los mismos microorganismos existentes en las piezas nativas (López García, 2006). Herekar y colaboradores (2015) han estudiado *in vivo* 60 implantes dentales. En este trabajo se comparaba tanto la composición, como la cantidad de unidades formadoras de colonias medidas previamente y en diez etapas a lo largo del proceso de osteointegración. Se observó que los *Streptococcus spp* eran los microorganismos más habituales, como lo son en individuos sanos. También se objetivaron títulos bajos de bacterias potencialmente patógenas como *Fusobacterium spp*, *Pseudomonas spp*, etc.

En un estudio *in vitro* realizado con implantes tipo hoja de diferentes rugosidades no se observó diferencias cualitativas en cuanto al tipo de bacterias encontradas en los biofilms (De Freitas y col., 2011). Por otra parte, en un meta-análisis realizado recientemente por Gasik y colaboradores (2015) en conejos con implantes de titanio con diferentes rugosidades se demostró que si existían diferencias entre la carga bacteriana según las diferentes rugosidades.

La peri-implantitis en una revisión reciente (Rosen, 2013), afirma que debe ser tratada de forma temprana eliminando la carga bacteriana, con antibioterapia y asepsia. También estudios recientes sugieren que las técnicas regenerativas podrían ser una buena alternativa.

- **Factores dependientes de la oclusión o biomecánicos.** En este apartado se incluirán las complicaciones derivadas de la oclusión. Como en otros implantes y en muchos injertos biológicos, uno de los grandes problemas es la falta de sensibilidad, y por tanto el mal control de la propiocepción y de la fuerza aplicada sobre el implante. Tanto las sobrecargas oclusales o las de flexión pueden provocar la rotura de alguna parte del implante o incluso alteraciones en cuanto al éxito de la osteointegración.

Estos problemas suelen aparecer en los primeros meses después de la carga del implante. En principio, para tratar estos problemas se colocan estructuras resistentes y amortiguadores sobre el implante (del Río y col., 2003; López García, 2006).

- **Factores derivados de alteraciones funcionales.** Se incluyen aquellas causas derivadas de una función no fisiológica. El paradigma en humanos sería el bruxismo que consiste en el hábito de apretar y/o rechinar los dientes, pudiendo causar complicaciones mecánicas y biológicas que hagan fracasar el implante. Zhou y colaboradores (2015) han realizado recientemente un meta-análisis que revisaba todos los estudios realizados hasta noviembre de 2013 y concluyeron que el bruxismo era un factor determinante para el fracaso de los implantes dentales frente a pacientes con implantes sin este problema.

Otros problemas encontrados en este grupo y observados en animales de experimentación son los hábitos de pica o de mordida de los comederos, los barrotes u otros elementos del local o alojamiento, o incluso los juegos entre los diferentes individuos cuando son jóvenes (Muñoz Guzón, 1999).

2.13.4.3. Manifestaciones del fracaso de los implantes

Una vez analizados los procesos así como la etiología de las complicaciones describiremos las diferentes manifestaciones de esas complicaciones para que puedan ser detectadas:

- **Pérdida de la cresta ósea.** La cresta ósea es un factor determinante en el éxito a largo plazo del implante. Durante el primer año existe un proceso de pérdida ósea importante, considerándose aceptable si es entre 0,4 y 2 mm y después de este primer año, la disminución debe de ser de no más 0,2 mm anual (Sáenz Guzmán, 2013). En una revisión actual (Duyck y Vandamme, 2014) acerca del impacto de la fuerza de carga sobre la osteointegración, concluye que el micromovimiento entre los tejidos de implantes compromete la osteointegración, así sugieren que una carga excesiva influye negativamente en el éxito del implante, aunque sin que existen estudios de alta calidad que así lo confirmen. Sin embargo, si se trata de una carga de fuerza eficiente entre el implante y los tejidos circundantes puede incluso estimular la formación de hueso, y por lo tanto la osteointegración. Otros factores en la pérdida ósea serían el posicionamiento del implante a nivel óseo, o la vascularización; siendo la

pérdida mayor en el maxilar por tener mejor vascularización al poseer más porcentaje de hueso óseo.

- **Formación de tejido fibroso.** La formación de tejido fibroso alrededor del implante es un signo de complicación desde el punto de vista de osteointegración y es considerado como un tejido cicatricial no deseado. Es a lo que se denomina fibrointegración frente a la osteointegración verdadera (Muñoz Guzón, 1999).
- **Movilidad del implante.** En principio se considera que el implante debe permanecer inmóvil para considerarse clínicamente exitoso (Sáenz Guzmán, 2013). Existen autores que consideran que la existencia de una mínima movilidad dentro de un rango óptimo de hasta 0,1 mm es criterio de osteointegración (Cehreli y col., 2004).
- **Peri-implantitis.** Consiste en la inflamación de los tejidos peri-implantarios, así como el aumento en la profundidad del sondaje. Otras características serán movilidad del implante, sangrado y por supuesto supuración de la zona (López García, 2006).
- **Problemas relacionados propiamente con el implante.** En este punto se incluyen el aflojamiento de algunas de sus partes, roturas por estrés, etc.

2.14. MÉTODOS DE EVALUACIÓN CLÍNICA DE LOS IMPLANTES DENTALES

Todavía hoy en día siguen vigentes los criterios enunciados por los criterios de éxito definidos por Albrektsson en los setenta y estos son:

- Inmovilidad del implante cuando se evalúa clínicamente.
- Inexistencia de disminución de densidad ósea peri-implante evaluada en una radiografía sin distorsión.
- Pérdida ósea vertical menor de 1 mm el primer año y de 0,2 mm por año después del primer año desde su colocación.
- No debe existir dolor, molestias ni datos de infección atribuible al implante.
- El diseño del implante debe permitir la colocación de una corona o prótesis. Con resultados satisfactorios tanto para el paciente como para el odontólogo.
- La tasa mínima de éxito debe ser del 85% al final del 5º año y de un 80%

al final del 10º año (Sáenz Guzman, 2013).

En este apartado, se desarrollarán los diferentes epígrafes que definen el éxito implantológico según los criterios de Albrektsson.

2.14.1. MOVILIDAD DEL IMPLANTE

La movilidad del implante es uno de los principales criterios en la valoración del éxito de los implantes dentales, siendo el más empleado. La existencia de movilidad en un implante se relaciona con la aparición de fracasos a nivel de osteointegración (Sáenz Guzmán, 2013).

Cuando existe gran movilidad en el implante la evaluación por parte del cirujano no presentará problemas, pero en aquellos casos de leve inestabilidad serán muy difíciles de detectar, y por tanto la exploración clínica de ese implante presentará poca sensibilidad. Por este motivo se han intentado crear nuevos métodos más sensibles que se describen a continuación.

- **Test de vibración o test de percusión.** Se trata de un test en el que el implante es percutido por un instrumento, o bien se deja el implante entre dos instrumentos metálicos y se aplica una fuerza con la mano (Vasallo, 2011).
- **Periotest®.** Fue diseñado por Schulte y sus colaboradores en la década de los años noventa (Fig. 25). Originalmente se diseñó para medir la movilidad dentaria, pero realmente su empleo para este fin ha sido limitada, y finalmente se usa para evaluar la osteointegración de los implantes dentales. Este método consiste en la percusión del diente 4 veces por segundo durante 4 segundos. La sonda cada vez que golpea el diente se decelera, que es lo que mide realmente el instrumento. Cuanto menor sea la deceleración mayor será la movilidad del diente o implante (Schulte y Lukas, 1992 y Sánchez Ysmael, 2010).



Fig. 25. Aparato de Periotest[®] (Imagen de la izquierda) con la pantalla digital (Imagen del centro) donde se indica el valor en función de la movilidad y forma de empleo (Imagen de la derecha) (Imágenes obtenidas de Sánchez Ysmael, 2010).

La máquina asigna un valor (escala Miller) en función de la movilidad según se puede observar en la tabla nº 3.

ESCALA MILLER	GRADO DE MOVILIDAD	VALOR PERIOTEST [®]
0	No existe movimiento	-8 a +9
I	Movimiento palpable	+10 a +19
II	Movimiento visible	+20 a +29
III	Mto. al presionar el borde	+30 a +50

Tabla nº 3. Relación de los valores del Periotest y el grado de movilidad.

Más tarde se correlacionó valores del Periotest[®] con la osteointegración, siendo esto más fiables en cuanto a la determinación del éxito del implante (Tabla nº 4) (Guerrero Delgado y col., 2006).

VALOR PERIOTEST [®]	SIGNIFICADO
-08 a 0	Buena osteointegración del implante
+1 a +9	Reevaluar y no cargar por el momento el implante
+10 a +50	Mala osteointegración

Tabla nº 4. Relación de los valores del Periotest y su significado.

En cualquier caso este método presenta una serie de problemas relacionados con:

- La técnica de medida que puede variar por interposición de tejidos blandos o hueso y no mantener la orientación adecuada (Fig. 26).
- La longitud del implante, la calidad ósea o el tipo de prótesis.
- Los factores propios del aparato como la calibración, el estado de batería, etc (Schulte y Lukas, 1992 y Sánchez Ysmael, 2010).

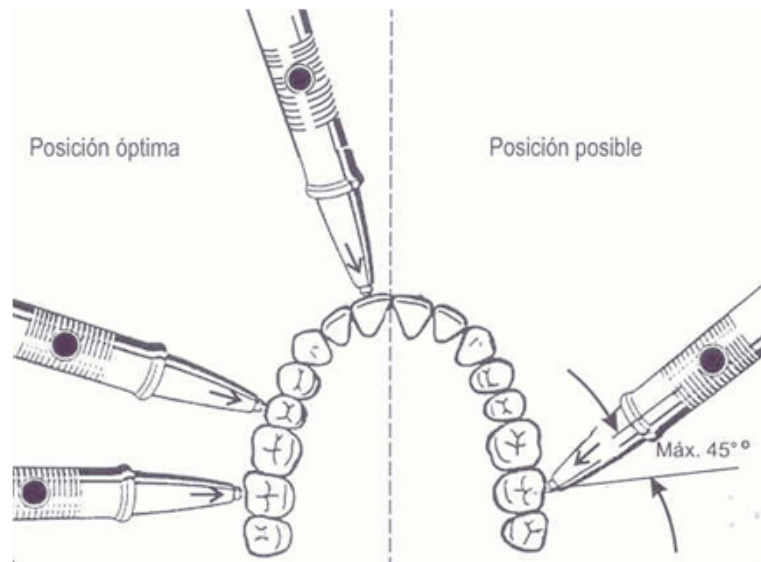


Fig. 26. Problemas en la técnica al no ser posible la orientación óptima (Imagen obtenida de Sánchez Ysmael, 2010).

- **Torque de inserción del implante.** Este método mide la estabilidad primaria, clave para la posterior osteointegración del implante. Por esto se considera un criterio fundamental previo a la osteointegración. El torque de inserción aunque se emplea desde hace tiempo sigue considerándose una herramienta útil para valorar la buena colocación del implante. Este parámetro debe registrarse lógicamente en el acto quirúrgico y se considera óptimo cuando está entre 35 y 50 N (Guerrero Delgado y col., 2006).
- **Test de Torque o torque quirúrgico.** Consiste en la evaluación de la movilidad en fases más tardías, no debe realizarse en fases tempranas por la presencia de hueso inmaduro dándonos falsos positivos. Se recomienda no aplicar fuerzas por encima de 20 N (Mateos Moreno y col., 2001; López García, 2006).
- **Otros métodos.** Existen otros sistemas para valorar la movilidad del implante, pero son poco empleados en la práctica clínica habitual. Entre ellos destacan el test dental fino (Kyocera), el método de pulsos oscilatorios cuyas iniciales son POWF, el instrumento con imanes y registros, etc. En cualquier caso se tratan de métodos complejos y difíciles de aplicar fuera de los laboratorios (Mateos Moreno y col., 2001).

2.14.2. DIAGNÓSTICO POR IMAGEN

A lo largo de la historia existe gran experiencia con este método de diagnóstico para el control del empleo de los implantes. Cualquier técnica que se utilice debe cumplir dos objetivos: Por un lado, conocer la continuidad del hueso con el implante y por otra parte, valorar la pérdida ósea vertical. Si se tienen en cuenta los criterios enunciados por Alberkson y que definen el éxito de un implante, establecen que no debe existir radiolucidez entre hueso e implante y que además, la pérdida vertical no debe ser mayor de 1 mm durante el primer año (Guerrero Delgado y col., 2006).

Una de las técnicas mas empleadas en el diagnóstico por imagen para el estudio de implantes dentales es la radiología. Para estudiar la pérdida ósea se deben realizar proyecciones periapicales de los implantes con referencias específicas muy complicadas si empleamos la radiología convencional. Se ha comprobado que pequeñas desviaciones del haz pueden dar medidas alteradas (Martínez y col., 2000).

En la radiología dental convencional , se pueden diferenciar dos tipos de técnicas:

- **Radiografías intraorales.** Mediante esta técnica la película se coloca dentro de la boca, y se obtendrán por separado proyecciones periapicales, interproximales y oclusales.
- **Radiografías extraorales.** En este apartado, se encuentran la panorámica de las arcadas dentarias u ortopantomografía, muy empleada para el estudio las arcadas dentarias junto con el resto de estructuras dentarias (Fig. 27), y la telerradiografía lateral de cráneo de gran utilidad en ortodoncia (Martínez y col., 2000).



Fig. 27. Ortopantomografía en paciente sometido a diferentes procedimientos endodónticos y de colocación de implantes dentales (Gay Escoda y col, 2007).

La tomografía axial computarizada se emplea por primera vez en odontología en la década de los noventa. Años más tarde se describieron diferentes aplicaciones. Nielsen y colaboradores, en 1995, realizaron un estudio dirigido al campo de la cirugía dental conservadora en el que emplearon la tomografía para conocer las estructuras internas y externas del diente.

La tomografía permite el estudio interno y externo previo y posterior a la cirugía, pero actualmente también es posible realizar reconstrucciones en tres dimensiones (Estévez y col., 2009). Esta técnica llamada **tomografía volumétrica digital** ("*Cone Beam Computed Tomography*"; CBCT) es capaz de realizar imágenes tridimensionales de alta calidad (Fig. 28). Es decir, no sólo es capaz de realizar cortes de diferentes grosores, si no que es capaz de hacer reconstrucciones, por medio de programas informáticos. La unidad básica será el voxel, que no es otra cosa que un pixel tridimensional, y que permite el estudio más preciso de las diferentes estructuras (Abramovitch y Rice, 2014).

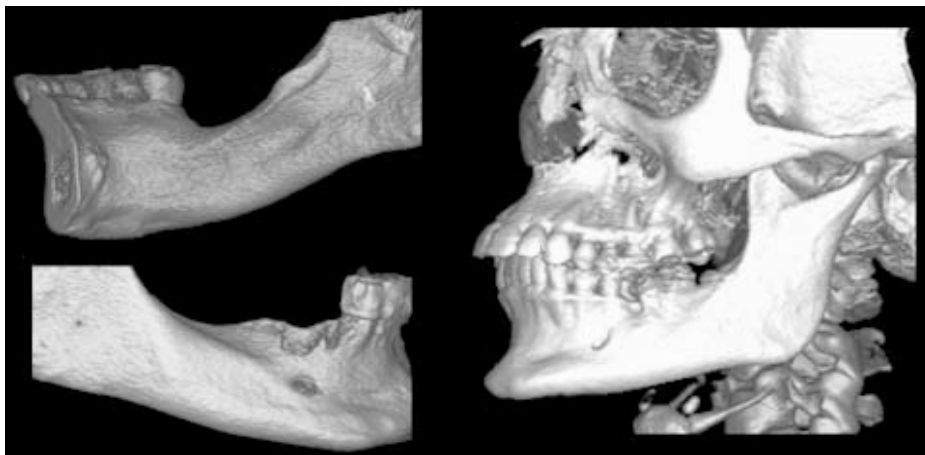


Fig. 28. Imagen tomada mediante tomografía volumétrica digital (CBCT) (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.vatechglobal.com).

Bornstein y colaboradores (2014) realizaron una revisión sobre las indicaciones de la CBTC y observaron que su empleo puede estar indicado en múltiples situaciones, tanto para el análisis preoperatorio para valorar alteraciones anatómicas, fracturas, programar colocación de injertos o implantes, ortodoncias, etc.; como para el seguimiento postoperatorio.

Estudios realizados para valorar las características del hueso mediante la

técnica de CBCT, han demostrado aportar al cirujano una visión volumétrica radiográfica de hueso alveolar adecuada, además de la reconstrucción en 3 dimensiones. También será capaz de detectar el fracaso precoz del implante (Yepes y col., 2015).

2.14.3. SONDAJE

El sondaje consiste en medir la profundidad desde el margen gingival a la base del surco periodontal. Es una técnica que depende de múltiples factores, como la fuerza y también el ángulo ejercido por el cirujano, el grosor de la punta de la sonda, la superficie del implante o de la raíz del diente natural (Fig. 29). También existen otros factores como son la inflamación existente, los tejidos peri-implantarios presentes, la especie estudiada, etc. (Muñoz Guzón, 1999).

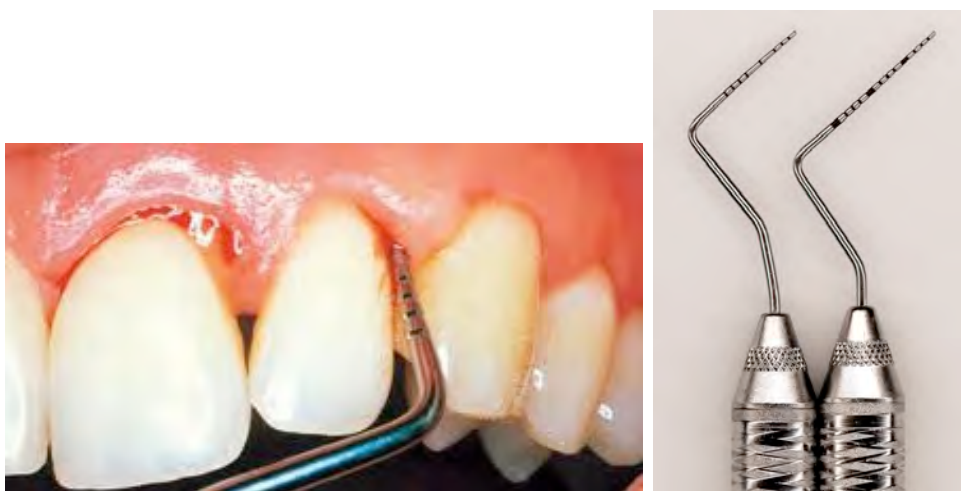


Fig. 29. Detalle del sondaje sobre implante dental (imagen de la izquierda) y diferentes tipos de sonda utilizadas habitualmente (imagen de la derecha) (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.eriodontt.blogspot.com.es).

En diferentes estudios, se ha puesto de manifiesto que la sonda profundiza más en los implantes que en los dientes naturales (Guzmán y col., 2006; Vasallo, 2011; Sáenz Guzmán, 2013). El sondaje sobre un implante sano será de unos 4 mm. Se debe tener en cuenta que existen diferentes factores como puede ser el estético en medicina humana que pueden condicionar los parámetros del sondaje. Otro de los factores será la posición del diente o implante por ejemplo. Así en los incisivos la porción anterior del diente exige una colocación del implante de forma yuxtacrestal (Guzmán y col., 2006).

El sondaje como método de valoración clínica, tanto si medimos la profundidad

como el sangrado presenta múltiples inconvenientes, pero aún con ellos se sigue considerando hoy en día, una herramienta útil para la valoración de los implantes dentales. El sondaje debe realizarse siempre ejerciendo una fuerza adecuada de entre 0,20 N y 0,25 N (según los estudios) y se deben tomar los valores de referencia antes y después del procedimiento, para poder compararlos posteriormente, y así evitar errores debidos a la subjetividad del medidor (Lang y col., 2004).

2.14.4. ÍNDICE DE PLACA E ÍNDICE GINGIVAL

Son índices principalmente destinados a valorar la higiene oral y el grado de inflamación de la mucosa. La mayoría de los autores coinciden en la correlación existente entre la higiene oral y la reabsorción ósea peri-implantaria, y por tanto con la posibilidad de fracaso de los implantes. No obstante estos parámetros valorarán de forma indirecta el éxito implantario al ser un buen índice de higiene y limpieza oral (Sanz y Chapple, 2012).

Se han propuesto diferentes índices gingivales para evaluar el estado de los tejidos blandos peri-implantarios, a continuación describimos dos de los más empleados descritos por Lindquist y colaboradores en 1988 (tabla nº5) y por Apse y colaboradores en 1991 (Tabla nº 6):

Índices de placa en implantes	
0	No hay placa visible
1	Acumulación local de placa
2	Acumulación generalizada de > 25%

Tabla nº 5. Índice propuesto por Lindquist y colaboradores (1988).

Índices gingivales en implantes	
0	Mucosa normal
1	Inflamación leve
2	Inflamación moderada
3	Inflamación severa

Tabla nº 6. Índices propuestos por Apse y colaboradores (1991).

2.14.5. MUCOSA QUERATINIZADA

Existe gran controversia acerca de la importancia de este índice para valoración clínica de los implantes dentales. Gobbato y colaboradores (2013) estudiaron diferentes índices clínicos para valorar la supervivencia de un implante en los 6

primeros meses después de la carga del implante (Fig. 30). En esta revisión se incluyeron ocho estudios en la revisión sistemática y siete en los meta-análisis, los resultados fueron que valores bajos (inferiores a 2 mm) se relacionaron con mayor inflamación y menor higiene oral, aunque siempre teniendo en cuenta que son valores indirectos para valorar el éxito definitivo de los implantes y de tenerse en cuenta solo los seis primeros meses.



Fig. 30. Detalles de un paciente sin tejido queratinizado en zona edéntula previo al implante (imagen de la izquierda) y 45 días después con abundante mucosa queratinizada en cara vestibular (imagen de la derecha) (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.actaodontologica.com).

Boynuegri y colaboradores (2013) evaluaron en un estudio prospectivo los niveles de queratinización de 36 implantes colocados en 30 pacientes desdentados a los 12 meses desde su colocación. Los implantes se dividieron en dos grupos con mucosa queratinizada de inferior o superior a 2 mm en cada caso. Se realizaron diferentes mediciones clínicas, así como niveles de factores de crecimiento y de necrosis tumoral. Los resultados mostraron que en aquellos pacientes con adecuada queratinización de la mucosa se relacionó con menos acumulación de placa y de inflamación de la mucosa, así como menores niveles de mediadores de la inflamación.

En general, los estudios más recientes sugieren que una capa adecuada de queratinización se relaciona con menores datos de inflamación y con mejor higiene oral, que podría traducirse en la aparición de menos complicaciones para conseguir el éxito de los implantes dentales.

2.14.6. ANÁLISIS DE LA FRECUENCIA DE RESONANCIA (RFA-OSTELL MENTOR®)

En la primera década del presente siglo, Glauser y colaboradores (2004)

idearon un nuevo método diagnóstico no invasivo para la valoración y seguimiento de implantes dentales, que consistía en medir las frecuencias de resonancia por medio de un transductor unido al implante (Fig. 31). El dispositivo emite en una frecuencia y el implante responde con un rango frecuencias o valores llamados **coeficiente de estabilidad implantaria** (ISQ) asociados al éxito o al fracaso de los implantes según los valores mostrados en la tabla nº 7.

ISQ	Coeficiente de estabilidad implantaria
ISQ < 40	Alta tasa de fracasos
ISQ < 49	Éxito dudoso
ISQ > 49	Alta tasa de éxito
ISQ 60-65	Implantes aptos para carga inmediata

Tabla nº 7. Relación del ISQ con el pronóstico del implante.



Fig. 31. Detalles de la evaluación clínica del implante por el Método Ostell-Mentor® (Imágenes obtenidas de la dirección electrónica www.bjfic.com).

Los valores ISQ son consecuencia de dos factores, por un lado la pérdida ósea vertical y por otro el tipo de hueso. Así valores bajos de ISQ corresponderán a mayor pérdida ósea y peor calidad del hueso (Guzmán y col., 2006).

En un estudio realizado en 208 implantes Straumann® analizados por frecuencia de resonancia medidos en diferentes etapas demostró valores menores de IQS en maxilar frente a los medidos en la mandíbula (Guler y col., 2013).

En 2015, se ha presentado un estudio *in vitro* de una variante del método RFA-OSTELL MENTOR®) midiendo la estabilidad del implante dental mediante el análisis de **frecuencia de resonancia torsional** (TRF). Para esta técnica se ha diseñado un transductor en forma de T, de esta manera se alivia los efectos de la altura de la exposición del implante en las mediciones del transductor clásico del Ostell-ISQ. Los autores concluyen que podría ser en un futuro un método de análisis adecuado de los implantes dentales (Tang y col., 2015).

2.15. MÉTODOS DE EVALUACIÓN HISTOLÓGICA DE LOS IMPLANTES DENTALES

La histología es uno de los métodos clásicos de análisis en la osteointegración de los implantes dentales. Como ventajas presenta que es un método objetivo frente a la mayoría de los métodos no invasivos difíciles de realizar, costosos y en la mayoría de los casos subjetivos, al ser dependientes del cirujano que los realiza. Por otra parte, una de las grandes desventajas que se atribuye a estos sistemas es que, realmente los procesos de osteointegración son dinámicos, mientras los cortes histológicos no dejan de ser fotos estáticas de un momento del proceso. Para evitar esto este tipo de instantáneas deben de tomarse en diferentes momentos del proceso.

Otro de los problemas de este tipo de métodos es que son invasivos, y es necesario una pieza para su fijación y corte, que es posible en estudios tanto *in vitro* como *in vivo* en animales, pero en humana son muy difíciles de realizar a no ser en patologías graves o fracasos que necesiten de exéresis amplias de tejidos (López García, 2006). Las técnicas más empleadas son:

- **Microscopia óptica subjetiva.** Proporciona una descripción de la respuesta de los tejidos. Valora la posición del implante, la estructura del hueso, la respuesta inflamatoria, la respuesta de la interfaz, así como los problemas relacionados con el implante.
- **Marcaje fluorocrómico.** Método que se basa en la afinidad de algunas sustancias como el flúor y el cromo por la hidroxiapatita que van a quelar el calcio. Este depósito sucede al formarse hueso nuevo. Es recomendable hacer, como en la mayoría de estos procesos un control al inicio del proceso. Este tipo de sustancias afines por la hidroxiapatita se administran a los animales de experimentación por diferentes vías.
- **Microrradiografía.** Consiste en el análisis de los diferentes cortes preparados para la observación con microscopio óptico con rayos X. Aporta datos del progreso de la actividad reparadora y de remodelación ósea peri-implantaria (López García, 2006).

2.16. MÉTODOS DE EVALUACIÓN HISTOMORFOMÉTRICA DE LOS IMPLANTES DENTALES

La evaluación histomorfométrica es uno de los métodos más eficaces a la hora de valorar los implantes dentales. Existen diferentes áreas que deben ser estudiadas por este método:

- **Implante**. Se debe valorar la estabilidad, las alteraciones de la superficie y el comportamiento del material.
- **Tejido circundante**. Se estudiará la zona peri-implante, tanto el hueso como el tejido blando que rodea el implante. Debe valorarse la reacción inflamatoria.
- **Interfaz**. Zona directamente adyacente a la superficie del implante. Esta área está determinada por las propiedades físicas, químicas y biológicas del biomaterial.
- **Tejido intersticial**. Tejido que crece dentro de los poros de un implante poroso (López García, 2006).

Existen diferentes métodos para la preparación muestras para el estudio histomorfométrico. Según su naturaleza se clasifican en :

- **Métodos físicos**. Aportan información sobre la densidad ósea, y se emplea por ejemplo para diagnóstico de osteoporosis.
- **Métodos histológicos**. Se puede proceder a la descalcificación o no de la muestra. Aquellas técnicas sin descalcificar aportan más y mejor información. Estos métodos permiten conservar la integridad del tejido óseo y valorar mejor la respuesta al implante (Donath y Rohrer, 2003). El método más empleado en histomorfometría es realizar cortes finos del bloque, incluido previamente en resina y sometido a deshidratación. Existen otras técnicas como el marcaje con fluorocromos y estudio con microscopio de fluorescencia, también reconstrucción a partir de varios cortes.
- **Métodos microanatómicos**. Observan la arquitectura trabecular mediante analizadores de imagen 2D ó 3D.

En el estudio de los implantes en muchas ocasiones se combinan estos métodos. Uno de los más empleados es el que consiste en la observación con el microscopio óptico de la muestra incluida en resinas sin descalcificar en las que se

realizarán diferentes cortes o secciones con el sistema Exakt, y más tarde se tiñen con técnicas específicas (An y col., 2003; Gruber y Ingram., 2003).

Una vez procesadas las muestras deben definirse una serie de parámetros para el estudio del implante, estos han de ser sencillos y que aporten la mayor información posible (Muñoz Guzón, 1999; López García, 2006). En la mayoría de los estudios se emplean:

- **Escalas de clasificación histológica.** Consiste en una evaluación siempre subjetiva de las muestras, asignando unos valores dentro de una escala definida con anterioridad referentes al estado del hueso, interfaz y tejido peri-implante. Al ser subjetivo es necesario definir bien las escalas previamente.
- **Análisis cuantitativo de la interfaz.** Estos métodos analizan mediante programas informáticos (analizadores de imágenes) uno o varios de los diferentes parámetros, los más habituales son:
 - **Porcentaje de contacto con el hueso.** Es la proporción del implante que se encuentra en contacto directo con el tejido óseo. Aquellos implantes con mayor porcentaje de contacto presentarán mayor éxito. El problema es que el intervalo de porcentaje de contacto del hueso con el implante en implantes exitosos oscila entre el 50% y el 90% por lo que existe un rango muy amplio y poco específico para el pronóstico del implante. Estas diferencias se deben al proceso de remodelación que produce cavidades de resorción. adecuado anclaje.

Huang y colaboradores (2013) realizaron un estudio *in vitro* en el que se correlacionaba la estabilidad del implante mediante el método de resonancia (RFA) con el porcentaje de osteointegración, y concluía en que existía una fuerte relación entre porcentaje y los valores de IQS elevados.
 - **Densidad ósea.** Es el porcentaje de relleno óseo en determinadas zonas peri-implantarias. Proporcionará una idea del grado de osteointegración del implante.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS DEL ESTUDIO

3.1. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Este trabajo tratará con los resultados clínicos, radiológicos e histomorfométricos obtenidos de responder a las siguientes preguntas:

1. El lechón de cerdo *mini pig* puede ser un modelo viable en implantología oral.
2. Los implantes dentales de titanio pueden comportarse osteointegrándose igual que en hueso maduro.
3. Tanto el modelo animal, como la osteointegración pueden ser valorados mediante el empleo de la radiología y la histomorfometría ósea.

3.2. OBJETIVOS DEL ESTUDIO

Para poder responder a las cuestiones formuladas en nuestra hipótesis de trabajo, se planteó llevar a cabo un estudio experimental en el que se revisaron los hallazgos clínicos, radiológicos e histológicos en 10 lechones de raza *mini pig* a los que se les colocaron 5 implantes dentales de implantes de titanio a cada uno a la edad de 2,5 meses, y posteriormente se sacrificaron cada 2 meses, excepto los dos últimos que se eutanasiaron con una diferencia de 4,5 meses con respecto a los anteriores: 4,5 (2 animales), 6,5 (2), 8,5 (2), 10,5 (2) y 14,5 (2).

Con ello se pretenden alcanzar los siguientes objetivos generales y específicos que se describen a continuación:

3.2.1. OBJETIVOS GENERALES DEL ESTUDIO

Los objetivos generales de este estudio son:

1. Desarrollar un modelo experimental en lechón de cerdo *mini pig* para implantología oral.
2. Conocer la viabilidad de los implantes dentales de titanio en hueso

inmaduro.

3.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL ESTUDIO

Los objetivos específicos de este estudio son:

1. Establecer un protocolo anestésico eficaz y seguro para este modelo animal.
2. Establecer mejores protocolos para la aclimatación de estos animales tan jóvenes.
3. Estandarizar un posicionamiento radiológico que permita reproducir de manera adecuada las mediciones necesarias en el estudio experimental.
4. Conocer el comportamiento de los implantes de titanio con respecto a los gérmenes dentarios.
5. Estudiar las posibles complicaciones, tanto en el empleo de este animal como modelo experimental, como en el uso de implantes de titanio.
6. Valorar la osteointegración de los implantes dentales mediante histomorfometría.
7. Estudiar las diferencias en cuanto al éxito y al fracaso de los implantes de titanio en función del sexo, la localización y la edad de sacrificio.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. MATERIAL

4.1.1. MATERIAL BIOLÓGICO

Este estudio experimental fue llevado a cabo bajo la aprobación y supervisión del Comité de Ética del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla, en el Departamento de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General de la Defensa, inscrito en el Registro Oficial de Establecimientos de Cría, Suministradores y Usuarios de Animales de Experimentación, en la actividad de usuario con el número de registro 28079-6-A.

Se emplearon para la experiencia 10 lechones de raza *mini pig* de 2 meses de edad y de entre 30 y 35 Kg procedentes del Instituto Tecnológico de Desarrollo Agrario (ITDA) de la Comunidad de Madrid localizado en Aranjuez. Durante la experiencia no hubo bajas antes de la eutanasia de los animales.

En la tabla nº 8 se detallan los datos de los animales incluidos en el estudio:

CERDO Nº	SEXO	EDAD DE ADQUISICIÓN (meses)	EDAD DE COLOCACIÓN IMPLANTES (meses)	EDAD DE SACRIFICIO (meses)
244452	H	2	2,5	4,5
240133	M	2	2,5	4,5
277881	M	2	2,5	6,5
243969	M	2	2,5	6,5
1661	M	2	2,5	8,5
1667	H	2	2,5	8,5
1664	H	2	2,5	10,5
1665	M	2	2,5	10,5
1559	M	2	2,5	14,5
1560	H	2	2,5	14,5

Tabla nº 8. Datos generales de los animales empleados en el estudio.

Los animales permanecieron 15 días antes de la colocación de los implantes en las instalaciones del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla para lograr su aclimatación, tanto a las nuevas instalaciones como a la alimentación, y antes de la intervención se sometieron a una exploración clínica completa.

El cuidado de los animales y su manipulación fue realizado por miembros del Servicio de Cirugía Experimental del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla.

4.1.2. INSTALACIONES

El estudio experimental se realizó en el Servicio de Cirugía Experimental del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla, que cuenta con las siguientes instalaciones:

- Hospitalización, para el alojamiento de los cerdos *mini pig* en condiciones higiénico-sanitarias adecuadas.
- Área quirúrgica, compuesta por una sala de preanestesia o preparación, sala de lavado quirúrgico (Fig. 32), dos quirófanos y una sala de recuperación.
- Sala de radiología, donde se realizaron los estudios radiológicos



Fig. 32. Sala de lavado quirúrgico del Servicio de Cirugía Experimental del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla.

El **estudio histológico** se llevó a cabo en las instalaciones del Hospital Clínico Veterinario Universitario de la Fundación Rof Codina de la Universidad de Santiago de

Compostela.

El **tratamiento de los datos estadísticos** se realizó en el Centro de Servicios Informáticos de la Universidad Complutense de Madrid.

4.1.3. MATERIAL QUIRÚRGICO

El material empleado en la preparación del campo quirúrgico fue el habitual para la realización de cualquier procedimiento quirúrgico:

- Lavados del campo con povidona yodada de lavado quirúrgico (Betadine Lavado Quirúrgico[®], Asta Medica, S.A., Madrid, España), solución antiséptica (Betadine solución antiséptica[®]) y alcohol etílico 96°.
- Esparadrapo hipoalérgico (Micropore, Minnsesota, EE.UU.).
- Paños de campo estériles de tela y de plástico desechable (Buster Sterile[®], KRUIUSE, Marslev, Dinamarca).

El material quirúrgico general empleado para la ejecución de las técnicas fue el habitual para la realización de cualquier intervención quirúrgica:

- Pinzas de Backhaus.
- Mango de Bisturí nº 3, con hoja de bisturí del nº 15.
- Pinzas de disección Adson con y sin dientes.
- Tijeras de Metzenbaum.
- Pinzas de Halstead.
- Portaagujas de Mayo-Hegar.
- Tijeras de Mayo (AESCULAP[®], Tuttlingen, Alemania).

El material de colocación de implantes empleado estaba compuesto por:

- Elevador dental (AESCULAP[®]).
- Periostotomo y separador (AESCULAP[®]).
- Forceps rectos y curvos de diferentes tamaños (AESCULAP[®]).
- Caja quirúrgica de colocación de implantes Klockner[®] (Klockner S.A., Barcelona, España) para implantes dentales del sistema SK.
- 50 implantes Klockner[®] (Klockner S.A.) autorroscados de sistema SK de titanio sometidos a un procedo de pasivización con ácido clorhídrico y

después esterilizados de 3,8 mm de diámetro y de 12 mm de longitud (Figs. 33 y 34).

- Micromotor dental Suni® (Satelec® Z.I. du Phare, Merignac, Francia).

El material de sutura empleado en el cierre del abordaje fue material reabsorbible de ácido poliglicólico 2/0 (Vicryl®, Ethicon, Endo-Surgery (Europe) Johnson & Johnson, Alemania) para el cierre del colgajo mucoso intraoral y seda 2/0 (Seda-silk®, Ethicon, Endo-Surgery (Europe) Johnson & Johnson) para el cierre de la incisión cutánea.




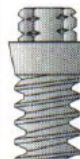
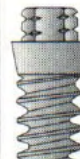



Length	6	8	10	12	14	16	18
							
	Ref.	S-3808	S-3810	S-3812	S-3814	S-3816	S-3818

Fig. 33. Esquema de los implantes Klockner® SK empleados según longitud (Imagen tomada de la dirección electrónica de www.klockner.es).



Fig. 34. Implantes Klockner® SK empleados.

4.1.4. MATERIAL ANESTÉSICO

El material empleado para la monitorización anestésica de los animales fue:

- **Máquina de anestesia con vaporizador de isofluorano:** JULIAN DRÄGER SA 2 (Drägerwerk Aktiengesellschaft, Dräger Medizintechnik GmbH, Alemania).
- **Pulsioxímetro:** DRÄGER PM 8014.
- **Capnómetro:** DRÄGER PM 8050.

Los fármacos anestésicos utilizados siempre fueron destinados para que el paciente se encontrara en todo momento en un plano anestésico balanceado. Mediante la aplicación de un Protocolo Normalizado de Trabajo, los fármacos empleados en las distintas anestесias fueron:

- **Premedicación anestésica:**
 - Carazolol (Suacron[®], DIVASA-FARMAVIC, S.A., Barcelona, España).
 - Azaperona (Stresnil[®], ESTEVE VETERINARIA, Barcelona, España).
 - Atropina (Atropina B. Braun, GRUPO B. BRAUN ESPAÑA, Barcelona, España).
- **Inducción anestésica:**
 - Ketamina (Imalgene[®] 1000; Merial Laboratorios, S.A., Barcelona, España).
 - Midazolam (Dormicun[®]; Roche Farma, S.A., Madrid, España).
 - Lidocaina (Xilonibsa[®] aerosol 10%, INIBSA DENTAL, S.L.U., Barcelona; España).
- **Mantenimiento anestésico:**
 - Isoflurano (Forane[®], Abbott Laboratorios S.A., Madrid, España).
 - Óxido nitroso.
- **Analgesia preoperatoria:**
 - Buprenorfina (Buprex[®], ESTEVE VETERINARIA).
- **Analgesia postoperatoria:**
 - Meloxicam (Metacam[®], Boehringer Ingelheim España, S.A.;

División Veterinaria, Barcelona, España).

El circuito anestésico utilizado fue un circuito cerrado con respirador incorporado en la máquina anestésica modelo Julian SA 2 (Dräger®).

4.1.5. MATERIAL RADIOLÓGICO

El material usado para la realización de los controles radiológicos fue:

- **Aparatos de Rayos-X:** Generador Millennium de rayos X de Sedecal® (Sedecal USA Inc., Illinois, EE.UU.).
- **Películas radiográficas ortocromáticas (Verde):** Kónica X-Ray Film Medical MG-SR (de velocidad estándar, alta resolución y contraste medio) (Konica®, Sakura Productos Hospitalarios, Madrid, España).
- **Chasis:** KODAK X-OMATIC Cassette (Eastman Kodak Company, New York, EE.UU.).
- **Material de Revelado:** Reveladora FUJI® FPM 100 (FUJIFILM Europe GmbH, Barcelona, España) y líquidos KODAK para revelado automático: Revelador KODAK RP X-OMAT EX y fijador KODAK RP X-OMAT LO (Kodak, S.A., París, Francia).

4.2. MÉTODOS

4.2.1. PROTOCOLO GENERAL

El estudio realizado se fundamenta en la valoración de la osteointegración de 50 implantes dentales colocados en 10 cerdos *mini pigs* en crecimiento.

Se colocarán 5 implantes por animal mediante un abordaje intraoral. Todos los implantes se posicionarán en el lado izquierdo: 3 en la mandíbula y 2 en el maxilar (Tabla nº 9). Además se colocará un marcador en el ángulo mandibular a través de un abordaje externo a los 2,5 meses de edad en mismo lado donde se coloquen los implantes.

Los animales serán sacrificados a intervalos de 2 meses, excepto el último lote que se realizará 4 meses después del anterior.

Nº	Nº ANIMAL	SEXO	MESES IMPLANTE	MESES SACRIFICIO	LOCALIZACIÓN	MAXILAR (S)/ MANDÍBULA (I)	ÉXITO
1	244452	H	2,5	4,5	1	S	S
2	244452	H	2,5	4,5	2	S	S
3	244452	H	2,5	4,5	3	I	S
4	244452	H	2,5	4,5	1	I	N
5	244452	H	2,5	4,5	2	I	S
6	240133	M	2,5	4,5	1	S	S
7	240133	M	2,5	4,5	2	S	S
8	240133	M	2,5	4,5	3	I	S
9	240133	M	2,5	4,5	1	I	S
10	240133	M	2,5	4,5	2	I	S
11	277881	M	2,5	6,5	1	S	N
12	277881	M	2,5	6,5	2	S	N
13	277881	M	2,5	6,5	3	I	S
14	277881	M	2,5	6,5	1	I	N
15	277881	M	2,5	6,5	2	I	S
16	243969	M	2,5	6,5	1	S	S
17	243969	M	2,5	6,5	2	S	N
18	243969	M	2,5	6,5	3	I	N
19	243969	M	2,5	6,5	1	I	N
20	243969	M	2,5	6,5	2	I	S
21	1661	M	2,5	8,5	1	S	N
22	1661	M	2,5	8,5	2	S	S
23	1661	M	2,5	8,5	3	I	N
24	1661	M	2,5	8,5	1	I	S
25	1661	M	2,5	8,5	2	I	S
26	1667	H	2,5	8,5	1	S	S
27	1667	H	2,5	8,5	2	S	S
28	1667	H	2,5	8,5	3	I	N
29	1667	H	2,5	8,5	1	I	N
30	1667	H	2,5	8,5	2	I	N
31	1664	H	2,5	10,5	1	S	N
32	1664	H	2,5	10,5	2	S	N
33	1664	H	2,5	10,5	3	I	N
34	1664	H	2,5	10,5	1	I	N
35	1664	H	2,5	10,5	2	I	N
36	1665	M	2,5	10,5	1	S	S
37	1665	M	2,5	10,5	2	S	N
38	1665	M	2,5	10,5	3	I	N
39	1665	M	2,5	10,5	1	I	S
40	1665	M	2,5	10,5	2	I	N
41	1559	M	2,5	14,5	1	S	S
42	1559	M	2,5	14,5	2	S	S
43	1559	M	2,5	14,5	3	I	S
44	1559	M	2,5	14,5	1	I	S
45	1559	M	2,5	14,5	2	I	S

46	1560	H	2,5	14,5	1	S	S
47	1560	H	2,5	14,5	2	S	S
48	1560	H	2,5	14,5	3	I	S
49	1560	H	2,5	14,5	1	I	N
50	1560	H	2,5	14,5	2	I	N
	TOTALES				50	50	29

Tabla nº 9. Datos de los implantes colocados: Tiempo de colocación (Edad del sacrificio del animal), localización del implante (S: Maxilar, I: Mandíbula) y éxito o fracaso (S: Éxito, N: Fracaso).

4.2.2. MÉTODO OPERATORIO

En este apartado se describe la metodología empleada antes, durante y después de la intervención quirúrgica. El protocolo de anestesia y cirugía fue el mismo para todos los animales.

4.2.2.1. MÉTODO ANESTÉSICO

Los animales se mantuvieron en ayunas de comida 12 horas y 4 horas de agua previas a la intervención. El día previo a la colocación de los implantes se realizó exploración clínica completa de los animales.

El protocolo anestésico empleado se detalla en la tabla nº 10.

<p>1. PREANESTESIA:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Carazolol (Suacron[®]) ----- 0,1 mg/10 kg (0,2 ml/10 kg)/IM • Azaperona (Stresnil[®]) ----- 1 mg/10 kg (0,25 ml/10 kg)/IM • Atropina ----- 0,1 mg/10 kg (0,1 ml/10 kg)/IM <p>2. INDUCCIÓN:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ketamina 1000 (Imalgene[®]) ----- 5 mg/kg (0,5 ml/10 kg)/IM • Midazolam (Dormicun[®]) ----- 0,5 mg/kg (1 ml/10 kg)/IM • Lidocaina en Spray (Xilonibsa[®]) -----2-3 pulverizaciones. <p>3. MANTENIMIENTO:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Oxígeno ----- 40%. • Protóxido de nitrógeno ----- 60%. • Isoflurano (Forane[®]) ----- 1-2 litros. <p>4. ANALGESIA INTRAOPERATORIA Y POSTOPERATORIA:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Buprenorfina (Buprex[®]) ----- 0,01 mg/kg/IM • Meloxicam (Metacam[®]) ----- 2ml/animal/IM
--

Tabla nº 10. Fármacos empleados en el procedimiento anestésico.

El método preoperatorio se inició con el registro exacto del peso del animal antes de la intervención y se procedió a su premedicación anestésica mediante la administración conjunta de carazolol a dosis de 0,1 mg/10 kg (0,2 ml/10 kg). azaperona a dosis de 1 mg/10 kg (0,25 ml/10 kg) y atropina a dosis de 0,1 mg/10 kg (0,1 ml/10 kg) por vía intramuscular (Fig. 35).

La inducción anestésica de cada paciente se realizó con la administración conjunta de ketamina 1000 a dosis de 5 mg/kg (0,5 ml/10 kg) y midazolam a dosis de 0,5 mg/kg (1 ml/10 kg) por vía intramuscular. Una vez conseguida la inducción anestésica, se procedió a la intubación del paciente con una sonda endotraqueal previa administración de 2-3 pulverizaciones de lidocaína en Spray (Xilonibsa®) sobre la laringe del animal (Figs. 36 y 37).

La sonda endotraqueal se conectó a un vaporizador de isoflurano mediante un circuito semicerrado Matrix con un flujo de aire de entre 1-2 litros por minuto y una concentración de mantenimiento de isoflurano (1-2%) (Fig. 38).

La máquina anestésica dispuso del mantenimiento anestésico por isoflurano y de monitorización electrónica de frecuencia cardíaca, electrocardiograma, presión arterial no invasiva, saturación de oxígeno arterial, frecuencia respiratoria, niveles de CO₂ inspirado/espirdo, porcentaje de isoflurano inhalado/exhalado, volumen tidal y volumen minuto de cada ventilación (Fig. 39).

La analgesia intraoperatoria se cubrió con la administración intramuscular de buprenorfina a dosis de 0,01 mg/Kg en 1 dosis preoperatorio y para la analgesia postoperatoria se aplicó meloxicam intramuscular a dosis de 2 ml/animal en dosis única durante la cirugía.



Fig. 35. Detalle de los lechones premedicados y transportados al quirófano para su inducción.



Fig. 36. Detalle del empleo de anestésico local en spray previo a la intubación.



Fig. 37. Detalle de la intubación con la ayuda del laringoscopio.

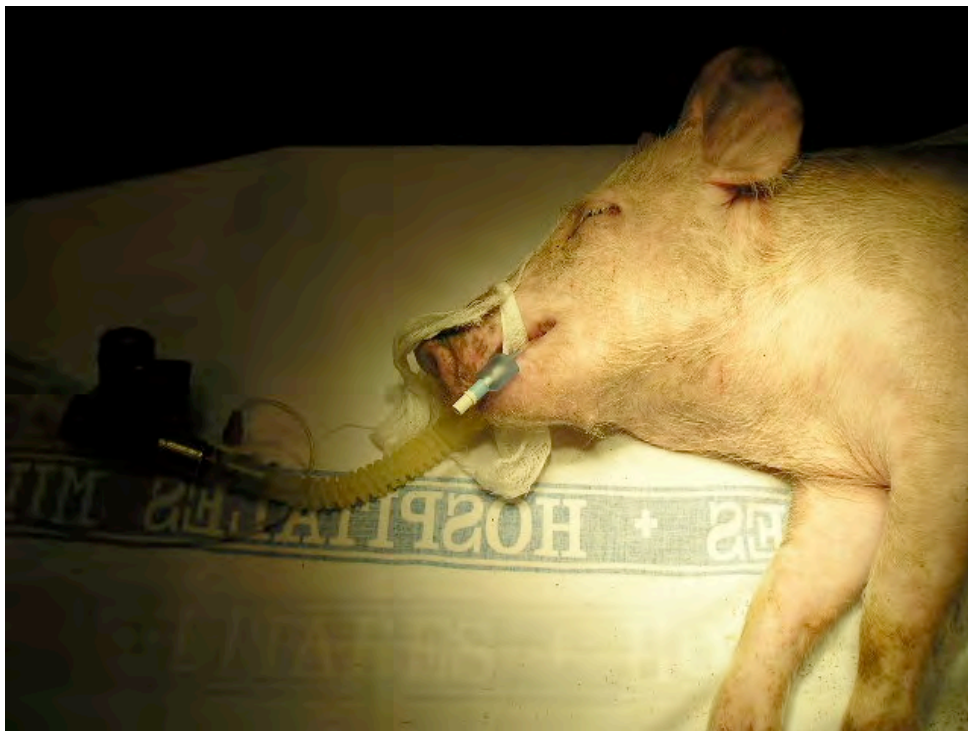


Fig. 38. Detalle del lechón conectado al sistema anestésico.



Fig. 39. Monitorización de los lechones durante la cirugía.

4.2.2.2. MÉTODO QUIRÚRGICO

4.2.2.2.1. Preparación del campo quirúrgico

Una vez anestesiado e intubados los lechones se procedió a la preparación del campo quirúrgico para la colocación de los marcadores. La preparación del área quirúrgica en todos los casos se llevó a cabo siguiendo el protocolo habitual para una cirugía rigurosamente aséptica. En primer lugar se procedió al rasurado del área quirúrgica en la que se iba a colocar el marcador (Fig. 40).

Se realizaron sucesivos lavados con una solución jabonosa de povidona yodada (Betadine de lavado quirúrgico®) y alcohol 96° (Fig. 41). Después de el último lavado se limitó el campo quirúrgico con paños estériles para aislar el área quirúrgica previamente lavada y en función del abordaje requerido, el animal se colocó en decúbito lateral derecho (Fig. 42).



Fig. 40. Detalle del rasurado de la zona quirúrgica.



Fig. 41. Detalle de la preparación del campo quirúrgico, una vez realizados los lavados con povidona iodada y alcohol.



Fig. 42. Detalle del campo quirúrgico listo para comenzar la colocación de los implantes. Sobre el paño estéril de tela se colocó un paño impermeable de plástico.

4.2.2.2.2. Abordaje de los alvéolos dentarios para la extracción de los dientes de leche

Una vez preparado el campo quirúrgico se realizó un abordaje intraoral para proceder a la extracción de los dientes de leche. De esta manera fue posible en el mismo acto quirúrgico dejar espacio para la colocación de los implantes dentales.

Para este procedimiento primero se realizó una incisión con bisturí para tener un colgajo por la cara vestibular, y así facilitar el posterior abordaje a la pieza mediante el elevador.

4.2.2.2.3. Colocación de los implantes

Primero se realizó la extracción de los dientes premolares del lado izquierdo, tres o dos en la mandíbula y dos el maxilar siempre los más rostrales de los lechones.

Con un fórceps se luxó el ligamento apical de forma cuidadosa, para no fracturar las raíces, y finalmente se extrajo la pieza dejando al descubierto el alveolo dentario listo, para la colocación del implante.

A continuación, se llevó a cabo la colocación de los implantes autorroscados Klockner® del tipo SK desarrollados por el Dr. Alejandro Padrós de la medida de 3,8 mm de diámetro y 12 mm de longitud.

El instrumental empleado para la colocación de los implantes fue el recomendado y suministrado por el fabricante. Antes de la realización de la incisión con el bisturí se limpió la zona con una solución de povidona iodada, después incidió la mucosa hasta llegar al periostio. Después se emplearon diferentes fresas (de iniciación, avellanadora y helicoidal) con irrigación interna. Más tarde, se realizaron los últimos ajustes mediante el mensurador y las fresas helicoidales de 1,8 y 2,6 mm de diámetro. Por último se empleó el iniciador para hacer la rosca del implante y después se colocaron los implantes mediante un atornillador (Figs. 43 a 53).

En todos los animales se situaron 3 implantes en la mandíbula y 2 en el maxilar del lado izquierdo.

4.2.2.2.4. Cierre del abordaje intraoral

Después de colocar los implantes se procedió a cubrir el defecto con un colgajo de mucosa y se suturó mediante sutura reabsorbible de ácido poliglicólico de 2/0 (Vicryl®)(Figs. 54 y 55). Estos implantes fueron enterrados, ya que no sería cargados en el futuro.

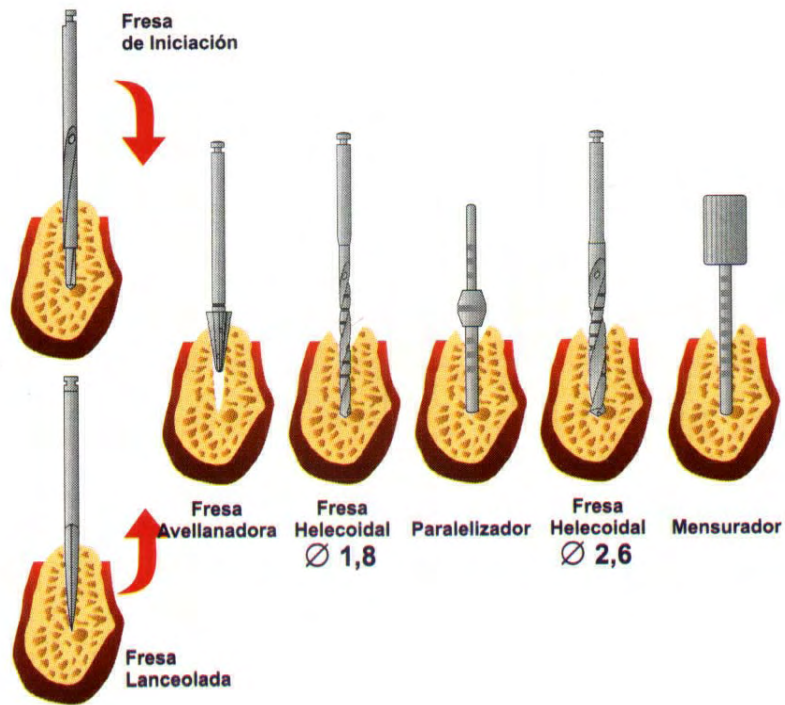


Fig. 43. Secuencia de la colocación de implantes Klockner de 3,8 mm del sistema SK (Imagen extraída de la página web de Klockner S.A.(www.klockner.es)



Fig. 44. Una vez hecha la incisión con el bisturí se accedió al periostio.

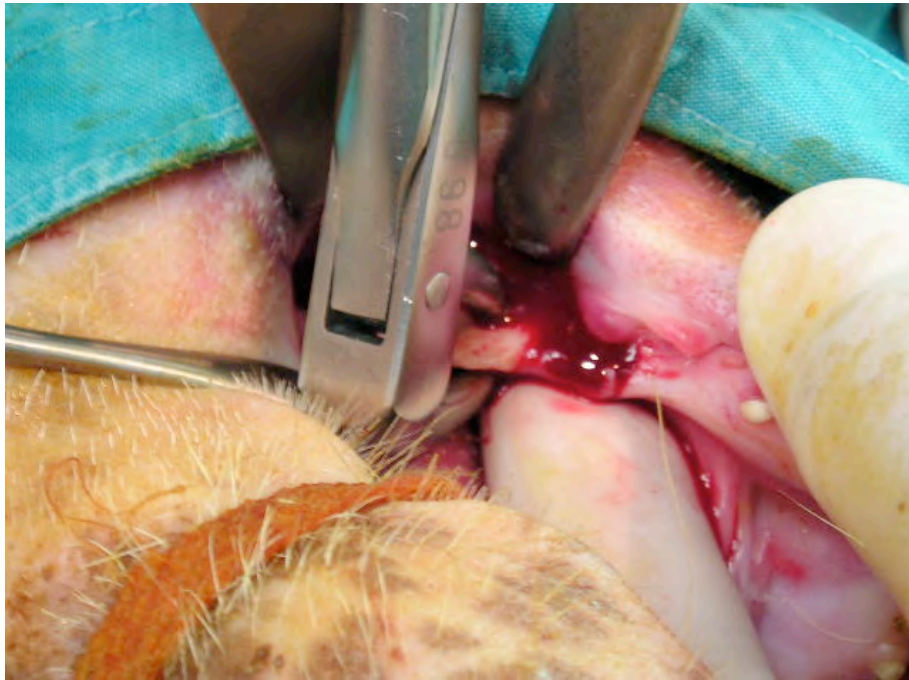


Fig. 45. Detalle de la exodoncia de los premolares mediante el empleo de un fórceps.

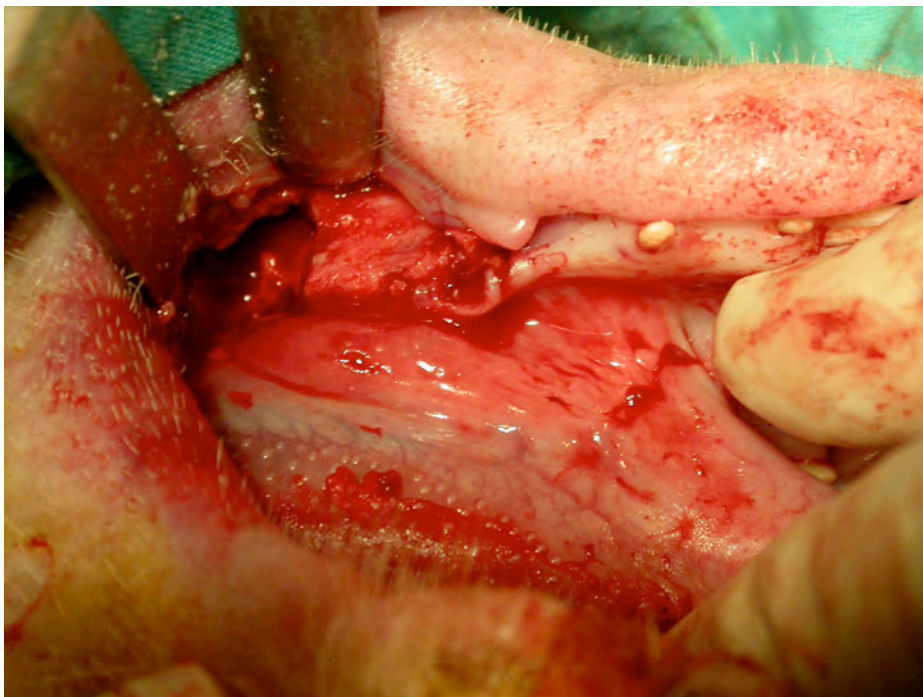


Fig. 46. Detalle del alveolo expuesto ya sin pieza.



Fig. 47. Detalle de las piezas exodonciadas.

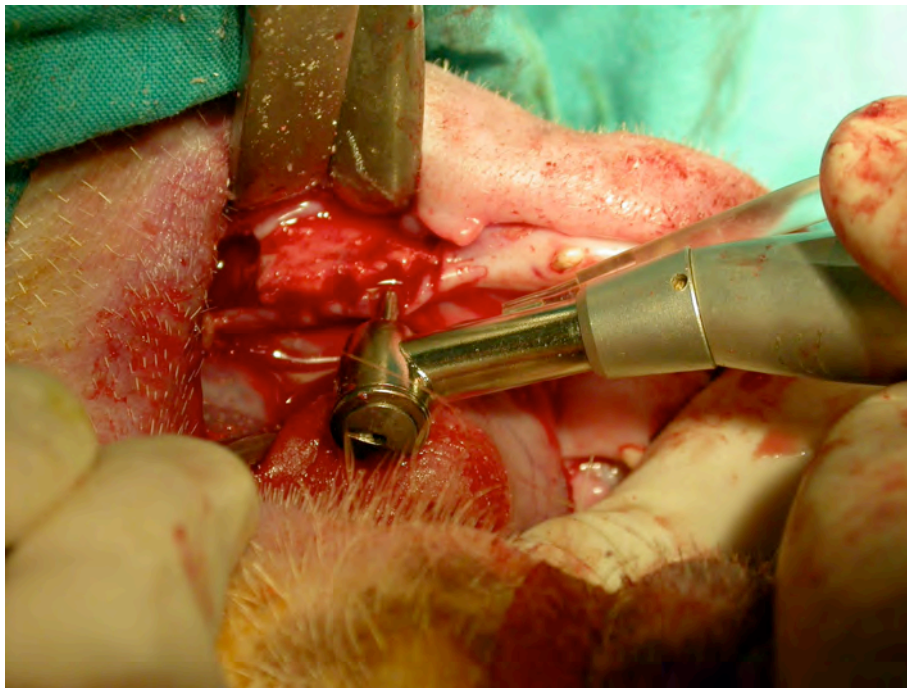


Fig. 48. Detalle de la preparación del alveolo para la colocación del implante.

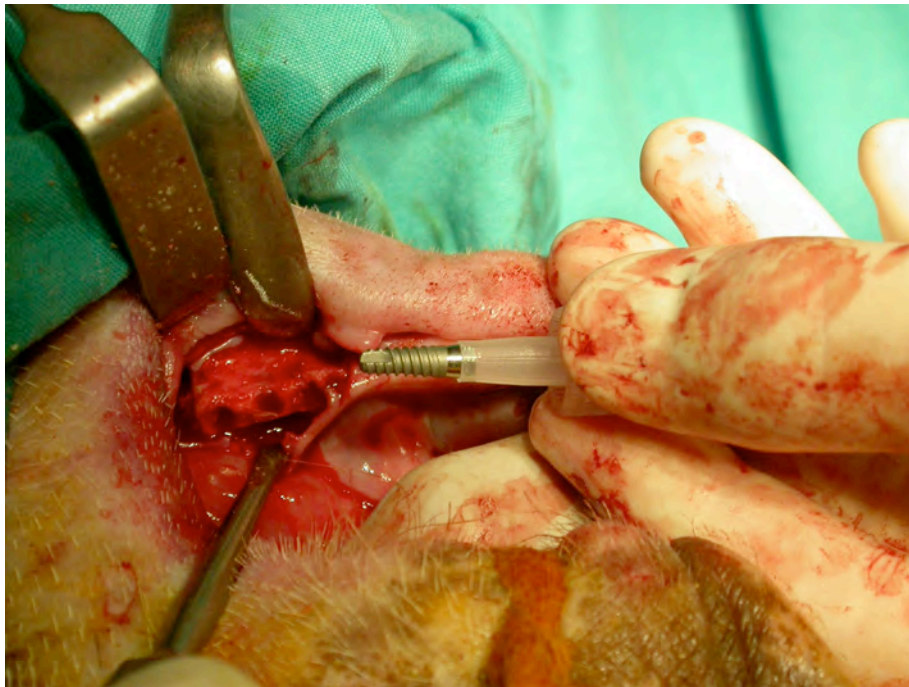


Fig. 49. Detalle de la presentación del implante, con el hueso ya preparado.

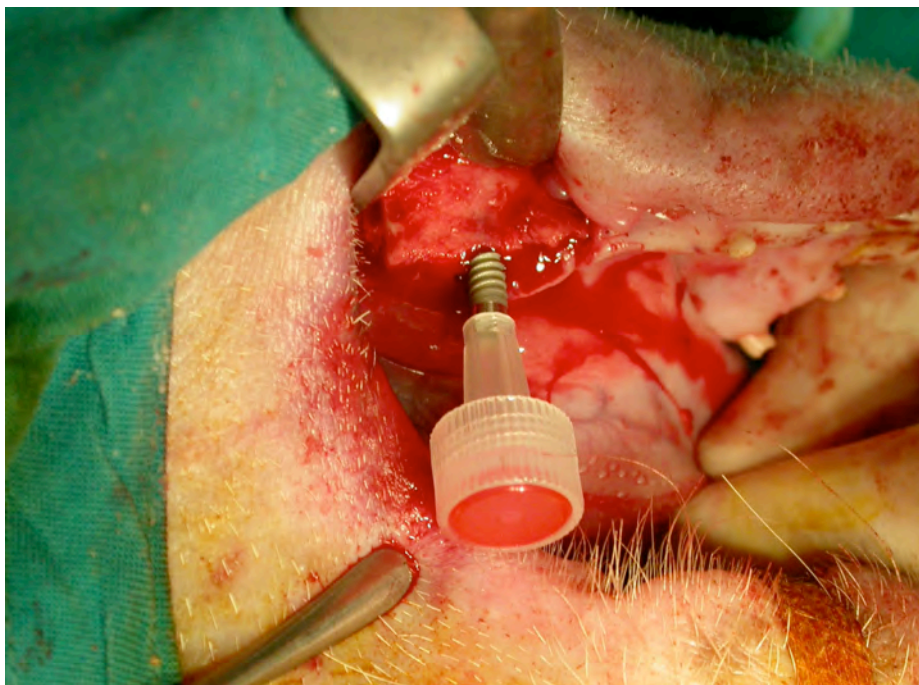


Fig. 50. Detalle de la colocación del implante.



Fig. 51. Detalle del implante parcialmente progresado.

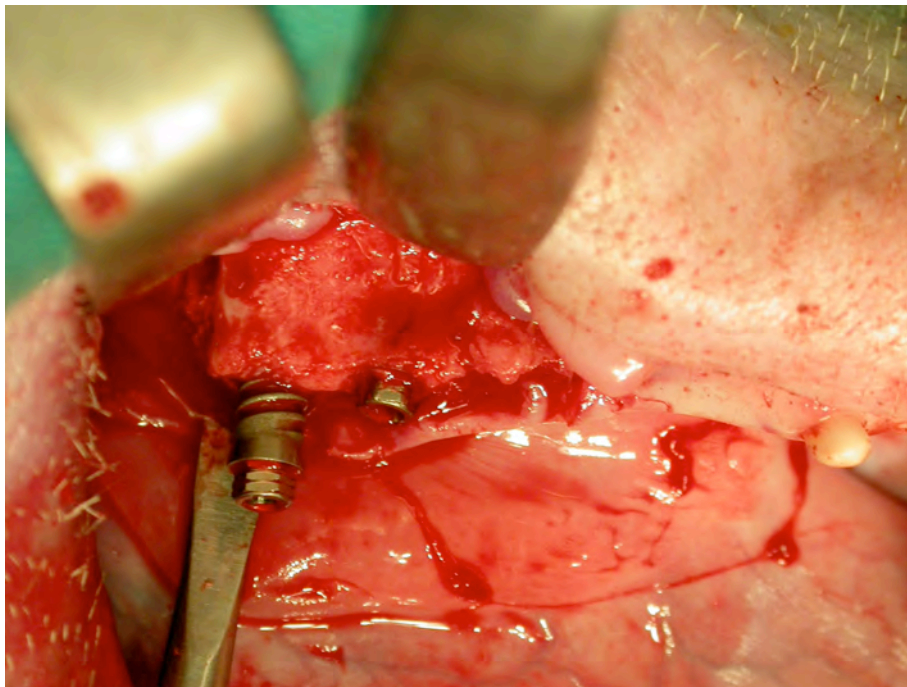


Fig. 52. Detalle de la colocación del segundo implante, en este caso en el maxilar.

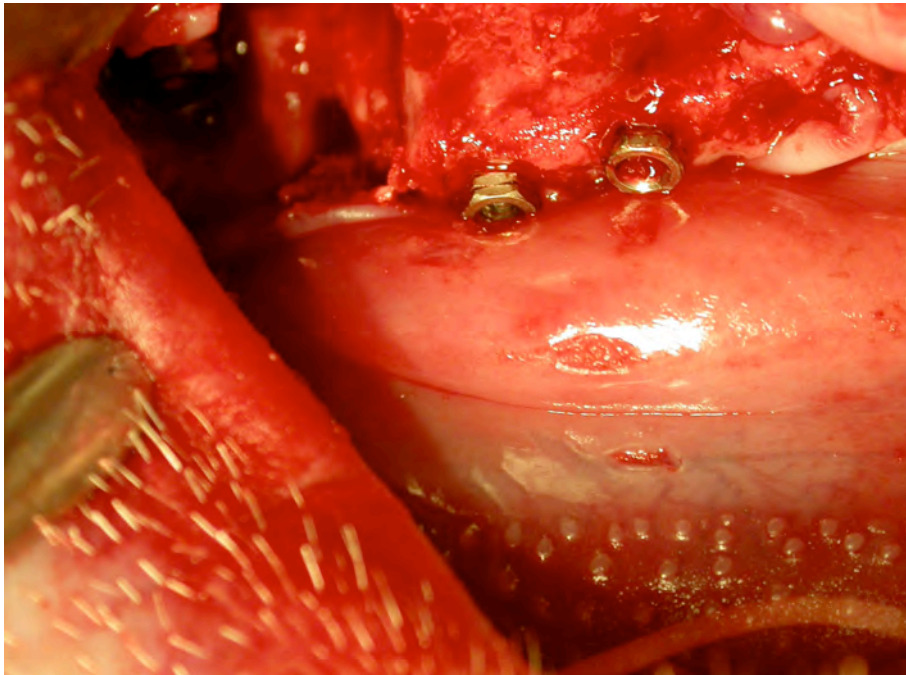


Fig. 53. Detalle de los implantes recién colocados.

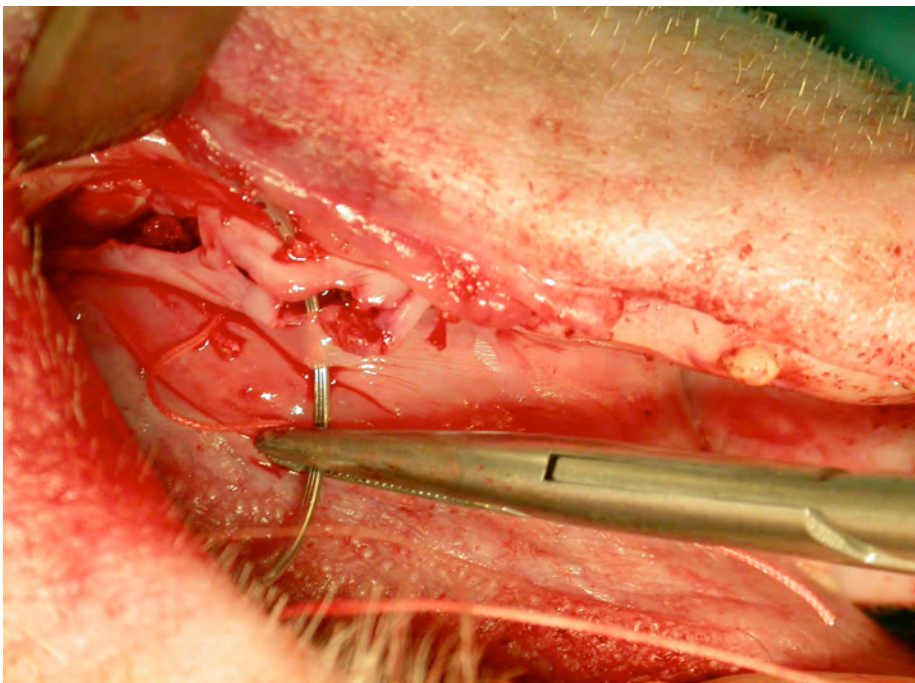


Fig. 54. Detalle de la sutura de la mucosa con material reabsorbible.

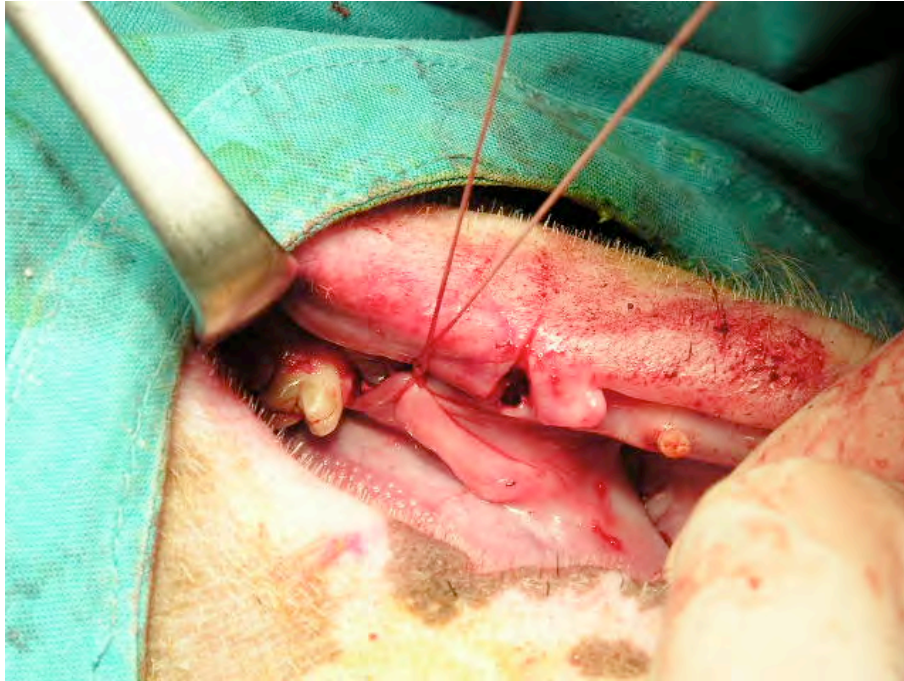


Fig. 55. Detalle del anudado la sutura.

4.2.2.2.5. Colocación del marcador

Una vez colocados los implantes dentales se procedió a la colocación del marcador en el ángulo mandibular. Para ello una vez preparado el campo quirúrgico, se realizó primero una incisión en piel y tejido subcutáneo, hasta alcanzar el periostio localizado en el ángulo mandibular. Una vez reconocido el lugar, se situaron los marcadores que para este caso se emplearon minitornillos de los utilizados para ortodoncia de la casa Klockner[®].

Por último, tras la colocación del marcador se procedió a la sutura de la incisión de piel con sutura de seda de 2/0 (Figs. 56 a 61).



Fig. 56. Detalle de la incisión en la piel con el bisturí.

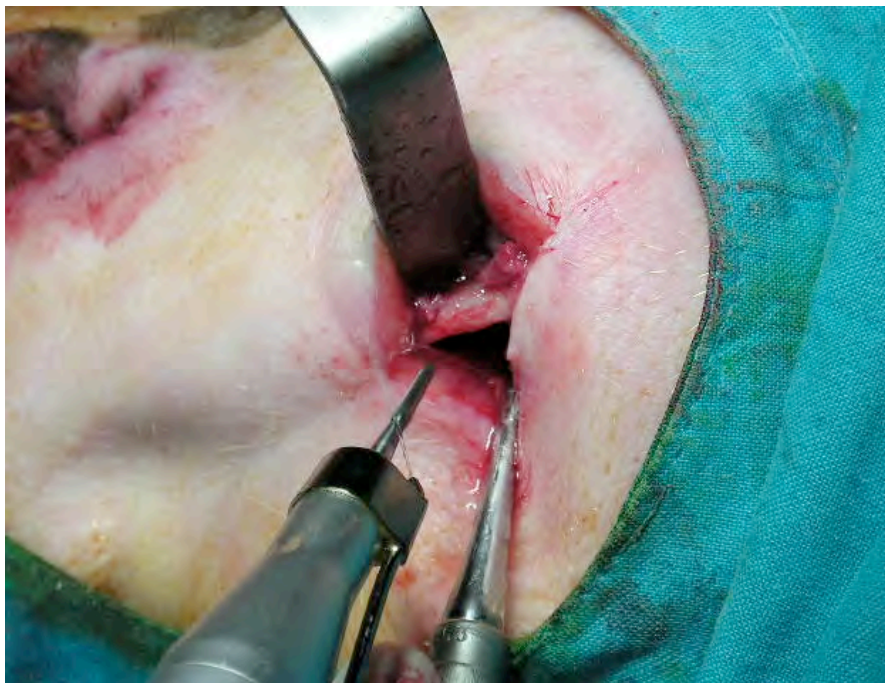


Fig. 57. Detalle del hueso expuesto, una vez disecado el tejido subcutáneo.

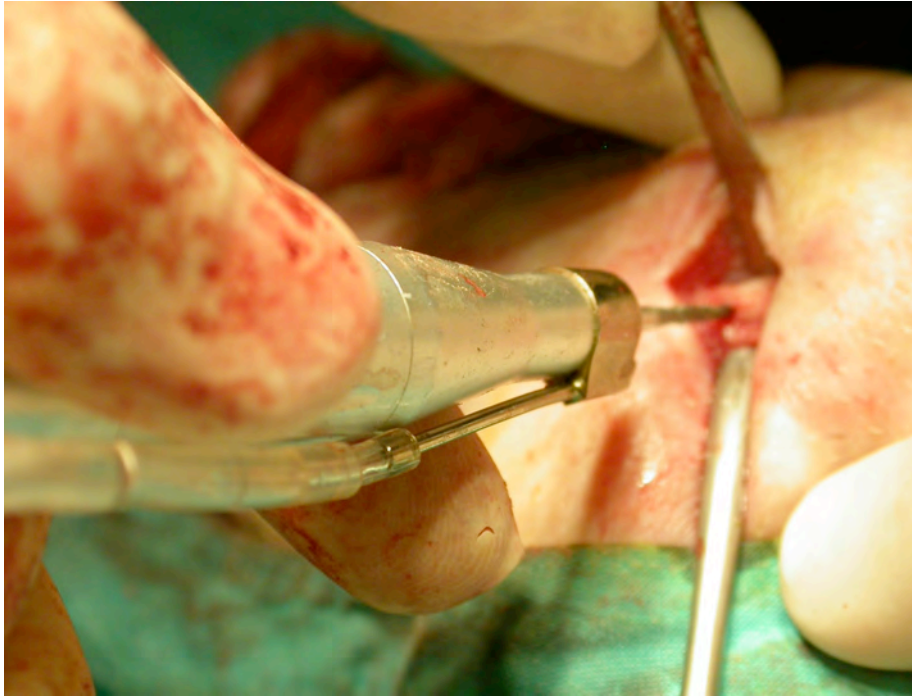


Fig. 58. Detalle de la realización del taladro en el ángulo mandibular.

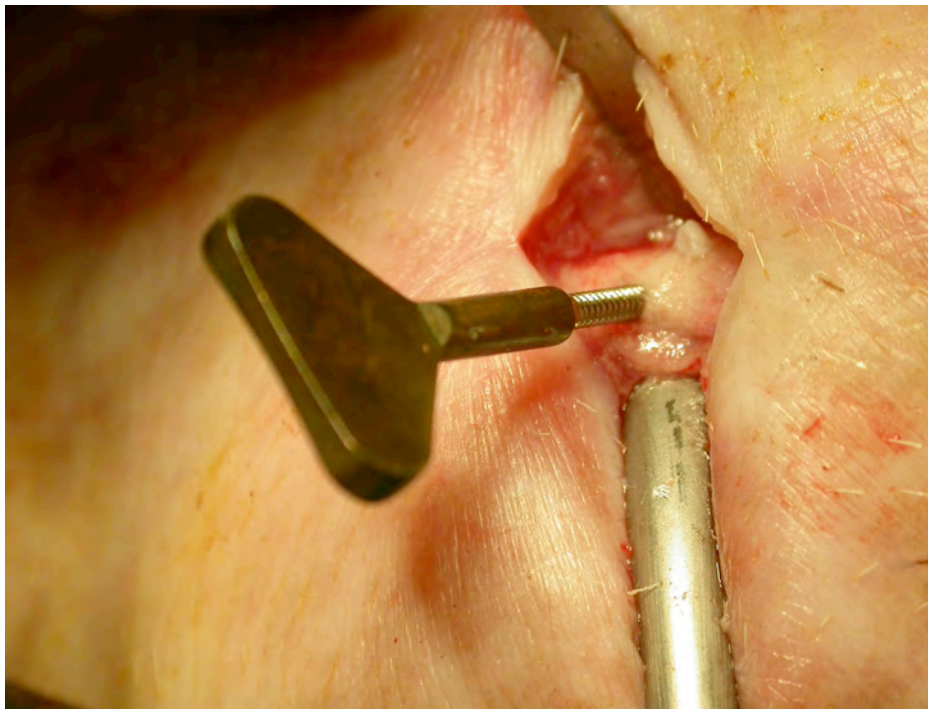


Fig. 59. Detalle de la colocación del marcador.

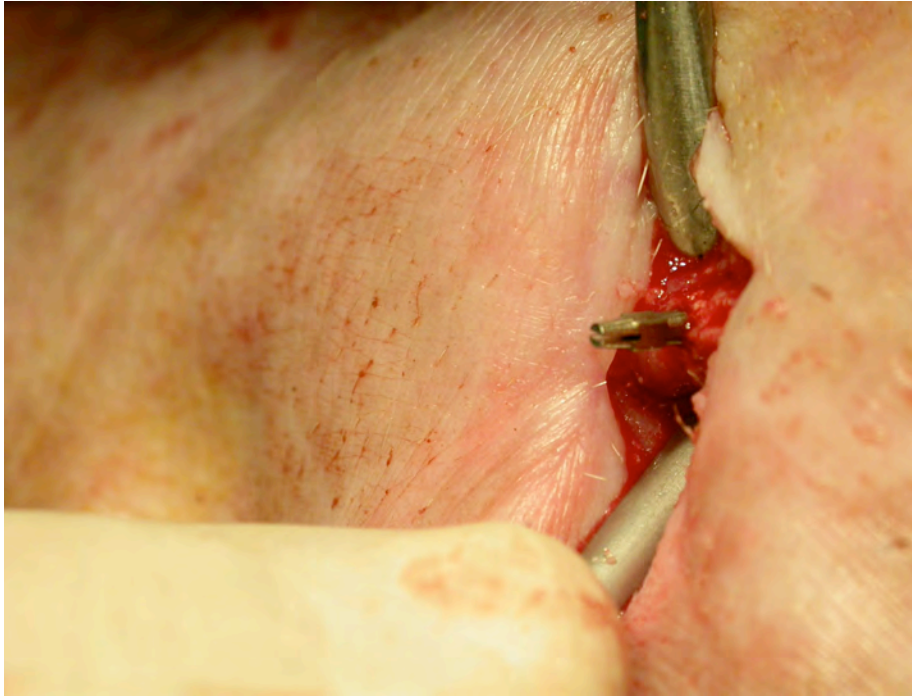


Fig. 60. Detalle del marcador una vez introducido.



Fig. 61. Detalle de la sutura de la incisión de piel con con sutura de seda de 2/0.

4.2.2.3. MÉTODO POSTOPERATORIO INMEDIATO

Inmediatamente después de la intervención quirúrgica, los animales se acomodaron en las jaulas de reanimación para su estrecha vigilancia.

En el periodo postoperatorio inmediato se pautó amoxicilina a dosis de 15 mg/Kg en dosis única (Clamoxyl Veterinaria LA[®], Zoetis Spain, S.L., Madrid, España). Una vez conseguido un buen nivel de consciencia fueron llevados a sus boxes (Fig. 62).



Fig. 62. Detalle de la sala de recuperación.

4.2.2.4. MÉTODO POSTOPERATORIO A LARGO PLAZO

Después de la intervención, los animales fueron mantenidos en sus respectivos boxes, realizándose cuidado de las heridas quirúrgicas y retirando los puntos de seda de la incisión del marcador a la semana de la cirugía.

Los cerdos fueron alimentados con una mezcla completa de alimento extrusionado de lechones hasta el momento del sacrificio.

4.2.2.5. EUTANASIA

Los animales fueron eutanasiados de forma humanitaria con pentobarbital sódico (Dolethal®; Vetoquinol Especialidades Veterinarias S.A., Madrid, España) de acuerdo al proyecto presentado y aceptado por la Comisión Ética del Hospital General de la Defensa Gómez-Ulla y a los diferentes meses desde la colocación de los implantes según el lote al que pertenecieran.

4.2.3. MÉTODO DE VALORACIÓN RADIOLÓGICA

Durante el estudio se evaluó radiológicamente los implantes, tanto en el momento de su colocación, como en el momento del sacrificio. Se realizaron mediante radiología convencional tres proyecciones: dos laterales, una con la boca abierta y otra con la boca cerrada, y una dorsoventral

Se decidió tomar como proyección estándar la latero-lateral con boca cerrada al ser la que permitía la observación del marcador en toda su longitud (Figs. 63 y 64).



Fig. 63. Proyección laterolateral con boca cerrada postoperatoria.



Fig. 64. Proyección laterolateral con boca cerrada una vez sacrificado al animal.

Tomando como base la proyección laterolateral con la boca cerrada, se realizaron las siguientes mediciones (tanto en el momento de la colocación, como del sacrificio):

- **Distancia implante/marcador superior (INCREMENTO DIT MS)**: Es la distancia entre el borde oral y caudal del implante con respecto al borde superior del marcador (Fig. 65).
- **Distancia implante/marcador inferior (INCREMENTO DIT MI)**: Es la distancia entre el borde inferior y caudal del implante con respecto al borde inferior del marcador. Ésta medida y la anterior se realizaron para valorar el crecimiento a distancia del hueso con respecto al implante (Fig. 65).
- **Distancia implante/borde óseo (INCREMENTO DIST BOR OSS)**: Es la distancia entre el borde apical del implante y el borde óseo inferior en la mandíbula y con el límite superior del hueso nasal en el maxilar. Esta medida se decidió para valorar el crecimiento vertical del hueso con respecto al implante (Fig. 66).
- **Distancia entre implantes (INCREMENTO DIST SUP 1-2, INF 1-2, SUP 1-3, INF 1-3, SUP 2-3, INF 2-3)**: Estas medidas se realizaron entre

los diferentes implantes de maxilar y mandibular respectivamente, tomando como referencia los bordes superiores y más próximos de los implantes. Con estas medidas se intentó conocer si existía crecimiento óseo, diferente a osteointegración alrededor de los implantes (Fig. 67).

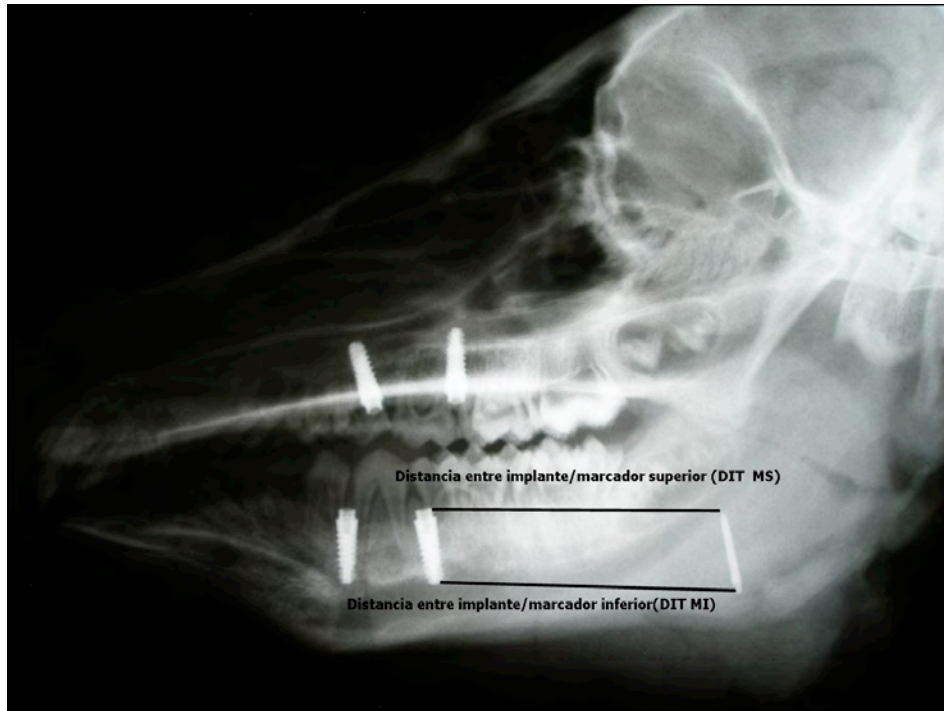


Fig. 65. Detalle de las distancias entre el implante y el marcador superior (DIT MS) y el implante y el marcador inferior (DIT MI).

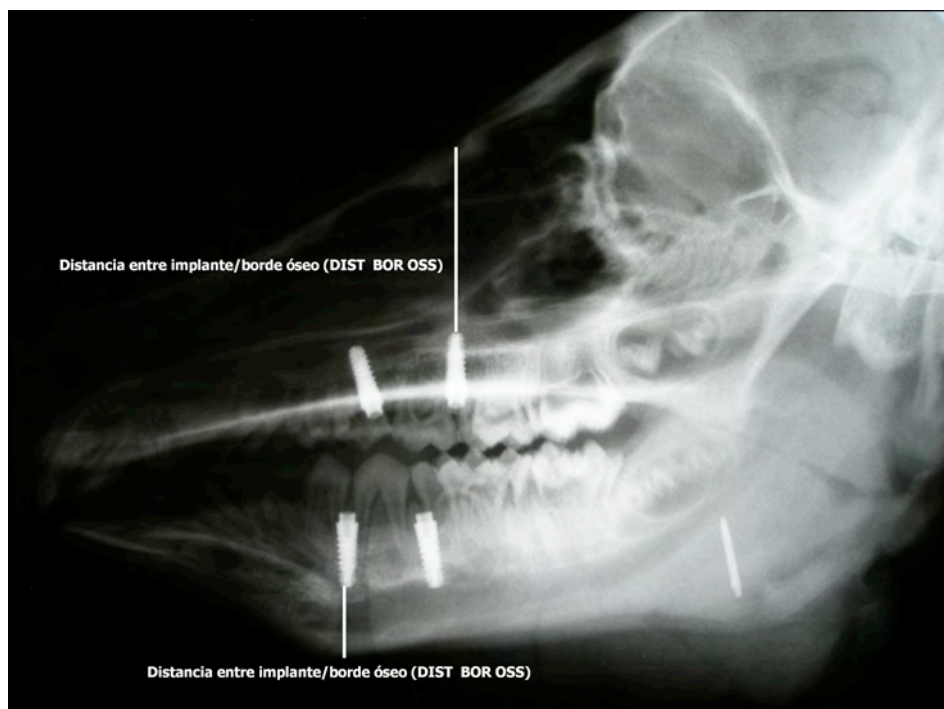


Fig. 66. Detalle de la distancia entre el implante y el borde óseo (DIST BOR OSS).

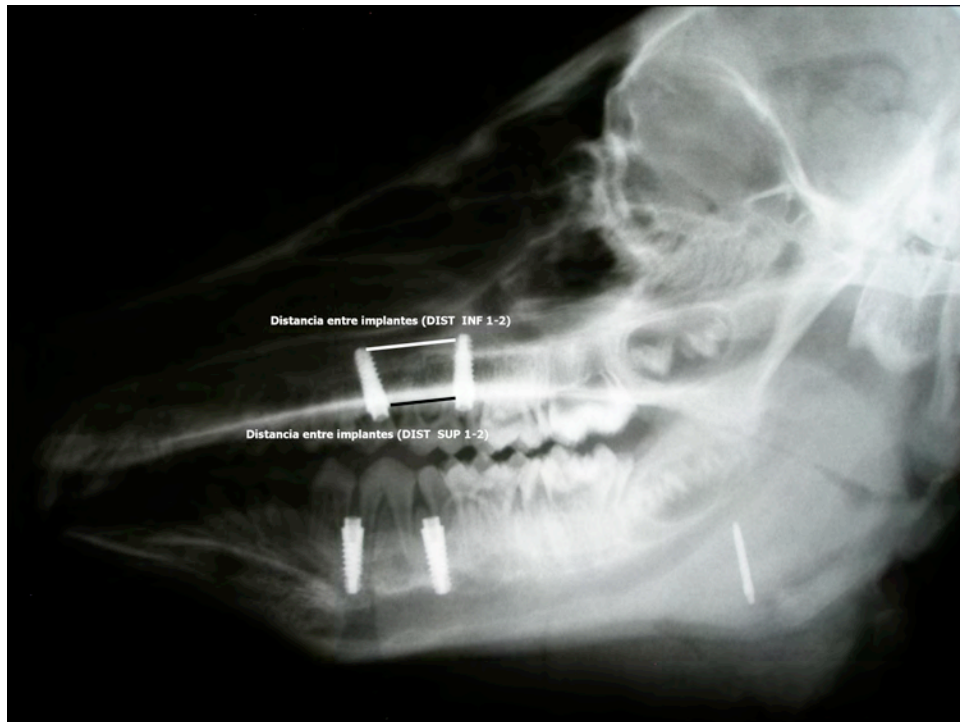


Fig. 67. Detalle de la distancia entre los bordes superior (DIST SUP) e inferior (DIST INF) de los implantes n° 1 y 2 colocados en el maxilar.

Los datos registrados de las medidas de las distancias indicadas anteriormente se muestran en las tablas n° 11 y n° 12.

N°	N° ANIMAL	ÉXITO	DIT MS COL	DIT MS SAC	DIT MI COL	DIT MI SAC	DIT OSS COL	DIT OSS SAC
1	244452	S	6,6	7	6	6,5	3,5	4
2	244452	S	8	8,4	7,9	8,2	2,2	2,7
3	244452	S	5,6	6	5,5	6	0,7	1,1
4	244452	N	6,2		6,5		0,9	
5	244452	S	7,2	7,4	7,4	7,9	1	1,5
6	240133	S	7,5	8,3	7,7	9	3,4	4,5
7	240133	S	7,8	8,9	8,3	9,5	3,5	4,4
8	240133	S	5,7	6,5	6,1	7,2	2,3	2,8
9	240133	S	6,3	7,4	7	8,2	2,4	2,9
10	240133	S	7,2	8	7,7	8,9	2,4	2,8
11	277881	N	5,5		4,3		2	
12	277881	N	6		5,5		2,2	
13	277881	S	4	4,2	4,2	4,4	1,2	1,3
14	277881	N	4,7		5		1,2	
15	277881	S	5,5	5,7	5,6	6	1,3	1,4
16	243969	S	6,8	7,4	6,6	7,2	2,7	3,3
17	243969	N	7,7		7,6		2,4	
18	243969	N	5,7		5,9		1	
19	243969	N	6,3		6,7		1,1	
20	243969	S	7,1	7,1	7	7,2	1,2	1,3

21	1661	N	6		5,2		3,6	
22	1661	S	6,9	10,5	6,5	11,8	1,8	3,2
23	1661	N	4,9		5,2		0,3	
24	1661	S	5,6	10,2	6,3	9,2	0,4	0,8
25	1661	S	6,1	10,8	6,6	9,5	0,4	0,9
26	1667	S	7,1	10,8	5,2	9,8	3,4	4,3
27	1667	S	8	11,8	6,2	10,8	2	3,2
28	1667	N	3,7		4,4		0,5	
29	1667	N	4,5		5,1		0,6	
30	1667	N	5		5,1		0,8	
31	1664	N	5,9		6		2,9	
32	1664	N	7		7,3		2,2	
33	1664	N	5,6		5,1		0,4	
34	1664	N	6		5,4		0,3	
35	1664	N	6,6		6,3		0,4	
36	1665	S	5	7,2	4,2	6,2	2,5	4
37	1665	N	5,9		5,1		1,7	
38	1665	N	3,8		4,4		0,5	
39	1665	S	4,5	6,4	5	6,5	0,6	1,3
40	1665	N	5,2		5,6		0,7	
41	1559	S	6	9,3	6,2	9,4	3,5	6,5
42	1559	S	7,1	10,5	7,6	11	2,1	3,6
43	1559	S	5,2	5,3	5	5	1,3	2,3
44	1559	S	5,8	5,9	5,7	5,8	0,9	1,8
45	1559	S	6,2	6,3	6,3	6,4	1	2,1
46	1560	S	6,5	10,5	6,8	10,6	2,5	4,6
47	1560	S	6,9	10	7,5	10,9	2,4	4
48	1560	S	3,5	5,8	3,2	5,7	0,6	2,1
49	1560	N	5,3		5,1		1,2	
50	1560	N	6		5,9		1,3	

Tabla 11. Datos de las distancias DIT MS, DIT MI y DIST BOR OSS medidas a la colocación (COL) y al sacrificio del animal (SAC).

Nº	Nº Animal	SUP 1-2 SAC	INF 1-2 COL	INF 1-2 SAC	SUP 1-3 COL	SUP 1-3 SAC	INF 1-3 COL	INF 1-3 SAC	SUP 2-3 COL	SUP 2-3 SAC	INF 2-3 COL	INF 2-3 SAC
1	244452	1,2	1,7	1,7								
2	244452	1,2	1,7	1,7								
3	244452		0,7		1,1	1,1	1,4	1,5				
4	244452		0,7						0,4		0,4	
5	244452				1,1	1,1	1,4	1,5				
6	240133	0,3	0,2	0,2								
7	240133	0,3	0,2	0,2								
8	240133	0,3	0,7	0,7	1,2	1,2	1,3	1,4				
9	240133	0,3	0,7	0,7					0,6	0,6	0,3	0,4
10	240133				1,2	1,2	1,3	1,4	0,6	0,6	0,3	0,4
11	277881		0,3									
12	277881		0,3									
13	277881		0,5		1,2	1,1	1	1,3				
14	277881		0,5		1,2	1,1	1	1,3	0,4		0,2	
15	277881				1,2	1,1	1	1,3	0,4		0,2	
16	243969		1									
17	243969		1									
18	243969		0,5		0,9							
19	243969		0,5						0,4		0,6	
20	243969		0,5		0,9		1,3		0,4		0,6	
21	1661	1,3										
22	1661	1,3										
23	1661		0,8		0,7		1,2		0,1	0,1	0,05	0,05
24	1661		0,8						0,1	0,1	0,05	0,05
25	1661				0,7		1,2		0,1	0,1	0,05	0,05
26	1667	0,8	1	1,2								
27	1667	0,8	1	1,2								

28	1667		0,5		0,7		1					
29	1667		0,5						0,1		0,2	
30	1667				0,7		1		0,1		0,2	
31	1664		1,1									
32	1664		1,1									
33	1664		0,05		0,6		0,9					
34	1664		0,05						0,2		0,5	
35	1664				0,6		0,9		0,2		0,5	
36	1665		0,9									
37	1665		0,9									
38	1665		0,3		0,8		0,9					
39	1665		0,3						0,2		0,3	
40	1665				0,8		0,9		0,2		0,3	
41	1559	1	0,9	1,2								
42	1559	1	0,9	1,2								
43	1559	0,2	0,4	0,4	0,7	0,7	1	0,9				
44	1559	0,2							0,1	0,1	0,2	0,2
45	1559				0,7	0,7	1	0,9	0,1	0,1	0,2	0,2
46	1560	0,3	0,5	0,7								
47	1560	0,3	0,5	0,7								
48	1560		1,5		2		2,3					
49	1560		1,5						0,3		0,6	
50	1560				2		2,3		0,3		0,6	

Tabla 12. Datos de las distancias entre implantes DIST SUP 1-2, INF 1-2, SUP 1-3, INF 1-3, SUP 2-3 y INF 2-3 medidas a la colocación (COL) y al sacrificio del animal (SAC).

4.2.4. MÉTODO DE PROCESADO DE MUESTRAS Y ESTUDIO HISTOMORFOMÉTRICO

Una vez sacrificados los lechones se procedió a recoger las muestras de hueso e implantes para su posterior estudio histomorfométrico e histopatológico.

En primer lugar se independizaron las cabezas del resto del cuerpo, posteriormente se retiraron los tejidos blandos y se separaron las mandíbulas y los maxilares del cráneo.

Por último, se identificaron y se introdujeron en botes con formol al 10% y se enviaron al laboratorio de histología del Hospital Rof Codina de Lugo para su procesado (Figs. 68 y 69).



Fig. 68. Detalle de las mandíbulas una vez independizadas del cráneo.



Fig. 69. Detalle del maxilar una vez independizado del cráneo.

4.2.4.1. PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

El procesado mediante técnicas de inclusión en metacrilato, es un proceso muy laborioso que consta de varias etapas que se describen a continuación:

4.2.4.1.1. Tallado

De cada pieza ósea se realizaron varios cortes para independizar los diferentes implantes hasta conseguir bloques de 1 cm de grosor que incluía el tejido óseo y el implante de titanio.

4.2.4.1.2. Deshidratación

La deshidratación de las muestras supuso el paso previo a la inclusión de las mismas en bloques de metacrilato. Para permitir la entrada del metacrilato en el tejido óseo es fundamental extraer el agua antes. Se procedió a la deshidratación de las muestras en concentraciones crecientes de etanol bajo agitación constante, como se

indica a continuación (Fig. 70):

- 80 % alcohol durante tres días.
- 96 % alcohol durante tres días.
- 100 % alcohol durante tres días.
- 100 % alcohol durante tres días.



Fig. 70. Detalle del agitador de vaivén empleado con las diferentes concentraciones de alcohol.

4.2.4.1.3. Infiltrado

Durante este paso se procedió a sustituir el alcohol por una concentración creciente de metacrilato. La infiltración plástica se efectuó mezclando glicolmetacrilato (Technovit 7200[®], VLC - Heraeus Kulzer GMBH, Werheim, Alemania), con alcohol etílico a distintas concentraciones, finalizando con dos infiltraciones con glicolmetacrilato puro. Todos los pasos se realizaron bajo agitación constante como en el paso anterior.

El protocolo de infiltración que se siguió fue el siguiente:

- Technovit 7200[®] y alcohol, en proporción 30:70 durante 3 días.
- Technovit 7200[®] y alcohol, en proporción 50:50 durante 3 días.
- Technovit 7200[®] y alcohol, en proporción 70:30 durante 3 días.
- Technovit 7200[®] al 100% durante dos pases sucesivos de 3 días cada uno.

4.2.4.1.4. Inclusión y polimerización

Para llevar a cabo la inclusión se introdujeron las muestras de tejido en unos

moldes de polietileno que se llenaron de glicolmetacrilato (Tecnovit 7200®) bajo efecto de vacío, para eliminar las posibles burbujas existentes en el tejido y someterlas a polimerización por luz.

La fotopolimerización se realizó en 2 etapas:

- **1ª Etapa.** Se aplicó una luz de baja intensidad, manteniendo los moldes a una temperatura por debajo de 40°C durante 4 horas para que la resina se polimerizará (Fig. 71).
- **2ª Etapa.** Se aplicó una luz ultravioleta de gran intensidad durante 12 horas, para que el metacrilato que se encontraba en el interior del tejido terminara completamente de polimerizarse.

Para terminar los bloques se dejaron en una estufa a 37°C durante 24 horas y se procedió a la retirada del molde.

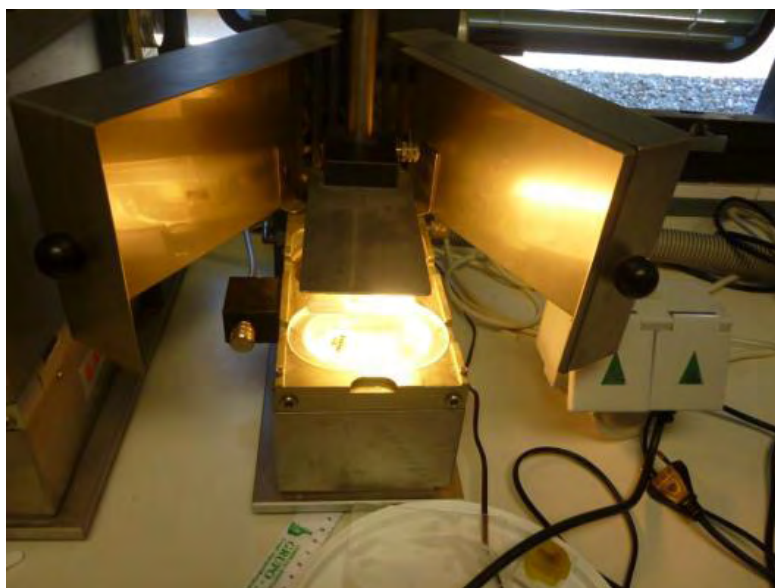


Fig. 71. Detalle de la etapa de fotopolimerización.

4.2.4.1.5. Preparación del bloque para obtener una superficie paralela

Los bloques se fijaron a la sierra de banda para realizar el corte seleccionado en cada tipo de muestra. Una vez cortados, una de las dos partes se destinó para análisis y la otra se almacenó como muestra de reserva.

Se realizó una radiografía de cada pieza para ver con claridad el interior de

cada muestra y saber por dónde realizar el corte por la mitad de cada implante y delimitar también la forma del bloque de metacrilato. Este paso sirvió para superponer cada bloque a su radiografía correspondiente y trazar en el mismo una línea con rotulador por el eje longitudinal de cada implante. La línea fue la referencia empleada para realizar el corte de la muestra.

Los bloques designados para analizar se montaron en una primera lámina acrílica provisional (porta) que se adhirió con una resina (Technovit 4000[®] - Heraus Kulzer GMBH) que permite utilizar la muestra en la siguiente fase de preparación.

4.2.4.1.6. Preparación de la superficie de interés

La superficie de interés mostraba irregularidades y poros, por lo que el siguiente paso consistió en el pulido de la muestra con una máquina de pulido (Exakt-Micro Grinding System[®], Aparatebau GMBH) a la que se acoplaron lijas de pulido abrasivas de distintos granos. La superficie se sometió a un micropulido con lijas de carburo de silicio de grosor de grano 800, 1200, 2400 y 4000 r.p.m. refrigeradas por agua hasta que la superficie estuvo preparada.

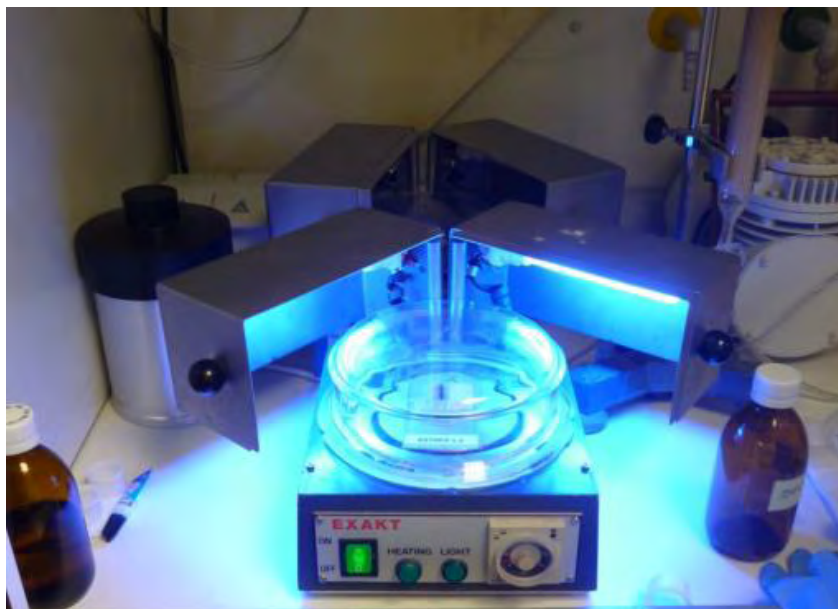


Fig. 72. Detalle de la cámara de vacío con luz azul.

Una vez pulida la superficie de interés, para eliminar los orificios correspondientes a burbujas de aire que pudieran existir en la superficie, se realizó una reinfiltración. Para ello se sumergió la superficie de la muestra en glicolmetacrilato

(Technovit 7200®), y se colocó en una máquina de vacío para extraer las posibles burbujas retenidas en el interior de la muestra sustituyéndolas por resina. Cuando las burbujas hubieron desaparecido, manteniendo el efecto de vacío, se procedieron a polimerizar de nuevo con luz azul durante 3 horas (Fig. 72), y a continuación se mantuvieron 24 horas en estufa para que la resina terminase de endurecerse.

Después la superficie de las muestras fueron de nuevo llevadas a la máquina de pulido (repetiendo el paso anterior), la superficie de la muestra se adhirió a un segundo porta (definitivo) con resina fotopolimerizable (Technovit 7210® - Heraus Kulzer GMBH) mediante el empleo de una prensa de fotopegado (Exakt 402). La fotopolimerización se activó con luz ultravioleta.

Por último, se fijó la muestra al portaobjetos definitivo, mediante una sierra de banda conectada a un micrómetro, se procedió a realizar un corte en el bloque a unas 200-300 μ m de distancia del porta definitivo, obteniéndose como resultado un portaobjetos con una muestra de aproximadamente 250 μ m. A la muestra obtenida tras el corte se aplicaron paños de pulido de distintos grosores para rebajar su grosor hasta aproximadamente 60 μ m.

4.2.4.1.7. Tinción

Las muestras con la superficie pulida y tratada fueron sometidas a un proceso de tinción con el método de Lévai-Laczcó para su posterior análisis en el microscopio.

El procedimiento a seguir es el siguiente:

- Inmersión en peróxido de hidrógeno (H_2O_2) al 30% durante 5 minutos con movimiento constante.
- Lavado con agua destilada dos veces.
- Inmersión en ácido acético (CH_3COOH) al 5% durante 1 minuto
- Lavado con agua destilada dos veces.
- Inmersión en la solución A durante 20 minutos
- Lavado con agua destilada dos veces.
- Inmersión en la solución B durante 5 segundos. Los cortes se deben sumergir individualmente en esta tinción.
- Lavado con agua destilada y secado.

La preparación de ambas soluciones se realiza de la siguiente forma:

- **Solución A:**

- Azur II al 1% en agua destilada.
- Azul de metileno al 1% en agua destilada.
- NA_2CO_3 al 1% en agua destilada.

Preparación: Una parte de Azur II con una parte de azul de metileno y dos partes de NA_2CO_3 (1%).

- **Solución B:**

- Pararosanilina al 1% en agua destilada.

Las soluciones deben ser filtradas antes de su uso (San Román Llorens, 2013).

4.2.4.1.8. Técnica histométrica

Las preparaciones se fotografiaron utilizando una cámara digital a 40 aumentos empleando un microscopio óptico motorizado (BX51, Olympus, Japón) (Figs. 73 a 75). Dichas fotografías fueron combinadas por un programa informático (Cell Sens Dimensions, Olympus, Japón) para obtener imágenes de alta resolución de toda la muestra en su conjunto, con el que se efectuaron las mediciones ayudados de una tableta digitalizadora (Intuos 4 large, Wacom, Saitama, Japón).

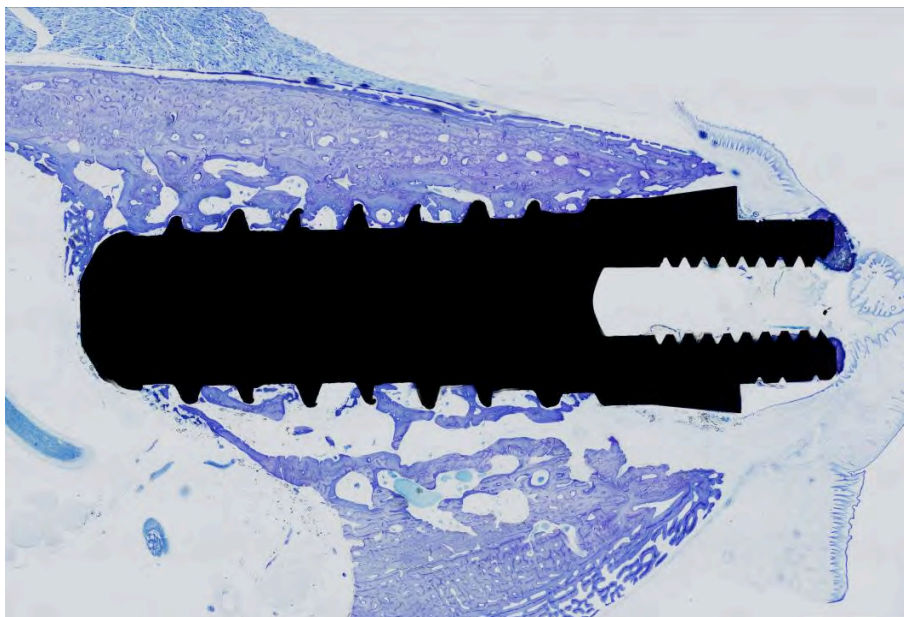


Fig. 73. Fotografía tomada de un corte de un implante recubierto de hueso.

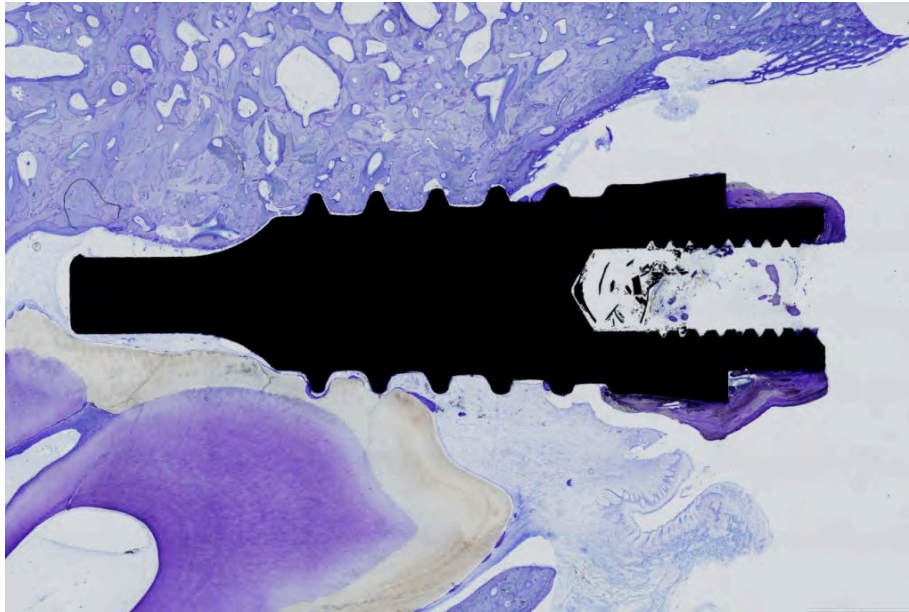


Fig. 74. Fotografía tomada de un corte de un implante recubierto en un lado de hueso y el otro en contacto con un diente que está erupcionando.

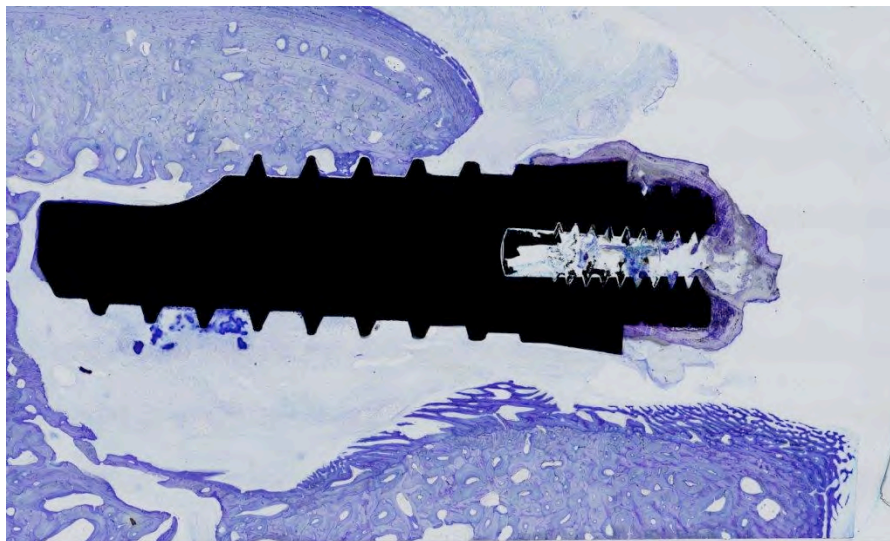


Fig. 75. Fotografía tomada de un corte de un implante recubierto en un lado de hueso y el otro se observa que no existe osteointegración.

Las mediciones histomorfométricas que se realizaron fueron:

- **Porcentaje de integración (también conocido como porcentaje de contacto óseo o "BIC")**. Estas mediciones se realizaron siguiendo los siguientes criterios:
 - Aquellos lados de los implantes que no presentaron contacto óseo fueron excluidos de esta medición.

- Se realizaron 2 mediciones en aquellos que si presentaron contacto óseo:
 - **Porcentaje de integración (BIC):** Este porcentaje tiene en cuenta aquellos lados donde exista contacto óseo, midiendo toda la longitud del implante desde toda la longitud del implante (desde el hombro del implante hasta la rosca más apical).
 - **Porcentaje de integración ponderado (BICp):** Se trata de la misma medición que la anterior pero solo teniendo en cuenta las zonas de contacto, por lo que se eliminan las zonas como las que entran en contacto con el seno maxilar.
- **Densidad de hueso interrosal (BAI/TA):** Donde BAI es el área de hueso interrosal y TA es el área total). Este parámetro nos permite conocer no sólo si existe hueso, si no la calidad de éste.

Los datos registrados de las mediciones histomorfométricas muestran en la tabla nº 13.

Nº	Nº ANIMAL	SEXO	ÉXITO	BIC %	BICp %	BAI/TA INTER
1	244452	H	S	33,54	33,54	61,374637
2	244452	H	S	20,05	20,05	42,570983
3	244452	H	S	46,47	46,47	55,770404
4	244452	H	N			
5	244452	H	S	39,52	39,52	47,453996
6	240133	M	S	9,26	74,56	44,346179
7	240133	M	S	24,87	32,38	35,286343
8	240133	M	S	20,31	30,76	42,288093
9	240133	M	S	24,87	32,38	36,968177
10	240133	M	S	38,09	53,77	43,837326
11	277881	M	N			
12	277881	M	N			
13	277881	M	S	58,82	58,82	71,648443
14	277881	M	N			
15	277881	M	S	37,69	51,29	42,282712
16	243969	M	S	39,86	39,86	46,941868
17	243969	M	N			
18	243969	M	N			
19	243969	M	N			
20	243969	M	S	31,31	55,24	49,06945
21	1661	M	N			
22	1661	M	S	16,14	30,57	42,882681

23	1661	M	N			
24	1661	M	S	46,08	48,86	59,746377
25	1661	M	S	55,05	73,45	29,585352
26	1667	H	S	53,57	62,58	65,796321
27	1667	H	S	15,96	68,1	78,577279
28	1667	H	N			
29	1667	H	N			
30	1667	H	N			
31	1664	H	N			
32	1664	H	N			
33	1664	H	N			
34	1664	H	N			
35	1664	H	N			
36	1665	M	S	46,09	46,09	64,207979
37	1665	M	N			
38	1665	M	N			
39	1665	M	S	56,02	60,98	44,502112
40	1665	M	N			
41	1559	M	S	11,02	19,2	11,358577
42	1559	M	S	46,7	46,7	30,922433
43	1559	M	S	84,27	84,27	80,670489
44	1559	M	S	39,47	39,47	67,885915
45	1559	M	S	35,29	55,4	52,130309
46	1560	H	S	27,78	65,53	26,085536
47	1560	H	S	10,73	31,2	34,915777
48	1560	H	S	13,51	84,7	68,331678
49	1560	H	N			
50	1560	H	N			

Tabla nº 13. Datos de las mediciones histomorfométricas: Porcentaje de integración (BIC), porcentaje de integración ponderado (BICp) y densidad de hueso interrosal (BAI/TA) de los implantes con éxito.

4.2.5. MÉTODO ESTADÍSTICO

El análisis de datos se realizó mediante el programa informático SAS® 9.4 (SAS Institute Inc. SAS Campus Drive Cary, North Carolina, EE.UU.) en el Centro de Servicios Informáticos de la Universidad Complutense de Madrid.

Para el análisis descriptivo de los datos se calcularon en todos los casos las medias, medianas, desviaciones típicas, valores máximos y mínimos. Para el estudio del éxito o fracaso de los implantes se calculó la chi cuadrado (χ^2) y al tratarse de dos variables dicotómicas con un tamaño muestral pequeño, se decidió también realizar el Test de Fisher en los casos que fue necesario.

Para los datos radiológicos, así como para las medidas histomorfométricas, se utilizaron la T de Student para cuando existían 2 grupos y análisis de la varianza (ANOVA) en el caso de más de dos grupos.

Por último, en aquellas variables en las que se comparó más de dos lotes se realizó el Test de Duncan para comparar entre grupos.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

El esquema seguido en la descripción de los resultados se ha desglosado en cuatro apartados: Descripción de los animales e implantes colocados, éxito o fracaso de los implantes, resultados radiológicos y por último resultados histomorfométricos.

Se decidió tomar como unidad muestral el implante (n=50) debido a la limitación por el número de animales. Cada uno de los apartados se ha desglosado a su vez en diferentes puntos:

- Características de los animales en función del sexo, edad y localización del implante.
- Descriptiva de las variables numéricas originales.
- Éxito o fracaso de los implantes según el sexo, la edad y la localización del implante.
- Resultados radiológicos de las diferentes medidas realizadas (distancia implante/marcador, implante/borde óseo, y distancia entre implantes), en función del sexo, de la edad y de la localización del implante.
- Resultados histomorfométricos: porcentaje de osteointegración (BIC), porcentaje de osteointegración ponderado (BICp) y densidad del hueso interrosal (BAI/TA) en función del sexo, edad y localización del implante.

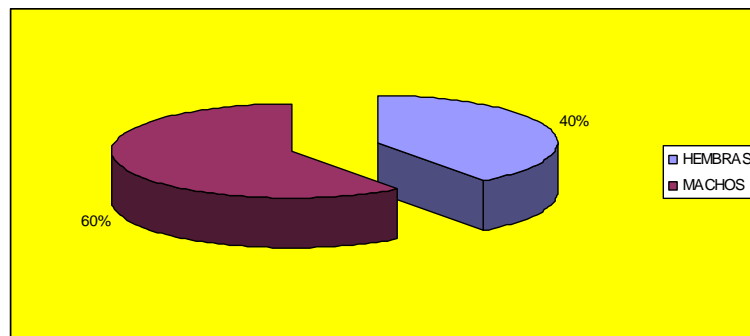
5.1. CARACTERÍSTICAS DE LOS ANIMALES INTERVENIDOS

5.1.1. SEXO

En este estudio se ha trabajado con 10 animales. A cada uno se le colocaron 5 implantes dentales en el lado izquierdo (tres en mandíbula y dos en maxilar). Así que en total se colocaron 50 implantes en total. De los 10 animales, 6 fueron machos y 4 fueron hembras (Tabla nº 14 y gráfica nº 1).

SEXO	n	%
HEMRAS	20	40
MACHOS	30	60
TOTAL	50	100

Tabla nº 14. Distribución de los implantes por el sexo.



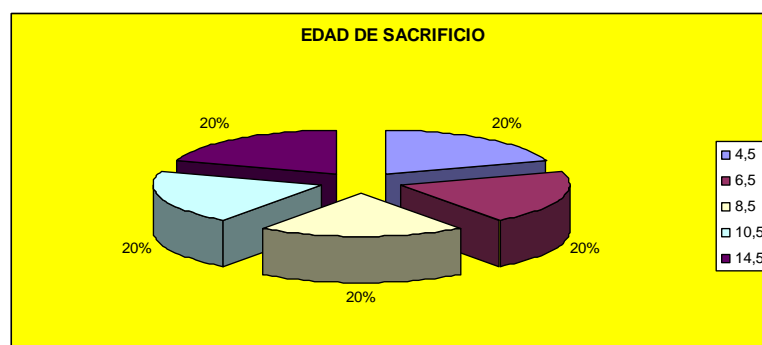
Gráfica n° 1. Distribución de los implantes por el sexo.

5.1.2. EDAD DE SACRIFICIO

Los animales se distribuyeron en 5 grupos en función de la edad de sacrificio: 4,5, 6,5, 8,5, 10,5 y 14,5 meses. Los resultados obtenidos fueron los que se observan en la tabla n° 15 y en la gráfica n° 2.

EDAD DE SACRIFICIO (MESES)	n	%
4,5	10	20
6,5	10	20
8,5	10	20
10,5	10	20
14,5	10	20
TOTAL	50	100

Tabla n° 15. Distribución de los implantes por la edad de sacrificio del animal.



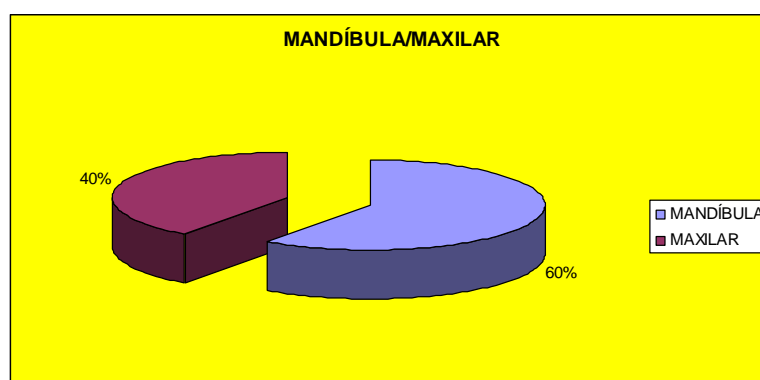
Gráfica n° 2. Distribución de los implantes por la edad de sacrificio del animal.

5.1.3. LOCALIZACIÓN DE LOS IMPLANTES

Los implantes fueron colocados tanto en maxilar como en mandíbula, como se observa en la tablas nº 16 y gráfica nº 3. También se colocaron en diferentes posiciones con respecto al marcador, desde proximal a distal. Esta distribución se presentan en la tabla nº 17 y en la gráfica nº 4.

LOCALIZACIÓN DEL IMPLANTE MANDÍBULA/MAXILAR	n	%
MANDÍBULA	30	60
MAXILAR	20	40
TOTAL	50	100

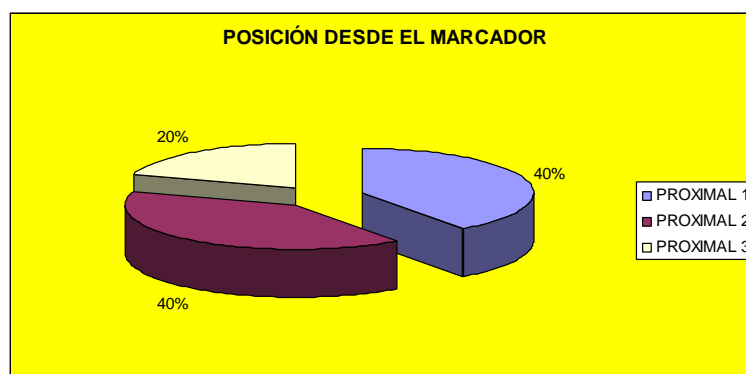
Tabla nº 16. Distribución de los implantes por la localización.



Gráfica nº 3. Distribución de los implantes por la localización.

LOCALIZACIÓN DEL IMPLANTE	n	%
PROXIMAL 1	20	40
PROXIMAL 2	20	40
PROXIMAL 3	10	20
TOTAL	50	100

Tabla nº 17. Distribución de los implantes con respecto al marcador.



Gráfica nº 4. Distribución de los implantes con respecto al marcador.

5.2. DESCRIPTIVA DE LAS VARIABLES NUMÉRICAS ORIGINALES

En la tabla nº 18 se describen las variables originales, calculada la media, la mediana, la desviación típica, y los valores máximos y mínimos.

VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
DIT MS COL	50	5,098	1,11	3,50	6,00	8,00
DIT MS SAC	28	7,99	2,04	4,20	7,40	11,80
DIT MI COL	50	5,96	1,13	3,20	5,95	8,30
DIT MI SAC	28	8,03	2,03	4,40	8,05	11,80
DIT OSS COL	50	1,63	1,02	0,30	1,30	3,60
DIT COL SAC	28	2,81	1,41	0,80	2,80	6,50
DIST 1-2 SUP COL	40	0,51	0,38	0,05	0,30	1,40
DIST 1-2 SUP SAC	16	0,68	0,44	0,20	0,55	1,30
DIST 1-2 INF COL	38	0,72	0,42	0,05	0,70	1,70
DIST 1-2 INF SAC	13	0,91	0,50	0,20	0,70	1,70
DIST 1-3 SUP COL	21	1,00	0,40	0,60	0,90	2,00
DIST 1-3 SUP SAC	9	1,03	0,19	0,70	1,10	1,20
DIST 1-3 INF COL	20	1,21	0,41	0,90	1,00	2,30
DIST 1-3 INF SAC	9	1,28	0,23	0,90	1,30	1,50
DIST 2-3 SUP COL	20	0,27	0,17	0,10	0,20	0,60
DIST 2-3 SUP SAC	7	0,24	0,24	0,10	0,10	0,60
DIST 2-3 INF COL	20	0,32	0,19	0,05	0,30	0,60
DIST 2-3 INF SAC	7	0,19	0,16	0,05	0,20	0,40
BIC	28	35,08	17,74	9,26	36,49	84,27
BIC PONDERADA (BICp)	28	49,49	17,98	19,20	47,78	84,70
BA/TA INTERROSCAL	28	49,19	16,53	11,36	45,72	80,67

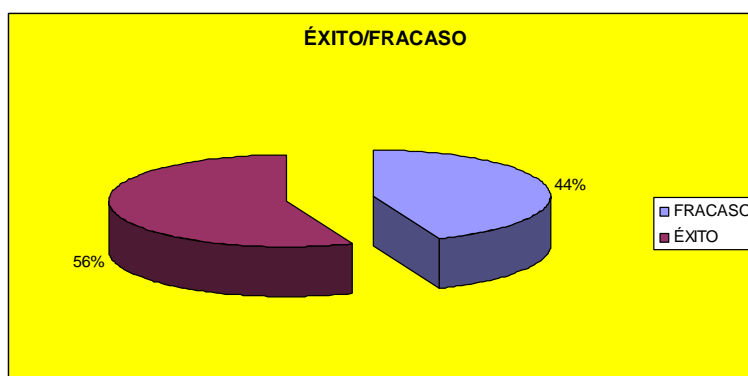
Tabla nº 18. Detalle de las variables numéricas originales: media, mediana, desviación típica, y valores máximos y mínimos.

5.3. ÉXITO/FRACASO DE LOS IMPLANTES

En el estudio se colocaron 50 implantes de los cuales tuvieron éxito 28 (Tabla n° 19 y gráfica n° 5). En este apartado se describe la como fue la distribución de éstos en función del sexo, edad y localización. Estos parámetros se analizaron mediante Chi cuadrado (χ^2) en función del sexo, de la edad y de la localización.

ÉXITO/FRACASO	n	%
FRACASO	22	44
ÉXITO	28	56
TOTAL	50	100

Tabla n° 19. Distribución de los implantes fracasados o con éxito.



Gráfica n° 5. Distribución de los implantes fracasados o con éxito.

5.3.1. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DEL SEXO

En este apartado se analizaron los resultados de éxito o fracaso de los implantes en función del sexo. El análisis se realizó mediante χ^2 y al tratarse de dos variables dicotómicas con un tamaño muestral pequeño, se decidió también realizar el Test de Fisher. La hipótesis nula, con un intervalo de confianza del 95 %, fue que no existían diferencias del éxito de los implantes en función del sexo. Los El resultado obtenido fue en la χ^2 de $p=0,2$ y en el Test de Fisher de $p=0,25$; es decir, no se puede rechazar la hipótesis nula, por lo que en principio no existiría diferencias estadísticamente significativas por el sexo. Los resultados se encuentran en la tabla n° 20 y gráficas n° 6 y n° 7).

SEXO	FRACASO	% FRACASO	ÉXITO	% ÉXITO
HEMBRAS	11	55%	9	45%
MACHOS	11	36,67%	19	63,33%
TOTAL	22	100	28	9

Tabla n° 20. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto al sexo.



Gráfica n° 6. Distribución de los implantes con éxito con respecto al sexo.



Gráfica n° 7. Distribución de los implantes fracasados con respecto al sexo.

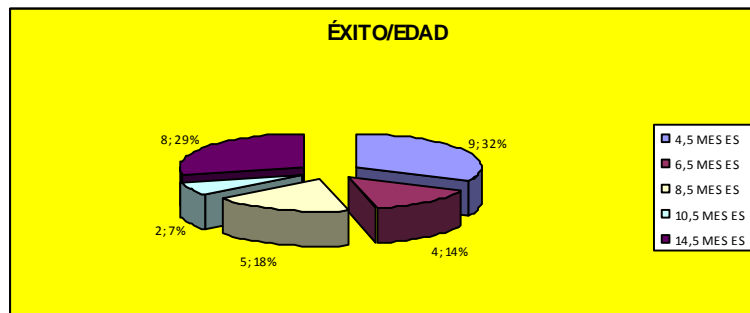
5.3.2. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DE LA EDAD

En este apartado se analizan los resultados de éxito o fracaso de los implantes en función de la edad (Tabla n° 21 y gráficas n° 8 a n° 10). El análisis se realizó mediante χ^2 y Test de Fisher. La hipótesis nula, con un intervalo de confianza del 95%, fue que no existían diferencias del éxito de los implantes en función a la edad del sacrificio. Los El resultado obtenido fue en la χ^2 de $p=0,092$ y en el Test de Fisher de $p<0,0001$; es decir, se rechaza la hipótesis nula, por lo que en principio si existirían diferencias estadísticamente significativas por la edad. Al revisar estos resultados y entender que el numero de las muestras de los diferentes grupos eran en algunos casos muy pequeña como en el grupo de lechones de 10,5 meses, se decidió agrupar

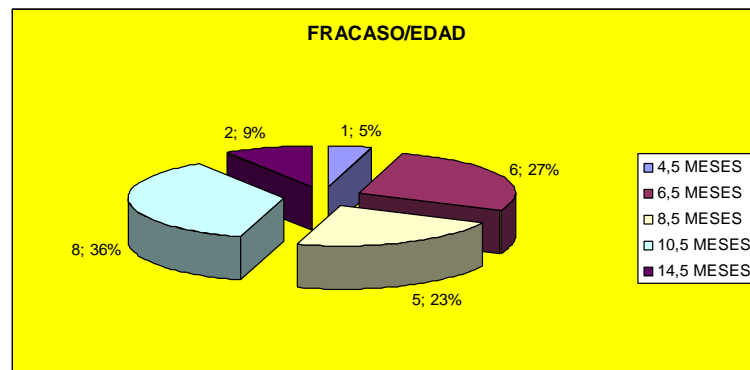
los 5 grupos en 3 y así conseguir mayor peso estadístico. Los tres nuevos grupos fueron lechones de 4,5 meses en uno, de 6,5 y 8,5 meses el segundo y de 10,5 y 14,5 meses el último. También se realizó análisis estadístico con la prueba de χ^2 de estos nuevos grupos obteniendo una $p=0,05$, por lo tanto al unir los diferentes grupos se observó que seguía siendo rechazada la hipótesis nula, pero esta vez con datos límite (Tabla nº 22 y gráficos nº 11 a 13).

EDAD DE SACRIFICIO	ÉXITO	FRACASO
4,5 MESES	9	1
6,5 MESES	4	6
8,5 MESES	5	5
10,5 MESES	2	8
14,5 MESES	8	2
TOTAL	28	22

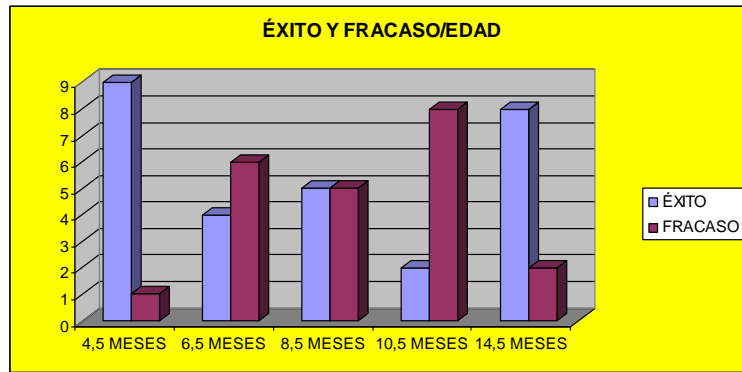
Tabla nº 21. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la edad de sacrificio.



Gráfica nº 8. Distribución de los implantes con éxito con respecto a la edad de sacrificio.



Gráfica nº 9. Distribución de los implantes fracasados con respecto a la edad de sacrificio.

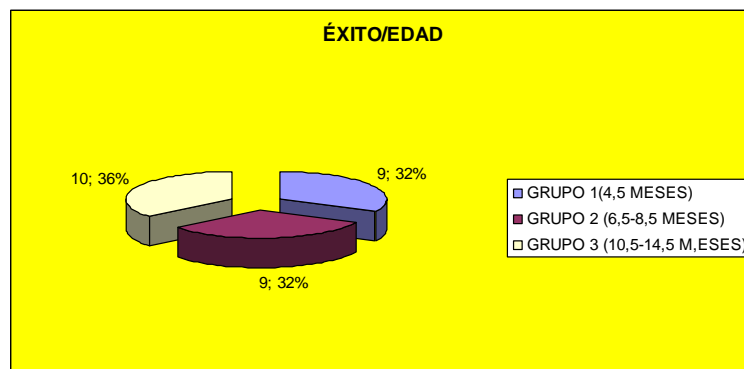


Gráfica nº 10. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la edad de sacrificio.

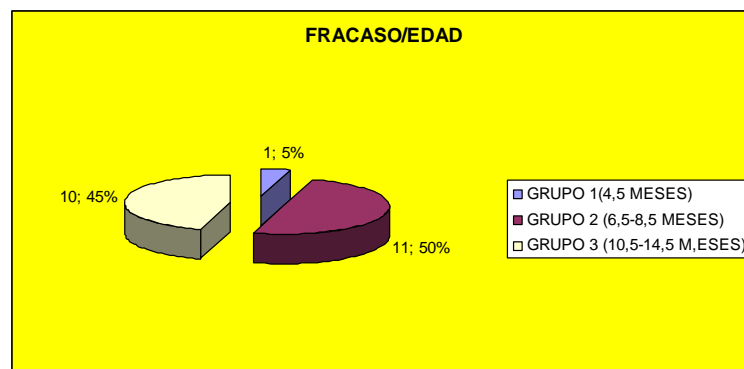
La tabla creada una vez agrupados en tres lotes sería la siguiente:

EDAD DE SACRIFICIO	ÉXITO	FRACASO
GRUPO 1 (4,5 meses)	9	1
GRUPO 2 (6,5-8,5 meses)	9	11
GRUPO 3 (10,5-14,5 meses)	10	10
TOTAL	28	22

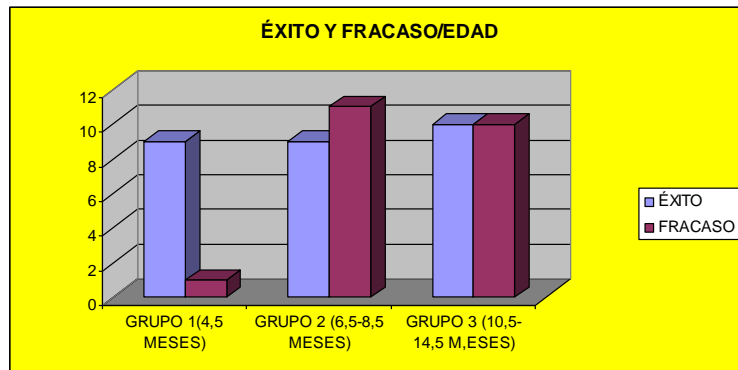
Tabla nº 22. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la edad de sacrificio redistribuida.



Gráfica nº 11. Distribución de los implantes con éxito con respecto a la edad de sacrificio redistribuida.



Gráfica nº 12. Distribución de los implantes fracasados con respecto a la edad de sacrificio redistribuida.



Gráfica nº 13. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la edad de sacrificio redistribuida.

5.3.3. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN

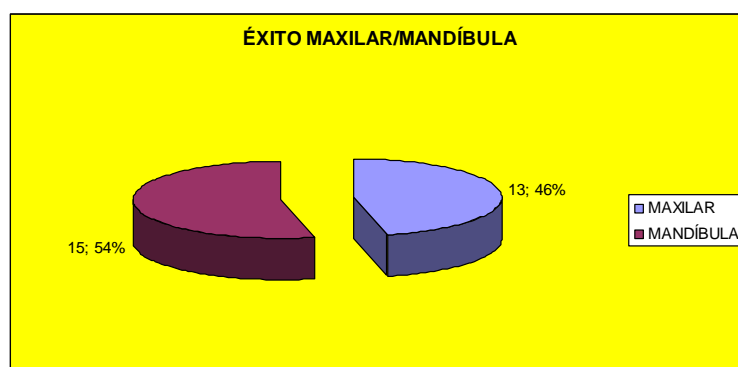
En este apartado se describen los resultados del éxito o fracaso de los implantes en función de la localización, tanto si son implantes maxilares o mandibulares, como con respecto al marcador.

5.3.3.1. ÉXITO/FRACASO MAXILAR/MANDÍBULA

El éxito o fracaso de los implantes según si fueron colocados en maxilar o mandíbula quedan reflejados en la tabla nº 23 y gráfica nº 14.

MAXILAR/MANDÍBULA	ÉXITO	FRACASO
MAXILAR	13	7
MANDÍBULA	15	15
TOTAL	28	22

Tabla nº 23. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la localización.



Gráfica nº 14. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la localización.

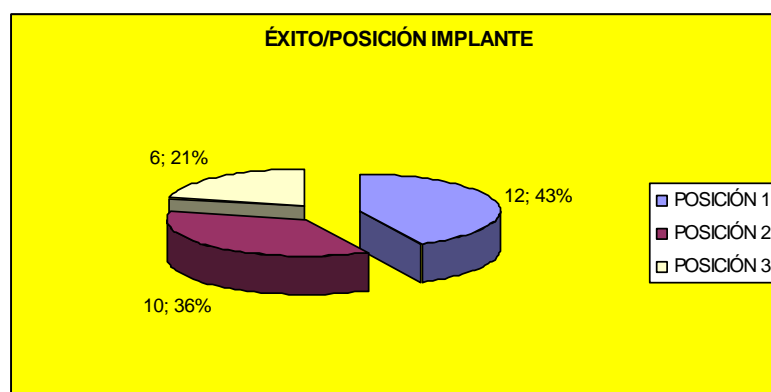
Los datos se analizaron mediante la prueba de χ^2 y Test de Fisher, considerando nuevamente la hipótesis nula, aquella que dice que no existirán diferencias. La "p" observada en la prueba de Chi cuadrado fue de $p=0,29$ y del test de Fisher de $p=0,38$; por tanto no se puede rechazar la hipótesis nula y se considera que no existen diferencias en cuanto al éxito de los implantes en relación con su colocación en el maxilar o en la mandíbula.

5.3.3.2. ÉXITO/FRACASO EN FUNCIÓN DE LA DISTANCIA AL MARCADOR

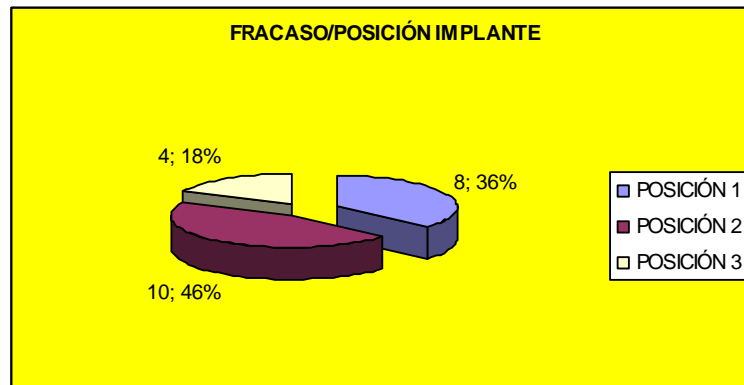
En este apartado se detallan los resultados (Tabla n° 24 y gráficas n° 15 y 16) del éxito o fracaso de los implantes respecto a su posición con el marcador de manera que 1 será la posición más proximal al marcador, tanto en el maxilar como en la mandíbula, y 3 la más alejada.

POSICIÓN DEL IMPLANTE	ÉXITO	FRACASO
POSICIÓN 1	12	8
POSICIÓN 2	10	10
POSICIÓN 3	6	4
TOTAL	28	22

Tabla n° 24. Distribución de los implantes con éxito o fracasados con respecto a la distancia al marcador.



Gráfica n° 15. Distribución de los implantes con éxito con respecto a la distancia al marcador.



Gráfica nº 16. Distribución de los implantes fracasados con respecto a la distancia al marcador.

Los datos se analizaron mediante la prueba de χ^2 y Test de Fisher, con $p=0,78$ y $p=0,81$, sin poder descartar la hipótesis nula; por lo no existirían diferencias estadísticamente significativas en función de la posición del implante.

5.4. RESULTADOS RADIOLÓGICOS

En el siguiente epígrafe se describen tanto las medidas radiológicas de los implantes con respecto al marcador y a ellos mismos, sus variaciones desde la colocación hasta el sacrificio y si existieron diferencias estadísticamente significativas en esas variaciones. Para poder realizar este estudio estadístico se decidió crear unas variables nuevas que se denominaron incremento de las diferentes medias y que se definió como diferencia de la medida al sacrificio menos la medida en momento de la colocación.

Por otra parte se debe tener en cuenta que los resultados, por tanto, sólo harán referencia a los 28 implantes exitosos, y por último, se debe recordar que las medidas se realizaron en la proyección laterolateral con boca cerrada.

En un primer apartado quedan reflejados los resultados generales y en un segundo apartado se comparan los diferentes resultados en función del sexo, de la edad y de la localización.

5.4.1. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES

En la siguiente tabla se incluyen los resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio (Tabla n° 25).

VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
INCREMENTO DIT MS	28	1,71	1,60	0,00	0,95	4,70
INCREMENTO DIT MI	28	1,77	1,60	0,00	1,20	5,30
INCREMENTO DIST BOR OSS	28	0,91	0,66	0,10	0,80	3,00
INCREMENTO DIST SUP 1-2	15	0,18	0,22	0,00	0,10	0,70
INCREMENTO DIST INF 1-2	13	0,11	0,13	0,00	0,00	0,30
INCREMENTO DIST SUP 1-3	9	-0,03	0,05	-0,10	0,00	0,00
INCREMENTO DIST INF 1-3	9	0,12	0,16	-0,10	0,10	0,30
INCREMENTO DIST SUP 2-3	7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
INCREMENTO DIST INF 2-3	7	0,03	0,05	0,00	0,00	0,10

Tabla n° 25. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio.

En la tabla n° 26 quedan reflejados los valores de las "*p*" después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento. Éste se realizó mediante el T-test pareado, ya que se trataba de dos datos medidos de una misma muestra en dos momentos diferentes.

VARIABLE	Valor de <i>p</i> (T-test pareado)
INCREMENTO DIT MS	<0,0001
INCREMENTO DIT MI	<0,0001
INCREMENTO DIST BOR OSS	<0,0001
INCREMENTO DIST SUP 1-2	0,0075
INCREMENTO DIST INF 1-2	0,0093
INCREMENTO DIST SUP 1-3	0,0805
INCREMENTO DIST INF 1-3	0,04
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	0,172

Tabla n° 26. Relación de los valores de las "*p*" después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento.

En este caso, la hipótesis nula consistiría en que no existe incremento estadísticamente significativo o lo que se llamo incremento de la variable. En los tres

primeros casos en los que se compara el incremento de la distancia de los implantes con respecto al marcador la “ p ” es significativa. En las variables de incremento entre implantes en la distancia 1-2 tanto superior como inferior también, en las distancias 1-3 la superior no y la inferior si es significativa. Por último, en la distancia 2-3 no se puede rechazar la hipótesis nula.

5.4.2. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO, LA EDAD Y LA LOCALIZACIÓN

En el incremento de las distancias en función del sexo, de la edad y de la localización, se comparó los parámetros radiológicos en función de estas características, para conocer si existían diferencias significativas entre los diferentes grupos.

Para este análisis se empleo la T de Student para cuando existían 2 grupos y análisis de la varianza (ANOVA) en el caso de más de dos grupos.

5.4.2.1. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO

En las tablas n° 27 y n° 28 se incluyen los resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio en función del sexo.

SEXO	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
H	INCREMENTO DIT MS	9	2,03	1,67	0,20	2,30	4,00
H	INCREMENTO DIT MI	9	2,3	1,86	0,30	2,50	4,60
H	INCREMENTO DIST OSS	9	1,02	0,61	0,40	0,90	2,10
H	INCREMENTO DIST SUP 1-2	6	0,13	0,05	0,10	0,10	0,20
H	INCREMENTO DIST INF 1-2	6	0,13	0,10	0,00	0,20	0,20
H	INCREMENTO DIST SUP 1-3	2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
H	INCREMENTO DIST INF 1-3	2	0,10	0,00	0,10	0,10	0,10
H	INCREMENTO DIST SUP 2-3	0	-	-	-	-	-
H	INCREMENTO DIST INF 2-3	0	-	-	-	-	-

Tabla n° 27. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio para las hembras.

SEXO	VARIABLE	N	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
M	INCREMENTO DIT MS	19	1,56	1,60	0,00	0,80	4,70
M	INCREMENTO DIT MI	19	1,52	1,44	0,00	1,20	5,30
M	INCREMENTO DIST OSS	19	0,86	0,69	0,10	0,70	3,00
M	INCREMENTO DIST SUP 1-2	9	0,21	0,29	0,00	0,05	0,70
M	INCREMENTO DIST INF 1-2	7	0,09	0,15	0,00	0,00	0,30
M	INCREMENTO DIST SUP 1-3	7	-0,04	0,05	-0,10	0,00	0,00
M	INCREMENTO DIST INF 1-3	7	0,13	0,18	-0,10	0,10	0,30
M	INCREMENTO DIST SUP 2-3	7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
M	INCREMENTO DIST INF 2-3	7	0,03	0,05	0,00	0,00	0,10

Tabla nº 28. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio para los machos.

En la tabla nº 29 quedan reflejados los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función del sexo.

VARIABLE	Valor de <i>p</i> (T de Student)
INCREMENTO DIT MS	0,047
INCREMENTO DIT MI	0,231
INCREMENTO DIST BOR OSS	0,545
INCREMENTO DIST SUP 1-2	0,449
INCREMENTO DIST INF 1-2	0,519
INCREMENTO DIST SUP 1-3	0,078
INCREMENTO DIST INF 1-3	-
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	-

Tabla nº 29. Relación de los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función del sexo.

La hipótesis nula consistiría en que no existen diferencias significativamente estadísticas de la variable incremento con respecto al sexo. Solo existirían diferencias en el primer caso y además estaría en el límite con un intervalo de confianza del 95%.

5.4.2.2. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES EN FUNCIÓN DE LA EDAD

En las tablas nº 30 a nº 32 se incluyen los resultados descriptivos generales de

las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio en función de la edad.

GRUPO/ Nº IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
1/10	INCREMENTO DIT MS	9	0,67	0,33	0,20	0,80	1,10
1/10	INCREMENTO DIT MI	9	0,87	0,40	0,30	1,10	1,30
1/10	INCREMENTO DIST OSS	9	0,59	0,24	0,40	0,50	1,10
1/10	INCREMENTO DIST SUP 1-2	5	0,04	0,05	0,00	0,00	0,10
1/10	INCREMENTO DIST INF 1-2	6	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1/10	INCREMENTO DIST SUP 1-3	4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1/10	INCREMENTO DIST INF 1-3	4	0,10	0,00	0,10	0,10	0,10
1/10	INCREMENTO DIST SUP 2-3	2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1/10	INCREMENTO DIST INF 2-3	2	0,10	0,00	0,10	0,10	0,10

Tabla nº 30. Resultados de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio para el grupo 1 (4,5 Meses).

GRUPO/ Nº IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
2/20	INCREMENTO DIT MS	9	2,38	2,06	0,00	3,60	4,70
2/20	INCREMENTO DIT MI	9	2,41	2,11	0,20	2,90	5,30
2/20	INCREMENTO DIST OSS	9	0,59	0,49	0,10	0,50	1,40
2/20	INCREMENTO DIST SUP 1-2	4	0,45	0,29	0,20	0,45	0,70
2/20	INCREMENTO DIST INF 1-2	2	0,20	0,00	0,20	0,20	0,20
2/20	INCREMENTO DIST SUP 1-3	3	-0,10	0,00	-0,10	-0,10	-0,10
2/20	INCREMENTO DIST INF 1-3	3	0,30	0,00	0,30	0,30	0,30
2/20	INCREMENTO DIST SUP 2-3	3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2/20	INCREMENTO DIST INF 2-3	3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabla nº 31. Resultados de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio para el grupo 2 (6,5-8,5 meses).

GRUPO/ Nº IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
3/20	INCREMENTO DIT MS	10	2,05	1,48	0,10	2,25	4
3/20	INCREMENTO DIT MI	10	2,00	1,50	0,00	2,25	3,80
3/20	INCREMENTO DIST OSS	10	1,49	0,67	0,70	1,50	3,00
3/20	INCREMENTO DIST SUP 1-2	6	0,12	0,07	0,05	0,10	0,20
3/20	INCREMENTO DIST INF 1-2	5	0,20	0,12	0,00	0,20	0,30
3/20	INCREMENTO DIST SUP 1-3	2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3/20	INCREMENTO DIST INF 1-3	2	-0,10	0,00	-0,10	-0,10	-0,10
3/20	INCREMENTO DIST SUP 2-3	2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3/20	INCREMENTO DIST INF 2-3	2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabla nº 32. Resultados de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio para el grupo 3 (10,5-14,5 meses).

En la tabla n° 33 quedan reflejados los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la edad. Para éste se empleó ANOVA al ser agrupados en tres lotes y posteriormente el Test de Duncan para comparar que grupos eran diferentes.

VARIABLE	Valor de <i>p</i> (ANOVA)
INCREMENTO DIT MS	0,048
INCREMENTO DIT MI	0,007
INCREMENTO DIST BOR OSS	0,0006
INCREMENTO DIST SUP 1-2	0,0046
INCREMENTO DIST INF 1-2	0,0032
INCREMENTO DIST SUP 1-3	<0,0001
INCREMENTO DIST INF 1-3	<0,0001
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	-

Tabla n° 33. Relación de los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la edad.

La hipótesis nula consistiría en que no existen diferencias significativamente estadísticas de la variable incremento con respecto a la edad. En todos los parámetros se rechaza la hipótesis nula, es decir, si existen diferencias significativas del incremento de la variable en función de la edad. A continuación se analizaron estos grupos con el Test de Duncan para conocer las diferencias entre grupos (Tabla n° 34).

VARIABLE	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
INCREMENTO DIT MS	B	A	BA
INCREMENTO DIT MI	B	A	BA
INCREMENTO DIST BOR OSS	B	B	A
INCREMENTO DIST SUP 1-2	B	A	B
INCREMENTO DIST INF 1-2	B	A	A
INCREMENTO DIST SUP 1-3	A	B	A
INCREMENTO DIST INF 1-3	B	A	C
INCREMENTO DIST SUP 2-3	A	A	A
INCREMENTO DIST INF 2-3	A	B	B

Tabla n° 34. Análisis con Test de Duncan de los diferentes grupos.

Por tanto, para comprender la tabla, se debe tener en cuenta que grupos con la misma letra no presentan diferencias significativas y con distinta si, en aquellos en los que se encuentran ambas no podemos saber si existen diferencias o no.

5.4.2.3. INCREMENTO DE LA DISTANCIA DE LOS IMPLANTES CON EL MARCADOR Y ENTRE IMPLANTES EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN

En este apartado se describen, en primer lugar los resultados del incremento de distancia, si se situaron en maxilar o en mandíbula, y en segundo lugar en función de la proximidad respecto al marcador.

5.4.2.3.1. Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes según posición en maxilar o mandíbula

Se describen en las tablas nº 35 y nº 36, como en apartados anteriores, la descripción de los implantes y a continuación se realiza el análisis estadístico empleando la T de Student al ser dos grupos (Tabla nº 37).

Hueso	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
Mb	INCREMENTO DIT MS	15	1,17	1,57	0,00	0,40	4,70
Mb	INCREMENTO DIT MI	15	1,02	1,02	0,00	0,50	2,90
Mb	INCREMENTO DIST OSS	15	0,58	0,40	0,10	0,50	1,50
Mb	INCREMENTO DIST SUP 1-2	3	0,03	0,03	0,00	0,05	0,05
Mb	INCREMENTO DIST INF 1-2	3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Mb	INCREMENTO DIST SUP 1-3	9	-0,03	0,05	-0,10	0,00	0,00
Mb	INCREMENTO DIST INF 1-3	9	0,12	0,16	-0,10	0,00	0,00
Mb	INCREMENTO DIST SUP 2-3	7	-	-	-	-	-
Mb	INCREMENTO DIST INF 2-3	7	0,03	0,05	0,00	0,00	0,10

Tabla nº 35. Resultados de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio en función de la localización en la mandíbula.

Mb/Mx	VARIABLE	N	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
Mx	INCREMENTO DIT MS	13	2,34	1,46	0,40	3,10	4,00
Mx	INCREMENTO DIT MI	13	2,63	1,73	0,30	3,20	5,30
Mx	INCREMENTO DIST OSS	13	1,29	0,70	0,50	1,20	3,00
Mx	INCREMENTO DIST SUP 1-2	12	0,22	0,24	0,00	0,15	0,70
Mx	INCREMENTO DIST INF 1-2	10	0,14	0,13	0,00	0,20	0,30
Mx	INCREMENTO DIST SUP 1-3	0	-	-	-	-	-
Mx	INCREMENTO DIST INF 1-3	0	-	-	-	-	-
Mx	INCREMENTO DIST SUP 2-3	0	-	-	-	-	-
Mx	INCREMENTO DIST INF 2-3	0	-	-	-	-	-

Tabla nº 36. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas desde la colocación al sacrificio en función de la localización en el maxilar.

VARIABLE	Valor de p (T de Student)
INCREMENTO DIT MS	0,052
INCREMENTO DIT MI	0,005
INCREMENTO DIST BOR OSS	0,0043
INCREMENTO DIST SUP 1-2	0,022
INCREMENTO DIST INF 1-2	0,006
INCREMENTO DIST SUP 1-3	-
INCREMENTO DIST INF 1-3	-
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	-

Tabla n° 37. Relación de los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la localización en maxilar o en mandíbula.

La hipótesis nula consistiría en que no existen diferencias significativamente estadísticas de la variable incremento con respecto a si se colocaron en maxilar o en mandíbula. En los parámetros de los que se tuvieron datos, si existe diferencias significativas, siendo mayor el incremento en maxilar frente a mandíbula.

5.4.2.3.2 Incremento de la distancia de los implantes con el marcador y entre implantes según posición con respecto al marcador

En las tablas n° 38 a n° 40 se incluyen los resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas de incremento en función de su colocación respecto al marcador.

En la tabla n° 41 quedan reflejados los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la proximidad con el marcador. Se empleó ANOVA al ser agrupados en tres lotes y posteriormente el Test de Duncan para comparar que grupos eran diferentes.

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
1	INCREMENTO DIT MS	12	1,57	1,45	0,10	0,80	4,00
1	INCREMENTO DIT MI	12	1,69	1,52	0,00	1,20	4,60
1	INCREMENTO DIST OSS	12	1,10	0,82	0,10	0,95	3,00
1	INCREMENTO DIST SUP 1-2	8	0,17	0,23	0,00	0,10	0,70
1	INCREMENTO DIST INF 1-2	7	0,10	0,13	0,00	0,00	0,30
1	INCREMENTO DIST SUP 1-3	4	-0,02	0,05	-0,10	0,00	0,00
1	INCREMENTO DIST INF 1-3	4	0,10	0,16	-0,10	0,10	0,30
1	INCREMENTO DIST SUP 2-3	1	0,00	-	0,00	0,00	0,00
1	INCREMENTO DIST INF 2-3	1	0,00	-	0,00	0,00	0,00

Tabla nº 38. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas de incremento en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 1).

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
2	INCREMENTO DIT MS	10	2,31	1,58	0,10	2,50	4,60
2	INCREMENTO DIT MI	10	2,39	1,79	0,10	2,20	5,30
2	INCREMENTO DIST OSS	10	0,96	0,44	0,40	0,90	1,60
2	INCREMENTO DIST SUP 1-2	7	0,19	0,24	0,00	0,10	0,70
2	INCREMENTO DIST INF 1-2	6	0,12	0,13	0,00	0,10	0,30
2	INCREMENTO DIST SUP 1-3	1	-0,10	-	-0,10	-0,10	-0,10
2	INCREMENTO DIST INF 1-3	1	0,30	-	0,30	0,30	0,30
2	INCREMENTO DIST SUP 2-3	3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2	INCREMENTO DIST INF 2-3	3	0,03	0,06	0,00	0,00	0,10

Tabla nº 39. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas de incremento en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 2).

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
3	INCREMENTO DIT MS	6	1,00	1,83	0,00	0,20	4,70
3	INCREMENTO DIT MI	6	0,88	1,06	0,10	0,45	2,90
3	INCREMENTO DIST OSS	6	0,45	0,37	0,10	0,45	1,10
3	INCREMENTO DIST SUP 1-2	0	-	-	-	-	-
3	INCREMENTO DIST INF 1-2	0	-	-	-	-	-
3	INCREMENTO DIST SUP 1-3	4	-0,02	0,05	-0,10	0,00	0,00
3	INCREMENTO DIST INF 1-3	4	0,10	0,16	-0,10	0,10	0,30
3	INCREMENTO DIST SUP 2-3	3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
3	INCREMENTO DIST INF 2-3	3	0,03	0,06	0,00	0,00	0,10

Tabla nº 40. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas de incremento en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 3).

VARIABLE	Valor de p (ANOVA)
INCREMENTO DIT MS	0,272
INCREMENTO DIT MI	0,186
INCREMENTO DIST BOR OSS	0,133
INCREMENTO DIST SUP 1-2	0,843
INCREMENTO DIST INF 1-2	0,823
INCREMENTO DIST SUP 1-3	0,421
INCREMENTO DIST INF 1-3	0,547
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	-

Tabla nº 41. Relación de los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento de su colocación respecto al marcador.

La hipótesis nula de nuevo consiste en que no existen diferencias significativamente estadísticas de la variable incremento con respecto a proximidad con el marcador. Se observa que ninguno de los parámetros rechaza la hipótesis nula. A continuación, se analizaron estos grupos con el Test de Duncan para conocer las diferencias entre grupos (Tabla nº 42).

VARIABLE	PROXIMAL 1	PROXIMAL 2	PROXIMAL 3
INCREMENTO DIT MS	A	A	A
INCREMENTO DIT MI	A	A	A
INCREMENTO DIST BOR OSS	A	A	A
INCREMENTO DIST SUP 1-2	A	A	A
INCREMENTO DIST INF 1-2	A	A	A
INCREMENTO DIST SUP 1-3	A	A	A
INCREMENTO DIST INF 1-3	A	A	A
INCREMENTO DIST SUP 2-3	-	-	-
INCREMENTO DIST INF 2-3	-	-	-

Tabla nº 42. Análisis con Test de Duncan de los diferentes grupos.

Por tanto, para comprender la tabla, se debe tener en cuenta que grupos con la misma letra no presentan diferencias significativas y con distinta si. En aquellos en los que se encuentran ambas letras no podemos saber si existen diferencias o no. En este caso los grupos no presentaban diferencias entre si.

5.5. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS

A continuación se describen las medidas histomorfométricas de los implantes en el momento del sacrificio. Para ellos se decidió realizar tres mediciones que fueron: BIC, BICp y BA/TA interroscal. Además de esto, como en puntos anteriores, se analizarán los datos para conocer si existen diferencias significativas en relación con el sexo, la edad y la localización. En este apartado, sólo se estudiarán los 28 implantes exitosos.

5.5.1. RESULTADOS HISTOMORFOMÉTRICOS DEL PORCENTAJE DE INTEGRACIÓN (BIC), PORCENTAJE DE INTEGRACIÓN PONDERADO (BICp) Y DENSIDAD DE HUESO INTERROSCAL (BA/TA)

En la siguiente tabla se incluyen los resultados descriptivos generales de las variables histomorfométricas (Tabla nº 43).

VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
BIC	28	35,08	17,74	9,26	36,49	84,27
BIC PONDERADA (BICp)	28	49,49	17,98	19,20	47,78	84,70
BA/TA INTERROSCAL	28	49,19	16,53	11,36	45,72	80,67

Tabla nº 43. Resultados descriptivos generales de las variaciones histomorfométricas.

5.5.2. HISTOMORFOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO, LA EDAD Y LA LOCALIZACIÓN

A continuación se analizaron los datos en función del sexo, edad y localización para conocer si existían diferencias significativas entre los diferentes grupos.

Para este análisis se empleó la T de Student, cuando existían 2 grupos, y el análisis de la varianza (ANOVA), en el caso de más de dos grupos.

5.5.2.1. HISTOMORFOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN FUNCIÓN DEL SEXO

En las tablas n° 44 y n° 45 se incluyen los resultados descriptivos de las variaciones en las medidas histomorfométricas en función del sexo.

SEXO	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
H	BIC	9	29,01	15,27	10,73	27,78	53,57
H	BIC PONDERADO (BICp)	9	50,19	21,14	20,05	46,47	84,70
H	BA/TA INTERROSCAL	9	53,43	17,03	26,09	55,77	78,58

Tabla n° 44. Resultados descriptivos de las variaciones histomorfométricas en función del sexo para las hembras.

SEXO	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
M	BIC	19	37,96	18,47	9,26	38,09	84,27
M	BIC PONDERADO (BICp)	19	49,16	16,90	19,20	48,86	84,27
M	BA/TA INTERROSCAL	19	47,19	16,36	11,36	44,35	80,67

Tabla n° 45. Resultados descriptivos de las variaciones histomorfométricas en función del sexo para los machos.

En la tabla n° 46 quedan reflejados los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función del sexo.

VARIABLE	Valor de p (T de Student)
BIC	0,219
BIC PONDERADO (BICp)	0,890
BA/TA INTERROSCAL	0,409

Tabla n° 46. Relación de los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables histomorfométricas en función del sexo.

En este caso los valores de " p " no fueron estadísticamente significativos para rechazar la hipótesis nula, es decir, no existen diferencias en los valores histomorfométricos con respecto al sexo.

5.5.2.2. HISTOMORFOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN FUNCIÓN DE LA EDAD

En las tablas n° 47 a n° 49 se incluyen los resultados descriptivos generales de los datos histomorfométricos en función de la edad.

GRUPO/ N° IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
1/10	BIC	9	0,67	0,33	0,20	0,80	1,10
1/10	BIC PONDERADO (BICp)	9	0,87	0,40	0,30	1,10	1,30
1/10	BA/TA INTERROSCAL	9	0,59	0,24	0,40	0,50	1,10

Tabla n° 47. Resultados descriptivos de las variaciones histomorfométricas en función de la edad para el grupo 1 (4,5 Meses).

GRUPO/ N° IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
2/20	BIC	9	2,38	2,06	0,00	3,60	4,70
2/20	BIC PONDERADO (BICp)	9	2,41	2,11	0,20	2,90	5,30
2/20	BA/TA INTERROSCAL	9	0,59	0,49	0,10	0,50	1,40

Tabla n° 48. Resultados descriptivos de las variaciones histomorfométricas en función de la edad para el grupo 2 (6,5-8,5 meses).

GRUPO/ N° IPL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
3/20	BIC	10	2,05	1,48	0,10	2,25	4
3/20	BIC PONDERADO (BICp)	10	2,00	1,50	0,00	2,25	3,80
3/20	BA/TA INTERROSCAL	10	1,49	0,67	0,70	1,50	3,00

Tabla n° 49. Resultados descriptivos de las variaciones histomorfométricas en función de la edad para el grupo 3 (10,5-14,5 meses).

En la tabla n° 50 quedan reflejados los valores de las "*p*" después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la edad. Para éste se empleó ANOVA al ser agrupados en tres lotes y posteriormente el Test de Duncan para comparar que grupos eran diferentes.

VARIABLE	Valor de <i>p</i> (ANOVA)
BIC	0,406
BIC PONDERADO (BICp)	0,184
BA/TA INTERROSCAL	0,549

Tabla n° 50. Relación de los valores de las "*p*" después del análisis estadístico de las diferentes variables en función de la edad.

La hipótesis nula consistiría en que no existen diferencias significativamente estadísticas de la variable incremento con respecto a la edad. En función de los resultados no se puede rechazar ésta, por lo que no existirían diferencias significativas en función de la edad de los lechones. A continuación, se analizaron estos grupos con el Test de Duncan para conocer las diferencias entre grupos (Tabla n° 51).

VARIABLE	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
BIC	A	A	A
BIC PONDERADO (BICp)	A	A	A
BA/TA INTERROSCAL	A	A	A

Tabla n° 51. Análisis con Test de Duncan de los diferentes grupos.

Por tanto, para comprender la tabla, se debe tener en cuenta que grupos con la misma letra no presentan diferencias significativas y con distinta si, en aquellos en los que se encuentran ambas no podemos saber si existen diferencias o no.

5.5.2.3. HISTOMORFOMETRÍA DE LOS IMPLANTES EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN

En este apartado se describen los resultados de los datos histomorfométricos en primer lugar según si se situaron en maxilar o en mandíbula y en segundo lugar en función de la proximidad respecto al marcador.

5.5.2.3.1. Histomorfometría según posición en maxilar o mandíbula

Se describen en las tablas n° 52 y n° 53, como en apartados anteriores, la descripción de los implantes y a continuación se realiza el análisis estadístico empleando la T de Student al ser dos grupos (Tabla n° 54).

Mb/Mx	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
Mb	BIC	15	41,78	17,43	13,51	39,47	84,27
Mb	BIC PONDERADO (BICp)	15	54,36	16,54	30,76	53,77	84,70
Mb	BA/TA INTERROSCAL	15	52,81	14,29	29,59	49,07	80,67

Tabla n° 52. Resultados descriptivos generales de las variaciones histomorfométricas de los implantes localizados en mandíbula.

Mb/Mx	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
Mx	BIC	13	27,35	15,26	9,26	24,87	53,57
Mx	BIC PONDERADO (BICp)	13	43,87	18,55	19,20	39,86	74,56
Mx	BA/TA INTERROSCAL	13	45,02	18,47	11,36	42,88	78,58

Tabla n° 53. Resultados descriptivos generales de las variaciones histomorfométricas de los implantes localizados en maxilar.

VARIABLE	Valor de p (T de Student)
BIC	0,650
BIC PONDERADO (BICp)	0,674
BA/TA INTERROSCAL	0,357

Tabla n° 54. Relación de los valores de las " p " después del análisis estadístico de las diferentes variables en función de la localización.

La hipótesis nula consistiría en que no existen diferencias significativamente estadísticas en los datos histomorfométricos con respecto a si se colocaron en el maxilar o en la mandíbula. Los datos indican que no podemos rechazar la hipótesis nula, por lo que no existirían diferencias significativas en cuanto a la osteointegración en función de la localización de los colocados en el maxilar frente a la mandíbula.

5.5.2.3.2. Histomorfometría según posición con respecto al marcador

En las tablas n° 55 a n° 57 se incluyen los resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas de incremento en función de su colocación respecto al marcador.

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
1	BIC	12	37,04	22,44	9,26	36,70	84,27
1	BIC PONDERADO (BICp)	12	53,87	21,32	19,20	52,65	84,70
1	BA/TA INTERROSCAL	12	53,24	20,00	11,36	58,57	80,67

Tabla n° 55. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 1).

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
2	BIC	10	30,09	15,69	10,73	24,87	56,02
2	BIC PONDERADO (BICp)	10	41,07	14,99	20,05	35,93	68,10
2	BA/TA INTERROSCAL	10	47,43	15,91	30,92	42,73	78,58

Tabla n° 56. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 2).

PROXIMAL	VARIABLE	n	Media	Desv. típica	Min	Mediana	Max
3	BIC	6	39,49	8,15	31,31	37,89	55,05
3	BIC PONDERADO (BICp)	6	54,78	10,91	39,52	54,51	73,45
3	BA/TA INTERROSCAL	6	44,06	7,93	29,59	45,65	52,13

Tabla n° 57. Resultados descriptivos generales de las variaciones en las medidas en función de su colocación respecto al marcador (Proximal 3).

En la tabla n° 58 quedan reflejados los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables de incremento en función de la proximidad al marcador. Se empleó ANOVA al ser agrupados en tres lotes y posteriormente el Test de Duncan para comparar que grupos eran diferentes.

VARIABLE	Valor de <i>p</i> (ANOVA)
BIC	0,537
BIC PONDERADO (BICp)	0,183
BA/TA INTERROSCAL	0,511

Tabla n° 58. Relación de los valores de las “*p*” después del análisis estadístico de las diferentes variables en función de la proximidad al marcador.

A continuación se analizaron estos grupos con el Test de Duncan para conocer las diferencias entre grupos (Tabla n° 59).

VARIABLE	PROXIMAL 1	PROXIMAL 2	PROXIMAL 3
BIC	A	A	A
BIC PONDERADO (BICp)	A	A	A
BA/TA INTERROSCAL	A	A	A

Tabla n° 59. Análisis con Test de Duncan de los diferentes grupos.

Para comprender la tabla, se debe tener en cuenta que grupos con la misma letra no presentan diferencias significativas y con distinta si, en aquellos en los que se encuentran ambas no podemos saber si existen diferencias o no. En este caso, los grupos no presentaban diferencias entre si.

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

6.1. INTRODUCCIÓN

Como ya se comentó en la revisión bibliográfica existe una gran cantidad de estudios publicados acerca de los diferentes tipos de implantes, su éxito o fracaso en función de diferentes criterios tanto epidemiológicos, de localización; así como de los materiales de los que están compuestos o los procesos tecnológicos a los que se somete la superficie de éstos.

En los estudios que valoraban los implantes dentales en función de la edad encontramos que aunque el edentulismo se asocia generalmente a pacientes mayores, es cierto que patologías tanto de origen traumático, como hereditario pueden afectar a pacientes jóvenes.

En adultos, o lo que es lo mismo en el hueso maduro, la colocación de implantes es un procedimiento ampliamente aceptado para el tratamiento del edentulismo, pero por el contrario el empleo de esta técnica en niños presenta gran controversia por lo que existen muy pocos casos reportados en la bibliografía actual. En revisiones recientes sí se acepta como un tratamiento aceptable, pero siempre recomendando esperar a la finalización del crecimiento dental y esquelético, y sólo haciendo una excepción en los casos más graves de displasia ectodérmica (Mancan y col., 2014).

En general, en los pocos estudios existentes hasta el momento, la colocación de implantes en hueso inmaduro la consideran una técnica aceptable siempre y cuando se respeten las estructuras de crecimiento y se indique exclusivamente para aquellos casos graves de edentulismo u oligodoncia severa. Actualmente, la recomendación en pacientes jóvenes con presentaciones menos importantes será esperar a terminar el crecimiento (Mishra y col., 2013; Filius y col., 2014; Bergendal y col., 2015; Heuberer y col., 2015).

Como consecuencia directa de esto, el empleo del lechón de cerdo *mini pig* en implantología también es muy escasa y poco reciente. Apenas algunos estudios

realizados entre los años 90 y la primera década del nuevo siglo emplearon este tipo de modelo para estudiar el comportamiento de estos implantes en hueso joven, principalmente desde el punto de vista de crecimiento. En ellos se estudiaron las relaciones de los implantes con referencias anatómicas de los animales mediante estudios de imagen (Thilander y col., 1992; Sennerby y col., 1993 y Ersoy y col., 2006).

6.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Como todo estudio experimental, éste no ha estado exento de limitaciones. La principal limitación de este estudio fue la utilización de un número reducido de animales, diez en total, por los problemas éticos que se plantearon si decidíamos emplear más lechones. Por este motivo, se decidió tomar como unidad muestral el implante y así aumentarla a $n=50$. No obstante hemos de considerar que la tendencia actual en los estudios en los que se emplea animales de experimentación es utilizar el menor número de animales posible para llevar a cabo los estudios científicos (regla de las 3 "R": reemplazo si es posible, reducción del número de animales y refinamiento de los estudios) (Newton, 2013).

Otra de las limitaciones que se plantearon fue la edad de los animales y por tanto el comportamiento inherente a los lechones (juegos, mordida de barrotes, etc.), que probablemente fueron la causa de la pérdida de varios implantes (López García y col., 2015). Además de esto otra de las causas que pudo ser responsable de la pérdida de algunos de los implantes fue la perimplantitis, que no pudo ser valorada al observarse sólo en uno de los implantes exitosos, y sólo de manera localizada.

Por último, el diseño del estudio tuvo como uno de los objetivos la posibilidad del uso de este tipo de implantes en hueso inmaduro, o lo que es lo mismo, en implantología pediátrica. De esta manera, la técnica empleada podría ser una buena solución en los casos de agenesias e hipoplasias dentarias.

En los lechones del estudio se retiraron las piezas caducas, pero al tratarse de animales sanos, no fue posible la retirada de los gérmenes dentarios, siendo otra de

las limitaciones del estudio porque es probable que a la larga fueran los responsables de varias pérdidas de implantes por aposición.

6.3. ÉXITO/FRACASO

En el trabajo se decidió medir de manera global el porcentaje de fracasos y éxitos de los implantes colocados en función de la edad, el sexo y la localización (mandíbula y maxilar).

6.3.1. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DEL SEXO

En los estudios en los que se valora a corto, medio y largo plazo el éxito de los implantes dentales con respecto al sexo de los pacientes, la mayor parte coinciden en que no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la viabilidad de los implantes en cuanto al sexo (Haas y col., 1996; Farnsworth y col., 2011).

En cualquier caso es importante destacar que esto es así siempre y cuando consideremos el sexo como variable aislada, es decir sin considerar otros factores de comorbilidad como puede ser la osteoporosis más frecuente en mujeres, el hábito tabáquico más habitual en hombres, etc (Balaguer y col., 2015).

En los resultados de nuestro estudio no existieron diferencias estadísticamente significativas con respecto al éxito de los implantes respecto al sexo de los lechones.

6.3.2. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DE LA EDAD

En la bibliografía consultada para hueso inmaduro en el trabajo, los trabajos publicados en hueso inmaduro analizaban parámetros principalmente mediante técnicas de imagen. De manera que realizaron medidas para conocer el comportamiento de los implantes dentales en diferentes etapas de hueso inmaduro. En estos estudios de implantes colocados en niños y adolescentes se sugiere que estos se comportan como dientes anquilosados, pero con tasas de éxito similares a los adultos, de forma que presentarán defectos de infraoclusión (Thilander y col., 1992; Sennerby y col., 1993; Kawanami y col., 1999; Op Hei y col., 2006).

En este estudio se decidió distribuir los lechones en 5 lotes en función de los meses de edad. Con los primeros datos analizados, se rechazó la hipótesis nula, por lo que en principio si existirían diferencias estadísticamente significativas por la edad. Al revisar estos resultados y entender que el número de las muestras de los diferentes grupos eran en algunos casos muy pequeña, como en el grupo de lechones de 10,5 meses, se decidió agrupar los 5 grupos en 3 y así conseguir mayor peso estadístico.

Los tres nuevos grupos fueron lechones de 4,5 meses en uno, de 6,5 y 8,5 meses el segundo y de 10,5 y 14,5 meses el último. Se realizó un nuevo análisis estadístico con la prueba de χ^2 de estos nuevos grupos y se obtuvo una $p=0,05$. Por lo tanto, al unir los diferentes grupos se observó que seguía siendo rechazada la hipótesis nula.

Estos datos podrían explicarse porque en el lote 1, formado por lechones de 4,5 meses, no había tenido lugar la erupción dentaria y por tanto existiría menos fracaso por aposición de las piezas definitivas. También se debe destacar que ha medida que se aumento el número de los lotes los datos para rechazar la hipótesis nula con el intervalo de confianza del 95% se encontraban casi en el límite.

6.3.3. PORCENTAJE DE ÉXITO EN FUNCIÓN DE LA LOCALIZACIÓN

En lo que se refiere al porcentaje de éxito según la localización del implante bien en maxilar o en mandíbula, existe bibliografía que sugiere un mayor éxito en aquellos implantes colocados en hueso mandibular, frente a los localizados en el maxilar; tanto en animales (Parr y col., 1992; Carr y col., 1997), como en personas (Lazzara y col., 1996). En un estudio reciente realizado en humanos, Preoteasa y colaboradores (2014) emplearon implantes como soporte para prótesis y refieren mayores tasas de éxito en los implantes situados en las mandíbulas.

En una estudio retrospectivo de más de mil implantes seguidos durante 3 años se presentó valores mejores en cuanto a la estabilidad de los implantes dentales situados en mandíbulas frente a los situados en el maxilar (Peñarocha-Diago y col., 2012).

Pero también existen otros estudios (Rasmusson y col., 2005; Raghoobar, 2014) que publican resultados similares, siempre y cuando se realice una técnica adecuada y se trate de paciente sin mucha comorbilidad y buena calidad ósea.

En este estudio no existieron diferencias en cuanto al éxito de los implantes en relación con su colocación en el maxilar o en la mandíbula.

6.4. MEDIDAS RADIOLÓGICAS

En este trabajo también se realizaron diferentes medidas radiológicas. En primer lugar se decidió colocar un marcador en el ángulo mandibular como punto de referencia. La elección de esta localización surgió por dos motivos: en primer lugar por la facilidad de abordaje para su colocación, y en segundo por existir sólo un núcleo de osificación (cartilago angular) para el crecimiento en longitud. Al hacer esto se esperaba que las medidas realizadas de los implantes con respecto al marcador fueran lo más reproducibles posible y mayores a medida que la edad de sacrificio fuera aumentando.

Por otra parte, para las medidas tomadas entre los intrainplantos se teorizó que probablemente no tuvieran grandes cambios al existir sólo crecimiento por aposición (Filius y col., 2014; Mankani y col., 2014) y además porque en estudios realizados con anterioridad sugerían que en los implantes colocados en hueso inmaduro el crecimiento óseo periimplante era menor que en las piezas nativas (Berglundh y col., 2002; Op Hei y col., 2006).

Otro de los puntos que se tuvieron en cuenta en el diseño del trabajo para la obtención de los resultados radiológicos fue estandarizar cual o cuales de las proyecciones serían las más adecuadas. Decidimos tomar la proyección laterolateral con la boca cerrada como la estándar, al ser ésta la que menos errores de medición con respecto a la longitud del marcador e implantes presentaba.

6.4.1. DISTANCIA IMPLANTES/MARCADOR

En este estudio se planteó el control de los implantes colocados en lechones jóvenes con respecto al crecimiento craneal, para esto se colocó un marcador en el ángulo mandibular y se realizaron mediciones tanto en el momento de la colocación como en el sacrificio.

Estudios y revisiones publicados de implantes colocados en cerdos jóvenes (Odman y col., 1991; Berglundh y col., 2002; Op Hei y col., 2006) afirman que los implantes van a generar un retraso en el crecimiento tanto vertical como longitudinal de hueso en las proximidades de los implantes, mientras que en zonas alejadas no se observaron cambios en cuanto al crecimiento longitudinal.

Los resultados obtenidos en el incremento de las distancias de los implantes con respecto al marcador fueron significativas; es decir, a mayor edad mayor crecimiento.

En cuanto a las diferencias analizadas por sexo, edad y localización, en el estudio se observaron diferencias significativas tanto en la edad como en la localización de los implantes colocados en maxilar o en mandíbula, y no las hubo con respecto a los parámetros de sexo y posición de los implantes con respecto al marcador.

6.4.2. DISTANCIA IMPLANTES BORDE ÓSEO

En este trabajo también se realizaron medidas desde los extremos apicales de los implantes y los bordes óseos, en el caso de la mandíbula con el borde inferior y en el maxilar con el borde superior del hueso nasal. El objetivo de estas medidas fue conocer si se alteraba el crecimiento vertical del hueso al colocar los implantes.

Estudios previos publicados de implantes colocados en niños y adolescentes (Thilander y col., 1992; Sennerby y col., 1993; Kawanami y col., 1999; Op Hei y col., 2006) sugieren que los éstos se comportan como dientes anquilosados. Es decir, los implantes van a crecer en longitud con el resto de los dientes, pero van a provocar defectos de infraoclusión que serán proporcionales a la edad de implantación.

Malmgren y Malmgren, en 2002, realizaron un estudio en que se siguieron 42 niños con implantes incisivos durante 10 años. En ese trabajo se valoró el grado de infraoposición y se observó que en niños menores de 10 años la infraoclusión fue superior a 3 mm, en los niños de 10 a 12 años de unos 2,5 mm y en niños de 12 a 16 años unos 1,5 mm.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio fueron superponibles al apartado anterior, observándose diferencias significativas con respecto a la edad y la localización en maxilar y mandíbula, pero no respecto al resto de los parámetros.

6.4.3. DISTANCIA ENTRE IMPLANTES

Los implantes colocados en hueso inmaduro según los artículos revisados se comportarán como dientes anquilosados (Malmgren y Malmgren, 2002; Op Hei y col., 2006), por este motivo encontraremos defectos en la oclusión. En el planteamiento del estudio se decidió realizar estas mediciones para conocer si existía crecimiento entre los implantes, y efectivamente conocer si se comportaban como los dientes nativos.

Por otro lado en la bibliografía consultada del desarrollo dentario y sus estructuras de soporte (Sperber, 1989; Kjaer y col., 1999; Murray, 2002; Rodríguez Cuenca, 2008) se hace referencia a las células foliculares de los gérmenes dentarios más internas que darán lugar a los cementoblastos y las más externas se diferenciarán en osteoblastos. Éstos formarán el recubrimiento del saco óseo, y entre estas dos capas aparecerán fibroblastos que darán lugar a colágeno que conectará el cemento con el hueso propiamente dicho. Si se tiene en cuenta todo lo anterior, los implantes colocados en nuestros lechones se comportarán como dientes anquilosados, al no presentar las diferentes etapas de erupción dentaria, ni tampoco el crecimiento de las estructuras anejas al diente.

En el caso de las medidas obtenidas intraimplantes, al analizar los datos de incremento de la distancia entre implantes desde la colocación al sacrificio, se comprobó que fueron estadísticamente significativas en su mayoría, pero si observamos los datos cuidadosamente se aprecia que las diferencias de las medidas tomadas entre la colocación de los implantes y el sacrificio se incrementaron sólo en

magnitudes de 0 a 3 mm, excepto en uno de los casos de la distancia superior entre los implantes 1-2 que fue de 7 mm, lo que sugiere un mínimo crecimiento intraimplantes pese a que en algunos casos había pasado más de 1 año.

6.5. MEDIDAS HISTOLÓGICAS

Para valorar la osteointegración de los implantes, se realizaron las siguientes medidas, por un lado el porcentaje de integración (BIC) y el porcentaje de integración ponderado (BICp) como medidas de contacto óseo y por otra parte la densidad de hueso interrosal (BA/TA) como medida de calidad ósea.

Existen trabajos previos en los que se realizaron estas mismas medidas para hueso maduro (Muñoz Guzón, 1999; López García, 2006; Jensen y col., 2013; Huang y col., 2015; Pérez Albacete y col., 2015) en los que se consideran valores aceptables de BIC y de BA/TA de entre 40-60%.

Los datos recogidos en el estudio presentaron porcentajes similares que en los trabajos en hueso adulto, tanto para la BIC, siempre que se tomaran los de la BIC ponderada, como para la BA/TA.

También se realizó análisis de los datos respecto al sexo, edad y localización, donde se observó que en aquellos implantes que habían tenido éxito (n=28), no existían diferencias en cuanto a sexo, edad o localización en lo referente a la osteointegración desde un punto de vista histomorfométrico.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

Tras los resultados obtenidos y su análisis, y ante la comparación con las referencias bibliográficas consultadas, se obtuvieron las siguientes conclusiones de este estudio:

1. El lechón de cerdo *mini pig* como modelo experimental es válido y aplicable en implantología oral, tanto desde el punto de vista de su aclimatación, anestesia y manejo clínico y quirúrgico.
2. Los implantes dentales de titanio colocados en el hueso inmaduro se comportaron osteointegrándose de la misma manera que en hueso maduro.
3. Las técnicas empleadas (radiología e histomorfometría) permitieron la validación del modelo, y garantizaron la fiabilidad y reproducibilidad de las mediciones.
4. En aquellos casos donde los implantes fueron colocados en las proximidades de los gérmenes dentarios definitivos, los implantes presentaron mayor fracaso y menores porcentajes de osteointegración.
5. En nuestro estudio no existieron diferencias estadísticamente significativas en el éxito o fracaso de los implantes respecto al sexo ($p=0,25$) y a la localización ($p=0,38$ en el caso de maxilar o mandíbula y $p=0,78$ en función de la relación con el marcador mandibular), pero si en función de la edad, siendo los lechones más jóvenes los que presentaron mayor éxito ($p<0,0001$).
6. En los valores radiológicos medidos se observaron diferencias estadísticamente significativas, tanto en lo referente a la edad de los lechones, como a la localización de los implantes en el maxilar o en la mandíbula ($p<0,05$ en todos los parámetros). No hubo diferencias con respecto a los parámetros del sexo y de la posición de los implantes con respecto al marcador, ni entre ellos ($p>0,05$).

7. Los datos histomorfométricos presentaron porcentajes similares de a los publicados en hueso adulto, tanto para el porcentaje de integración (BIC), si se tiene en cuenta el porcentaje de integración ponderado (BICp), como para la densidad del hueso interroscas (BA/TA).

8. Los datos de osteointegración con respecto al sexo, a la edad y a la localización, en aquellos implantes que habían tenido éxito, no presentaron diferencias significativas ($p > 0,05$ en todos los casos).

8. RESUMEN

8. RESUMEN

8.1. INTRODUCCIÓN

El empleo de implantes dentales se ha convertido en práctica habitual en la odontología humana actual, siendo su empleo cada vez más frecuente. Esto es debido tanto a los buenos resultados, como a la reducción de costes de esta técnica, lo que permite un mayor acceso al público general.

El cerdo ha sido utilizado como modelo experimental en muchos trabajos de investigación, tanto en medicina humana como veterinaria. Hay multitud de artículos publicados que hacen referencia a su utilización en campos como la anestesia, traumatología, cardiología, odontología, etc.

Actualmente en odontología los implantes osteointegrados tiene gran importancia y en la mayoría de los estudios se hace referencia casi en su totalidad al comportamiento de estos, en sus diferentes modalidades, en pacientes adultos con hueso maduro. Sólo algunas publicaciones recientes describen el empleo de estas técnicas en niños con casos graves de edentulismo.

Por esta razón se planteó llevar a cabo este estudio en animales jóvenes sobre hueso inmaduro y de esta manera podría obtenerse información acerca de los problemas que podrían plantearse durante todo el proceso, desde su colocación hasta su posible osteointegración.

8.2. MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización de nuestro estudio se emplearon diez cerdos de raza *mini pig* que se clasificaron en cinco grupos de dos ejemplares cada uno.

A cada cerdo se colocaron cinco implantes dentales (tres en mandíbula y dos en maxilar, con un total de 50 implantes) en el mismo lado con el fin de poder evaluar el hueso periimplante y el hueso normal, y también facilitar la ingesta de pienso por parte

de los animales. En el ángulo mandibular del lado intervenido se introdujo un marcador radiopaco para obtener puntos de referencia para los estudios de crecimiento vertical y horizontal del hueso.

La edad de implantación fue de dos meses y medio en todos los grupos y los lechones se sacrificaron con 4,5, 6,5, 8,5, 10,5 y 14,5 meses respectivamente.

En el estudio se evaluó radiológicamente los implantes, tanto en el momento de su colocación, como en el momento del sacrificio. Se realizaron tres proyecciones mediante radiología convencional: dos laterolaterales con la boca abierta y cerrada y una dorsoventral. Se decidió tomar como proyección estándar la latero-lateral con boca cerrada al ser la que permitía la observación del marcador en toda su longitud y se tomaron las siguientes medidas: distancia implante/marcador superior, distancia implante/marcador inferior, distancia implante/borde óseo y distancia entre implantes.

Una vez sacrificados los lechones se procedió a recoger las muestras de hueso e implantes para su posterior estudio histomorfométrico e histopatológico. Las preparaciones se fotografiaron para obtener imágenes de alta resolución y poder efectuar mediciones ayudados de una tableta digitalizadora. Las mediciones que se realizaron fueron: porcentaje de integración (BIC), porcentaje de integración ponderado (BICp) y densidad de hueso interroscalar (BAI/TA).

El análisis de datos se realizó mediante el programa informático SAS[®] 9.4, en el Centro de Servicios Informáticos de la Universidad Complutense de Madrid.

8.3. RESULTADOS

De los 50 implantes colados, 28 implantes tuvieron éxito (56%) y 22 fracasaron (44%), sin existir diferencias estadísticamente significativas en cuanto al sexo y localización de los implantes y sólo detectándose diferencias en cuanto a la edad de los lotes, siendo los lechones de 4,5 meses los que menor fracaso tuvieron.

En cuanto a los resultados radiológicos sólo existieron diferencias significativas en la edad como en la localización en maxilar o mandíbula en cuanto al incremento de

la distancia con el marcador y crecimiento vertical, es decir con respecto al borde óseo.

También se realizó el análisis de los datos histomorfométricos. Los valores de osteointegración presentados fueron similares a los del hueso maduro y no existieron diferencias significativas en función del sexo, de la edad y de la localización.

8.4. CONCLUSIONES

Las conclusiones generales de este trabajo son las siguientes:

1. El lechón de cerdo *mini pig* como modelo experimental es válido y aplicable en implantología oral, tanto desde el punto de vista de su aclimatación, anestesia y manejo clínico y quirúrgico.
2. Los implantes dentales de titanio colocados en el hueso inmaduro se comportaron osteointegrándose de la misma manera que en hueso maduro.
3. Las técnicas empleadas (radiología e histomorfometría) permitieron la validación del modelo, y garantizaron la fiabilidad y reproducibilidad de las mediciones.
4. En aquellos casos donde los implantes fueron colocados en las proximidades de los gérmenes dentarios definitivos, los implantes presentaron mayor fracaso y menores porcentajes de osteointegración.
5. En nuestro estudio no existieron diferencias estadísticamente significativas en el éxito o fracaso de los implantes respecto al sexo ($p=0,25$) y a la localización ($p=0,38$ en el caso de maxilar o mandíbula y $p=0,78$ en función de la relación con el marcador mandibular), pero si en función de la edad, siendo los lechones más jóvenes los que presentaron mayor éxito ($p<0,0001$).
6. En los valores radiológicos medidos se observaron diferencias estadísticamente significativas, tanto en lo referente a la edad de los

lechones, como a la localización de los implantes en el maxilar o en la mandíbula ($p < 0,05$ en todos los parámetros). No hubo diferencias con respecto a los parámetros del sexo y de la posición de los implantes con respecto al marcador, ni entre ellos ($p > 0,05$).

7. Los datos histomorfométricos presentaron porcentajes similares de a los publicados en hueso adulto, tanto para el porcentaje de integración (BIC), si se tiene en cuenta el porcentaje de integración ponderado (BICp), como para la densidad del hueso interroscalar (BA/TA).
8. Los datos de osteointegración con respecto al sexo, a la edad y a la localización, en aquellos implantes que habían tenido éxito, no presentaron diferencias significativas ($p > 0,05$ en todos los casos).

9. SUMMARY

9. SUMMARY

9.1. INTRODUCTION

The use of dental implants has become common practice in human odontology, being its use increasingly extended. This is due to the increased implant success rate and the cost reduction trend of this technique, allowing wider access to more patients able to afford it.

Pigs has been used as a subject in many research projects, both in human and veterinary medicine. There are many published articles that refer to it use in areas such as anesthesia, orthopedics, cardiology, dentistry, etc.

Currently osseo-integrated dental implants are one of the key breakthroughs in odontology, but most of the studies referred almost entirely to the behavior of those, regardless the type, on adult patients with mature bone. Only some recent publications describe the use of these techniques in children with severe cases of edentulism.

Due to the former, this study had its primary focus on young animals with immature bone and thus to obtain information about the problems that may arise throughout the process, from implementation to its potential osseo-integration.

9.2. MATERIAL AND METHODS

To carry out our study, we use a sample population of ten pigs (type *mini pig*), classified into five groups of two.

Each study subject has five dental implants placed, (three in the mandible and two in the maxilla, with a total of 50 implants) on the same side of the skull, in order to evaluate the peri-implant and normal bone, and also facilitate the feed intake of the animals. In the mandibular angle of the operated side, a radiopaque marker was introduced to obtain reference points, for further analysis of vertical and horizontal bone growth.

Age at implantation was two and a half months in all study groups, (5), and piglets were sacrificed with 4.5, 6.5, 8.5, 10.5 and 14.5 months, respectively.

The study did use radiology to assess implants at two different stages, at the time of the surgery and at the time of the subject euthanasia. Three shots were made using conventional radiology, two latero-lateral with open and closed mouth and one dorsal-ventral. It was decided to take as standard projection the latero-lateral with closed mouth which allowed the observation of the marker at full length. The following measures were taken: implant / radiopaque marker upper side, implant / radiopaque marker bottom side, implant / bone edge and between implants.

Once the *mini pigs* were euthanized, we proceeded to collect samples of bone and implants for further histomorphometric and histopathology analysis. The preparations were photographed using high resolution images, using a digital tablet to proceed to take accurate measures of those. Measurements taken were: percentage of integration (BIC), percentage of weighted integration (BICP) and bone density proximity to screw threads (BAI / TA).

Data analysis was performed using the SAS 9.4 software at the Complutense University of Madrid Information Service Center.

9.3. RESULTS

Out of the 50 placed implants, 28 implants were successful (56 %) and 22 failed (44%), without significant statistically differences in gender or implant location in the subject. Age was the only characteristic that brought significance differences, being the 4,5 month piglets the lot with lowest failure rate

Regarding the radiological results, findings did only show significant differences when the piglet age and implant location were considered (maxilla or mandible) in regards to the distance to the radiopaque marker and vertical growth with respect to the bone edge.

Histomorphometric data analysis was also performed. Osseo-integration values presented were similar to those of mature bone and no significant differences by gender, age and implant location.

9.4. CONCLUSIONS

The overall conclusions of this study are:

1. The *mini pig* piglet is a valid and applicable experimental subject in oral implantology, from three different angles, acclimatization, anesthesia and clinical and surgical management.
2. Titanium dental implants placed in the immature bone, performed in the same manner as in mature bone (Osseo-integration).
3. The techniques used, (radiology and histomorphometry) allowed the validation of the model, and guaranteed the reliability and reproducibility of the measurements.
4. In cases where the implants were placed in the vicinity of tooth germs, the implants had higher failure rates and lower Osseo-integration.
5. In the study there were no statistically significant differences in the success or failure of the implants regarding sex ($p=0.25$), implant location ($p=0.38$ in the case of maxilla or mandible and $p=0.78$ in terms of the relationship with the marker mandibular), However age were a influential factor, being the youngest piglets which had greater success ($p<0.0001$).
6. In the radiological measured values both statistically significant differences regarding age of piglets, as the location of the implants in the maxilla or mandible ($p<0.05$ in all parameters) were observed. There were no differences with respect to sex and parameters implant position relative to the marker, and each $p>0.05$).

7. The histomorphometric data presented similar percentages to those published for adult bone for the following: BIC (integration proportion), provided that the BICP (percentage of weighted integration) were taken, and BA/TA (bone density in the screw thread proximity).

8. Osseo-integration data about sex, age and location, for those implants that had been successful, did not show significant differences.

10. BIBLIOGRAFÍA

10. BIBLIOGRAFÍA

1. ABRAMOVITCH, K.; RICE, D.D. (2014): Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am*, 58(3):463-484.
2. ACOSTA-GNASS, S.I.; DE ANDRADE STEMPLIUK, V. (2008): Manual de esterilización para centros de salud. Organización Panamericana de Salud. Washington, EE.UU. 172 páginas.
3. ALBERTINI, M.; FERNANDEZ-YAGUE, M.; LÁZARO, P.; HERRERO-CLIMENT, M.; RIOS-SANTOS, J.M.; BULLON, P.; , GIL, F.J. (2015): Advances in surfaces and osseointegration in implantology. Biomimetic surfaces. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 20(3):e316-325.
4. ALBREKTSSON, T.; ELEMING, L. (1994): Consensus report of session IV. En: Lang, N.P.; Karring, T. (eds.): Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. Quintessence Books, Michigan. Pp. 365-374.
5. ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. (2005): The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*, 71(5):327.
6. ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.A. (1993): Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*, 6(2):95-105.
7. ALBREKTSSON, T.; ZARB, G.A. (1999): Determinants of correct clinical reporting. *Ont Dent*, 76(4):29-33.
8. ALI, S.A.; KARTHIGEYAN, S.; DEIVANAI, M.; KUMAR, A. (2014): Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review. *J Indian Prosthodont Soc*, 14(3):196-207.
9. AL-SAWAI, A.A.; LABIB, H. (2015): Success of immediate loading implants compared to conventionally-loaded implants: a literature review. *J Investig Clin Dent*, 2015 May 15. doi: 10.1111/jicd.12152

10. ÁLVAREZ, K.; FUKUDA, M.; YAMAMOTO, O. (2010): Titanium Implants after alkali heating treatment with a $[Zn(OH)_4]^{2-}$ complex: analysis of interfacial bond strength using push-out tests. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12 Suppl 1:e114-125.
11. ÁLVAREZ QUESADA, C.; CARRILLO BARACALDO, J. (2009): Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, 10:114-122.
12. AMERICAN ASSOCIATION OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGEONS (AAOMS) (2005): statements by the american association of oral and maxillofacial surgeons concerning the management of selected clinical conditions and associated clinical procedures. Oral and Craniomaxillofacial Implant Surgery. February 2005.
13. AN, Y.H.; MOREIRA, P.L.; KANG, Q.K.; GRUBER, H.E. (2003): Principles of embedding and common protocols. En An Y.H., Martin K.L. (eds.): Handbook of histology methods for bone and cartilage. Humana Press Inc., New Jersey. Pp. 185-197.
14. APARICIO BÁDENAS, C. (2005): Tratamientos de superficie sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales. Tesis doctoral. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona. 421 páginas.
15. APSE, P.; ZARB, G.A.; SCHMITT, A.; LEWIS, D.W. (1991): The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto Study: peri-implant mucosal response. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11(2):94-111.
16. AU, A.; HA, J.; HERNANDEZ, M.; POLOTSKY, A.; HUNGERFORD, D.S.; FRONDOZA, C.G. (2006): Nickel and vanadium metal ions induce apoptosis of T-lymphocyte Jurkat cells. *J Biomed Mater Res A*, 79(3):512-521.
17. BABBUSH, C.A.; SHIMURA, M. (1993): Five-year statistical and clinical observations with the IMZ two-stage osteointegrated implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(3):245-253.

18. BAGNO, A.; DI BELLO, C. (2004): Surface Treatments and Roughness Properties of Ti-Based Biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, 15(9):935-949.
19. BALAGUER, J.; ATA-ALI, J.; PEÑARROCHA-OLTRA, D.; GARCÍA, B.; PEÑARROCHA-DIAGO, M. (2015): Long-term survival rates of implants supporting overdentures. *J Oral Implantol*, 41(2):173-177.
20. BANU, R.F.; VEERAVALLI, P.T.; KUMAR, V.A. (2015): comparative evaluation of changes in brain activity and cognitive function of edentulous patients, with dentures and two-implant supported mandibular overdenture-pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015 Mar 30, doi: 10.1111/cid.12336.
21. BECHELLI, A.H.; BECHELLI, M. (1991): Diagnóstico y planeamiento en prótesis osteointegradas. *Rev Asoc Odontol Arg*, 79(1):9-16.
22. BELTRÁN, V.; CANTÍN, M.; FUENTES, R.; ENGELKE, W. (2011): Bilateral presence of mandibular incisive canal. An anatomical structure with clinical relevance. *Int J Morphol*, 29(2):543-549.
23. BENCOMO FONTE, L.M.; ALCALDE PÉREZ, J.C.; ÁLVAREZ FONTANET, E.; FONTE MEDINA, N.; RAMÍREZ AROCA, T. (2010): Manual de zoonosis de animales de laboratorios. Veterinaria Organización S.L, España. 64 páginas. Libro electrónico, disponible en <http://www.veterinaria.org/revistas/redvet/n111110/111015.pdf>
24. BENIC, G.I.; MIR-MARI, J.; HÄMMERLE, C.H. (2014): Loading protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl:222-238.
25. BERGENDAL, B.; BJERKLIN, K.; BERGENDAL, T.; KOCH, G. (2015): dental implant therapy for a child with x-linked hypohidrotic ectodermal dysplasia. Three decades of managed care. *Int J Prosthodont*, 28(4):348-356.
26. BERGLUNDH, T.; PERSSON, L.; KLINGE, B. (2002): A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in

- prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*, 29 Suppl 3:197-212.; discussion 232-233.
27. BERMEJO, A.; GONZÁLEZ, O.; GONZÁLEZ, J.M. (1993): The pig as an animal for experimentation on the temporomandibular articular complex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 75(1):18-23.
 28. BIESBROCK, A.R.; EDGERTON, M. (1995): Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10(6):712-720.
 29. BIGERELLE, M.; ANSELME, K.; NOËL, B.; RUDERMAN, I.; HARDOUIN, P.; LOST, A. (2002): Improvement in the morphology of ti-based surfaces: a new process to increase in vitro human osteoblast response. *Biomaterials*, 23(7):1563-1577.
 30. BIVIN, W.S.; McCLURE, R.C. (1976): Deciduous tooth chronology in the mandible of domestic pig. *J Dent Res*, 55(4):591-597.
 31. BLOOD, D.C.; RADOSTITS, O.M. (1992): Medicina Veterinaria: Tratado de las enfermedades del ganado vacuno, ovino, porcino, caprino y equino. Mc Graw- Hill, México. 851 páginas.
 32. BODINE, R.L.; YANASE, A.T. (1985): 30-year report on 28 implant dentures inserted between 1952 and 1959. Paper presented at the symposium on preprosthetic surgery. Pal Springs, CA, 16-18 May.
 33. BOECKLER, A.F.; MORTON, D.; EHRING, C.; SETZ, J.M. (2009): Influence of sterilization on the retention properties of magnetic attachments for dental implants. *Clin Oral Implants Res*, 20(11):1206-1211.
 34. BORNSTEIN, M.M.; SCARFE, W.C.; VAUGHN, V.M.; JACOBS, R. (2014): Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl:55-77.

35. BOYNUEĞRI, D.; NEMLI, S.K.; KASKO, Y.A. (2013): Significance of keratinized mucosa around dental implants: a prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 24(8):928-933.
36. BRACERAS, I.; ONATE, J.I.; GOIKOETXEA, L.; VIVIENTE, J.L.; ALAVA, J.I.; De MAEZTU, M. (2004): Bone cell adhesion on ion implanted titanium alloys. *Surf Coat Tech*, 196:321-326.
37. BRÄNEMARK, P. (1983): Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50(3):399-410.
38. BRÄNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. (1977): Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16:1-132.
39. BUENO RDE, R.; ADACHI, P.; CASTRO-RAUCCI, L.M.; ROSA, A.L.; NANJI, A.; OLIVEIRA, P.T. (2011): Oxidative nanopatterning of titanium surfaces promotes production and extracellular accumulation of osteopontin. *Braz Dent J*, 22(3):179-184.
40. BUSER, D.; MERICSKE-STERN, R.; BERNARD, J.P.; BEHNEKE, A.; BEHNEKE, N.; HIRT, H.P.; BELSER, U.; LANG, N.P. (1997): 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*, 8(3):161-172.
41. BUSER, D.A.; SCHROEDER, A.; SUTTER, F.; LANG, N.P. (1998): The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3(3):173-181.
42. CALVO-GUIRADO, J.L.; SATORRES-NIETO, M.; AGUILAR-SALVATIERRA, A.; DELGADO-RUIZ, R.A.; MATÉ-SÁNCHEZ DE VAL, J.E.; GARGALLO-ALBIOL, J.; GÓMEZ-MORENO, G.; ROMANOS, G.E. (2015): Influence of surface treatment on osseointegration of dental implants: histological, histomorphometric and radiological analysis in vivo. *Clin Oral Investig*, 19(2):509-517.

43. CARMAGNOLE, D.; ABATI, S.; CELESTINO, S.; CHIAPASCO, M.; BOSSHARDT, D.; LANG, N.P. (2008): Oral implants placed in bone defects treated with Bio-Oss, Ostim-Paste, or Perioglass: an experimental study in the rabbit tibiae. *Clin Oral Implants Res*, 19(12):1246-1253.
44. CARR, A.B.; GERARD, D.A.; LARSEN, P.E. (1997): Quantitative histomorphometric description of implant anchorage for three types of dental implants following 3 months of healing in baboons. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12(6):777-784.
45. CATAURO, M.; BOLLINO, F.; PAPAIE, F. (2014): Preparation, characterization, and biological properties of organic-inorganic nanocomposite coatings on titanium substrates prepared by sol-gel. *J Biomed Mater Res A*, 102(2):392-399.
46. CATROS, S.; WEN, B.; SCHLEIER, P.; SHAFER, D.; DARD, M.; OBRECHT, M.; FREILICH, M.; KUHN, L. (2013): Use of a perforated scaffold-retaining abutment to achieve vertical bone regeneration around dental implants in the minipig. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28(2):432-443.
47. CEHRELI, M.; SAHIN, S.; AKÇA, K. (2004): Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*, 32(2):123-132.
48. CHRCANOVIC, B.R.; ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. (2015): Smoking and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 43(5):487-498.
49. CLIMENT PERIS, S.; BASCUAS ASTA, J.A. (1989): Cuadernos de Anatomía y Embriología Veterinaria. Tomo II: Aparato locomotor (Región axil, esqueleto de la cabeza y musculatura axil). Editorial Marban, Madrid. 195 páginas.
50. COELHO, P.G.; GRANJERO, J.M.; ROMANOS, G.E.; SUZUKY, M.; SILVA, N.R.; CARDAROPOLI, G.; THOMPSON, V.P.; LEMONS, J.E. (2009): Basic research methods and current trends of dental implants surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 8(2):579-596.

51. COLLAERT, B.; VAN DESSEL, J.; KONINGS, M.; NACKAERTS, O.; ZINK, I.; SLAGMOLEN, P.; JACOBS, R. (2015): On speech problems with fixed restorations on implants in the edentulous maxilla: introduction of a novel management concept. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015 Apr 14. doi: 10.1111/cid.12309.
52. CONFORTO, E.; ARONSSON, B.; SALITO, A.; CRESTOU, C.; CAILLARD, D. (2004): Rough surfaces of titanium and titanium alloys for implants and prostheses. *Mat Sci Eng C*, 24:611-618.
53. DE FREITAS, M.M.; DA SILVA, C.H.; GROISMAN, M.; VIDIGAL, G.M. Jr. (2011): Comparative analysis of microorganism species succession on three implant surfaces with different roughness: an in vivo study. *Implant Dent*, 20(2):E14-23.
54. DEL RÍO, J.; FRAILE, A.; GHISE, S.; GARCÍA, M^a.; SELMI, C. (2003): Planificación en implanto/prótesis. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*, 5(4):293-303.
55. DONATH, K.; ROHRER, M. (2003): Bone sectioning using the exakt system. En An Y.H., Martin K.L. (eds.): Handbook of histology methods for bone and cartilage. Humana Press Inc., New Jersey. Pp. 243-252.
56. DONOHUE, W.B.; MASCRÈS, C. (1990): Effect of hydroxyapatite on bone formation around exposed heads of titanium implants in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg*, 48(11):1196-200.
57. DONOHUE, W.B.; MASCRÈS, C. (1993): A comparison of the effects of two hydroxyapatites and a methacrylate resin on bone formation in the rat ilium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(1):75-82.
58. DO ROCÍO BINDER DO PRADO, M.A. (2009): Estudio de la influencia de la temperatura en la cicatrización ósea periimplantaria de implantes de titanio arenado y pasivado con ácidos en el cerdo (*sus scrofa dom. linnaeus*, 1758). Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Madrid. 142 páginas.

59. DONLEY, T.G.; GILLETTE, W.B. (1991): Titanium endosseous implant-soft tissue interface: a literature review. *J Periodontol*, 62(2): 153-160.
60. Diario Oficial de la Unión Europea (DOUE)(2007): RECOMENDACIÓN DE LA COMISIÓN de 18 de junio de 2007 sobre las líneas directrices relativas al alojamiento y al cuidado de los animales utilizados para experimentación y otros fines científicos [notificada con el número C(2007) 2525] (Texto pertinente a efectos del EEE) (2007/526/CE).
61. Diario Oficial de la Unión Europea (DOUE)(2007): Reglamento (CE) N° 1441/2007 de la Comisión del 5 de diciembre de 2007, que modifica el Reglamento (CE) n° 2073/2005 relativo a los criterios microbiológicos aplicables a los productos alimenticios. 18 páginas.
62. DUYCK, J.; VANDAMME, K. (2014): The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil*, 41(10):783-794.
63. DYCE, K.M., SACK, W.O., WENSING, C.J.G. (1996): Anatomía veterinaria. McGraw- Hill Interamericana, México. 952 páginas.
64. EL-WASSEFY, N.; EL-FALLAL, A.; TAHA, M. (2015): Effect of different sterilization modes on the surface morphology, ion release, and bone reaction of retrieved micro-implants. *Angle Orthod*, 85(1):39-47.
65. EMILY, P.; PENMAN, S. (1990): Handbook of small animal dentistry. Editorial Pergamon Press, Oxford. 106 páginas.
66. ENGELHARDT, S.; PAPACOSTA, P.; RATHE, F.; ÖZEN, J.; JANSEN, J.A.; JUNKER, R. (2015): Annual failure rates and marginal bone-level changes of immediate compared to conventional loading of dental implants. A systematic review of the literature and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 26(6):671-687
67. ERDOGAN, Ö.; ÜSTÜN, Y.; TATLI, U.; DAMLAR, I.; DAGLIOGLU, K. (2013): A pig model for the histomorphometric evaluation of hard tissue around dental implants. *J Oral Implantol*, 39(5):551-557.

68. ERLI, H.J.; MARX, R.; PAAR, O.; NIETHARD, F.U.; WEBER, M.; WIRTZ, D.C. (2005): Surface pretreatments for medical application of adhesion. *Biomed Eng Online*, 2:15.
69. ERNST, S.; STÜBINGER, S.; SCHÜPBACH, P.; SIDLER, M.; KLEIN, K.; FERGUSON, S.J.; VON RECHENBERG, B. (2015): Comparison of two dental implant surface modifications on implants with same macrodesign: an experimental study in the pelvic sheep model. *Clin Oral Implants Res*, 26(8):898-908.
70. ESPOSITO, M: Titanium for dental applications (I). En Brunette, D.M.; Tengvall, P.; Textor, M.; Thomsen, P. (eds.): Titanium in medicine. Springer-Verlag, Berlin. Pp. 827-873.
71. ESPOSITO, M.; HIRSCH, J.M.; LEKHOLM, U.; THOMSEN, P. (1998): Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*, 106(3):721-764.
72. ESTÉVEZ LUAÑA, R.; DE LA TORRE DE LA FUENTE, F.; ARANGUREN CANGAS, J.; TEJEDOR BAUTISTA, B.; CISNEROS CABELLO, R. (2009): Tomografía computarizada en endodoncia: usos e indicaciones. *Endodoncia*, 27(2):80-85.
73. EVANS, H.; DE LAHUNTA, A. (2010): Miller's guide to the dissection of the dog. 7ª edición. Elsevier, Philadelphia. 303 páginas.
74. FARNSWORTH, D.; ROSSOUW, P.E.; CEEN, R.F.; BUSCHANG, P.H. (2011): Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(4):495-503.
75. FAWZY, A.S.; AMER, M.A. (2009): An in vitro and in vivo evaluation of bioactive titanium implants following sodium removal treatment. *Dent Mater*, 25(1):48-57.
76. FILIUS, M.A.; VISSINK, A.; RAGHOEBAR, G.M.; VISSER, A. (2014): Implant-retained overdentures for young children with severe oligodontia: a series of four cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 72(9):1684-1690.

77. FOUNDATION FOR ORAL REHABILITATION (FOR) (2014): Patient-centred rehabilitation of edentulism with an optimal number of implants. A Foundation for Oral Rehabilitation (FOR) consensus conference. *Eur J Oral Implantol*, Suppl 2:S235-238.
78. GASIK, M.; BRAEM, A.; CHAUDHARI, A.; DUYCK, J.; VLEUGELS, J. (2015): Titanium implants with modified surfaces: meta-analysis of in vivo osteointegration. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 49:152-158.
79. GAY ESCODA, C.; HERRERO FOLLONOSA, M.; BERINI AYTÉS, L. (2007): Colocación de implantes dentarios como factor desencadenante de la osteonecrosis de los maxilares. *Revista Europea de Odontoestomatología*. Edición digital.
80. GEHRKE, S.A.; ZIZZARI, V.L.; IACULLI, F.; MORTELLARO, C.; TETÈ, S.A.; PIATELL, A. (2014): Relationship between the surface energy and the histologic results of different titanium surfaces. *J Craniofac Surg*, 25(3):863-867.
81. GIL MUR, F.J. (2004): Superficies de implantes dentales. Atlas Práctico de Implantología Oral. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, 152:11-20.
82. GLAUSER, R.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N.; RÉE, A.; LUNDGREN, A.; GOTTLAW, J. HÄMMERLE, C.H.. (2004): Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*, 15(4):428-434.
83. GOBBATO, L.; AVILA-ORTIZ, G.; SOHRABI, K.; WANG, C.W.; KARIMBUX, N. (2013): The effect of keratinized mucosa width on peri-implant health: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28(6):1536-1545.
84. GOLEC, T.S. (1990): Technique for press-fit implants. *J Am Dent Assoc*, 121(3):409-412.

85. GOPALAKRISHNAN, D.; JOSHI, V.; ROMANOS, G.E. (2014): Soft and hard tissue changes around laser microtexture single tooth implants: a clinical and radiographic evaluation. *Implant Dent*, 23(5):570-575.
86. GRUBER, H.E.; INGRAM, J.A. (2003): Basic staining and histochemical techniques and inmunohistochemical localizations using bone sections. En An Y.H., Martin K.L. (eds.): Handbook of histology methods for bone and cartilage. Humana Press Inc., New Jersey. Pp. 281-286.
87. GUARINOS, J; PEÑARROCHA DIAGO, J; SANCHÍS BIELSA, M.; GAY ESCODA, C.; SÁNCHEZ, M.S. (1995): La cresta alveolar atrófica en implantología oral. *Anales de Odontoestomatología*, 4:119-130.
88. GUERCIO, E.; DINATALE, E.: Consideraciones estructurales y biológicas en la osteointegración. Revisión de la literatura. *Acta Odontológica Venezolana*, 47(1), 7 páginas.
89. GUERRERO DELGADO, J.; KATHAN C.; DEL RÍO J. (2006): Protocolo para evaluar la osteointegración. *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*, 169:94-109.
90. GULER, A.U.; SUMER, M.; DURAN, I.; SANDIKCI, E.O.; TELCIOGLU, N.T. (2013): Resonance frequency analysis of 208 Straumann dental implants during the healing period. *J Oral Implantol*, 39(2):161-167.
91. GORUSTOVICH, A.; GUGLIELMOTTI, M.B. (2001): Histomorphometric study of peri-implant bone healing in the case of nerve injury: an experimental model in rats. *Implant Dent*, 10(3):203-208.
92. HAAS, R.; MENSENDORFF-POUILLY, N.; MAILATH, G.; WATZEK, G. (1996): Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11(5):581-588.
93. HAHN, J.A. (1990): The Blade Implant. *J Am Dent Assoc*, 121(3):394-402.

94. HAIDER, R.; WATZEK, G.; PLENK, H. (1993): Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(1):83-91.
95. HARVEY, C.E., EMILY, P.P. (1993): Small animal dentistry. Editorial Mosby. St. Louis. 413 páginas.
96. HALE, T.M.; BORETSKY, B.; SCHEIDT, M.J.; MCQUADE, M.J.; STRONG, S.L.; VAN DYKE, T.E. (1991): Evaluation of titanium dental implant osseointegration in posterior edentulous areas of micro swine. *J Oral Implantol*, 17(2):118-124.
97. HALLAB, N.J.; MIKECZ, K.; VERMES, C.; SKIPOR, A.; JACOBS, J.J. (2001): Orthopaedic implant related metal toxicity in terms of human lymphocyte reactivity to metal-protein complexes produced from cobalt-base and titanium-base implant alloy degradation. *Mol Cell Biochem*, 222(1-2):127-136.
98. HALLAB, N.J.; MIKECZ, K.; VERMES, C.; SKIPOR, A.; JACOBS, J.J. (2001): Differential lymphocyte reactivity to serum-derived metal-protein complexes produced from cobalt-based and titanium-based implant alloy degradation. *J Biomed Mater Res*, 56(3):427-436.
99. HARDER, S.; EGERT, C.; WENZ, H.J.; JOCHENS, A.; KERN, M. (2013): Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 51(1):74-78.
100. HE, F.M.; CHEN, S.; ZHAO, S.S. (2006): Analysis of apposition on differently treated implant surface at early stage of implantation. *Zhejiang Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*, 35(5):472-478.
101. HE, G.; GUO, B.; WANG, H.; LIANG, C.; YE, L.; LIN, Y.; CAI, X. (2014): Surface characterization and osteoblast response to a functionally graded hydroxyapatite/fluoro-hydroxyapatite/titanium oxide coating on titanium surface by sol-gel method. *Cell Prolif*, 47(3):258-266.

102. HEIJ, D.G.; OPDEBEECK, H.; VAN STEENBERGHE, D.; G. KOKICH, V.; BELSER, U.; QUIRYNEN, U. (2006): Facial development, continuous tooth eruption, and mesial drift as compromising factors for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* , 21(6):867-878.
103. HEREKAR, M.; SETHI, M.; PRITHVIRAJ, D.R.; BHAT, K.; FERNÁNDES, A.; PATIL, V. (2015): A clinical study evaluating changes in the microbial flora around dental implants during various stages of implant restoration. *Implant Dent*, 24(5)-527-532.
104. HERRAIZ LALANA, E. (2012): Estudio de aleaciones de titanio pulvimetalúrgicas con adición de fe y cromo. Proyecto fin de grado. Universidad Carlos III, Leganés. 82 páginas.
105. HERRERA, F.J.; ROMERO; VALLECILLO, M. (2004): Puesta al día sobre implantes de carga inmediata. Revisión Bibliográfica. *Med Oral*, 9:74-81.
106. HEUBERER, S.; DVORAK, G.; MAYER, C.; WATZEK, G.; ZECHNER, W. (2015): Dental implants are a viable alternative for compensating oligodontia in adolescents. *Clin Oral Implants Res*, 26(4):e22-27.
107. HOLMSTROM, S.; FROST, P.; EISNER, E. (2000): Técnicas dentales en perros y gatos (2ª edición). Mc Graw- Hill de España, México. 523 páginas., 1-31. 2000.
108. HSU, Y.T.; MASON, S.A.; WANG, H.L. (2014): Biological implant complications and their management. *J Int Acad Periodontol*, 16(1):9-18.
109. HUANG, H.L.; TSAI, M.T.; SU, K.C.; LI, Y.F.; HSU, J.T.; CHANG, C.H.; FUH, L.J.; WU, A.Y. (2013): Relation between initial implant stability quotient and bone-implant contact percentage: an in vitro model study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 116(5):e356-361.
110. IEZZI, G.; VANTAGGIATO, G.; SHIBLI, J.A.; FIERA, E.; FALCO, A.; PIATTELLI, A.; PERROTTI, V. (2012): Machined and sandblasted human dental implants retrieved

- after 5 years: a histologic and histomorphometric analysis of three cases. *Quintessence Int*, 43(4):287-292.
111. JABER, L.; MASCRÈS, C.; DONOHUE, W.B. (1991): Electron microscope characteristics of dentin repair after hydroxylapatite direct pulp capping in rats. *J Oral Pathol Med*, 20(10):502-508.
112. JABER, L.; MASCRÈS, C.; DONOHUE, W.B. (1992): Reaction of the dental pulp to hydroxyapatite. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73(1):92-98.
113. JEGER, R.; LICHTENFELD, Y.; PERETZ, H.; SHANY, B.; VAGO, R.; BARANES, D. (2009): Visualizacion of the ultrastructural interface of cells with the outer and inner surface of coral skeletons. *J Electron Microsc (Tokyo)*, 58(2):47-53.
114. KALUĐEROVIĆ, M.R.; SCHRECKENBACH, J.P.; GRAF, H.L. (2015): Plasma-electrochemical deposition of porous zirconia on titanium-based dental material and in vitro interactions with primary osteoblasts cells. *J Biomater Appl.* , 2015 Apr 17, pii: 0885328215582111.
115. KANG, B.S.; SUL, Y.T.; OH, S.J.; LEE, H.J.; ALBREKTSSON, T. (2009): XPS, AES and SEM análisis of recent dental implants. *Acta Biomater*, 5(6):2222-2229.
116. KANG, H.K.; CHU, T.M.; DECHOW, P.; STEWART, K.; KYUNG, H.M.; LIU, S.S. (2015): Laser-treated stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant contact, and fracture resistance analysis. *Eur J Orthod*, 2015 Apr 23, pii: cjv017.
117. KARTHIK, K.; SIVAKUMAR, S.; THANGASWAMY, V. (2013): Evaluation of implant success: A review of past and present concepts. *J Pharm Bioallied Sci*, 5(Suppl 1)S117-119.
118. KAWANAMI, M.; ANDREASEN, J.O.; BORUM, M.K.; SCHOUS, H.; HJØRTING-HANSEN, E.; KATO, H. (1999): Infraposition of ankylosed permanent maxillary incisors after replantation related to age and sex. *Endod Dent Traumatol*, 15(2):50-56.

119. KEENAN, A.V. (2013): Mandibular implant supported complete dentures improved quality of life. *Evid Based Dent*, 14(1):19-20.
120. KERTESZ, P. (1993): Comparative Odontology. En Kertesz, P. (ed.): A colour atlas of veterinary dentistry and oral surgery. Editorial Wolfe. Pp. 35-50.
121. KIM, S.J.; YOO, J.; KIM, Y.S.; SHIN, S.W. (2010): Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci*, 18(5):522-527.
122. KJAER, I.; KEELING, J.W.; FISCHER-HANSEN, B. (1999): The prenatal human cranium-normal and pathologic development. *Am J Med Genetics*, 94(4):344.
123. KOHRI, M.; COOPER, E.P.; FERRACANE, J.L.; WAÏTE, D.F. (1990): Comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg*, 48(12):1265-1273.
124. KOKUBO, T.; KIM, H.-M.; KAWASHITA, M.; NAKAMURA, T. (2004): Bioactive metals: Preparation and properties. *J Mater Sci Mater Med*, 15(2):99-107.
125. KÖNIG, H.E.; LIEBICH, H.G. (2005): Anatomía de los animales domésticos. Tomo I. Médica Panamericana, Buenos Aires. 2004. 292 páginas.
126. KYLLAR, M.; ŠTEMBÍREK, J.; DANEK, Z.; HODAN, R.; STRÁNSKÝ, J.; MACHOŇ, V.; FOLTÁN, R. (2015): A porcine model: surgical anatomy of the orbit for maxillofacial surgery. *Lab Anim*, 2015 Apr 29, pii: 0023677215577923.
127. KU, C.H.; PIOLETTI, D.P.; BROWNE, M.; GREGSON, P.J. (2002): Effect of different Ti-6Al-4V surface treatments on osteoblasts behaviour. *Biomaterials*, 23(6):1447-54.
128. LANG, N.P.; BERGLUNDH, T.; HEITZ-MAYFIELD, L.J.; PJETURSSON, B.E.; SALVI, G.E.; SANZ, M. (2004): Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 Suppl:150-154.

129. LAZZARA, R.; SIDDIQUI, A.A.; BINON, P.; FELDMAN, S.A.; WEINER, R.; PHILLIPS, R.; GONSHOR, A. (1996): Retrospective multicenter analysis of 3 endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implant Res*, 7(1):73-83.
130. LE GUEHENNEC, L.; GOYENVALLE, E.; LOPEZ-HEREDIA, M.A.; WEIS, P.; AMOURIG, Y.; LAYROLLE, P. (2008): Histomorphometric analysis of the osseointegration of four different implants surfaces in the femoral epiphyses of rabbits. *Clin Oral Impants Res*, 19(11):1103-1110.
131. LEDERMANN, P.D.; MARKWALDER, T.H.; FRISCHHERZ, R. (1991): The Ha-Ti implant. 5 1/2 years of clinical experience. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 101(5):610-620.
132. LEMUS CRUZ, L.M.; ALMAGRO URRUTIA, Z.; LEÓN CASTELL, C. (2009): Origen y evolución de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, 8(4).
133. LINDQUIST, L.W.; ROCKER, B.; CARLSSON, G.E. (1988): Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixted tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 59(1):59-63.
134. LINKOW, L.I.; GIAUQUE, F.; GHALILI, R.; GHALILI, M. (1995): Levels of osseointegration of blade-/plate-form implants. *J Oral Implantol*, 21(1):23-34.
135. LINKOW, L.I.; MILLER, R.J. (2004): Immediate loading of endosseous implants is not new. *J Oral Implantol*, 30(5):314-317.
136. LIU, Z.J.; HERRING, S.W. (2000): Bone surface strains internal bony pressures at the jaw joint of the miniature pig during masticatory muscle contraction. *Arch Oral Biol*, 45(2):95-112.
137. LLORENS, M.P.; SAN ROMÁN, F.; LLORET, M.P. (1998): Historia de la odontología. En SAN ROMÁN, F.; WHITE, A.; TROBO, I. (eds.): Atlas de odontología en pequeños animales. EDIMSA, Barcelona. Pp. 11-16.

138. LÓPEZ ARRANZ, J. S.; DE VICENTE RODRÍGUEZ, J. C.; VALLE SOTO, M. E.; SICILIA, F.A.; ÁLVAREZ, L. (1990): Osteointegración de los implantes IMZ. Análisis ultraestructural de un caso. *Rev Eur Odontoestomatol*, 2(5):319-324.
139. LÓPEZ GARCÍA, M. (2006): Estudio experimental en el cerdo del uso de implantes dentales ante situaciones de carga inmediata. Tesis Doctoral. Universidad de Santiago de Compostela, Lugo. 247 páginas.
140. LÓPEZ GARCÍA, M.; GONZÁLEZ CANTALAPIEDRA, A.; LÓPEZ PEÑA, M.; SAN ROMÁN, F.; THAMS, U.; MUÑOZ GUZÓN, F. (2015): Influence of implantation side on the osseointegration of dental implant. A study on miniature pigs. *J Stomat Occ Med*, 8(2):41-46.
141. LUCAS, L.C.; LEMONS, J.E. (1992): Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, 6: 32-37.
142. MACCHI, R.L. (2007): Implantología. En Macchi, R.L. (ed.): *Materiales Dentales*. 4ª edición. Médica Panamericana, Buenos Aires. Pp. 391-397.
143. MALMGREN, B.; MALMGREN, O. (2002): Rate of infraposition of reimplanted ankylosed incisors related to age and growth in children and adolescents. *Dent Traumatol*, 18(1):28-36.
144. MANKANI, N.; CHOWDHARY, R.; PATIL, B.A.; NAGARAJ, E.; MADALLI, P. (2014): Osseointegrated dental implants in growing children: a literature review. *J Oral Implantol*, 40(5):627-631.
145. MANZANARES, M.C.; FRANCH, J.; CARVALHO, P.; BELMONTE, A.M.; TUSELL, J.; FRANCH, B.; FERNANDEZ, J.M.; CLÈRIES, L.; MORENZA, J.L. (2001): BS-SEM evaluation of the tissular interactions between cortical bone and calcium-phosphate covered titanium implants. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol*, 43(3):100-108.

146. MANZANO, G., HERRERO, L.R., MONTERO, J. (2014): Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29(2):311-320.
147. MARDAS, N.; DEREKA, X.; DONOS, N.; DARD, M. (2014): Experimental model for bone regeneration in oral and cranio-maxillo-facial surgery. *J Invest Surg*, 27(1):32-49.
148. MARTÍNEZ VÁZQUEZ DE PARGA, J.A.; CAÑADA MEDINAZCOITIA, L.; DEL RIO HIGHSMITH, J. (2000): Sistema de comprobación de la osteointegración mediante la radiovisiografía. *Rev Europ Odont-Estomato*, 12(6):297-304.
149. MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, J.M.; CANO SÁNCHEZ, J.; CAMPO TRAPERO, J.; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, M.J.S.; FARCÍA SABÁN, F. (2002): Diseño Implantes Dentales: estado actual. *Av Periodon Implantol*, 14(3):129-136.
150. MASCRÈS, C.; DONOHUE, W.B.; VAUCLAIR, R. (1990): The calcifying odontogenic cyst: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg*, 48(3):319-322.
151. MATEOS MORENO, B.; HERRERO CLIMENT, M.; LÁZARO CALVO, P.; MÁS BERMEJO, C.; SANZ ALONSO, M. (2001): Métodos clínicos para valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia*, 11(4):323-336.
152. MEFFERT, R; LANGER, B.; FRITZ, M.E. (1992): Dental Implant: a review. *J Periodontal*, 63(11):859-870.
153. MERCIER, P.; CHOLEWA, J.; DJOKVIC, S. (1981): Mandibular sub periosteal implants retrospective analysis in tlight of Harvard consensus. *J Can Dent Assoc*, 47(1):46-51.
154. MISHRA, S.K.; CHOWDHARY, R. (2014): Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: heat generated by dental implant drills. *J Indian Prosthodont Soc*, 14(2):131-143.
155. MISHRA, S.K.; CHOWDHARY, N.; CHOWDHARY, R. (2013): Dental implants in growing children.: *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 31(1):3-9.

156. MOORE, D.J.; HANSEN, P.A. (2004): A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent*, 92(2):145-150.
157. MUIR, W.W.; HUBBELL, J.A.E.; BEDNARSKI, R.M. (2008): Manual de anestesia veterinaria (4ª edición). Elsevier, España, Madrid. 643 páginas.
158. MUÑOZ GUZÓN, F (1999): Comparación clínica, radiológica e histológica del uso de implantes dentales con y sin carga en el perro. Estudio Experimental. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid, Madrid. 132 páginas.
159. MURRAY, C.M. (2002): Craniofacial development, growth and evolution. Bateson Publishing, Bressingham, Norfolk. 363 páginas.
160. NAKAGAWA, M.; ZHANG, L.; UDOH, K.; MATSUYA, S.; ISHIKAWA, K. (2005): Effects of hidrothermal treatment with CaCl₂ solution on surface property and cell response of titanium implants. *J Mater Sci Mater Med*, 16(11):985-991.
161. NEWTON, D.E. (2013): The animal experimentation debate: A reference handbook. Contemporary World Issues, ABC-CLIO, Santa Bárbara, California. 322 páginas.
162. NIELSEN, R.; ALYASSIN, A.; PETERS, D. (1995): Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod*, 21(11):561-568.
163. ODMAN, J.; GRÖNDAHL, K.; LEKHOLM, U.; THILANDER, B. (1991): The effect of osseointegrated implants on the dento-alveolar development. A clinical and radiographic study in growing pigs. *Eur J Orthod*, 13(4):279-286.
164. OHNO, K.; SUGIMOTO, A.; SHIROTA, T.; MICHII, K.; OHTANI, S.; YAMAGATA, K.; DONATH, K. (1991): Histologic findings of apatite-titanium complex dental implants in the jaws of dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 71(4):426-429.

165. OKAWACHI, H.; AYUKAWA, Y.; ATSUTA, I.; FURUHASHI, A.; SAKAGUCHI, M.; YAMANE, K.; KOYANO, K. (2012): Effect of titanium surface calcium and magnesium on adhesive activity of epithelial-like cells and fibroblasts. *Biointerphases*, 7(1-4):27.
166. OLIVA, J.; OLIVA, X.; OLIVA, J.D. (2008): Ovoid zirconia implants: anatomic for premolar replacement. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 28(6):609-615.
167. OLEFJORD, I.; HANSSON, S. (1993): Surface analysis of four dental implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(1):32-40.
168. OLMEDO, D.G.; GUGLIELMOTTI, M.B.; CABRINI, R.L. (2002): An experimental study of the dissemination of titanium and zirconium in the body. *J Mater Sci Mater Med*, 13(8):793-796.
169. OLMEDO, D.G.; PAPARELLA, M.L.; BRANDIZZI, D.; SPIELBERG, M.; CABRINI, R.L. (2007): Response of oral mucosa associated to titanium implants. *J Dent Res*, 86, Spec Iss Letter B: 83, 2007.
170. OLMEDO, D.G.; TASAT, D.R.; DUFFÓ, G.; GUGLIELMOTTI, M.B.; CABRINI, R.L. (2009): The issue of corrosion in dental implants: a review. *Acta Odontol Latinoam*, 22(1):3-9.
171. OLMEDO, D.G.; TASAT, D.; GUGLIELMOTTI, M.B.; CABRINI, R.L. (2003): Titanium transport through the blood stream. An experimental study on rats. *J Mater Sci Mater Med*, 14(12):1099-1103.
172. OLMEDO, D.G.; TASAT, D.R.; GUGLIELMOTTI, M.B.; CABRINI, R.L. (2005): Effect of titanium dioxide on the oxidative metabolism of alveolar macrophages: an experimental study in rats. *J Biomed Mater Res A*, 73(2):142-149.
173. PARR, G.R.; GARDNER, L.K.; STEFLIK, D.E.; SISK, A.L. (1992): Comparative implant research in dogs: a prosthodontic model. *J Prosthet Dent*, 68(3):509-514.

174. PEDEMONTE, M.; GOLDSTEIN-DARUECH, N.; VELLUTI, R.A. (2003): Temporal correlations between heart rate, medullary units and hippocampal theta rhythm in anesthetized, sleeping and awake guinea pigs. *Auton Neurosci*, 107(2):99-104.
175. PEHBÖCK, D.; DIETRICH, H.; KLIMA, G.; PAAL, P.; LINDNER, K.; WENZEL, V. (2015): Anesthesia in swine: optimizing a laboratory model to optimize translational research. *Anaesthetist*, 64(1):65-70.
176. PEÑARROCHA-DIAGO, M.; DEMARCHI, C.L.; MAESTRE-FERRÍN, L.; CARRILLO, C.; PEÑARROCHA-OLTRA, D.; PEÑARROCHA-DIAGO, M.A. (2012): A retrospective comparison of 1,022 implants: immediate versus nonimmediate. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27(2):421-427.
177. PIANO, S.; ROMEO, E.; SBRICOLI, L.; PISONI, G.; CEA, N.; LOPS, D. (2015): Simplified procedure for the immediate loading of a complete fixed prosthesis supported by four implants in the maxillary jaw: a 2-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 2015 Mar 24, doi: 10.1111/clr.12580.
178. PIATTELLI, A.; DEGIDI, M.; PAOLOANTONIO, M.; MANGANO, C.; SCARANO, A. (2003): Residual aluminum oxide on surface of titanium implants has no effect on osseointegration. *Biomaterials*, 24(22):4081-4089.
179. PINGARRÓN-MARTÍN, L.; OTERO, T.G.; GALLO, L.J. (2015): Experience with mandibular reconstruction using transport-disc-distraction osteogenesis. *Cranio Maxillofac Trauma Reconstr*, 8(2):117-122.
180. POPESKO, P. (1998): Atlas de anatomía topográfica de los animales domésticos (Tomo I: Cabeza y cuello). Masson, Barcelona. 612 páginas.
181. PREOTEASA, E.; IMRE, M.; PREOTEASA, C.T. (2014): A 3-year follow-up study of overdentures retained by mini-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29(5):1170-1176.

182. PULEO, D.A.; NANJI, A. (1999): Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*, 20(23-24):2311-2321.
183. RAGHOEBAR, G.M.; MEIJER, H.J.; SLOT, W.; SLATER, J.J.; VISSINK, A. (2014): A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants?. *Eur J Oral Implantol*, 7 Suppl 2:S191-201.
184. RASMUSSEN, L.; ROOS, J.; BYSTEDT, H. (2005): A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7(1):36-42.
185. RATNER, B.D. (2001): A perspective on titanium biocompatibility. En Brunette, D.M.; Tengvall, P.; Textor, M.; Thomsen, P. (eds.): *Titanium in Medicine*. Springer-Verlag, Berlin. Pp. 1-12.
186. RENOUIARD, F.; RANGERT, B. (2000): Planificación y secuencia del tratamiento. En RENOUIARD, F. (ed.): *Factores de Riesgo en Implantología Oral*. Quintessence Editorial, Barcelona. Pp. 143-167.
187. RODELLA, L.F.; FAVERO, G.; SALA, L.; BUFFOLI, B.; CASTELLI, G.; BELLONI, V.; PAGANELLI, C.; REZZANI, R. (2010): A comparative pilot study of two dental implant metals in a pig model. *Implant Dent*, 19(6):532-538.
188. RODRÍGUEZ CUENCA, J.V. (2008): Dientes y diversidad humana: Avances en antropología dental. *Boletín Antropológico (Universidad de los Andes, Venezuela)*, 26(72):87-89.
189. RODRÍGUEZ RIUS, D.; JAVIER GARCÍA SABAN, F. (2005): Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 10(1):58-65.
190. ROHRER, M.D.; BULARD, R.A.; PATTERSON, M.K. Jr. (1995): Maxillary and mandibular titanium implants 1 year after surgery: histologic examination in a cadaver. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10(4):466-473.

191. ROSEN, P.S. (2013): The team approach to managing dental implant complications: strategies for treating peri-implantitis. *Compend Contin Educ Dent*, 34 Spec No 7:12-7; Quiz 18-9.
192. SAN ROMÁN, F.; CALVO, I.; PÉREZ, C.; CASTEJÓN, A.; VERA, V.; THAMS, U. (2003): El cerdo como modelo experimental en odontología. *Rev Esp Odontoest Imp*, 11(1):14-22.
193. SAN ROMÁN LLORENS, F. (2013): Desarrollo de un modelo osteoporótico ovino. Utilización de PRP, BMP-2 y células madre mesenquimales alogénicas en la regeneración de defectos óseos y osteointegración de implantes de titanio. Tesis doctoral. Universidad de León, León. 226 páginas.
194. SÁENZ GUZMÁN, M. (2013): Criterios de éxito y fracaso en implantes dentales óseointegrados. *Acta Odontológica Venezolana*, 51(2).
195. SAKKA, S.; BAROUDI, K.; NASSANI, M.Z. (2012): Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent*, 3(4):258-261.
196. SÁNCHEZ YSMAEL, A.E. (2010): Aplicación del método periotest en prostodoncia parcial removable. *Acta Odontología Venezolana*, 48(3).
197. SANTAMARÍA, J.; MARTÍNEZ, R.; GOIRIENA, F.J. (1989): Materiales implantarios de uso más frecuente en el territorio oro-maxilo-facial. *Rev Eur Odontoestomatol*, 1(2):101-104.
198. SANZ, M.; CHAPPLE, I.L. (2012): Working Group 4 of the VIII European Workshop on Periodontology. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. *J Clin Periodontol*, 39 Suppl 12:202-206.
199. SCHALOCK, P.C.; THYSSEN, J.P. (2013): Metal hypersensitivity reactions to implants: opinions and practices of patch testing dermatologists. *Dermatitis*, 24(6):313-320.

200. SCHIMMEL, M.; SRINIVASAN, M.; HERRMANN, F.R.; MÜLLER, F. (2014): Loading protocols for implant-supported overdentures in the edentulous jaw: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl:271-286.
201. SCHLEGEL, K.A.; PRECHTL, C.; MÖST, T.; SEIDL, C.; LUTZ, R.; VON WILMOWSKY, C. (2013): Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. *Clin Oral Implants Res*, 24(2):128-34.
202. SCHNITMAN, P.A.; WOHRLE, P.S.; RUBENSTEIN, J.E. (1990): Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol*, 16(2):96-105.
203. SCHOU, S; HOLMSTRUP, P.; KMAN, K. (1993): Non-human primates used in studies of periodontal disease pathogenesis: a review of the literature. *J Periodontol*, 64(6):497-508.
204. SCHULTE, W.; LUKAS, D. (1992): The Periotest method. *Int Dent J*, 42(6):433-440.
205. SENNERBY, L.; ODMAN, J.; LEKHOLM, U.; THILANDER, B. (1993): Tissue reactions towards titanium implants inserted in growing jaws. A histological study in the pig. *Clin Oral Implants Res*, 4(2):65-75.
206. SHI, G.S.; REN, L.F.; WANG, L.Z.; LIN, H.S.; WANG, S.B.; TONG, Y.Q. (2009): H₂O₂/HCl and heat-treated Ti-6Al-4V stimulates pre-osteoblast proliferation and differentiation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 108(3):368-75.
207. SHI, X.; NAKAGAWA, M.; KAWACHI, G.; XU, L.; ISHIKAWA, K. (2012): Surface modification of titanium by hydrothermal treatment in Mg-containing solution and early osteoblast responses. *J Mater Sci Mater Med*, 23(5):1281-1290.
208. SHIROTA, T.; OHNO, K.; MICHI, K.; TACHIKAWA, T. (1991): An experimental study of healing around hydroxylapatite implants installed with autogenous iliac bone grafts for jaw reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*, 49(12):1310-1315.

209. SHIROTA, T.; SCHMELZEISEN, R.; NEUKAM, F.W.; MATSUI, Y.; OHNO, K.; MICHI, K. (1994): Immediate insertion of two types of implants into vascularized bone grafts used for mandibular reconstruction in miniature pigs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 77(3):222-231.
210. SISSON, S.; GROSSMAN, J.D.; GETTY, R. (2001): Anatomía de los animales domésticos (Tomo I). Masson, Barcelona. 1416 páginas.
211. SMALL, K.A. (1990): The fixed mandibular implant: its use in reconstructive prothetics. 1990. *J Am Dent Assoc*, 121(3):369-374.
212. SMIDT, D.; ELLENDORFF, M. (1972): Endocrinología y fisiología de la reproducción de los animales zootécnicos. Acribia, Zaragoza. 395 páginas.
213. SMITH, D.C.; LUGOWSKI, S.; McHUGH, A.; DEPORTER, D.; WATSON, P.A.; CHIPMAN, M. (1997): Systemic metal ion levels in dental implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12(6):828-834.
214. SPERBER, G.H. (1989): Craniofacial embryology. Dental practical handbooks. Fourth Edition. Wright, Londres. 246 páginas.
215. STEINBERG, A.D.; WILLEY, R.; DRUMMOND, J.L. (1992): In-vivo comparisons of clot formation on titanium and hydroxyapatite-coated titanium. *J Periodontol*, 63(12):990-994.
216. STRAMANDINOLI-ZANICOTTI R.T.; CARVALHO A.; L.; REBELATTO C.L; SASSI, L.M.; TORRES, M.F.; SENEGAGLIA, A.C.; BOLDRINILEITE, L.M.; CORRREA-DOMINGUEZ, A.; KULIGOVSKY, C.; BROFMAN, P.R. (2014): Brazilian minipig as a large-animal model for basic research and stem cell-based tissue engineering. Characterization and in vitro differentiation of bone marrow-derived mesenchymal stem cells. *J Appl Oral Sci*, 22(3):218-227.
217. STRBAC, G.D.; UNGER, E.; DONNER, R.; BIJAK, M.; WATZEK, G.; ZECHNER, W. (2014): Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A

- standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res*, 25(6):665-674.
218. SUL, Y.T.; BYRON, E.; WENNERBERG, A. (2008): Surface characteristics of electrochemically oxidized implants and acid-etched implants: surface chemistry, morphology, pore configurations, oxide thickness crystal structure, and roughness. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23(4):631-640.
219. SUTTER, F.; SCHROEDER, A.; BUSER, D.A. (1988): The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3(3):161-172.
220. SVERZUT, A.T.; STABILE, G.A.; DE MORAES, M.; MAZZONETTO, R.; MOREIRA, R.W. (2008): The influence of tobacco on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*, 66(5):1004-1009.
221. TAKEUCHI, M.; ABE, Y.; YOSHIDA, Y.; NAKAYAMA, Y.; OKAZAKI, M.; AKAGAWA, Y. (2003): Acid pretreatment of titanium implants. *Biomaterials*, 24(10):1821-1827.
222. TAMILSELVI, S.; RAGHAVENDRAN, H.B.; SRINIVASAN, P.; RAJENDRAN, N.: In vitro and in vivo studies of alkali- and heat-treated Ti-6Al-7Nb and Ti-5Al-2Nb-1Ta alloys for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res A*, 90(2):380-386.
223. TANG, Y.L.; LI, B.; JIN, W.; LI, H. (2015): Torsional resonance frequency analysis: a novel method for assessment of dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*, 26(6):615-622.
224. TESTORI, T.; ZUFFETTI, F.; CAPELLI, M.; GALLI, F.; WEINSTEIN, R.L.; DEL FABBRO, M. (2014): Immediate versus conventional loading of post-extraction implants in the edentulous jaws. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(6):926-935.
225. TEXTOR, M.; SITTIG, C.; FRAUCHIGER, V.; TOSATTI, S.; BRUNETTE, D.M. (2001): Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys.

- En Brunette, D.M.; Tengvall, P.; Textor, M.; Thomsen, P. (eds.): Titanium in Medicine. Springer-Verlag, Berlin. Pp. 171-230.
226. THILANDER, B.; ODMAN, J.; GRONDAHL, K.; LEKHOLM, U. (1992): Aspects on osseointegrated implants inserted in growing jaws. A biometric and radiographic study in the young pig. *Eur J Orthod*, 14(2):99-109.
227. TIZARD, I.R. (2009): Inmunología veterinaria. Editorial McGraw- Hill Interamericana, México 592 páginas.
228. TRISI, P.; QUARANTA, M.; EMANUELLI, M.; PIATTELLI, A. (1993): A light microscopy, scanning electron microscopy, and laser scanning microscopy analysis of retrieved blade implants after 7 to 20 years of clinical function. A report of 3 cases. *J Periodontol*, 64(5):374-378.
229. URIBE, R.; PEÑARROCHA, M.; BALAGUER, J.; FULGUEIRAS, N. (2005): Immediate loading in oral implants. Present situation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 10 Suppl 2:E143-153.
230. VANZILLOTTA, P.S.; SADER, M.S.; BASTOS, I.N.; SOARES Gde, A. (2006): Improvement of in vitro titanium bioactivity by three different surface treatments. *Dent Mater*, 22(3):275-282.
231. VASALLO TORRES, F.J. (2011): Análisis de los factores de riesgo para la osteointegración de los implantes dentales. Estudio retrospectivo. Tesis doctoral. Universidad Rey Juan Carlos I, Alcorcón (Madrid). 226 páginas.
232. WEAVER, M.E.; JUMP, E.B.; MCKEAN, C.F. (1966): The eruption pattern of deciduous teeth in miniature swine. *Ana Rec*, 154(1):81-86.
233. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. (1993): Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(6):622-633.

234. WHITE, A.; SOPENA, J.; WHITE, J.; LÓPEZ SAN ROMÁN, J. (1995): Embriología, anatomía y desarrollo dentario. *Canis et Felis*, 16:11-21.
235. WHYTE, A.; SOPENA, J.; WHYTE, J.; MARTINEZ, M.J: (1998): Anatomía, estructura y nomenclatura veterinaria. En SAN ROMÁN, F.; WHITE, A.; TROBO, I. (eds.): Atlas de odontología en pequeños animales. EDIMSA, Barcelona. Pp. 17-38.
236. WOODALL, P.F. (1989): Periodontal disease in southern african bushpigs (*Potamochoerus porcus*) and warthogs (*Phacochoerus aethiopicus*). *J Wildl Dis*, 25(1):66-69. 1989.
237. WU, Y.; WANG, X.D.; WANG, F.; HUANG, W.; ZHANG, Z.; ZHANG, Z.; KAIGLER, D.; ZOU, D. (2015): Restoration of oral function for adult edentulous patients with ectodermal dysplasia: a prospective preliminary clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015 Mar 2, doi: 10.1111/cid.12296.
238. XIANG, W.; BAOLIN, L.; YAN, J.; YANG, X. (1993): The effect of bone morphogenetic protein on osseointegration of titanium implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 51(6):647-651.
239. YANG, G.L.; HE F.M.; ZHAO, S.S.; WANG, X.X.; ZHAO, S.F. (2008): Effect of H₂O₂/HCl heat treatment of implants on in vivo peri-implant bone formation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23(6):1020-1028.
240. YEPES, J.F.; AL-SABBAGH, M. (2015): Use of cone-beam computed tomography in early detection of implant failure. *Dent Clin North Am*, 59(1):41-56.
241. YONEYAMA, Y.; MATSUNO, T.; HASHIMOTO, Y.; SATOH, T. (2013): In vitro evaluation of H₂O₂ hydrothermal treatment of aged titanium surface to enhance biofunctional activity. *Dent Mater J*, 32(1):115-121.
242. ZAFRA ANTA, J.A. (2003): Importancia de los parámetros periodontales en el diagnóstico precoz de la patología periimplantaria. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, Madrid. 189 páginas.

243. ZHANG, F.; ZHANG, C.F.; YIN, M.N.; REN, L.F.; LIN, H.S.; SHI, G.S. (2012): Effect of heat treatment on H₂O₂/HCl etched pure titanium dental implant: an in vitro study. *Med Sci Monit*, 18(7):BR265-272.
244. ZHOU, Y.; GAO, J.; LUO, L.; WANG, Y. (2015): Does bruxism contribute to dental implant failure? A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015 Mar 2, doi: 10.1111/cid.12300.