

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE VETERINARIA**  
**Departamento de Patología Animal II**



**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).**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

**Antonia María Do Rocío Binder do Prado**

Bajo la dirección del doctor

Dr. Fidel San Román

**Madrid, 2009**

- ISBN: 978-84-692-6711-0

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE VETERINARIA**  
**Departamento de Patología Animal II**



**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).**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

**Antonia María Do Rocío Binder do Prado**

Bajo la dirección del doctor

Dr. Fidel San Román

**Madrid, 2001**

## CONTENIDO

<b>CONTENIDO</b> .....	<b>8</b>
RESUMEN .....	10
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>11</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>12</b>
<b>2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>14</b>
2.1 MODELOS ANIMALES PARA INVESTIGACIÓN .....	14
2.2 ANATOMIA DEL MIEMBRO POSTERIOR DERECHO E IZQUIERDO .....	15
2.2.1 Anatomía de la pierna .....	15
2.2.2 Músculos de la pierna .....	16
2.2.3 Vascularización .....	18
2.2.4 Inervación .....	20
2.2.5 Tibia .....	21
2.3 TIPOS DE CICATRIZACIÓN ÓSEA DE LOS IMPLANTES .....	26
2.3.1 Fibrointegración .....	26
2.3.2 Osteointegración .....	27
2.4 BIOMATERIALES PARA IMPLANTES ÓSEOS .....	28
2.4.1 Metales .....	29
2.4.2 Cerámicos y Carbon .....	30
2.5 TIPOS DE IMPLANTES SEGÚN SU LOCALIZACIÓN EN EL HUESO .....	32
2.5.1 Implante subperióstico .....	32
2.5.2 Implante transóseo mandibular fijo .....	32
2.5.3 Implantes endóseos .....	33
2.5.4 Implante endóseo tipo hoja .....	33
2.5.6 Implantes endóseos con forma de raíz o cilíndrica .....	34
2.6 ESTERILIZACIÓN DE LOS IMPLANTES .....	37
2.7 TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES .....	38
2.8 INTERFASE HUESO-IMPLANTE .....	39
2.8.1 Porcentaje de contacto óseo .....	41
2.8.2 Reabsorción ósea .....	41
2.8.3 Factores que promueven el crecimiento óseo .....	42
2.9 INTERFASE IMPLANTE TEJIDOS BLANDOS .....	43
2.10 EVALUACIÓN CLÍNICA DE LOS IMPLANTES .....	44
2.10.1 Diagnóstico por Imagen .....	44
2.11 COMPLICACIONES Y FRACASOS DE LOS IMPLANTES .....	45
2.11.1 Movilidad .....	46
2.11.2 Uso de Materiales con Pobre Biocompatibilidad .....	47
2.12 EFECTO DE LA TEMPERATURA EN LA OSTEointegración .....	47
<b>3. JUSTIFICACION Y OBJETIVOS</b> .....	<b>64</b>
3.1 JUSTIFICACIÓN .....	64
<b>4. INSTALACIONES, MATERIAL Y METODO</b> .....	<b>66</b>
4.1 INSTALACIONES .....	66
4.2 MATERIAL Y METODOS .....	66
4.2.1 Animales de experimentación .....	66
4.2.2 Material general quirúrgico y clínico .....	67
4.2.3 Material de implantes y para colocación de los implantes .....	67
4.2.4 Material e método anestésico .....	68
4.2.5 Método y protocolo experimental .....	69
4.3 ABORDAJE DE LA TIBIA .....	70

4.4 COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES .....	70
4.5 POSOPERATORIO.....	82
4.6 SACRIFICIO .....	83
4.7 ESTUDIOS RADIOLÓGICOS.....	83
4.7.1 <i>Material radiografico</i> .....	83
4.7.2 <i>Metodo radiografico (post-mortem)</i> .....	83
4.8 TOMA DE MUESTRAS Y ESTUDIO HISTOPATOLÓGICO.....	84
4.8.1 <i>Análisis histológico rutinario</i> .....	87
4.8.2 <i>Histometria</i> .....	87
4.8.3 <i>Porcentaje de contacto hueso-implante</i> .....	88
4.8.4 <i>Superficie del contacto (%)</i> .....	89
4.8.5 <i>Grado de reabsorción ósea</i> .....	93
4.9 ESTUDIO FOTOGRAFICO .....	93
4.10 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS .....	93
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>94</b>
5.1 RESULTADOS CLÍNICOS Y RADIOGRÁFICOS.....	94
5.1.1 <i>Resultados clínicos</i> .....	94
5.1.2 <i>Resultados radiograficos</i> .....	94
5.1.3 <i>Recuento Celular</i> .....	98
5.1.4 <i>Densidad de celulas inflamatorias (necrosis)</i> .....	105
5.1.5 <i>Reparación del tejido conjuntivo y vascularización</i> .....	106
5.1.6 <i>Osteointegración</i> .....	107
5.1.7 <i>Porcentaje de Contacto Óseo (%)</i> .....	111
5.1.8 <i>Superficie del contacto (%)</i> .....	112
5.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICA .....	114
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>118</b>
<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>126</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>128</b>

## RESUMEN

El objetivo de este estudio fue valorar el comportamiento de los implantes frente a las temperaturas de 10°C, 37°C, 47°C, 70°C y tiempo pasado de los 8, 22, 37, 54 y 76 días. Se procedió a la eutanasia de los animales y preparación de las muestras para analizarlas mediante análisis de imagen y histometría. Los resultados no revelaron diferencias importantes en lo recuento celular, osteolisis y vascularización, pero con relación al contacto óseo y osteointegración han ocurrido diferencias significativas desde los 8 hasta 76 días. Como conclusión final podrían desprender que las temperaturas comparadas en este estudio la más perjudicial para el hueso es la de 10°C por su influencia negativa en el porcentaje de osteointegración y porcentaje de contacto óseo seguida de la temperatura de 70°C por su bajo porcentaje de nivel de contacto óseo y de la osteointegración.

## ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the behavior of the teeth implant at temperatures of 10°C, 37°C, 47°C, 70°C and elapsed time of 8, 22, 37, 54 and 76 days. After that it was proceeded the euthanasia of the animals and preparation of the samples to be analyzed by means of image analysis and histometry. The results didn't reveal important differences in the cellular coating, osteolysis and vascularization, but as far as bone contact and osteointegration is concerned significant differences have happened from 8 up to 76 days. As final conclusion it can be understood that among the temperatures compared in this study the most hazardous for the bone is 10°C, for its negative influence in the osteointegration and bone contact percentages followed by the 70°C temperature for its low percentage of bone contact and osteointegration levels.

## 1. INTRODUCCIÓN

En Europa la Odontología Veterinaria adquiere carácter científico a partir de 1945, con la creación del primer Instituto Veterinario en Viena, dirigido por el Profesor Bodingbahuer y posteriormente desarrollado por el Profesor Karl Zetner. La Sociedad Europea de Odontología Veterinaria (EVDS) se constituye en 1992. Desde entonces la Odontología Humana y la Odontología Veterinaria han caminado de la mano en todo a lo que Investigación y Desarrollo de la Odontología y la Cirugía maxilofacial se refiere.

A partir de 1952 surge la figura clave del Profesor Bränemark que observando los buenos resultados de los implantes metálicos en traumatología Humana se le ocurre el uso de implantes metálicos para la sustitución de piezas dentarias..Enseguida se da cuenta de las enormes posibilidades que van a tener en el futuro y viendo sus buenos resultados se hace acérrimo defensor del uso de los implantes de titanio, desarrollando el concepto de osteointegración y fijando las bases para investigaciones posteriores.

En 1965 comenzó a colocar implantes en la boca de pacientes, consiguiendo en 1986 la aceptación provisional de utilización por la Asociación Dental Americana.

Tres años mas tarde Linkow ,desarrolló el uso de los implantes tipo hoja, que actualmente se utilizan en posiciones que por la anchura del hueso se hace imposible el empleo de implantes con forma de raiz o cilíndrica. [Slavkin, 1998].

Desde esas fechas el desarrollo de una joven Ciencia odontologica llamada Implantología há sido espectacular. Cientos de dentistas la introducen en la actualidad dentro de su práctica y de manera casi rutinaria. La existencia de fracasos implantarios, cada vez menos frecuentes, debidos a diversos factores, tales como el tipo de material del implante y su biocompatiibilidad, la técnica de colocación, la calidad del, hueso, la protesis y su diseño, siguen estimulando a los investigadores en la solución de estos problemas.

Por lo que se refiere a la técnica de colocación, uno de los factores que de siempre han preocupado a los investigadores y que sabemos influye definitivamente en las posibilidad de osteointegración del implante, há sido el efecto de la temperatura generada en el hueso receptor, durante el citado procedimiento. Pocas han sido las investigaciones encontradas por nosotros en la literatura que estudien este problema.

Este estudio va dirigido a valorar, radiológica e histológicamente los resultados, en lo que a la osteointegración se refiere, del efecto de diferentes temperaturas a diferentes tiempos en un modelo animal, nunca utilizado para tal fin, que es la tibia del cerdo.

## 2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Modelos animales para investigación

La investigación en Implantología se ha fundamentado, en parte en la experimentación en modelos animales. Las especies animales que autoriza el Comité Europeo de Normalización (CEN) para ensayos a largo plazo (más de 12 semanas) y sobre hueso son la rata, el cobaya, el conejo, el perro, la oveja, la cabra, el cerdo y otros animales cuya esperanza de vida sea relativamente larga [CEN, 1995]. Los estudios a escala ósea utilizan preferentemente especies de fácil manejo con semejanzas al comportamiento humano. Las más utilizadas son el perro y el cerdo. Actualmente el cerdo parece ser la especie preferida para la investigación sobre implantes óseos. El minipig tiene a su favor que el tamaño de su cuerpo y también sus órganos semejantes al de los humanos.

Otro factor importante es el lugar elegido para la colocación de los implantes. La tibia de conejo se ha empleado y es uno de los adecuados, al tener dimensiones semejantes a las del hueso alveolar humano [Dahlin y col., 1989].

Para estudios sobre diferencias entre hueso esponjoso y cortical se han utilizado también tibias de oveja a nivel de diáfisis y metáfisis [Haider y col., 1993].

Se ha comprobado que los modelos mandibular y femoral en animales dan resultados similares [Cooley y col., 1992].

Cualquiera que sea el modelo empleado, además de cumplir las normativas de uso de animales de investigación disponibles en cada país, hemos de cumplir una serie de condiciones de uso [Parr y col., 1992]:

- Deben proporcionarse cuidados y tratamiento adecuados al animal experimental.
- El animal elegido debe ser manejable, anatómico y fisiológicamente.
- Deben existir facilidades para el emplazamiento quirúrgico del implante y para los cuidados necesarios antes y después de la cirugía.

- Las muestras han de ser implantadas en las mismas condiciones, sobre las mismas especies animales de igual edad, sexo y raza, y en los lugares anatómicos correspondientes [CEN, 1995].
- La eutanasia debe ser indolora y proporcionar la recuperación de la mayor cantidad de datos que sea posible.

## 2.2 Anatomía del Miembro Posterior Derecho e Izquierdo

### 2.2.1 Anatomía de la pierna

La superficie de la piel de la pierna del cerdo, marcada por delicados surcos que se cruzan al ser raspados, resulta ser muy semejante a la superficie cutánea del hombre a pesar de ser más espesa y con una subestructura correspondiente más elaborada en la superficie rugosa de los labios, morro y pezuñas (Montagna & Lolitz, 1964).

La espesor de la piel en las razas mejoradas es de 1 a 2 mm., excepto en machos adultos donde la piel del hombro puede alcanzar de 3 a 4 mm. El tejido adiposo subcutáneo se extiende sobre una mayor parte del cuerpo y muchas veces adquiere un espesor extremo, al que se conoce con el nombre de pániculo adiposo (Sisson, 1986).

Montagna & Lolitz (1964) declaran que: a pesar de que las razas varían en la profundidad de sus pelos, los suínos poseen un estrato con escasos pelos, siendo estos más largos y gruesos en el dorso y abdomen.

Los pelos son más cortos y próximos entre sí, en áreas donde el grosor de la piel sea mínimo tales como la superficie interdigital, la base de las orejas, cabeza, la cara medial de la tibia y las regiones axilar e inguinal.

De acuerdo con Getty (1999) las glándulas sebáceas son, en general, pequeñas y mucho menos numerosas que en los otros animales. Sin embargo, las glándulas sudoríparas son grandes y de color amarillo o marrón, siendo visibles en muchos lugares del ojo descubierto.

### 2.2.2 Músculos de la pierna

Los músculos que integran la pierna son: el fibular anterior, fibular largo, extensor digital largo, extensor digital lateral, extensor largo del dedo pulgar, extensor digital corto, gastrocnemio, sóleo, flexor digital superficial, flexor digital profundo.

Segun Getty (1999) el fibular anterior es un músculo bien desarrollado que está situado en gran parte superficialmente en la cara anterior de la pierna.

El tibial anterior es más pequeño que el precedente. Se origina en la cara lateral de tuberosidad y cóndilo lateral de la tibia.

El fibular largo desciende por delante del fibular y del extensor lateral.

El extensor digital largo tiene un origen común con el fibular anterior por el que está en gran parte cubierto y con el que se halla unido hasta el tercio distal de la pierna.

El extensor digital lateral se halla en la cara lateral de la pierna, por detrás del fibular largo.

El extensor largo del dedo pulgar es un pequeño músculo fusiforme que está cubierto por el extensor largo y el fibular largo.

El extensor digital corto es un músculo bien desarrollado que se halla en la cara dorsal de la porción distal del tarso y de los metatarsianos principales.

El gastrocnemio presenta cabezas cortas, pero anchas y gruesas.

El sóleo es grueso, ancho y se fusiona con la cabeza lateral de gastrocnemio

El flexor digital superficial tiene un vientre de considerable tamaño.

El flexor digital profundo presenta tres cabezas bien distintas: la primera la más pequeña que constituye el tibial posterior; La Segunda que constituye el flexor digital largo; y la tercera porción o flexor del primer dedo.

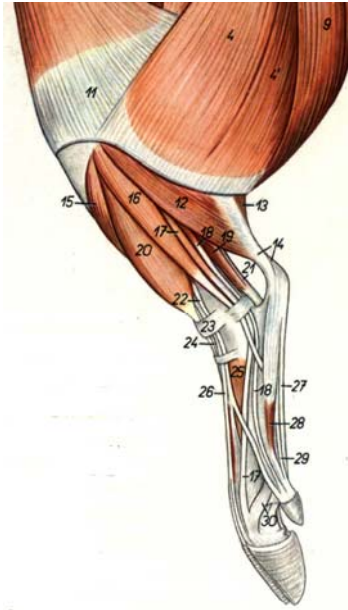


Fig. 1 - Musculos de la pierna. Vista interna. 23-Músculo Semitendinoso; 24-Cabeza interna del músculo gastrocnemio; 25-Músculo flexor superficial de los dedos; Cabeza externa del músculo gastrocnemio; 27-Músculo popliteo; 28-Músculo flexor largo de los dedos; 29- Músculo flexor largo del primer dedo; 30Músculo tibial craneal; 31-Músculo fibular anterior; 32-Retináculo extensor proximal; 33-Ligamento plantar largo; 34-Extensor largo del primer dedo; 35-Músculo extensor del tercer dedo; 36-Músculo extensor corto de los dedos; 37-Músculo extensor del segundo y quinto dedos; 38- Segundo músculo interóseo; 39-Rama del músculo flexor profundo de los dedos al segundo dedo; 40- Músculo extensor del tercero y cuarto dedos; 41 - Tercer músculo interóseo (Popesko, 1982).

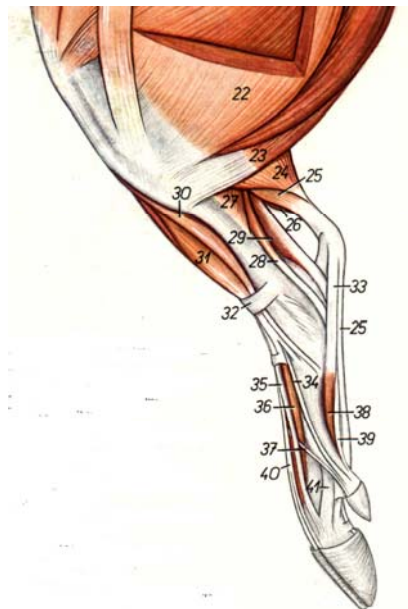


Fig. 2 - Músculo de la pierna. Vista externa. 15- Músculo tibial craneal; 16-Músculo fibular largo; 17-Músculo extensor externo de los dedos; 18 Músculo extensor del quinto dedo; 19-Músculo flexor largo del primer dedo; 20 Músculo fibular anterior; 21-Músculo tibial caudal; 22-Músculo extensor del segundo y quinto dedos; 23-Retináculo extensor proximal; 24-Músculo extensor del tercer dedo; 25-Músculo extensor corto de los dedos; 26-Músculo extensor del tercer y cuarto dedo; 27- Músculo flexor superficial de los dedos; 28-Quinto músculo interóseo; 29-Rama del músculo flexor profundo de los dedos al quinto dedo; 30-Cuarto músculo interóseo (Popesko, 1982).

### 2.2.3 Vascularización

La arteria safena es voluminosa, desciende delante de la vena homónima por la cara medial de la pierna y se divide cerca del corvejón en arteria tarsiana lateral y medial.

La arteria tibial posterior es pequeña, estando relacionada distalmente con la safena. Emite ramas a los músculos de la cara posterior de la tibia y proporciona la arteria nutricia tibial.

La arteria tibial anterior se continua dando lugar a la dorsal del pie sobre la cara dorsal del tarso. Emite la arteria tarsiana perforante, que pasa hacia atrás por el canal vascular del tarso y se une con las arterias plantares para formar el arco plantar proximal.

Las venas conservan la denominación de las arterias y caminan paralelas a aquellas y más profundas. (Getty 1999; Popesko, 1982).

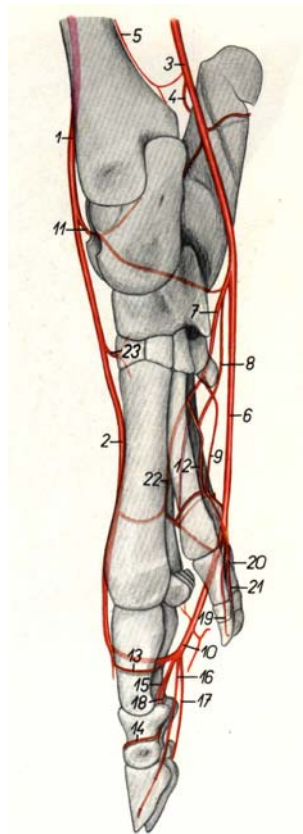


Fig 3 - Disección de la tibia y extremo distal del miembro pelviano.vista externa venas, arterias,nervio. 1- Músculo grácil y recto interno; 2 -Músculo semimembranoso; 3-Músculo semitendinoso; 4-Cabeza interna del músculo gastrocnemio; 5-Músculo superficial de los dedos; 6-Músculo flexor largo del primero dedo,vena plantar externa; 7Vena safena y arteria safena; 8-Nervio safeno; 9Músculo popliteo;

10-Músculo flexor largo de los dedos; 11-Músculo tibial craneal; 12-Músculo fibular tertius; 13-Nervio tibial; 14-Nervio plantar externo; 15-Nervio plantar intrínseco; 16-Arteria plantar externa; 17-Arteria plantar interna,segundo nervio digital plantar común; 18-Tercer nervio digital plantar común; 19-Segundo músculo interóseo; 20-Tercera arteria metatarsiana dorsal segundo nervio digital plantar propio interno; 21-Rama del músculo flexor profundo de los dedos al segundo dedo; 22-Músculo extensor del primer dedo; 23-Músculo extensor corto de los dedos; 24-Arteria pedia ,nervio fibular profundo; 25-Segundo nervio digital dorsal interno; 26-Rama craneal de la vena safena externa,músculo extensor del primer dedo; 27-Tercer nervio digital dorsal común ,extensor del tercer y cuarto dedos; 28-Tercer nervio digital dorsal propio interno, tercera arteria digital plantar propia interna,tercera vena digital dorsal propia interna; 29-Músculo extensor del segundo y quinto dedos; 30-Segundo nervio digital dorsal común; 31 Tercer nervio digital dorsal propio externo; 32-Cuarto nervio digital dorsal propio externo; 33-Cuarto nervio digital dorsal propio interno (Popesko, 1982).

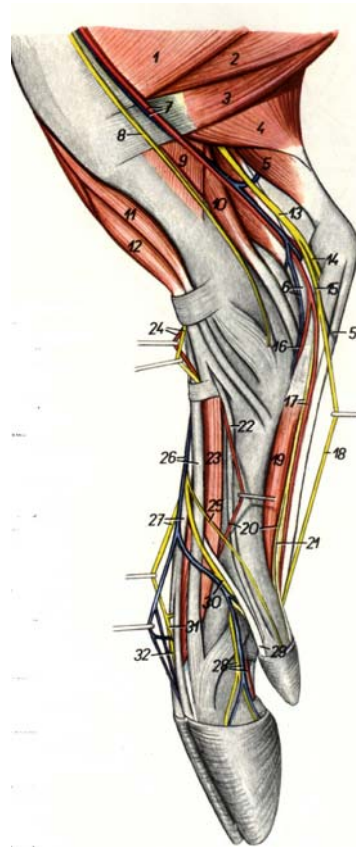


Fig. 4 - Las arterias del miembro pelviano.vista interna. 1-Arteria tibial craneal; 2-Tercera arteria metatarsiana dorsal; 3-Arteria safena; 4-Rama calcanea; 5-Arteria tibial craneal; 6-Arteria plantar interna; 7- Arteria plantar externa; 8-Segunda arteria metatarsiana plantar; 9-Cuarta arteria metatarsiana plantar; 10-Tercera arteria digital plantar común; 11-Arteria perforante proximal; 12-Segunda arteria metatarsiana plantar; 13-Rama da falange proximal; 14-Rama da falange media; 15-Tercera arteria digital plantar propia externa; 16-Tercera arteria digital plantar propia interna; 17-Cuarta arteria digital plantar propia externa; 18-Cuarta arteria digital plantar propia interna; 19-Segunda arteria digital plantar propia interna; 20-Quinta arteria digital plantar propia externa; 21-Quinta arteria digital plantar propia interna; 22-Tercera arteria metatarsiana plantar; 23-Arteria tarsiana perforante distal (Popesko, 1982).

### 2.2.4 Inervación

El nervio tibial es rama del ciático.

Se dirige hacia abajo entre las dos cabezas de los gastrocnemios y acompaña a los vasos tibiales recurrentes hasta el tercio distal de la pierna, donde se divide en los nervios plantares.

En el tercio proximal de la pierna se halla a lo largo del lado medial del flexor superficial, cubierto por la cabeza medial del gastrocnemio; más hacia abajo está cubierto por la fascia común profunda y situado en el espacio existente entre el flexor profundo y el borde medial del tendón calcáneo.

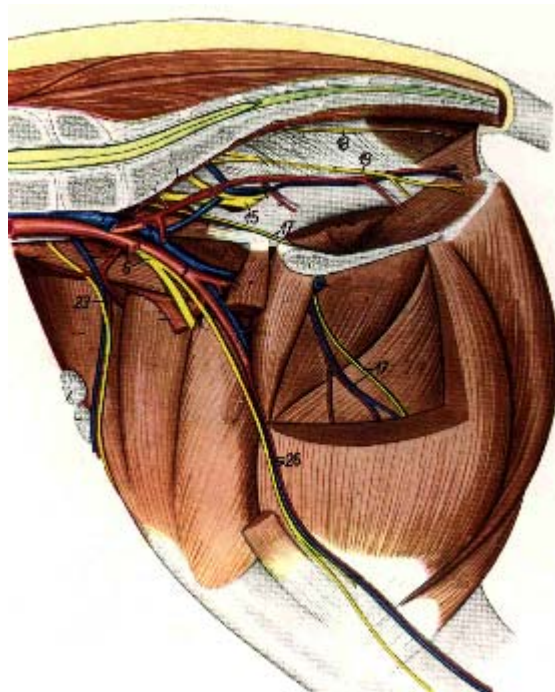


Fig. 5 - Los nervios del miembro pelviano. Vista lateral. 6- arteria iliaca externa y nervio femoral; 15- Nervio ciático; 17- Nervio obturador, rama de la arteria femoral profunda y rama de la vena femoral profunda; 18- Nervio retal caudal; 19- Nervio pudendo; 23- Nervio femoral cutaneo lateral; 26- Arteria nervio y vena safena mediana. (Popesko, 1982).

En su origen el nervio tibial emite una rama muscular, cuyas divisiones pasan entre las dos cabezas de los gastrocnemios para inervar a este músculo, el poplíteo, el soleo y los flexores del dedo (Sisson, 1986).

Algunos pequeños ramos cutaneos se desprenden tambien a lo largo del trayecto del nervio (Getty 1999).

### 2.2.5 Tibia

La tibia es un hueso largo que se extiende oblicuamente distal y caudalmente desde la rodilla hasta el corvejón.

Se articula proximalmente con el fémur, distalmente con el tarso y lateralmente con la fíbula. Posee una diáfisis y dos epífisis.

La diafisis tibial está ligeramente encorvada y convexa en el centro.

La tuberosidad tibial presenta un surco por delante, y otro surco estrecho la separa del cóndilo lateral. La cara lateral se halla en el borde posterior de este condilo estando limitada internamente por la eminencia intercondilar. La porción proximal de la cresta es muy prominente y se encorva hacia fuera. La epífisis distal permanece separada y forma el maléolo medial, siendo relativamente más estrecha en sentido transversal y más gruesa anteroposteriormente (Sisson, 1986).

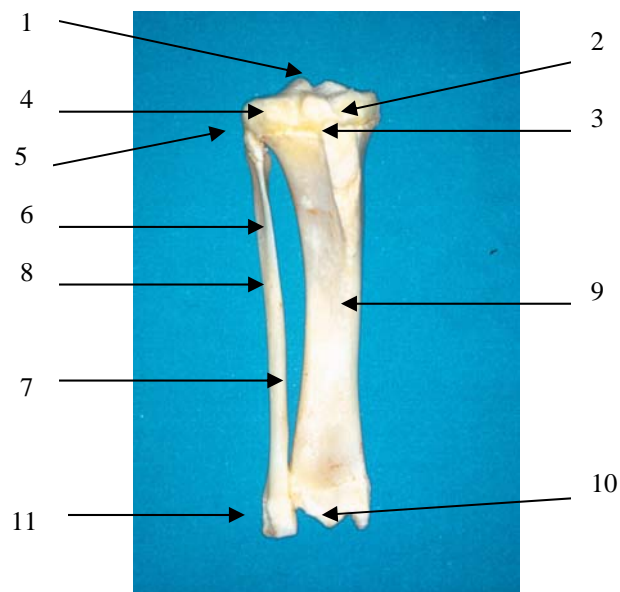


Fig. 6 - Morfología de la tibia. Vista anterior. 1- eminencia intercondilar; 2- tuberosidad; 3- condilo medial; 4- condilo lateral; 5- cabeza de la fibula; 6- espacio interóseo; 7- superficie lateral de la tibia; 8- cuerpo de la fibula; 9- superficie medial de la tibia; 10- maléolo medial; 11- maléolo lateral (Popesko, 1982).

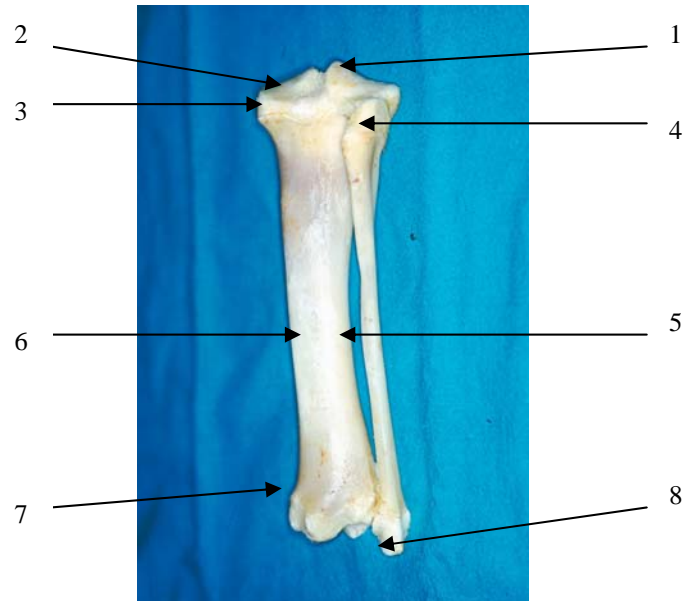


Fig. 7 - Morfología de la tibia. Vista posterior. 1- eminencia intercondilar; 2- fosa para ligamento cranial cruzado; 3- escotadura poplitea; 4- condilo lateral; 5- tuberculo para ligamento caudal cruzado; 6- cabeza de la fibula; 7- espacio interóseo; 8- cuerpo de la fibula; 9- maléolo medio; 10- maléolo lateral (Popesko, 1982).

#### 2.2.5.1 Estructura macroscópica del hueso

Si analizamos la tibia cortada longitudinalmente observamos que los extremos epifisarios están cubiertos por una delgada capa de cartilago hialino (cartilago articular), mientras que el resto de la superficie externa del hueso está recubierta por una membrana fibrosa vascular (periostio). Las epifisis están compuestas por hueso compacto, con una red de trabeculas. La pared de las diafisis están compuestas de hueso compacto y raramente contiene trabeculas. La cavidad interna (o medular) de las epifisis y la diafisis está tapizada por el endostio y contiene diversos tipos de medula osea, dependiendo de la edad del animal y de la region del hueso. Así, en la porcion media o diáfisis la pared del cilindro hueco está compuesta por hueso compacto que engloba la cavidad medular. Las epífisis están compuestas fundamentalmente de hueso esponjoso o trabecular.

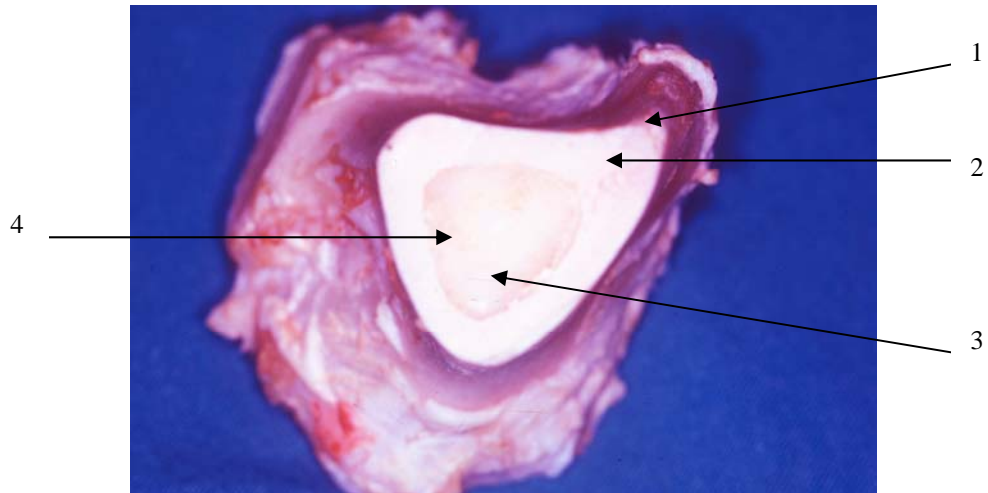


Fig. 8 - Corte transversal de la tibia (epífisis proximal y diáfisis). 1- periósteo; 2- hueso cortical; 3- hueso esponjoso; 4- canal medular; 5- medula ósea.

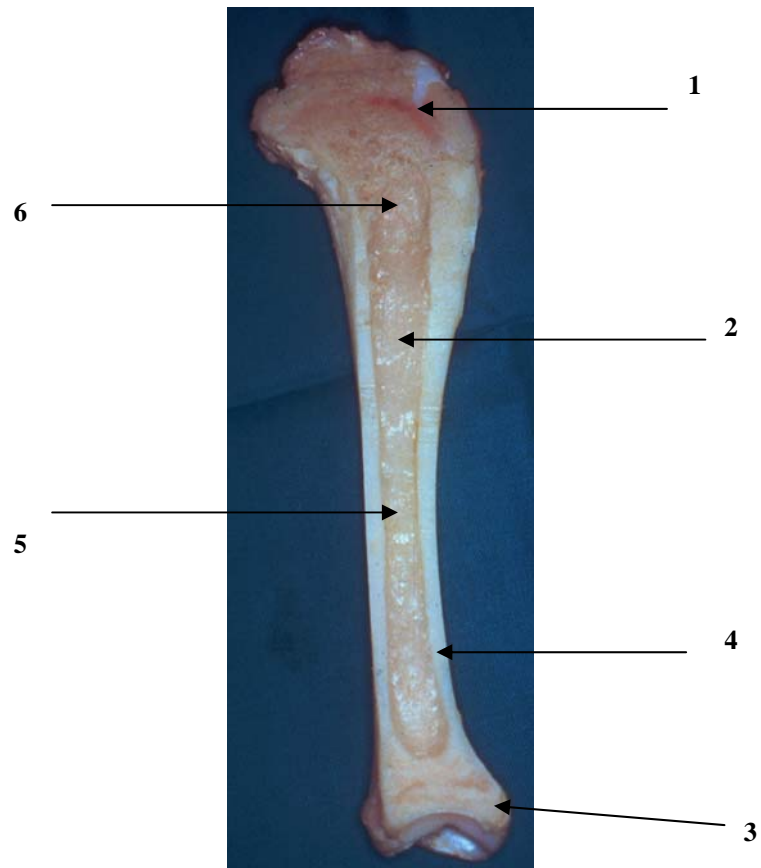


Fig. 9 - Corte longitudinal de la tibia. 1- epífise proximal; 2- Diáfise; 3- epífise distal; 4- hueso cortical; 5- canal medular; 6- medula ósea.

### 2.2.5.2 Estructura microscópica

El hueso está integrado por tejido conjuntivo-óseo con células y fibras incluidas en una matriz rígida y dura, bien adaptada para las funciones de sostén y protección que realiza. El hueso es un tejido dinámico que se renueva y remodela a lo largo de la vida de todos los mamíferos, incluido el hombre.

La diáfisis de un hueso largo está formada por hueso compacto, compuesto de matriz ósea depositada en capas o laminillas curvadas con lagunas entre cada capa. Partiendo desde las lagunas se hallan los canaliculos ramificados que penetran y se unen entre sí; de este modo, las lagunas y canaliculos forman una red extensa de caminos intercomunicados para el transporte de nutrientes.

La osteona, unidad estructural fundamental del hueso compacto, contiene canales osteonales centrales denominados canales de Havers o longitudinales y canales verticales o canales de Volkmann. El osteocito es la célula principal del hueso maduro y reside en una laguna rodeada por sustancia intersticial calcificada, que mantiene la integridad estructural del hueso adulto.

El osteoclasto es el segundo tipo de célula del tejido óseo que es responsable de la reabsorción de la matriz orgánica y mineral.

Los osteoblastos son osteocitos jóvenes que están localizados periféricamente en el tejido óseo, teniendo como función principal la síntesis de la matriz ósea.

La mayoría de los huesos están recubiertos por una membrana conjuntiva conocida con el nombre de periostio, que tiene dos capas: una interna vascular y celular osteogénica, que proporciona células para la formación del hueso, y otra externa fibrosa, formada por fibras de colágeno y vasos sanguíneos. El periostio está unido firmemente al hueso por hilos de fibras de colágeno, que se denominan fibras perforantes. ( H.-Dieter Dellmann, 1994 )

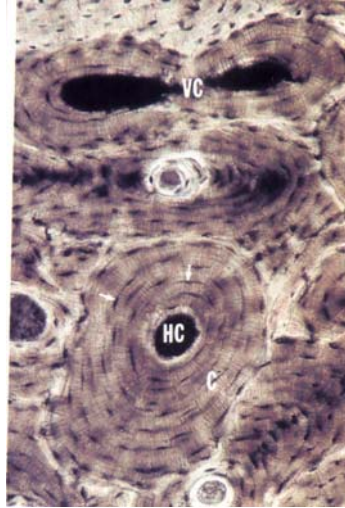


Fig. 10 - Estrutura microscopica del hueso. IL. osteon lamela intersticial; HC. Canal de Havers.; L. Lamela;Canal de Volkmanns. (Gastner, LP.)

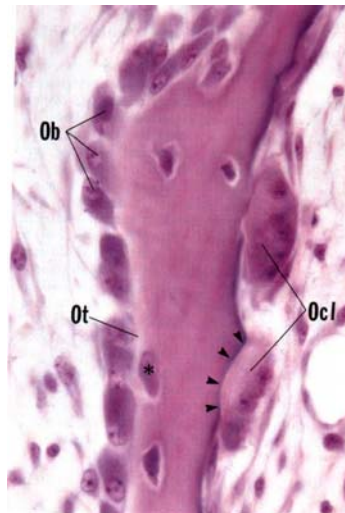


Fig. 11 Matriz Ósea. Oc-Osteocito;Bh-Vaso Sanguineo; Oc-Osteoclasto; Ot- Osteoid; Ob-Osteoblasto. (Gastner, Lp.)

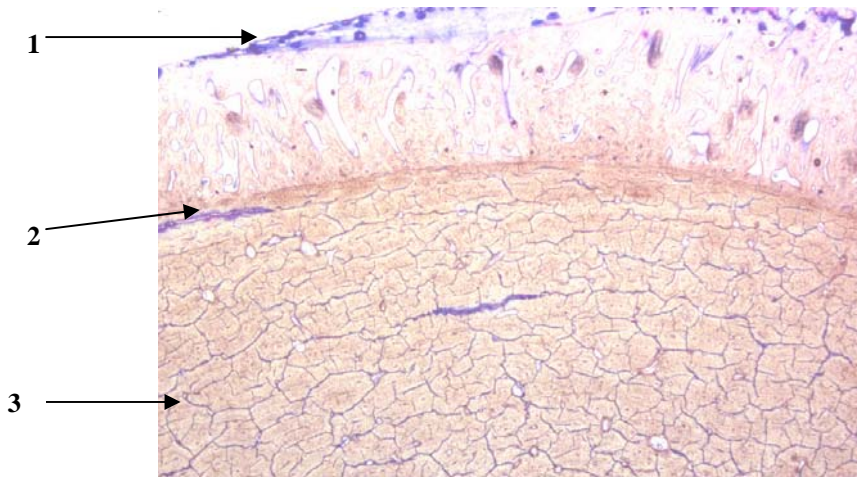


Fig. 12 - Estructura microscópica del periostio. 1 – Periostio 2 – Tejido óseo inmaduro 3 – Tejido óseo maduro

### 2.3 Tipos de cicatrización ósea de los implantes

Las líneas básicas actuales del Consejo de Materiales Dentales de la Asociación Dental Americana para la aceptación de los implantes endóseos no especifican qué adaptación ósea se requiere o se recomienda [Meffert y col., 1992]. Según Lynch y col. (1991) existen 3 tipos de cicatrización implantaria : la fibrointegración, osteointegración.e integración via ligamento periodontal.

#### 2.3.1 Fibrointegración

Es la formación de tejido fibroso entre el hueso y el implante. Se produce tras la preparación ósea traumática , necrosis térmica , falta de estabilidad primaria o carga prematura del implante . Su tasa de éxito es del 50% en 10 años siendo por lo tanto un resultado no deseado en nuestra practica clínica [Lynch y col., 1991].

Según Weiss (1984) un número significativo de implantes roscados desarrollarán tejido blando entre el hueso y el implante (fibrointegración), formando un seudoligamento que conducirá al fracaso de éste [citado por Hale y col., 1991].

Los implantes con forma de placa (hoja) desarrollan mas amenudo este tipo de osteointegración [Meffert y col., 1992].

La formación de tejido conjuntivo (fibrointegración) en la interfase puede ser debida a estas situaciones [Meffert y col., 1992]:

- a) Migración apical del epitelio en la interfase, seguido por elementos de tejido conjuntivo.

- b) El implante se coloca con demasiada presión.
- c) Defectos en la técnica de colocación de implantes.

### 2.3.2 Osteointegración

El profesor Bränemark fue el primero en describir la osteointegración como la estrecha adaptación que se observaba entre el titanio y el hueso. Esta observación la hizo de forma accidental cuando trabajaba en estudios de microcirculación ósea con microscopía vital sobre tibias de conejo [Bränemark, 1983; Santamaria y col., 1989].

La microscopía vital utiliza unas cámaras óseas compuestas por tornillos de titanio que se introducen en el hueso. Estas cámaras disponen de unos cilindros huecos por donde crece el hueso [Albrektsson y col., 1989].

Estos estudios revelaban la íntima conexión circulatoria entre la médula ósea y el hueso cortical. Posteriormente se realizaron estudios en perros, observando una capacidad de unión del titanio al hueso de hasta 100 kg en la mandíbula inferior y de 30 a 50 kg en la superior [Bränemark, 1983].

Bränemark en 1985 describe la osteointegración como una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sin intervención de tejido blando [citado por Hale y col., 1991].

Según él los requisitos para conseguir una osteointegración son: implante de material biocompatible, un diseño que lo estabilice mecánicamente con el hueso, estatus adecuado del lecho implantario, protocolo quirúrgico que reduzca el daño del hueso y fase de curación sin carga [citado por Xiang y col., 1993].

Para generar osteointegración, se debe preparar el hueso 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].

Con la aparición de nuevos materiales en la fabricación de implantes se modifica el concepto de osteointegración, siendo redefinido por Zarb y Albrektsson en 1991 como un proceso por el cual se consigue una fijación rígida, asintomática, de materiales aloplásticos y que se mantiene en el hueso durante la carga funcional [citado por Rohrer y col., 1995].

La osteointegración implica a nivel de microscopía electrónica un contacto directo entre el hueso vivo y el implante endóseo [Kohri y col., 1990]. Esta definición incluye la Biointegración, que es la adhesión química demostrable del hueso vivo a la superficie de un implante, que es 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, tales como el fosfato cálcico cerámico y el vidrio bioactivo [Kohri y col., 1990]. La hidroxiapatita genera biointegración y el titanio osteointegración [Steinberg y col., 1992].

La premisa original de los sistemas de osteointegración, sean implantes cubiertos o no, se describió con el uso de implantes que eran totalmente endóseos. Los datos más nuevos han venido de Buser y col. en 1988 indicando que los implantes de titanio arenado que se colocan por encima de la encía pueden exhibir una anatomía similar a la de los implantes originales de Brånemark [citado por Meffert y col., 1992]

En resumen, la literatura de hoy en día indica que todos los implantes, cubiertos o no, tienen la capacidad de osteointegrarse, si se realiza una técnica quirúrgica correcta. Puede haber, de hecho, diferencias cuantitativas en relación con el grado de osteointegración de cada tipo de superficie en concreto y también la rapidez de la osteointegración puede variar con los diferentes materiales [Meffert y col., 1992].

#### 2.4 Biomateriales para implantes óseos

A lo largo de los años se han utilizado una gran variedad de biomateriales para fabricar implantes dentales. Los biomateriales se clasifican normalmente de acuerdo a sus propiedades, su acción sobre los tejidos o su área primaria de aplicación quirúrgica [Meffert y col., 1992].

Hay tres tipos básicos de biomateriales para implantes dentales: metales y sus aleaciones, cerámicos y carbón, y polímeros [Meffert y col., 1992]. Los más utilizados en la actualidad son los dos primeros.

### 2.4.1 Metales

Los metales, elegidos por su biocompatibilidad, por ser bioinertes y su elevada resistencia, son los óxidos de aluminio cristalinos y multicristalinos, el acero inoxidable, las aleaciones de cromo y cobalto, el titanio y sus aleaciones [Rieger y col., 1989a].

Se fabrican muchos implantes orales de varios diseños de titanio quirúrgico en forma de aleación o puro. Estos son ideales para implantología oral por su alto grado de biocompatibilidad, fuerza y resistencia a la corrosión [Donley y Gillette, 1991].

El titanio comercialmente puro tiene una interacción predecible con el entorno, siendo uno de los materiales más resistentes a la corrosión de los utilizados para aplicaciones biomédicas [Lucas y Lemons, 1992; Meffert y col., 1992]. Se oxida en contacto con el aire o los líquidos tisulares. Tiene una densidad baja, dando una alta relación fuerza-peso [Meffert y col., 1992], su tasa de disolución es muy baja [Olefjord y Hansson, 1993], no es tóxico y el organismo lo tolera bien [Schliephake y col., 1993].

Se puede conseguir una aleación interesante con el aluminio (6%) y el vanadio (4%). El aluminio aumenta su fuerza (hasta 6 veces más que el titanio puro) y disminuye su peso. El vanadio actúa como un protector del aluminio ante la corrosión (Ti-6Al-4V) [Golec, 1990; Donley y Gillette, 1991 ; Meffert y col., 1992].

Las superficies de los implantes de titanio comercialmente puro o de aleación forman y mantienen una capa de óxido sin aparente rotura o corrosión bajo condiciones fisiológicas [Meffert y col., 1992], cuyo grosor si se oxida a temperatura ambiente es de 1.6 nm [Olefjord y Hansson, 1993]. El espesor de esta capa en un implante de titanio sometido a un proceso de limpieza ultrasónica y a una esterilización en autoclave es del orden de 5 nm antes de ser colocado en un medio biológico [López Arranz y col., 1990]. Es esta capa relativamente gruesa de óxido de titanio la que determina la interacción entre implante y tejido más que el metal por sí mismo [Donley y Gillette, 1991; Meffert y col., 1992] y se piensa que es fundamental para su éxito clínico [McCollum y col., 1992]. Tras su inserción en el hueso, la capa de óxido aumenta de espesor, hasta alcanzar los 200 nm al cabo de 6 años, incorporando además a su estructura fósforo, calcio y sulfuro, lo que se traduce en la existencia de una interacción casi biológica con los tejidos orgánicos [López Arranz y col., 1990].

La capa de óxido no es suficientemente estable bajo condiciones de carga, pudiendo desprenderse y eliminar iones [Lucas y Lemons, 1992]. Se ha descrito la eliminación de

titanio desde los implantes después de su colocación en músculos, huesos largos y mandíbula, aumentando su concentración en tejidos perimplantarios, en órganos parenquimatosos (pulmón, hígado y bazo) y en el riñón. El titanio se fagocita por los macrófagos, además de liberarse por corrosión [Schleiphake y col., 1993; Wennerberg y col., 1993]. También se puede producir corrosión del titanio si se pone en contacto éste con la amalgama, al formarse con los fluidos de la boca una pila galvánica [Ravnholt, 1988]. Se ha sugerido también un aumento de eliminación de iones en implantes con superficie rugosa [Wennerberg y col., 1993]. Haider y col. encontraron partículas de titanio a nivel de los macrófagos del hueso al utilizar implantes con superficie rugosa mediante técnica de pulverización de titanio. Para ellos esta pulverización podía resultar perjudicial [Haider y col., 1993].

Durante la producción y manejo de los implantes se puede contaminar su superficie. Se recomienda fabricar los implantes evitando la contaminación con iones inorgánicos, ya que pueden ser dañinos en cuanto a la biocompatibilidad del implante, al aumentar la formación de óxido de titanio y la tasa de disolución del metal. Los compuestos orgánicos reducen la tasa de disolución del titanio al bloquear los lugares para la reacción catódica del oxígeno. Los iones sobre el óxido de titanio pueden catalizar el oxígeno y promover la disolución del titanio. Si existe contaminación también disminuye la energía de superficie del titanio, pudiendo impedir la unión química del óxido de titanio con el hueso. Se han encontrado calcio, zinc, silicio, flúor y carbón en distintos tipos de implantes [Olefjord y Hansson, 1993].

#### 2.4.2 Ceramicos y Carbon

Algunos implantes utilizan una subestructura de titanio o de aleación de titanio adherida a una fina capa de fosfato cálcico cerámico o hidroxiapatita. Las capas de fosfato tricálcico o de hidroxiapatita están diseñadas para producir una superficie bioactiva que promueva el crecimiento óseo e induzca una unión directa entre el implante y los tejidos duros [Meffert y col., 1992]. La hidroxiapatita ha demostrado ser biocompatible, atóxica y capaz de generar adherencia química al hueso [Kohri y col., 1990]. La solubilidad de la hidroxiapatita depende de su concentración de fosfato tricálcico [Piatelli y col., 1993]. Cada implante tiene distinta composición dependiendo de su porcentaje de hidroxiapatita cristalina. Cuanta más hidroxiapatita tenga, mayor es su resistencia a la disolución, al contrario que con el fosfato.

La relación en composición entre éstos es crucial para la generación de hueso alrededor [Biesbrock y Edgerton, 1995].

La utilización de fosfatos de calcio se hizo popular pensando que la eliminación local de iones de calcio estimularía la osteogénesis. Sin embargo, la hidroxiapatita no incrementa la formación de hueso alrededor de las cabezas de los implantes (Donohue y Mascrés, 1990), aunque sí se ha comprobado que la adherencia al hueso de la hidroxiapatita es mayor que la de los metales [Ohno y col., 1991]. Se ha demostrado que la hidroxiapatita incrementa la fuerza de unión de 2 a 8 veces si se compara con los implantes de titanio mecanizados [Cook y col., 1992 b] y el hueso se adapta más rápidamente [Biesbrock y Edgerton, 1995]. Después de la colocación de los implantes la osteogénesis en el perro comienza a los 5 días, observándose una adherencia completa del hueso a los 6 meses [Ohno y col., 1991].

Los implantes endóseos con forma de raíz de hidroxiapatita se han utilizado clínicamente; sin embargo su evolución clínica y sus indicaciones están aún en controversia. Teóricamente son más susceptibles a la infección por su rugosidad de superficie y su naturaleza hidrofílica. No obstante, los estudios clínicos indican que la colonización microbiológica es semejante a los de titanio, a pesar de que existen serias dificultades en limpiarlos cuando están expuestos a la flora oral [Biesbrock y Edgerton, 1995].

Se ha descrito una pérdida ósea perimplantaria de forma repentina, rápida y destructiva tras periodos de éxito aparente. No se conoce la causa, pero por la supuración que la acompaña se piensa que es de origen bacteriano, aunque los casos son anecdóticos [Biesbrock y Edgerton, 1995]. Sí se ha visto una mayor destrucción ósea sobre los implantes de hidroxiapatita con relación a los de titanio tras provocar implantitis por ligadura [Grunder y col., 1993].

Los fracasos de la cubierta están clasificados en disolución de ésta o fractura de la interfase con el titanio [Cooley y col., 1992; Biesbrock y Edgerton, 1995; Takeshita y col., 1995]. Shirota observó la presencia de fagocitosis de la hidroxiapatita en el minipig [Shirota y col., 1994]. Esta disolución era debida al método de fabricación de la cubierta, llevando un exceso de fosfato amorfo [Biesbrock y Edgerton, 1995]. Con los nuevos métodos de fabricación se puede reducir el problema [Biesbrock y Edgerton, 1995]. Piatelli y Trisi sin embargo, no observaron lesiones en la interfase con el hueso en un implante que se tuvo que extraer por dolor tras la carga. Las fisuras que encontró en la cubierta las atribuyeron a la

preparación de la muestra para microscopía electrónica [Piatelli y Trisi, 1993]. De todos modos esto puede querer decir que la unión bioquímica de la hidroxiapatita con el hueso es más fuerte que la unión mecánica con el metal [Cook y col., 1992 b].

Existen numerosas publicaciones sobre su estabilidad a largo plazo y su pronóstico. Estos informes sugieren que son inestables, tienen mayor susceptibilidad a las infecciones bacterianas, están predispuestos a la lesión ósea en el lugar de implantación y no demuestran ventajas significativas con respecto a los implantes de titanio. Sin embargo la mayoría de los datos utilizados para estos argumentos son anecdóticos y derivan de casos aislados. Quizás los argumentos más fuertes contra el uso rutinario de los implantes de hidroxiapatita es la falta de documentación a largo plazo sobre su supervivencia. Los estudios sobre estos implantes no tienen la documentación a largo plazo (datos continuados durante 15 años en un periodo de 25 años) que tienen los de titanio, haciendo difícil su comparación directa [Biesbrock y Edgerton, 1995].

## 2.5 Tipos de implantes según su localización en el hueso

Los implantes dentales se pueden clasificar en varios tipos: subperiósticos, transóseos y endóseos. Otras categorías tienen menor relevancia (intramucosos, endodónticos y sustitutivos óseos) [NIH Consens Statement, 1988].

### 2.5.1 Implante subperióstico

Están indicados en pacientes completa o parcialmente edéntulos cuando no hay hueso suficiente para colocar implantes endóseos y no se puedan utilizar injertos óseos o sustitutivos sintéticos. El implante se fabrica a medida, tomada en la primera cirugía. La técnica de colocación es muy engorrosa, pero pueden ser útiles en casos de hueso muy deteriorado y cresta ósea muy afilada. Se pueden utilizar a nivel maxilar y mandibular [NIH Consens Statement, 1988; Homoly, 1990].

### 2.5.2 Implante transóseo mandibular fijo

Indicados en pacientes completa y parcialmente edéntulos, necesitan de al menos 8 mm de grosor mandibular. Sólo se pueden utilizar a nivel de la zona anterior de la mandíbula.

El abordaje quirúrgico es siempre submentoniano. Las complicaciones y el dolor postoperatorio son mínimos, salvo algún grado de inflamación gingival

### 2.5.3 Implantes endóseos

English en 1990 los clasifica en las siguientes 10 categorías en relación a su forma: estructura de rama, implante de aguja, implante de disco, plataforma para diente sencillo, plataforma mandibular, bala cilíndrica, cesta cilíndrica, tornillo cilíndrico y aleta cilíndrica [citado por Meffert y col, 1992].

### 2.5.4 Implante endóseo tipo hoja

Utilizados para rehabilitaciones de pacientes completa o parcialmente edéntulos a nivel maxilar y mandibular desde 1968. Se utilizan más a nivel mandibular cuando el ancho de hueso es escaso [NIH Consens Statement, 1988; Hahn, 1990; Slavkin, 1998].

Suelen ser rectangulares, con estructura en rejilla, necesitando esperar a cargarlos de 3 a 4 meses [Hahn, 1990]. Su porcentaje de éxito es del 50% en 10 años [Trisi y col., 1993].

Los estudios sobre implantes tipo hoja han mostrado una interfase de tejido blando [Trisi y col., 1993]. Sin embargo Sisk y col. (1992) han citado que en los implantes no cargados no observaron esta interfase. Steflik y col. (1996) observaron diferencias en el perro en cuanto a la calidad ósea con los roscados, adoptando el hueso una disposición más paralela al implante. Trisi y col. (1993) observaron 3 casos con un 63,3% de contacto hueso-implante, con una separación de 3 micras entre el implante y el hueso. Parece existir mayor contacto si se colocan en dos fases [Steflik y col., 1996]. Trisi y col. en 1993 describen tres fracasos de implantes tipo hoja por fracturas del cuello del implante.

### 2.5.5 Implantes endóseos con estructura de rama

Utilizados siempre en edéntulos totales a nivel maxilar o mandibular, cuando haya suficiente hueso para mantener el implante en su posición. Necesitan un entrenamiento previo del cirujano para su colocación, aunque pueden cargarse inmediatamente. Como

complicaciones presentan un 8% de parestesia o anestesia del labio [NIH Consens Statement, 1988; Turner, 1990].

#### 2.5.6 Implantes endóseos con forma de raíz o cilíndrica

Son los habituales en la practica clinica y pueden utilizarse en edentulismo total o parcial a nivel del arco maxilar o mandibular. Es necesario que exista suficiente hueso para que se mantengan en posición [NIH Consens Statement, 1988].

Existen muchos tipos, basándose la clasificación en parámetros como su composición química, geometría, método quirúrgico o características de su superficie. Incluso algunos fabricantes comercializan implantes angulados para reconstrucciones anteriores [Bruggenkate y col., 1991].

Realmente no hay datos disponibles sobre si un tipo de implante cilíndrico funciona mejor en una zona o en otra [citado .por Meffert y col., 1992}. Al principio los implantes roscados de titanio se utilizaron para pacientes completamente edéntulos. Actualmente se utilizan también para edentulismo parcial y para sobredentaduras [Quirynen y col., 1991]. La U.S. Food & Drug Administration (FDA); organismo dependiente del Departamento de Salud Pública de los Estados Unidos de Norteamérica, ha admitido el uso como implantes endóseos de los implantes atornillados de titanio, de los cubiertos con una capa de fosfato cálcico y de los que tienen polímeros en su composición [CDRH, 1992, 1996 (a) y 1996 (b)].

Al principio se consideró que el implante roscado era más apropiado que el liso por distribuir el estrés al hueso que lo rodea de forma mejor. Esto era debido a que se pensaba que el implante roscado provocaba la transmisión de cargas tensiles o compresivas a través de un plano inclinado a la rosca [Satomi y col., 1988 a].

Satomi y col. en 1988 creyeron que para evitar la pérdida de hueso marginal evitando la concentración de estrés, los implantes se deberían insertar sin roscar. Realizaron un estudio en monos colocando implantes con el método tradicional y otros sin hacer la terraja del hueso. Comprobaron que en los implantes sin terrajar el espacio que quedaba entre el hueso y el implante se rellenaba de tejido conjuntivo fibroso (Satomi y col., 1988 a; Akagawa y col., 1990).

Por el contrario se ha demostrado que en los implantes de hidroxiapatita no se observan diferencias significativas entre roscados o impactados en el hueso [Akagawa y col., 1990].

Los agujeros en el cuerpo del implante de los implantes impactados consiguen un 25% más de carga axial que los cilindros no perforados. Un tipo especial de éstos es el implante de tipo cesta [Bruggenkate y col., 1990]. Son útiles para áreas de hueso esponjoso [Takeshita y col., 1995]. Buscan el máximo contacto entre el implante y el hueso. Las fresas que utilizan son cilindros huecos [Bruggenkate y col., 1990]. Al preservar el cilindro óseo interior consiguen un gran contacto y estabilidad entre el hueso y el implante, proporcionando un tallado preciso con una mínima destrucción ósea [Lubar y Katin, 1990]. Tienen el inconveniente de que si hay reabsorción ósea importante puede pasar el epitelio gingival por sus agujeros, además de ser colonizado internamente por bacterias. Aunque esto puede ocurrir en la mayoría de los implantes impactados [Takeshita y col., 1995].

Los implantes arenados aumentan la superficie de contacto del implante en aproximadamente 6 veces [Golec, 1990]. Además toleran mejor los micromovimientos, pudiendo cargarse antes el arenado que el pulido [Deporter y col., 1990]. Un incremento en la rugosidad de la superficie del titanio no sólo promueve una mejor aposición ósea, sino que también reduce el riesgo de reabsorción ósea alrededor de los implantes en la región crestal en el periodo de curación [Buser y col., 1992]. Estudios recientes describen que la colocación de implantes con rosca o lisos sin carga en mandíbulas de monos bajo condiciones de fresado controlado permite en ambos casos alcanzar la osteointegración [Meffert y col., 1992].

Deporter y col. en 1990 compararon en el perro las características de la interfase hueso-implante entre un implante roscado tradicional y uno poroso arenado en sus dos tercios apicales. Observaron que la altura ósea se mantuvo en los porosos, habiendo un mayor contacto entre hueso e implante. En los roscados las dos primeras roscas estaban cubiertas de un tejido fibroso. Llegaron a la conclusión de que al haber más superficie de contacto con el hueso, en los implantes arenados haría falta menor longitud del implante para su osteointegración.

Un año después el mismo grupo de investigadores comparó el implante poroso con el cubierto de hidroxiapatita, observando menor pérdida de hueso en éstos últimos. El hueso cubría incluso el cuello del implante. Esta hidroxiapatita se degradó casi por completo en el

periodo de estudio, que fue de 18 meses [Pilliar y col., 1991], siendo la reabsorción mucho más rápida a nivel del hueso medular que en el cortical [Piatelli y col., 1993].

La comparación entre los implantes de titanio y los de hidroxiapatita dan lugar a resultados muy diferentes entre grupos de investigadores. San Román y col. en 1990 recomiendan el uso de implantes de hidroxiapatita en vez de los de titanio al observar problemas de movilidad en estos últimos. Los implantes de titanio fracasaron, cubriéndose de tejido fibroso y presentando infecciones. Colocaron los implantes 20 días después de la exodoncia en la región de los incisivos en el perro [San Román y col., 1990]. Sin embargo, Steflik y col. en 1993 encontraron más implantes cerámicos con movilidad que en los de titanio [Steflik y col., 1993]. Saadoun y LeGall en 1992 encontraron mayor tasa de fracaso en tornillos de titanio en comparación con tornillos y cilindros de hidroxiapatita [Saadoun y LeGall, 1992]. Weyant y Burt tuvieron mejores tasas de supervivencia a largo plazo con implantes cubiertos de hidroxiapatita, pero los de titanio tuvieron menos fracasos a corto plazo [Weyant y Burt, 1993]. Lazzara y col. (1996) encuentran tasas de éxito semejantes entre implantes roscados tradicionales y cilíndricos.

Como regla general se recomienda el uso de implantes roscados de titanio en hueso de buena calidad y cuando la profundidad de hueso es de al menos 12 mm. Los implantes mayores de 14 mm suelen tener éxito [Saadoun y LeGall, 1992]. En profundidades mayores de 10 mm en maxilar anterior y mandíbula posterior se recomiendan los roscados cubiertos de hidroxiapatita. A nivel de maxilar posterior (pobre calidad de hueso) se pueden utilizar implantes cilíndricos cubiertos de hidroxiapatita [Saadoun y LeGall, 1992]. Para algunos autores también puede ser útil el uso de implantes de hidroxiapatita en técnicas de seno o injertos óseos y en implantes inmediatos tras extracción [Biesbrock y Edgerton, 1995].

La mayoría de los sistemas de implantes roscados requieren dos intervenciones quirúrgicas: una para la colocación de los implantes sumergidos y otra para descubrirlos por encima de la encía. Se denomina procedimiento en dos fases. De esta forma el implante queda libre de carga para que se produzca la osteointegración [Baumhammers, 1990]. Este es el caso de los implantes aserrados, en los que la rosca es horizontal y no sirve para roscarlos. La rosca aumenta su superficie retentiva, pero han de quedar sumergidos [Chess, 1990].

La aparición del implante no sumergido, también añadió un aspecto nuevo a la necesidad quirúrgica de un tejido que cubriese completamente la zona de integración [Meffert

y col., 1992]. Se ha comprobado la osteointegración en implantes sumergidos y no sumergidos de titanio [Listgarten y col., 1992]. Sin embargo, histométricamente existe un mayor contacto óseo en los implantes de aleación de titanio colocados en dos fases [Sagara y col., 1993].







Length	6	8	10	12	14	16	18
SK ø 3,8							
	Ref.	S-3808	S-3810	S-3812	S-3814	S-3816	S-3818



Fig. 13 - Implante roscado arenado SK de la marca Klocner (Klocner S.A.)

## 2.6 Esterilización de los implantes

No existe un método estándar de esterilización de implantes. El tipo de esterilización utilizado sobre el implante puede afectar a su respuesta biológica. Se han utilizado cultivos celulares de fibroblastos de rata para ver tras qué método se produce mayor adherencia al titanio (autoclave, óxido de etileno, luz ultravioleta o limpieza con plasma) [Michaels y col., 1991].

La esterilización a vapor puede dejar contaminantes como el flúor y el sodio, pudiendo afectar a la unión de los fibroblastos al implante al alterar sus características de superficie, retrasando su osteointegración [Michaels y col., 1991; Ganz, 1994].

La limpieza con plasma puede llegar a alterar la estructura de la superficie del titanio si se aplica de forma prolongada [Swart y col., 1992]. La osteointegración se ve favorecida con la esterilización mediante radiación ultravioleta o argón [Hartman y col., 1989]. Michaels y col. también concluyeron que el mejor método de esterilización de implantes es el de luz ultravioleta [Michaels y col., 1991].

## 2.7 Técnicas quirúrgicas de colocación de los implantes

Siempre se recomienda una técnica quirúrgica estéril para este tipo de cirugía ósea [Baumhammers,1990].



Fig. 14 – Colocación de lo implante al hueso.

Los estudios radiográficos ayudan a seleccionar el lugar más adecuado para colocar los implantes [Gaus y Saunderson, 1988]. Para colocar un implante se necesita una altura de hueso de 7 a 8 mm y una anchura de 5 mm [Golec, 1990; Abrahams, 1993].

Tras la incisión se eleva un colgajo mucoperióstico, exponiendo así el hueso [Baumhammers;1990]. En este momento se debería revisar la cresta ósea. La mayoría de los implantes roscados tienen un diámetro de 3,75 a 4 mm necesitando aproximadamente 8 mm de grosor de cresta ósea. Si la cresta es estrecha, el borde debería aplanarse para conseguir una anchura adecuada [Baumhammers,1990]. Cada sistema de implantes roscados dispone de fresas de distintos diámetros para ir aumentando el diámetro del orificio gradualmente. Se hace una marca en el hueso en el lugar donde se colocará el implante. Las siguientes fresas tienen marcas indicando la profundidad de trabajo [Baumhammers,1990]. Para preservar el paralelismo de los implantes se puede colocar una aguja profundamente insertada en los agujeros adyacentes o una guía acrílica [Gaus y Saunderson, 1988].

Según algunos autores, para evitar el sobrecalentamiento del hueso se realizará un fresado a baja velocidad y con irrigación adecuada de solución salina fisiológica [Baumhammers,1990]. La decisión de hacer o no el avellanado de la rosca depende del tipo de implante utilizado. Algunos implantes se comercializan como autorroscantes. Una premisa importante a tener en cuenta es no hacer avellanado en hueso esponjoso, aunque sí realizarlo

sobre hueso cortical [Baumhammers,1990]. Tras la preparación del lecho se a de insertar el implante. La mayoría de los sistemas suministran el implante en un contenedor estéril.

El implante puede unirse a un botón de inserción o llevarlo incorporado. No se debe contaminar al manipularse, pudiendo ser colocado mediante el uso de un contraángulo a baja velocidad (16 a 20 rpm). Sobre el implante se coloca un tornillo de cobertura de titanio o un tapón de plástico para proteger la rosca interna y cerrar el espacio para que la sangre y los fluidos no se acumulen [Baumhammers,1990]. Suturaremos el colgajo, en caso de haberlo realizado, con un material de sutura sintética. La sutura se pueden retirar a los 7-10 días dependiendo de su estado [Baumhammers,1990].

## 2.8 Interfase hueso-implante

La formación del coágulo sanguíneo es el primer acontecimiento que se produce en la curación de una herida y éste es el responsable de inducir la cascada de acontecimientos que darán como resultado la unión del hueso con la superficie del implante [Steinberg y col., 1992]. La circulación local tras la colocación del implante es decisiva para el éxito de la osteointegración. La penetración vascular en un hueso cortical es de 0,05 mm por día [Santamaría y col., 1989].

Se ha observado que en la interfase hueso-implante se producen intercambios iónicos entre el tejido y el implante, así como fuerzas de unión (enlaces de hidrógeno, enlaces covalentes, fuerzas de Van der Waals) [Santamaría y col., 1989].

Exactamente, ¿qué ocurre cuando un implante se coloca en el hueso? Según Haider y col. (1993) se forma un callo a pocos milímetros del lugar del implante y fibras de hueso alcanzan la superficie del implante en aproximadamente 6 semanas. Este callo necesita de una completa estabilidad e inmovilización. La estructura del hueso se llena de lamelas bien organizadas [citado por Meffert y col., 1992]. Este periodo depende del potencial de reparación del hueso [Bränemark, 1983]. Durante el periodo de curación el hueso lesionado empieza a regenerarse hacia la superficie del implante, creando un contacto más íntimo, incrementando por tanto la rigidez de la interfase [Brosh y col., 1995]. El proceso de curación e integración ósea requiere de 3 a 6 meses ó más [Christensen, 1990]. En relación al comportamiento del hueso un periodo de tres meses en perros supone aproximadamente 4.5

meses en seres humanos [Brosh y col., 1995]. Según Haider y col. (1993) se obtiene el máximo contacto óseo en aproximadamente 1 año [citado por Meffert y col., 1992]. Los implantes cubiertos de hidroxiapatita se integran casi un mes antes que los de metal [Christensen, 1990].

La adaptación ósea al titanio o a los implantes de aleación de titanio ha sido revisada en varios artículos. La adaptación ósea con éxito a la superficie del implante parece estar muy relacionada con la premisa original de Eriksson (1983) que describió la falta de generación de calor en el fresado como un factor predominante para la osteointegración [Meffert y col., 1992]. El uso de implantes cubiertos de fosfato tricálcico o de hidroxiapatita se ha descrito también en la literatura para demostrar unión directa del hueso a la superficie de la hidroxiapatita tan sólo un mes después de la operación, y de acuerdo a los propósitos de los implantes de hidroxiapatita, para demostrar la ausencia de alteración en los tejidos blandos al no producirse migración apical del epitelio de unión ni inflamación. En un estudio histológico durante 10 meses en perros, de Putter y col. en 1985 observaron que se formaba una densa capa de hueso lamelar sobre el 90% de la superficie del implante cubierta de hidroxiapatita, mientras que los autores informan que los implantes sin cubrir mostraban un porcentaje mucho más bajo de superficie adaptada al hueso [citado por Meffert y col., 1992; citado por Biesbrock y Edgerton, 1995]. Sin embargo, posteriormente Cooley y col. observaron que la superficie de estos implantes estaba separada del hueso mineralizado por una fina capa de sustancia acelular [Cooley y col., 1992]. La interfase con el hueso en este tipo de implantes es muy semejante al titanio, rebatiendo los primeros indicios de que el contacto en ésta era directo, y que en los de titanio había una separación de tejido blando [Biesbrock y Edgerton, 1995]. Según Listgarten la capa de proteoglicano que separaría el implante del hueso podría estar o no presente [Listgarten y col., 1992]. Mientras que desde un punto de vista bioquímico la interfase adherida entre un implante y los tejidos que lo rodean es beneficiosa, la distribución de fuerzas dentro del hueso que rodea al implante cuando éste está adherido puede no ser biomecánicamente beneficiosa cuando se compara con el hueso que está adaptado al implante [Rieger y col., 1989 b].

### 2.8.1 Porcentaje de contacto óseo

Aunque es necesario un contacto firme entre el hueso y el implante, esto también puede enlentecer el proceso de curación. Parece más útil este contacto a nivel de hueso esponjoso que sobre hueso cortical [Haider y col., 1993], pero incluso cuando los implantes se colocan sobre hueso esponjoso hay una fuerte tendencia a la corticalización alrededor del metal [Hale y col., 1991 ].

Existe controversia en la literatura respecto al porcentaje de adhesión directa del hueso al implante. Para algunos autores los implantes cubiertos de hidroxiapatita tienen mayor porcentaje, mientras que para otros es al contrario [Kohri y col., 1990, Steflik y col., 1996]. De Lange y col. (1989) en perros encontraron en implantes de hidroxiapatita porcentajes de contacto óseo entre el 30 y el 60% . En general, la osteointegración abarca un porcentaje de contacto óseo entre el 25 y el 75% de la superficie del implante [Hale y col., 1991].

### 2.8.2 Reabsorción ósea

Hay una relación clara entre la calidad del hueso y la supervivencia de los implantes. Las propiedades mecánicas del hueso están relacionadas con su densidad. Está demostrado que la mejor calidad ósea se desarrolla en el hueso cortical más que en el esponjoso [Friberg y col., 1995; Brosh y col., 1995]. Durante el periodo de curación, el hueso dañado que se genera rápidamente en respuesta a la cirugía tiene bajo contenido mineral relativo y baja fuerza. Este se reemplaza posteriormente por hueso lamelar en un proceso más lento que está bajo la influencia del entorno [Brosh y col., 1995]. Hay diferencias importantes en la morfología del hueso compacto y esponjoso existiendo más tejido hueso en la parte cortical de la tibia. La morfología ultraestructural del hueso no cambia entre unos tipos de implantes y otros [Steflik y col., 1996]. Al aplicar la carga sobre el implante el hueso se remodelará en relación a la dirección y magnitud de la carga [Bränemark, 1983].

En algunos estudios animales se ha observado además que con implantes de hidroxiapatita no se produce pérdida de la cresta ósea en el primer año, al haber aposición ósea directa de hueso al implante [Biesbrock y Edgerton, 1995].

El nivel de hueso se estabiliza a nivel de la primera rosca. Se piensa que las roscas pueden distribuir el estrés a una zona más amplia de hueso [Young-Chul y col., 1996].

### 2.8.3 Factores que promueven el crecimiento óseo

Aunque el titanio posee buena biocompatibilidad no parece tener capacidad osteoinductiva [Xiang y col., 1993]. Hay algunas sustancias que pueden favorecer el crecimiento óseo.

El flurbiprofen puede estar asociado con un aumento en la densidad ósea durante la fase inicial de la curación alrededor de los implantes roscados. Es debido a que los antiinflamatorios no esteroideos inhiben la ciclooxigenasa, que induce la producción de metabolitos del ácido araquidónico. Estos están asociados a una gran variedad de procesos resortivos del hueso [Reddy y col. 1990].

El PDGF (factor de crecimiento derivado de plaquetas), adherido a la capa de óxido de la superficie del implante, promueve la formación de hueso en fases iniciales de curación alrededor de los implantes de titanio [Lynch y col., 1991]. Lowenberg y col. en 1988 ya habían demostrado previamente en el laboratorio que éste promovía la unión de los fibroblastos gingivales humanos a discos de aleación de titanio poroso [citado por Lynch y col., 1991], debido a que, al ser quimiotáctico puede promover la migración de los osteoblastos sobre la superficie del implante [Becker y col., 1992]. El hueso desmineralizado y desecado por congelación fue incapaz de influir en la formación de hueso. Parecía que actuaba como una barrera para la organización de la trama vascular que se sitúa junto al implante [Becker y col., 1992].

En 1993 Kawai y col. purificaron bBMP (proteína morfogenética ósea bovina) y la adhirieron a titanio puro en forma de grano de arroz con la superficie rugosa [Kawai y col., 1993]. Se había observado previamente un incremento en las concentraciones de esta proteína a nivel de los bordes óseos en fracturas [Xiang y col., 1993], y que podía hacer que las células indiferenciadas se transformaran en osteoblastos [Yan y col., 1994]. La colocaron sobre músculo de un muslo de ratón, observando adhesión ósea directa a la superficie del titanio, aunque de forma cuantitativa no fue significativo el aumento de deposición ósea en comparación con el control [Kawai y col., 1993]. El mismo año se demostró la biocompatibilidad de la proteína en perros al no observar reacciones adversas sobre los implantes de titanio [Xiang y col., 1993]. Se ha conseguido la osteointegración en perros de implantes de titanio en 4 semanas aplicándoles en la región apical bBMP. Previamente se

había demostrado que la bBMP podía difundirse desde el punto en que se aplicase a la superficie del Implante [Yan y col., 1994]. El titanio no posee una adherencia química a la BMP, como la tiene con la hidroxiapatita, sino mecánica, aumentando con la superficie arenada [Kawai y col., 1993].

Los estudios actuales están explorando la posibilidad de cubrir el sustrato con fibronectina [Meffert y col., 1992]. La fibronectina es una glicoproteína de alto peso molecular presente en la sangre y en el tejido conjuntivo, que atrae a los fibroblastos y potencia la adherencia de éstos y de otras células a las superficies [Guy y col., 1993]. Se ha visto que cubriendo el vidrio bioactivo con fibronectina se reduce el tiempo requerido para que los fibroblastos se extiendan sobre el implante y cambia la morfología de las células adheridas, especialmente sobre los implantes de hidroxiapatita [Meffert y col., 1992].

## 2.9 Interfase implante tejidos blandos

James (1972) proporcionó una evidencia indirecta de la adhesión entre células epiteliales y la superficie metálica de los implantes. Insertó implantes de vitalium de una pieza con postes que protuían por encima del borde óseo en perros. Después de 21 días, en la base de los surcos implantarios se detectaron mucopolisacáridos que sugerían una unión epitelial. Las fibras de colágeno de la lámina propia del tejido conjuntivo estaban orientadas perpendicularmente a la superficie del implante. Concluyó que esta evidencia mantenía la teoría de que existía una unión epitelial en la base del surco del implante similar a la encontrada en el surco dental natural [citado por Donley y Gillette, 1991].

James y Schultz en 1974 presentaron la primera evidencia ultraestructural en vivo de formación de hemidesmosomas y lámina basal entre células epiteliales de unión regeneradas y un implante de vitalium. Utilizando microscopía electrónica de transmisión y como modelo un mono, observaron una estrecha banda de material amorfo inmediatamente adyacente al espacio del implante que semejaba una lámina basal con sus partes densa y lúcida. Se observaron hemidesmosomas poco definidos [citado por Donley y Gillette, 1991]. Según Swope y col. (1981) el tiempo requerido para que los hemidesmosomas se desarrollen tras la colocación de implantes intraorales es de 2 días y están bien establecidos a los 3 días [citado por Donley y Gillette, 1991 ].

McKinney y col. en 1985 publicaron más recientemente microfotografías de microscopía electrónica de barrido y de transmisión de un análisis de implantes endóseos de zafiro extraídos de perros. Se observaban numerosas estructuras densas parecidas a hemidesmosomas en el epitelio a intervalos a través de la membrana de células epiteliales adyacente al implante. La vista a mayor resolución confirmó la presencia de una lámina basal bien organizada asociada a los hemidesmosomas de la membrana celular [citado por Donley y Gillette, 1991].

Con respecto a la unión del tejido conjuntivo al implante, parecía que las fibras de colágeno formaban una fuerte unión alrededor del muñón del implante. Una banda de aproximadamente 2 mm de tejido conjuntivo actúa como una barrera resistente. Hay informes en la literatura en los que el uso de implantes arenados promueven la adherencia del tejido conjuntivo con fibras insertadas funcionalmente a 90° en la superficie arenada de los implantes [Meffert y col., 1992]. Sin embargo, la mayoría de los autores han observado sobre implantes de titanio con la superficie arenada o pulida, que las fibras de colágeno toman una disposición paralela al implante, no suponiendo esto una completa unión del implante al epitelio, aunque sí sirve de barrera protectora [Buser y col., 1992; Listgarten y col., 1992].

## 2.10 Evaluación clínica de los implantes

Para evaluar clínicamente los implantes osteointegrados se pueden utilizar los siguientes criterios [Smith y Zarb, 1989; Saadoun y LeGall, 1992]:

1. Los implantes, comprobados por separado, son clínicamente inmóviles.
2. En la radiografía no se observa ninguna zona radiolúcida perimplantaria.
3. El implante no debe provocar signos persistentes o irreversibles de dolor, infección, necrosis, parestesia o lesión del hueso.

### 2.10.1 Diagnóstico por Imagen

Para algunos autores las radiografías son más precisas en detectar el fracaso de los implantes [Haanaes, 1990], pero es un método subjetivo de interpretación [Steflik y col., 1993; Al-Sayyed y col., 1994]. Un estudio dirigido por Hollender en 1980 demostró que una

pequeña variación en el ángulo vertical del rayo central (por encima de 15°) podía producir una diferencia de más de 3 mm en la altura de hueso medida mediante la radiografía [citado por Al-Sayyed y col., 1994]. Salvo el uso de la radiografía en lesiones evidentes, no hay otros parámetros hasta el momento utilizables con fiabilidad [Quirynen y col., 1991]. Para otros autores la diferencia entre la imagen radiográfica y la real del hueso no es nunca mayor de 0,2 mm [Bower y col., 1989].

La tomografía axial computerizada es uno de los métodos de diagnóstico más fiables [[Bower y col., 1989]. Utilizándola, es posible determinar con una alta probabilidad si hay o no altura y anchura adecuada de hueso, la presencia de crestas óseas afiladas, la localización de estructuras vitales tales como el nervio tibial , así como la densidad de hueso disponible, conduciendo a la corrección de los posibles problemas [Meffert y col., 1992; Ekestubbe, 1996]. También mejora el diagnóstico de fracturas debidas al uso de implantes [Rothman y col., 1995].

En resumen, sus principales ventajas son las siguientes [Meffert y col., 1992]:

- 1.- Capacidad para intentar diferentes longitudes y estilos de implantes y elegir el implante óptimo para cada situación.
- 2.- Libertad para colocar el implante en un espacio de tres dimensiones.
- 3.- Visualización de la posición del implante elegido desde varios puntos de vista, que muestran al clínico que es posible colocar el implante elegido de una forma paralela para facilitar la reconstrucción .

La radiografía de sustracción, actualmente en fase experimental, es una fuente potencial de diagnóstico para la revisión del paciente. Esta técnica puede ser uno de los métodos no invasivos más sensibles para confirmar cambios severos en el tejido perimplantario y también para proporcionar información sobre la osteointegración [Meffert y col., 1992].

## 2.11 Complicaciones y fracasos de los implantes

Si se consigue la osteointegración, la tasa de fracaso posterior es muy baja [Haanaes, 1990]. Los estudios a largo plazo indican que los fracasos se producen sobre todo entre el descubrimiento de los implantes en la fase II y el primer año de funcionamiento [Saadoun y

LeGall, 1992; Evian y Cutler, 1995]. También hay mayor tasa de fracaso en profundidades óseas menores [Saadoun y LeGall, 1992]. Es más fácil que se pierdan varios implantes en el mismo individuo [Weyant y Burt, 1993].

Los fracasos de los implantes pueden ser debidos a factores técnicos o microbiológicos [Ong y col., 1992]. En un estudio de implantes que fracasaron en su osteointegración no se observaron indicios de que las características de superficie fueran distintas a las de los implantes normales, indicando esto que las causas de los fracasos de los implantes deben ser otras que la simple manipulación de estos o el grosor de su capa de óxido [Aparicio y Olive, 1990]. Entre las causas que pueden provocar el fracaso de un implante según Santamaria y col. (1989) pueden ser:

- Movilidad
- Uso de materiales con pobre biocompatibilidad.
- Colonización bacteriana.
- Elevada temperatura local por trauma quirúrgico.

Es posible tratar y mantener el implante con problemas, aunque se carece de un análisis estadístico de éxito de tratamiento. Se debe identificar la causa de la destrucción continuada y evitar que progrese la enfermedad [Meffert y col., 1992].

Cuando un implante fracasa debe ser extraído inmediatamente [Gilmer, 1990; Evian y Cutler, 1995]. El lugar receptor debería ser examinado, observando el tejido conjuntivo y la formación del periostio [Evian y Cutler, 1995].

### 2.11.1 Movilidad

La movilidad del implante ejerce efectos traumáticos sobre el tejido conjuntivo que lo rodea. Cuando se produce la inflamación se pierde este tejido conjuntivo, formándose tejido fibroso [Haanaes, 1990]. Hay cierta controversia entre los investigadores sobre si el implante tipo hoja puede funcionar con ligeros patrones de movilidad, pero los implantes cilíndricos o los roscados deben ser inmóviles clínicamente el día de inserción, el día de exposición y en los controles posteriores de mantenimiento [Meffert y col., 1992].

### 2.11.2 Uso de Materiales con Pobre Biocompatibilidad

Los materiales de los implantes son biocompatibles cuando no interfieren con la actividad normal de los tejidos [De Lange y col., 1989]. Se ha demostrado que el hueso puede relacionarse con los implantes roscados de titanio, de aleación de titanio, arenados de titanio, de titanio cubiertos de hidroxiapatita, de tipo hoja y cerámicos [Satomi y col., 1988 a y b; Steflik y col., 1996].

La unión a fibroblastos es mayor sobre la superficie de titanio [Guy y col., 1993]. No se sabe si las células epiteliales actúan de la misma manera [Dmytryk y col., 1990]. La adición de fibronectina no ha supuesto un incremento en la adherencia de los fibroblastos al titanio, pero sí en la hidroxiapatita [Guy y col., 1993].

El titanio, acero, fosfato cálcico, hidroxiapatita y el vidrio bioactivo no inhiben el crecimiento celular en cultivo de osteoblastos.

### 2.12 Efecto de la temperatura en la osteointegración

La colocación de los implantes, y las placas metálicas atornilladas en hueso han llegado a ser un componente importante no sólo en traumatología ortopédica sino también en traumatología maxilofacial. Con todo se han descrito gran un número de complicaciones iniciales y tardías .

Los signos del fracaso de un implante pueden incluir movilidad, dolor, inflamación, supuración, enrojecimiento, sangrado, incremento de la profundidad al sondaje, radiolucidez perimplantaria y pérdida de la altura del hueso tibial, que según Querol y López (1997), puede ser debido al calor generado por la fricción de las fresas con el hueso durante el labrado del lecho previo a la inserción del implante. Este fenómeno puede dar lugar a necrosis irreversible si se rebasa el umbral térmico de peligrosidad (termocoagulación de proteínas) marcado internacionalmente en los límites de 42 a 47°C mantenidos durante 1 minuto [Lundskog, 1972; Linder y Lundskog, 1975; Branemark y col., 1977; Eriksson, 1984; Albrektsson, 1986, d'Hoet, 1987].

La infección bacteriana, sobrecarga biomecánica, y el efecto de la temperatura de las fresas, son factores asociados a la pérdida tardía de los implantes dentales [Mombelli y col.,



.Com temperatura menor de 56°C pueden aparecer las necrosis óseas aunque la fosfatasa alcalina no sea afectada, lo demostraron con un calentamiento a 50 grados durante un minuto.

El calor generado por la fricción de las fresas en contacto con el hueso durante el labrado del lecho previo a la inserción del implante dará lugar a necrosis irreversible si se rebasa el umbral térmico de peligrosidad en los límites de 42°C a 47°C mantenidos durante un minuto [Ludokog, 1972; Linder y Lundskog, 1979; Branemark y col., 1977; Ericksson, 1984; Albrektsson, 1986; Hoet, 1987].

El control del trauma térmico se considera como el factor determinante que asegura la curación ósea completa [Sisk y col., 1992].

El efecto del sobrecalentamiento sobre el hueso en la interfase puede provocar la muerte ósea y comprometer la capacidad del hueso a sobrevivir como tejido diferenciado [Gross y col., 1995].

La estructura y vascularización del hueso juegan un papel importante en la reacción del tejido óseo al efecto del calor. El hueso esponjoso disipa el calor más rápido y tiene una mayor capacidad para la regeneración que el hueso compacto (cortical), al tener mejor suministro de vasos sanguíneos [Haider y col., 1993].

La irrigación externa es beneficiosa para el enfriamiento del hueso a nivel del hueso compacto y la interna para el esponjoso [Haider y col., 1993]. El trabajo con rotatorios sobre los lechos de los implantes, se debería realizar de forma intermitente y con irrigación [Gross y col., 1995].

Diversos procedimientos clínicos incluidos terapia antimicrobiana, procedimientos regenerativos [Hürzeler y col., 1995; Lorenzoni y col., 1998] han sido descritos para el tratamiento del componente inflamatorio y del defecto óseo asociado a la inflamación perimplantaria. Así, el éxito de un implante debe incluir la mejor temperatura y también un periodo óptimo de osteointegración.

Rouiller & Majano describieron lesiones óseas tras el calentamiento del metatarso o hueso radial de conejo a 55°C durante 3 minutos. En el modelo experimental con el conejo, Lundskog encontró algunas pruebas histoquímicas de hueso muerto adyacente a una lesión térmica provocada por la colocación de un implante por la elevación de la temperatura a 50°C durante 30 segundos. En ambas investigaciones fueron utilizados métodos indirectos

(histología e histoquímica) en la evaluación de la viabilidad del tejido duro. Otros estudios mostraron que evaluaciones histológicas convencionales tienden a subestimar la real extensión de la muerte tisular. Una razón para la falta de conocimiento sobre la temperatura crítica del tejido óseo es la falta de metodología en la definición de la necrosis ósea. La cuestión importante no es si el hueso murió, sino si conseguirá sobrevivir como tejido diferenciado. Estudios fiables a corto y largo plazo sobre las reacciones tisulares tras el calentamiento demandan de un método directo que permita estudios repetidos in situ de un mismo compartimento óseo con acompañamiento durante diferentes periodos de tiempo. Se diseñó la cámara térmica para la microscopía intravital del hueso calentado para cumplir con estas exigencias. En este trabajo, fue utilizada la cámara térmica para analizar las alteraciones de tejido duro tras el calentamiento entre 47°C y 50°C.

Utilizaron para este experimento 15 animales adultos (machos y hembra de liebres y conejos): Como excepción a la norma, no ocurrieron reacciones en el tejido óseo durante las 2 semanas primeras desde que se llegó a la temperatura crítica. La lesión ósea se observó durante la tercera semana tras el calentamiento. El hueso ha mostrado muchas veces irregularidad en las fronteras con las lagunas de Howship, que indica la reabsorción ósea. El área cubierta con hueso ha disminuido cuando se comparó con el observado antes del calentamiento. Tras la observación en un periodo de 30. a 40 días, aproximadamente se ha reabsorbido el 30% del hueso. La reabsorción siempre se ha localizado en la cara externa de la trabécula ósea; No se observaron osteolisis ni migraciones de osteocitos en las lagunas. Gradualmente a que el hueso fuera reabsorvidos su sitio fué ocupado de adipocitos que invadieron los compartimentos de las cámaras tisulares.

Ericsson & Albrektsson (1984).trabajando com implantes de titanio en la metafisis tibial de un experimento animal (30 conejos adultos de ambos sexos), valoró los efectos de un aumento definido de la temperatura sobre la regeneración ósea. El calentamiento de los implantes hasta 47°C ó 50°C durante un minuto causaron reducción significativa en la formación ósea periimplantaria, mientras que no se observaron efectos significativos tras el calentamiento a 44°C durante un minuto.Los resultados reflejan la importancia en el control de la producción del calor durante la cirugía para evitar la regeneración ósea desigual.

El patrón por el cual se miden los resultados de implantes óseos es la regeneración del tejido óseo vivo en contacto directo con la superficie del implante sin la formación de los

estratos de tejido blando, es decir, la osteointegración. Los éxitos de los implantes a largo plazo se valoran de acuerdo con este criterio, siendo clínicamente documentado en los casos de instalación de tornillos de titanio en huesos humanos (Brånemark et al. 1980, Adell et al. 1981).

Los requerimientos para alcanzar una interfase laminar madura de hueso fue discutido por Albrektsson et al. (1989) El trauma quirúrgico excesivo es una importante causa de formación de un estrato de tejido blando entre el implante y el tejido óseo circundante (Brånemark et al. 1980, Lundskog, 1980). El encapsulamiento del tejido blando ha dado, para muchos autores, como resultado de una baja supervivencia funcional de los implantes a largo plazo (Brånemark et al. 1980, Lundskog et al. 1980, Linder & Lundskog 1981).

La extensión de la necrosis ósea quirúrgicamente inducida durante la colocación del implante se debe principalmente, al calor generado durante el corte del hueso, aunque el trauma tisular adicional puede haber sido causada por compresión ó vibración. La sensibilidad de hueso laminar maduro fue recientemente investigada por Eriksson & Albrektsson. (1983) Una investigación microscópica en tejido vivo del conejo ha revelado que el límite de la temperatura para la injuria del tejido óseo inducido por calor es de 47°C aplicado durante un minuto, así que, el tejido óseo es más sensible al calor de lo que se creía. Una temperatura superior a 47°C ha mostrado una reabsorción ósea elevada y una degeneración de las células adiposas. El tejido óseo injuriado por calor fue ocupado por una menor cantidad de tejido diferenciado, el cual no fue capaz de satisfacer los requisitos de la remodelación adaptativa del tejido óseo. Las temperaturas menores de 47°C no afectaron al tejido óseo a nivel microscópico, pero sí apreciaron lesión vascular y aumento de extravasación capilar a temperaturas más bajas (Lindström, 1972).

Ningún experimento de Eriksson & Albrektsson, al (1983) trata el efecto del calor sobre la regeneración ósea. Incluso la temperatura límite de la lesión del hueso maduro, no implica necesariamente que la regeneración ósea sea afectada. La influencia del calor sobre el potencial de la regeneración de tejido óseo es de importancia clínica, porque temperaturas muy superiores a la temperatura crítica de la necrosis ósea podrían encontrarse durante la perforación ósea. (Matthews & Hirsch, 1981; Lavelle & Wedgwood, 1981; Krause et al., 1981; Eriksson et al. 1983).

Una investigación valoró los efectos de los aumentos de la temperatura sobre la osteogénesis inicial en los implantes óseos utilizando la cámara de crecimiento óseo (Albrektsson, et al.,1983), lo cual permite la cuantificación numérica de la tasa de crecimiento óseo tras una injuria térmica definida.

La densiometría ósea del grupo con una temperatura de 50°C por minuto demuestra que a más formación de tejido óseo alrededor de los implantes controles, proporcionan una unidad densimétrica mayor. Todos los implantes controles contenían tejido óseo, y los implantes de estudio también. La proporción entre los implantes estudiados y los controles es de 0,02 que indica un efecto adverso de calor en la regeneración ósea en el grupo a 47°C.

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los implantes estudiados y los controles. Todos los implantes controles y la mayoría de los estudiados tenían tejido duro, siendo la tasa de regeneración ósea entre los implantes estudiados y controles mayor [0,42] tras el calentamiento a 50°C.

En el grupo de 47°C no fueron observadas diferencias significantivas entre los implantes estudiados y los controles. La tasa de regeneración ósea entre los implantes de estudio y los controles ha sido de 1,07 teniendo todos los implantes tejido óseo.

El tejido conjuntivo de todos los animales con implantes de estudio sometidos a una temperatura de 50 grados por minuto, contienen pequeños coágulos sanguíneos, sin embargo, ninguno o pocos vasos sanguíneos fueron observados.

Los lechos de los implantes controles contenían tejido óseo laminar en todos los casos, teniendo este hueso características esponjosas y algunas de las trabéculas óseas estaban rodeadas por osteoblastos. Osteoclastos multinucleares indican la presencia de la remodelación ósea. El hueso del canal estaba en contacto directo con el titanio y contenía médula ósea. Tras el calentamiento a 47 grados el tejido óseo de crecimiento no puede ser cualitativamente diferenciado del implante control. Tras el calentamiento a 47 grados por minuto los orificios de los implantes estudiados no pudieron ser identificados histológicamente los implantes controles.

La temperatura de 50 grados por minuto tiene efectos destructivos en la regeneración ósea. La capacidad regenerativa del hueso está completamente extinguida por la actuación térmica a la que se expone el tejido. Al reducir la temperatura a 47 grados por minuto se

reducen los efectos adversos en los procesos regenerativos. Un calentamiento a 47 grados por minuto causa disturbios no significativos en la regeneración ósea.

La relación entre el tiempo de exposición y el area afectada por la temperatura critica establecida en esta investigacion es menor y brevemente explicada por otros autores, sin observar efectos histologicos en la regeneración ósea a temperaturas menores de 70 grados con un tiempo de exposición de 30 segundos, a pesar de esto, por exámenes biomecanicos e histologicos se pueden detectar alteraciones en los tejidos. Estos metodos indirectos de medidas de regeneración ósea no son tan sensibles como las camaras de crecimiento óseo. La sensibilidad al calor del tejido óseo maduro usando métodos histologicos en el hueso vital, permiten a largo plazo obtener resultados de la definición del comportamiento del tejido óseo afectado por el calor, posibilitando establecer los niveles de la temperatura para los efectos termicos del hueso a 47 grados durante un minuto A temperaturas mas altas, ocurren diferenciaciones de tejido óseo reabsorbido que es sustituido por tejido conjuntivo menos diferenciado

Krause y col. (1982) Haciendo suyos experimentos en femur de bovinos adultos ha llegado as siguientes conclusiones: Los daños termicos en los tejidos resultan de la combinación de la temperatura y el periodo de tiempo que el tejido óseo es expuesto a la temperatura. El efecto del calor sobre el tejido óseo resulta de la desnaturalización de la enzimas de las menbranas y muerte celular. La elevación de la temperatura causa aceleración de la actividad enzimatica por encima del limite que causa la desnaturalización, a pesar de que cada enzima tiene una temperatura especifica a la cual inicia su activación. Por ejemplo, el colageno posee una temperatura de desnaturalización de 112 grados en el estado solido (13% de contenido de agua), y de 66 grados tras el humedecimiento en agua deionizada. Se sabe que el colageno es más resistente al efecto de la temperatura que otras proteinas protoplasmaticas. La tripsina, por ejemplo, es inactivada el 50% a 44 grados. La relación del tiempo con la viabilidad del hueso fue determinada en base a la actividad diaforética de los osteocitos. En los experimentos in vivo los efectos de la temperatura dependen de la distancia de la fuente de calor, del gradode temperatura, de la exposicion y la duracion del calor.

Existe un aumento exponencial de la inactividad enzimatica con el aumento de la temperatura. La necrosis celular se inicia a 50 grados apereciendo daños irreparables a temperaturas superiores a 70 grados por causa de isquemia temporal durante 2 ó 3 minutos.

La isquemia prolongada durante una hora tiene un efecto significativo en los aumentos de las áreas de necrosis. La temperatura de daños celulares óseos muestra que 50 grados es el límite mínimo de necrosis. Esta temperatura depende del hecho de que la célula ósea tiene una temperatura inicial de 37 grados de modo que un aumento gradual de 13 grados ( $37 + 13 = 50$ ) puede iniciar el daño celular. La temperatura determinada como 13 grados aumenta con la temperatura ambiental, por cada 25 grados ambientales se incrementan 5 grados en cada estudio. El establecimiento del límite de necrosis de este experimento, fue usado como diferencia inicial para valorar la respuesta de la temperatura y el posible inicio del daño térmico en tejido óseo vivos viables a 37 grados.

Watanabe y col. (1992) trabajaron con las costillas del cerdo adulto, analizando el calor por termógrafo de tiempo real. Fue objetivo de este experimento observar la medición de la distribución del calor en los huesos y la temperatura máxima que se desarrolla cuando un hueso es perforado con fresas. La generación del calor que se distribuye en la presencia o ausencia de la irrigación durante la perforación con implantes tipo IMZ, BRANEMARK e ITI, (tipo F) (1968). Se estudió la perforación del implante ITI (tipo F) vista termográficamente en una costilla de cerdo; viendo que la distribución de la temperatura depende de si está o no irrigada, del tipo de fresa utilizada y del sitio de la perforación. La temperatura máxima del calor sin irrigación fue más grande que la obtenida con irrigación para todos los tipos de fresas (IMZ, ITI Y BRANERMARK, 1968).

La generación del calor durante un corte rotatorio es uno de los factores de importante influencia en la osteointegración. En la práctica es necesario preparar una cavidad del implante con un mínimo de daño óseo. Algunos autores tienen medida la generación del calor durante la perforación ósea [Ericsson, et al.], mediante el estudio en fémur de conejo, en el cual determinaron que la fracción de calor de 47 grados o más durante la perforación del hueso lleva a la inhibición de la cicatrización ósea. Todavía los autores discuten la perforación a baja rotación y con gran irrigación [Kirchner y Mayer, 1975] comparando la irrigación en las velocidades desde 1300 a 2000 rpm.

Matthews y Hirsch. (1972) Estudiaron la perforación ósea utilizando hueso cortical de cadáveres humanos. Utilizaron una fresa espiral de 3,2 mm de diámetro y la temperatura fue medida con un sensor termoelectrónico, situándolo a 0,5, 1,0, 2,0 y 3,0 mm del sitio de la perforación. Los efectos de la velocidad de la fresa [nueva o usada] presencia o ausencia de

perforaciones anteriores y el volumen de agua utilizada en la irrigación fueron determinadas en la relación con la generación del calor. Encontraron:

- La alta presión de fresado lleva al aumento del calor y la distancia mayor lleva una temperatura menor cuando se comparaban las cargas de 2, 6, y 12 Kg.
- Las mayores revoluciones por minuto dieron lugar a aumento de la temperatura cuando se comparaban velocidades de: 345, 885 y 2900 rpm.
- Una fresa usada aumenta la temperatura en relación con una fresa nueva.
- Irrigación mayor lleva a un menor calentamiento del hueso.

Lavelle y Wedgwood (1980) midieron la temperatura que se producía en costillas de cerdos cuando utilizaban fresas cilíndricas y semi-elípticas con irrigación interna, externa y sin irrigación. Concluyeron que la menor elevación se producía con irrigación interna Hoedt y col. compararon termográficamente la generación del calor por fresas usadas para colocar los implantes TPS, IMZ, ITI y Tübingen. La temperatura de la fresa espiral TPS fue mayor de las generadas en el el hueso entre 2°C a 7°C de elevación. La temperatura al rededor del hueso aumenta de 4°C a 8°C con una fresa IMZ tipo canhão y vieron diferencias de acuerdo con la velocidad de la rotación. (Haider, R. y col. 1993).

La temperatura de la fresa ITI trephine™ fue la mayor alrededor del hueso con +13°C, y la temperatura en la fresa TüMBIGEN, elevar la temperatura al rededor del hueso a +10°C. Estas temperatura fueron verificados en los sitios de la perforación de los huesos y la periferia del hueso. El objetivo de este experimento fue la de observar y medir la distribución del calor de los huesos de las costillas de cerdos y la temperatura máxima que se desarrolla cuando son agujereados para la colocación de los implantes IMZ, Brannemark e ITI.

Tabla 01- Instrumentales de corte probados

Sistema de implante	Fresas	Sistema de irrigación	Revoluciones (rpm)
IMZ	Espiral	Interno	1500
	Cilíndrico	Externo	800
	Canon	Interno	1500
ITI	Espiral	Externo	800
	Trepano	Externo	800
Bränemark	Guia	Externo	2000
	Espiral	Externo	2000
	Piloto	Externo	2000
	Enrollar	Externo	2000
	Countersink	Externo	15

ITI ( TIPO F) se observó termograficamente en las costillas del cerdo.

1) Sin irrigación la condicion de dispersion del calor en cada broca difiere de acuerdo com el formato de la fresa y del sitio de perforación.

2) El calor generado se dispersa continuamente alrededor del hueso después de la retirada de la fresa de hueso y el retorno de la temperatura original retorna a 60”.

3) La fresa espiral requiere un tiempo mayor para generar calor con un aumento gradual de la temperatura. Las fresas cilindricas y del tipo canhao? perforan en menor tiempo pero com una rápida generación de calor.

4) La temperatura maxima sin irrigación fué mayor que cualquier broca o fresa I M Z.

5) La irrigación inhibe la generación del calor.

6) Utilizando las brocas de la BRANEMARK, GUIDE PILOT Y COUNTERSINK DRILLS há ocurrido una diferencia significativa entre irrigación y no irrigación indicando un resfriamiento con la irrigación.

Matthews y col. (1972) y otros autores (2, 17, 22) correlacionaron la velocidad de la rotación de los instrumentales perforantes con un aumento de la temperatura y con el daño del tejido Como resultado de estos estudios se recomendo la baja velocidad de la rotación(13 ,22.) Otros estudios demostraron que no había aumento de daños tejido asociados a una alta velocidad de la rotación (1,5,12, 14) y el tiempo de la.

La limitacion de la producción del calor durante la perforación. Se consigue mediante una irrigación manual durante el procedimiento quirurgico, cuando no se há utilizado la fresa guia. Por irrigación manual durante el uso de la fresa, atraves de guia para el punto de la perforación del hueso, con una tasa de 500 ml/min o mas, es capaz de limitar todas las elevaciones de la temperatura por debajo de 50 °C. La irrigación debe ser utilizada siempre en las perforaciones del hueso cortical. No creemos que la fixación manual sea capaz de causar daños termicos al hueso. En este estudio observamos el aumento de la temperatura y las duraciones de las elevaciones de temperatura por encima de 50°C sobre varias condiciones de la perforación.

Tetsch 1974 Realizó varios trabajos experimentales con gatos para valorar el aumento de la temperatura en los implantes dentarios utilizando vários tipos de fresas y medios de

refrigeración Büchs (1966) demostró el efecto de varios instrumentos de rotación y medios de refrigeración en femur de conejos durante la perforación. Lentrodt & Bull (1974), afirmaron que las lesiones térmicas son significativas toda vez que el número de las rotaciones exceda de 3500 rpm. Se puede observar ausencia completa de la regeneración ósea y por lo menos un retardo de tres semanas. Höhnle (1974), construyó un nuevo equipamiento de refrigeración para irrigar automáticamente el punto de la operación y Kirshner & Meyer (1974) desarrollaron una fresa la cual era refrigerada de dentro a fuera con solución salina conducida a través de la superficie del instrumento.

Gorss y col. 1995 La producción del calor excesivo en la interfase implante-hueso puede ocasionar daño óseo irreversible y pérdida de la osteointegración. Se valoró el efecto de la producción de calor *in vitro* causado por la reducción del punto de apoyo con fresas de diamante de desgastes medio y extra-delgado y fresas de tungsteno con turbinas dentarias de alta velocidad. Los cambios de la temperatura fueron registrados a través de termosensores en el cuello y el ápice de la superficie del implante. El suministro de chorros de aire durante la perforación no tuvo efecto significativo, enquanto que cortes intermitentes cada 15 segundos redujeron la elevación de la temperatura en 75%.

Krause y col. (1982) Las mediciones de las temperaturas fueron hechas en hueso cortical bovino utilizando fresas a 20000 y 100000 rpm y sierras de hojas doble a 20000 movimientos por minuto. Se estudiaron unas combinaciones de frecuencia y perforación de los cortes para las fresas. Las temperaturas corticales disminuyeron como resultado de un aumento en la intermitencia de perforación, y aumentaron con la profundidad del corte. La elevación de la temperatura debida a un aumento de la velocidad de la rotación dependerá de las particularidades de la fresa. Las fuerzas del corte observadas parecían aumentar la frecuencia de la perforación y la profundidad del corte, y disminuir con la elevación de la velocidad de la rotación. El efecto del formato de la sierra y la irrigación fueron significativos en la temperatura cortical. Sin irrigación, la temperatura ósea excedía a temperaturas que producían necrosis térmica. Tests clínicos durante la sustitución total de la articulación de cadera indicaron que las temperaturas de la sierra pasarán de 200°C cuando no se practique la irrigación.

Sisk y col. (1992) Este estudio ha sido comparado con 6 implantes comerciales aplicados en un modelo animal (perros con 5 meses de edad). Doce de los implantes fueron hechos análisis por microscopía óptica y los otros 12 implantes fueron analizados por

microscopia de barrido Con la excepción de un implante se vió hueso joven alrededor de todos los implantes por microscopia de barrido. Los tejidos al rededor de los 6 tipos de implantes comerciales indicaron que la osteointegración fue semejante en todos los tipos. El diseño del implante ,el material y la capacidad de ser introduzido no parecen ser esenciales para la osteointegración inicial,sino que el material biocompatible y las tecnicas quirurgicas atraumaticas.parecen lo más importante.

Yacker & Klein (1996) La temperatura de la fresa es consistentemente mas grande de la temperatura del hueso adyacente, independientemente de la profundidad de la osteotomia o de la densidad ósea. Un de los objetivos de las cirugías hechas en bovinos es de mantener la temperatura ósea abajo de los 44°C durante la preparación de la osteotomia. En la preparación de la osteotomia sin irrigación, las temperaturas de las fresas excedieron de lejos 47°C en cuestión de segundos al inicio de lo procedimiento La densidad ósea influye mas en la temperatura de la fresa que la profundidad de la osteotomia. Aunque varios factores sean relevantes en la eficiencia del corte y en la temperatura de la fresa,el efecto suyo en conjunto es el que que tiene mas relevancia clinica.

Matthews y col. (1984) Se midieron en hueso cortical de cadaveres humanos la temperatura maxima y las elevaciones de la temperatura por encima de 55°C durante la inserción experimental de 5 tipos de agujas óseas. La velocidad de la perforación, el diseño de la cabeza del pin y la preperforación fueron las variables examinadas. La velocidad de la perforación tuvo efecto sobre la temperatura maxima y la duración de las temperaturas por encima de 55°C, al rededor del agujero. El diseño de la cabeza del pin fue un factor mas significativo y la preperforación afecto todavia mas, como un metodo de minimizar la elevación de la temperatura.

Haider y col. (1993) El uso comparado del metodo original de refrigeración interna de la fresa con la refrigeración externa del implante IMZ, fueron estudiados en la diafisis (hueso compacto) y metafisis (hueso esponjoso), de la tibia izquierda de 6 ovejas. Se utilizó el marcado secuencial con polifluorcromo.Los animales sobrevivieron 4, 8 y 16 semanas sin carga funcional de los implantes. Los agujeros de las perforaciones y la relación hueso-implante fueran valorados en fragmentos descalcificados y microradiografiados con el auxilio de un histomorfometro. Alrededor de 30% de todos los agujeros perforados eran incongruentes,y en torno de 25% de la superficie de los implantes tenian contacto con hueso

primario. Cuatro semanas después de colocar el implante, se determinaron cambios distintos en las reacciones óseas en estas condiciones experimentales. En los dos métodos de irrigación, la reabsorción osteoclastica, se extiende a 0,5 mm por dentro del hueso compacto peri-implante y hasta 0,18 mm para dentro del hueso esponjoso. Basados en el porcentaje de los contactos recién formados del hueso con el implante, la refrigeración externa probó ser mejor en todos los niveles de perforaciones superficiales en hueso compacto, y en toda la extensión de hueso esponjoso; enquanto que la irrigación interna fue mejor solamente en los niveles de la perforación profunda en hueso compacto. Después de 8 a 16 semanas la remodelación del hueso peri-implantario llevó a un aumento adicional de nuevos contactos hueso-implante independiente de los métodos de enfriamiento. En todos los periodos del tiempo fueron observadas partículas de titanio en las células de cuerpo extraño en la interfase. Conclusiones: 1). El uso de irrigación externa adicional parece ser beneficiosa en cualquier procedimiento que use irrigación interna, en particular en el hueso compacto; 2) el hueso esponjoso, aparentemente, soporta mejor el calor de la perforación y reacciona con mayor formación del tejido óseo nuevo y prematuro; 3) la fresa IMZ no garantiza una perforación congruente; 4) la capa o cobertura del titanio puede soltarse por abrasión mecánica.

Eriksson y col. (1984) Se midieron temperaturas in vivo durante la perforación de la cortical del fémur de conejo, perro y hombre. En los estudios clínicos la temperatura del hueso fue medida durante la fijación de una placa de Richards para estabilización de una fractura trocanterica con una velocidad de la perforación en torno de 20000 rpm y con solución salina de refrigeración. Las temperaturas en los conejos fueron de 40°C, 56°C en los perros y 89 °C en los hombres, todas ellas medidas a una distancia de 0,5 mm de la periferia del agujero. La diferencia de la temperatura entre el estudio animal y el clínico fue atribuida, principalmente, a la diferencia del espesor cortical entre las especies. Durante la preparación del fémur de un perro de las caras lateral o medial se observaron diferencias de más de 9°C comparando la cortical medial con la cortical lateral. Esta diferencia parece debida a la dificultad del agente refrigerante de rebajar la temperatura en la cortical medial.

Wiggins Makin (1976) Observaron que las fluctuaciones de la fresa en espiral pueden llevar a la formación de coágulos con aumento de tamaño del agujero. Esto lleva a un aumento substancial del torque y la energía específica del corte. Pudiendo tener relación con la elevación de la temperatura. Los picos de las temperaturas registradas excedieron, en la cortical del fémur del perro y del hombre, el límite de la temperatura para ocasionar lesión en

el tejido óseo. La exposición con temperaturas en torno de 90°C es suficiente para ocasionar necrosis ósea.(ERCSSON 1984).

Jacobs y Robert Ray (1972) Hicieron dos experimentos distintos colocaron implantes óseos en el radio de los ratones unos con instrumentos eléctricos y otros en los que se usó la misma exposición quirúrgica del hueso este fue cortado con instrumentales manuales Las elevaciones de la temperatura se diferieron en no menos de 5 grados Los daños térmicos en el lecho del implante puede ser un factor importante en la integración subsecuente al uso de los instrumentos eléctricos en este experimento.

Thompson y Pallan (1960) Hicieron experimentos similares utilizando mandíbulas de perros. Ellos observaron que las temperaturas óseas llegaban a 43° cuando la velocidad de la fresa estaba por debajo de 500 rpm. Para velocidades por encima de 2000 rpm se registraron temperaturas más de 65°C

Stern y Nanney (1965) Uno efecto importante del calor también puede recaer sobre las propiedades de la membrana celular. Estudios con cultivo de células han conseguido sobrevivir con las temperaturas por encima de 40°C.El efecto histológico del calor se manifestó en este experimento a través de un aumento cualitativo del volumen óseo desvitalizado en los bordes del lecho óseo del fémur bovino, y una marcada disminución de la formación del hueso nuevo (osteoides) La reparación en las zonas afectadas es más por fibrosis que por integración ósea.

Siffert y Barash (1961) Han enfatizado acerca de la importancia de el lecho óseo durante la reparación La cantidad de óseo nuevo a lo largo del lecho óseo fue más grande en magnitud cuando no fueron utilizados instrumentos eléctricos y se controló el efecto de la elevación de la temperatura

Bonfield & Li (1968) concluyeron que las propiedades mecánicas del hueso ,calentado a 50 grados, sufrían alteraciones irreversibles y que estas podrían atribuirse a la reorientación de las moléculas de colágeno e hidroxiapatita.

Se observaron necrosis cortical y retardo de la cicatrización de defectos quirúrgicos en fémur de perros cuando estos eran sometidos a una temperatura elevada por ultrasonido posquirúrgico. Las temperaturas relacionadas variaban entre 43.3°C a 68.7°C

Querol & López (1997) El calor generado por la fricción de las fresas con el hueso durante el labrado del lecho previo de la inserción del implante dará lugar a necrosis irreversible si se rebasa el umbral térmico de peligrosidad (termocolagulación de proteínas) marcado internacionalmente en los límites de 42-47 grados centígrados mantenidos durante un minuto (Lundskog, 1972; Linder y Lundskog, 1975; Branemrk y col., 1977; Erickson, 1984; Albrektsson, 1986, D'Hoet, 1987).

Se trabaja en todos los sistemas de implantes con unas instrucciones de fresado basadas en experimentaciones no definitivas en absoluto a la hora de marcar un comportamiento práctico claro. Es así como podemos observar una total discordancia de unos sistemas a otros en cuanto a normas de actuación en la primera fase quirúrgica (ejemplo: velocidad, torque, tipo de irrigación).

La dificultad en todos ellos radica en la incapacidad para controlar en la práctica todos los factores que intervienen en la generación de calor durante el fresado.

Conscientes de la laguna práctica existente hasta el momento, se ha investigado durante varios años para poner en manos del práctico y en beneficio de sus pacientes, motivo y fin último de todo esfuerzo científico, un método práctico y eficaz que actúe puntualmente de fiel testigo intraoperatorio de tal modo que seamos capaces de controlar con un solo dispositivo todos los factores que intervienen en la generación de calor durante el fresado óseo: es el Transductor de Temperatura Operativa (TTO).

El TTO se presenta como el único sistema actual que permite la medición instantánea de la temperatura de la fresa en el curso de la intervención quirúrgica. Advertirá al cirujano de inmediato, óptica y acústicamente, de la presencia de un riesgo térmico. Si trasladamos estos conceptos y razonamientos al campo de la implantología quirúrgica podemos sacar interesantes conclusiones para mejorar los procedimientos y técnicas, siempre con el fin de conseguir una osteointegración perfecta y evitar en lo posible el fracaso por causa térmica a corto y a largo plazo. Además, comprenderemos las paradojas que se deducen de los estudios realizados con datos obtenidos con métodos de medida en los que no se han tenido en cuenta estos importantes conceptos.

Toews y col. (1999). Han estudiado en su trabajo la cantidad de calor generado en el hueso cortical del caballo con una fresa de 6,2 mm en velocidad baja y alta con medida de la profundidad controlada. El aumento del espesor del hueso cortical ha aumentado

significativamente la media de la temperatura máxima y el aumento de la distancia para los agujeros ha reducido significativamente la media de la temperatura máxima. Por los resultados se recomienda el uso de fresas de baja velocidad con la aplicación de la fuerza axial y suficiente para el rápido avance de la fresa a través del hueso. Clínicamente los resultados usando este modelo in vitro sugieren que las temperaturas de la interfase fresa-hueso pueden ser altas, lo suficiente para llevar a una necrosis térmica significativa durante la perforación del hueso cortical de caballo.

Cabrini y col. (1993) Hicieron valoraciones histométricas en función del tiempo con implantes de zirconio durante el periodo de la cicatrización en 10 ratas Wistar. Los implantes (7 mm x 1 mm x 0,1 mm) fueron colocados en las tibias derecha de los animales. 5 ratones fueron sacrificados después de 14 días y el resto fueron sacrificados 30 días después del implante. Las tibias fueron disecadas, radiografiadas y cortadas con poly methyl metacrilato. Se hicieron 3 secciones obteniendo a partir del eje transversal más grande de cada tibia. Se valoraron en cada muestra el espesor del tejido óseo integrado, el porcentaje del contacto directo hueso-implante y el volumen del tejido óseo integrado. La formación ósea ha sido observada en la superficie de la banda implantada que estaba en contacto con la médula ósea de la tibia. Este método ha tenido como propósito a valorar el primer estadio de la cicatrización del hueso en contacto con diferentes materiales del implante sujetos a varios tratamientos de las superficies.

Iyer y col. (1997) En la parte I de este estudio los autores investigaron sobre la producción del calor durante la perforación de la osteotomía con 3 velocidades diferentes, siendo observado que la velocidad más grande ha producido menos calor con el uso de las fresas 700XL. Se hicieron los exámenes histológicos de las osteotomías a las 2, 4 y 6 semanas posquirúrgica. Los hallazgos histológicos han sugerido que en las primeras 6 semanas las tasas de la cicatrización y a calidad del hueso recién formado fueron más grandes en las perforaciones de alta velocidad que aquellas de velocidad más bajas o intermedia. Estos resultados, observados en la I parte donde ha sido registrado una diferencia de 4,3°C en la producción del calor entre las velocidades parecen implicar una relación entre la producción del calor y la osteotomía perforante.

Nociti Junior y col. (1997) El propósito de este estudio fue valorar la respuesta del tejido del hospedador a la inserción de un implante dental endóseo. Se utilizaron conejos

adultos New Zealand, La valoración histológica ha sido hecha a a partir del fémur. Los resultados demostraron un aspecto hemorrágico e infiltración inflamatoria ,los cuales fueron substituidos por tejidos de granulación y por fin formación de tejido óseo. En el hueso cortical se observó la presencia de una área necrótica la cual más tarde ha sido remodelada y también una intensa proliferación de endostio y periostio en las regiones próximas al implante, resultando en un espesamiento de la superficie del hueso cortical.

### 3. JUSTIFICACION Y OBJETIVOS

#### 3.1 Justificación

Los implantes osteointegrados presentan todavía un número de complicaciones iniciales y tardías que precisan investigación.

Ultimamente la implantología oral se ha desarrollado enormemente, debido al gran número de implantes osteointegrados colocados en los últimos años. Esto ha llevado a los fabricantes a intentar diseñar el implante que consiga una adaptación con el hueso semejante a la natural, intentando evitar en los posibles fenómenos adversos, tales como la reabsorción ósea que se produce alrededor de los implantes osteointegrados. Para ello se llevan a cabo distintas líneas de investigación. Algunos tratan de desarrollar nuevos materiales, otros modifican la estructura de superficie de los implantes, otros mejorar la técnica de colocación.

Uno de los problemas que surgen al revisar la bibliografía, y que nos ha venido preocupando en los últimos años deriva de la necrosis térmica producidas por el calentamiento de la fresa, aumento de la temperatura ósea y la importancia de la irrigación, durante la perforación. La aparición de la norma ISO 10993-6 ha ayudado a mejorar el protocolo experimental, centrando las investigaciones a determinados periodos de tiempo y exigiendo una adecuada metodología.

Con este trabajo pretendemos valorar la acción de los cambios de la temperatura sobre el tejido óseo perimplantario y su efecto en la osteointegración. Elegimos la tibia de cerdo (minipig) adulto, como biomodelo para valorarlo.

Vamos a dar importancia al uso de la histometría para evaluar la respuesta orgánica de la temperatura observando entonces el porcentaje de contacto óseo a nivel lineal o perimetral. Por supuesto que también ha de ser importante la valoración cualitativa tras la observación microscópica, valorando parámetros tales como densidad y tipo de células inflamatorias y orientación de las fibras de colágeno del tejido conjuntivo.

Una vez que hemos conseguido unos parámetros que nos marcarán las diferencias al comparar las distintas configuraciones que vamos a probar, no planteamos los objetivos resumidos a continuación.

Los objetivos previstos y que justificaban el desarrollo de la investigación fueron:

- 1) Valoración clínica y radiológica de la colocación de un tipo de implantes en la tibia de minipigs adultos a diferentes temperaturas ( $10^{\circ}\text{C}$ ,  $37^{\circ}$ ,  $47^{\circ}$  y  $70^{\circ}$ ) y a diversos tiempos después de su colocación. (8 d., 22d., 35d. y 76 d.).
- 2) .Estudio de la influencia de las diversas temperaturas a diferentes tiempos en el recuento celular perimplantario.
- 3) Valoración de la necrosis perimplantaria (Densidad de células inflamatorias).
- 4) Estudio histológico del tejido conjuntivo, y vascularización perimplantarios.
- 5) Valoración histométrica del tejido óseo perimplantario, valorado en forma de porcentaje de contacto óseo y, porcentaje de superficie valorable de contacto óseo
- 6) Estudiar el efecto de la temperatura sobre la osteointegración y su relación con el tiempo, así como determinar cuál de las temperaturas utilizadas sería mejor.

## 4. INSTALACIONES, MATERIAL Y METODO

### 4.1 Instalaciones

La presente investigación se desarrolló en el Servicio de Cirugía Experimental del Hospital militar de Gómez Ulla, en colaboración con el Hospital Clínico Veterinario de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid.

Los estudios histológicos fueron realizados por el equipo del Prof. Dr. Georg Watzek en el Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Viena.

### 4.2 Material y metodos

#### 4.2.1 Animales de experimentación

Para la realización de este estudio utilizamos 5 cerdos (minipig), 3 hembras y 2 machos de 18 meses de edad aproximadamente. Todos ellos estaban identificados mediante una microchip.

Todos os animales fueron observados durante al menos una semana previa a la experiencia y sometidos a la exploración clínica.

Se les hizo una exploración general, electrocardiograma, radiografías de tórax, abdomen y cráneo, analítica sanguínea que comprendía: hematocrito, hemoglobina, proteínas totales, hemátíes, leucocitos, fórmula leucocitaria, volumen corpuscular medio (VCM), hemoglobina corpuscular media (HCM), concentración media de hemoglobina corpuscular (CCMH), alanina aminotransferasa (ALT), glucosa, urea y creatinina. Una vez considerados sanos se alojaron en habitáculos amplios y ventilados, alimentándolos desde el principio con pienso humedecido con agua templada. Durante la duración del estudio fueron desparasitados periódicamente.

El cuidado de los animales, su manipulación y la anestesia de los mismos fue desenpenhada por miembros del servicio de cirugía experimental del Hospital Militar Gómez Ulla.

En todo momento se cumplieron las normas propuestas por las leyes Nacionales y Europeas que regulan la Experimentación Animal.

#### 4.2.2 Material general quirúrgico y clínico

- Caja standard de material quirúrgico de Cirugía General: pinzas de disección y hemostáticas de diversos tamaños y tipos, tijeras de corte y disección, portaagujas de Mayo, mangos de bisturi y hojas desechables para la incisión de la piel de la pierna.
- Material de sutura seda 2/0 para cerrar la incisión cutánea y sutura de 2/0 de safil para subcutáneo.
- Cateter venoso, Jeringuillas de 5 y 10 ml.

#### 4.2.3 Material de implantes y para colocacion de los implantes

Los implantes utilizados fueron del modelo SK, arenados, roscados de 8mm de longitud y de 3,8 mm de diámetro.







Length	6	8	10	12	14	16	18
<b>SK</b> ø 3,8							
Ref.		S-3808	S-3810	S-3812	S-3814	S-3816	S-3818

Fig.15 – Implante SK tipos según longitud.

El instrumental para la colocacion de los implantes fue el recomendado e suministrado por el fabricante., Klocner S.A.

#### 4.2.4 Material e metodo anestésico

Todas las intervenciones se practicaron con el protocolo anestésico indicado en la tabla siguiente:

Tabla 2 - Protocolo anestésico

Medidas preoperatorias:

En las 24h. previas a la intervención se retiró la comida al animal, permitiéndole únicamente la ingesta de agua.

Premedicación:

La premedicación se realizó con sulfato de atropina (2 mg/50 kg IM), carazolol (0,2 ml/10 kg IM), azaperona (0,25 a 1 ml/10 kg IM). Con ello se consiguió, transcurridos 10-15 minutos, la sedación necesaria para el manejo posterior del animal.

Inducción:

Se administró midazolam (0,5 ml/10 kg IM) y ketamina (10-18 mg/kg IM). El animal se mantuvo así en respiración espontánea, facilitando las maniobras de intubación.

Intubación y ventilación:

Con el animal en decúbito prono, se practicó intubación bucotraqueal con tubo endotraqueal del número 6.5, conectándole entonces a un respirador volumétrico a una frecuencia de 10 respiraciones por minuto.

Mantenimiento anestésico:

El mantenimiento anestésico se realizó con una mezcla gaseosa de oxígeno al 40 % y protóxido de nitrógeno al 60 %, y isoflurano al 2 %

Fluidoterapia:

Para reponer pérdidas insensibles durante la intervención quirúrgica, se administró suero lactato ringer

#### 4.2.5 Método y protocolo experimental

El planing de trabajo seguido se recoge en la siguiente tabla:

Tabla 3 - Planning de intervenciones quirurgicas de los grupos testados en relación a los periodos de tiempo, temperaturas e huesos implantados.

ANIMAL	76días	54 días	37 días	22 días	8 días	Eutanásia
1		17-70°. td 17-47°. td 17-37°. td 17 10°. td		13-70°. ti 13-47°. ti 13-37°. ti 13-10°. ti		
2			25-70°. ti 25-47°. ti 25-37°. ti 25-10°. ti		21-70°. td 21-47°. td 21-37°. td 21-10°. td	
3			35-70°. td 35-47°. td 35-37°. td 35-10°. td		31-70°. ti 31-47°. ti 31-37°. ti 31-10°. ti	
4		47-70°. ti 47-47°. ti 47-37°. ti 47-10°. ti		43-70°. td 43-47°. td 43-37°. td 43-10°. td		
5	59-70°. ti 59-47°. ti 59-37°. ti 59-10°. ti 59-70°. td 59-47°. td 59-37°. td 59-10°. td					

ti = tibia izquierda; td = tibia derecha

En el protocolo experimental seguimos las siguientes fases:

- 1.- Abordaje de la tibia (día 0)
- 2.- Colocación de los implantes (día 0)
- 3.- Posoperatorio (diariamente)
- 4.- Sacrificio
- 5.- Estudio fotografico

- 6.- Toma de impresiones
- 7.- Valoración histológica de las muestras
- 8.- Análisis estadístico de los resultados.

#### 4.3 Abordaje de la tibia

Antes de realizar la incisión con una hoja de bisturí del número 20 limpiamos la piel con una solución desinfectante de povidona yodada. El protocolo quirúrgico descrito supone la realización de una incisión cutánea medial en la pierna., que se extiende desde la epifisis proximal hasta la distal. El objetivo de este abordaje es conseguir la máxima exposición del lugar quirúrgico con sus estructuras anatómicas adyacentes, además de mantener la incisión y las suturas fuera de la fijación, intentando evitar en lo posible el paso de bacterias al lugar de integración del implante. Para reducir las secuelas postoperatorias, tales como un edema exagerado y equimosis, se busca un abordaje menos traumático [Meffert y col.;1992].

Inicialmente se realiza una incisión longitudinal de la piel en el sentido craneomedial, evitando tejidos blandos tales como la arteria, vena y nervio safeno. Se hace una incisión en la fascia y después se aparta la musculatura (tibial craneal), para la exposición de la cara medial de la diafisis tibial. Siempre se recomienda una técnica quirúrgica estéril para este tipo de cirugía ósea [Baumhammers,1990; CEN, 1995]. Las cirugías fueran hechas en el la Servicio de Medicina Y Cirugía Experimental del Hospital Militar Central "Gómez Ulla", Madrid.

#### 4.4 Colocación de los implantes

Los 40 implantes utilizados fueron los tipos SK de la marca Klockner (Klockner, S. A., Barcelona). Los implantes de este sistema, desarrollado por el Dr. Alejandro Padrós, están fabricados en titanio biomédico y arenado. Se les aplica un tratamiento de pasivado con ácido clorhídrico para limpiar su superficie antes del envasado, presentándose estériles.

El diámetro de los implantes roscados era de 3,8 mm de diámetro y su longitud de 8 mm.

Preparación del paciente y del campo quirúrgico:

- a) Tras la anestesia del animal se hace una incisión longitudinal en la cara medial de la tibia. La incisión la iniciamos a nivel de cóndilo medial de la tibia y la curvamos cranealmente hasta la mitad del cuerpo tibial, para dirigirla de nuevo en dirección

caudal y terminar cerca del nivel del maleolo medial. El tejido subcutáneo es incidido en la misma línea. Aunque no es esencial hacemos un esfuerzo para preservar el paquete vasculonervioso (vena safena, nervio safeno y ramas craneales de arteria y vena safena).

- b)** Exponemos el hueso por la incisión de la fascia crural sobre la cara medial del cuerpo tibial.
- c)** Los músculos tibial craneal y flexor digital medial pueden ser retraídos incidiendo la fascia o lo largo de sus bordes para liberarlos del hueso.

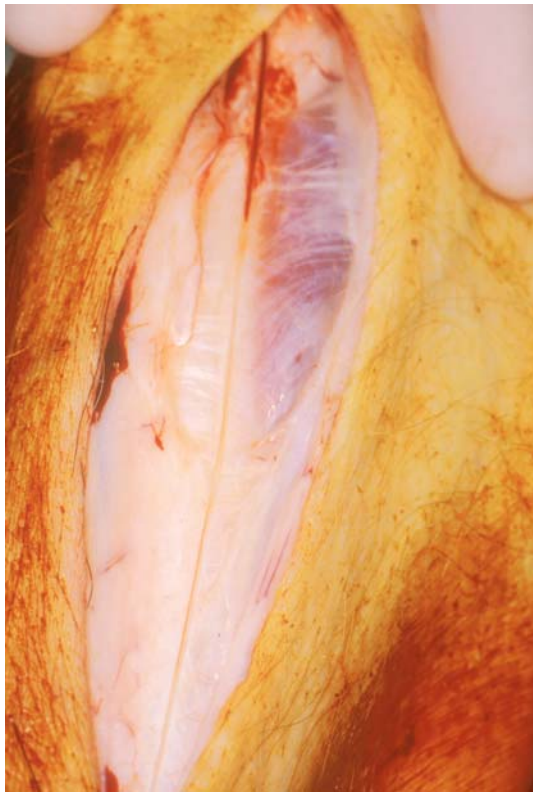


Fig. 16 - Incisión cutánea



Fig. 17 - Exposición del hueso

El primer paso fue colocar la placa metálica sobre el hueso que nos servirá de guía para situar los implantes. Para ello utilizamos las fresas de iniciación con suaves presiones alternas y a una velocidad de 3000 rpm.

La colocación de un tipo en un lugar u otro fue estudiada para evitar errores de interpretación en los resultados colocándolos en las mismas posiciones y en el mismo grado de la temperatura.

El primer paso fue realizar la guía. Para esto utilizamos una placa perforada paralelizadora que nos sirvió para orientar el implante.

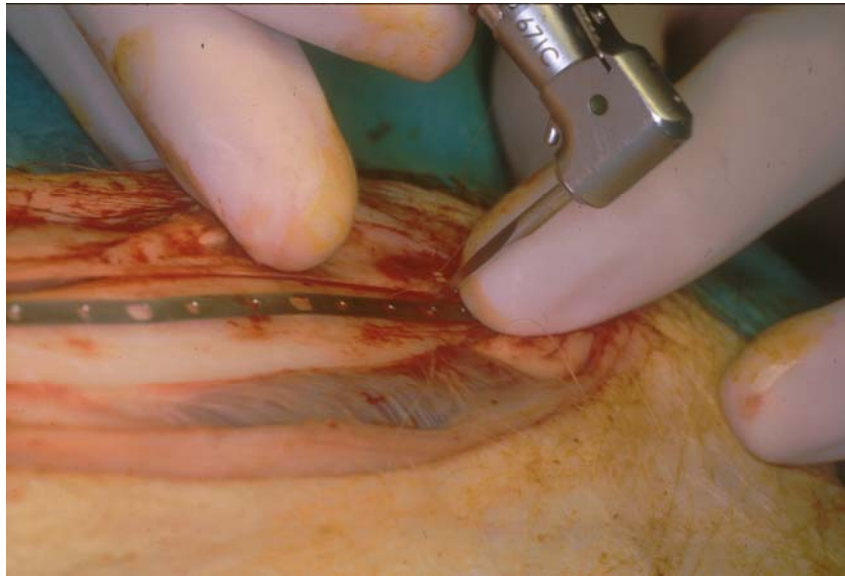


Fig. 18 - Placa guía

Para ello utilizamos las fresas de iniciación con suaves preciones alternas y a una velocidad de 3000 rpm, buscando el **eje** optimo. Despues comenzamos con la fresa avellanadora y con aparatos de irrigacion con suero fisiológico y transductor de temperatura operativa (TTO).



Fig. 19 Transductor de temperatura operativa (TTO)

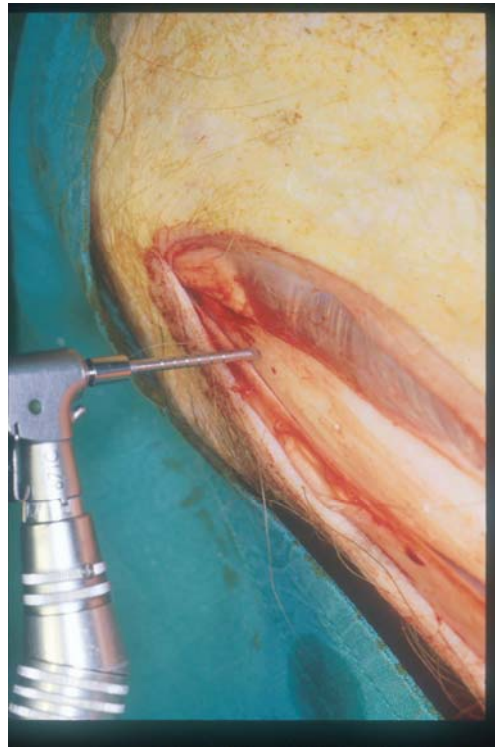


Fig 20-Primero agujeros



Fig 21 - Segundo agujero



Fig 22 -Sistema irrigación

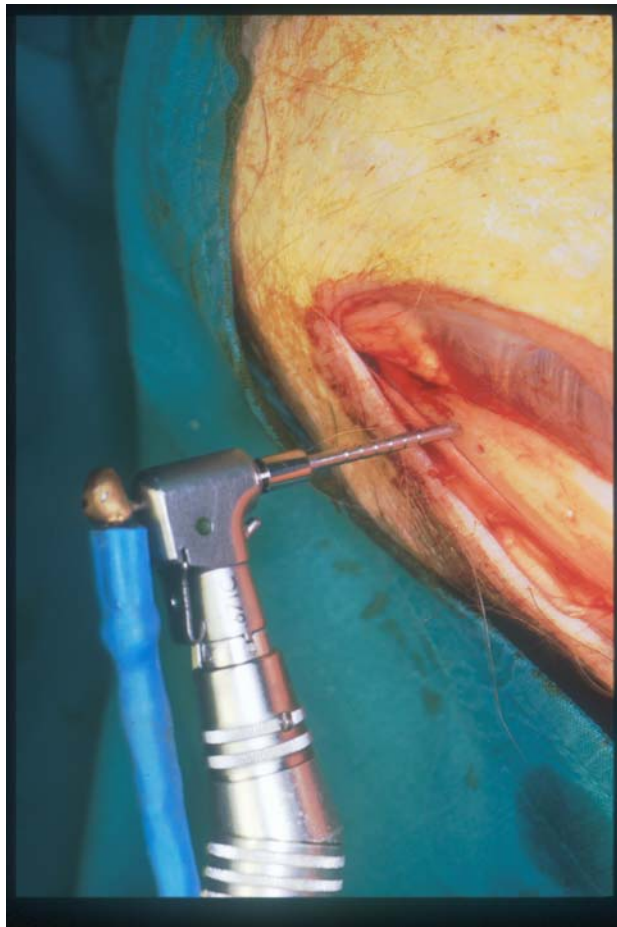


Fig. 23 - Haciendo los orificio con la fresa y el aparato de irrigación.



Fig. 24 - Transductor de temperatura operativa (TTO)

Para la colocación de los implantes utilizamos fresas helicoidales con irrigación interna de menor a mayor diámetro a una velocidad de 300 rpm. Tras la realización del agujero determinamos su profundidad y orientación mediante el empleo de calibre y paralelizadores. Después con el iniciador hicimos la rosca del implante sobre el hueso o con fresas rectas en el caso de implantes impactados. Por último colocamos el implante con la ayuda del atornillador.

### Fresas Avellanadoras

Ref.	Ø Implante-Implant	Longitud implante	Longitud implante
1300		U	S
1400		U	L

### Fresas Lanceoladas

Ref.	Ø Implante-Implant	Longitud implante	Longitud implante
1150		U	S
1250		U	L

### Fresas de Iniciación

Ref.	Ø Implante-Implant	Longitud implante	Longitud implante
1151		U	S
1251		U	L

### Fresas Rectas

Ø	3,5	4,0	3,5	4,0
Longitud	S	S	L	L
Ref.	1335	1340	1435	1440

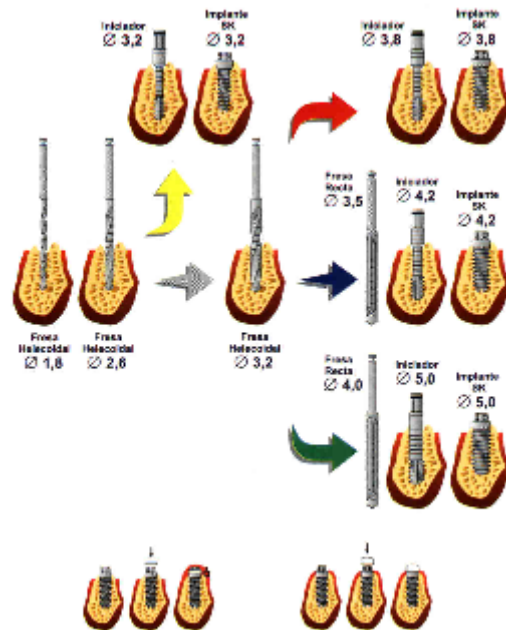
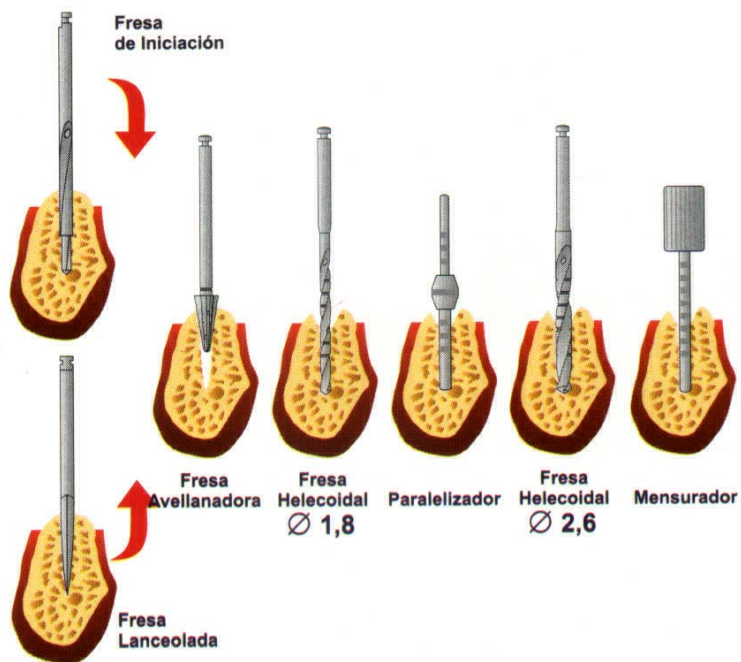
Para implantes K-AIK - For implants K-AIK

### Fresas Helicoidales

Ø	1,8	2,6	3,2	1,8	2,6	3,2
Longitud	S	S	S	L	L	L
Ref.	1318	1326	1332	1418	1426	1432

Para implantes K-SK - For implants K-SK

Fig. 25 -Figura de las fresas



Fi g. 26 - Pasos de la colocación de los implantes

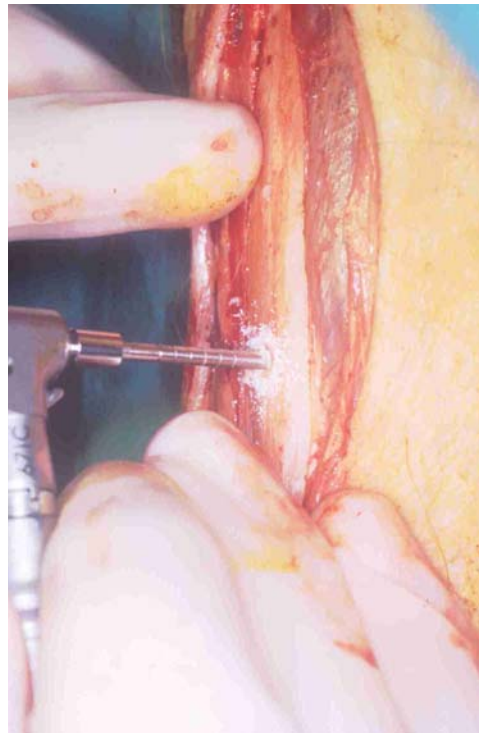


Fig.27 Iniciación y marcado de los orificios

Para la colocación del implante utilizamos fresas helicoidales con irrigación interna de menor a mayor diámetro a una velocidad de 300 rpm. Utilizando un equipo único, el transductor de temperatura operativa (TTO), cuyo propósito es indicar intraoperatoriamente los grados alcanzados en todo momento por la presa y alertar, si llega el caso, del acercamiento al umbral de necrosis con el fin de que el cirujano tome medidas y evite un daño irreversible.

a) Micromotor y dispensador de suero fisiológico durante la cirugía de implantes

b) Perforación con fresa helicoidal y con el TTO (Transductor de la temperatura Operativa) colocado.

El Transductor de Temperatura Operativa (TTO) dispone de un sensor que acompaña a la fresa hasta el fondo del túnel intraóseo que está siendo hollado y vigila su acción durante todo el periodo activo informado continuamente al operador y asegurando el acto quirúrgico.

Gracias al TTO disponemos de un testigo que permite “visionar” claramente la realidad y avisar del riesgo cuando se va a presentar, como en este trabajo: hicimos 4 agujeros en cada tibia en el sentido proximodistal empezando con 10°C, 37°C, 47°C y 70°C,

tanto en la pierna derecha como en la izquierda de los 5 cerdos. Mantuvimos el electrodo del TTO a la temperatura deseada durante 1 minuto en el orificio practicado.



Fig. 28 - Electrodo del TTO y registro, en este caso de 70°C

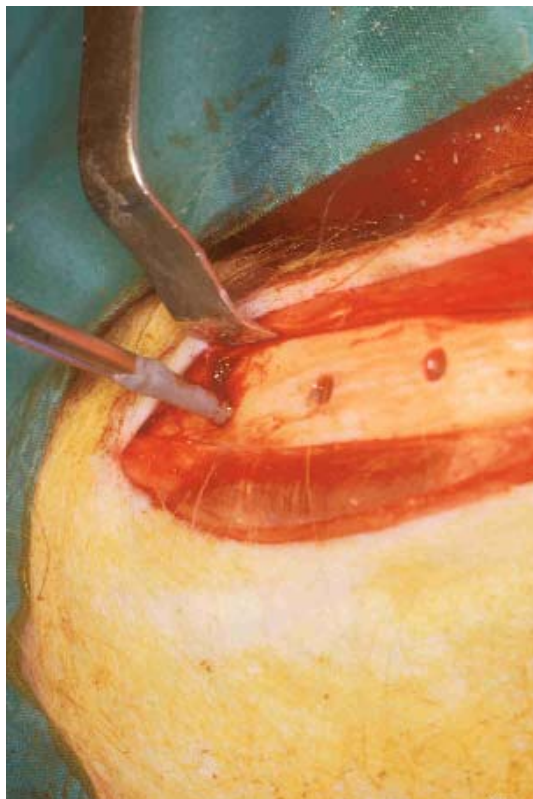


Fig. 29 - Electrodo colocado en orificio óseo.

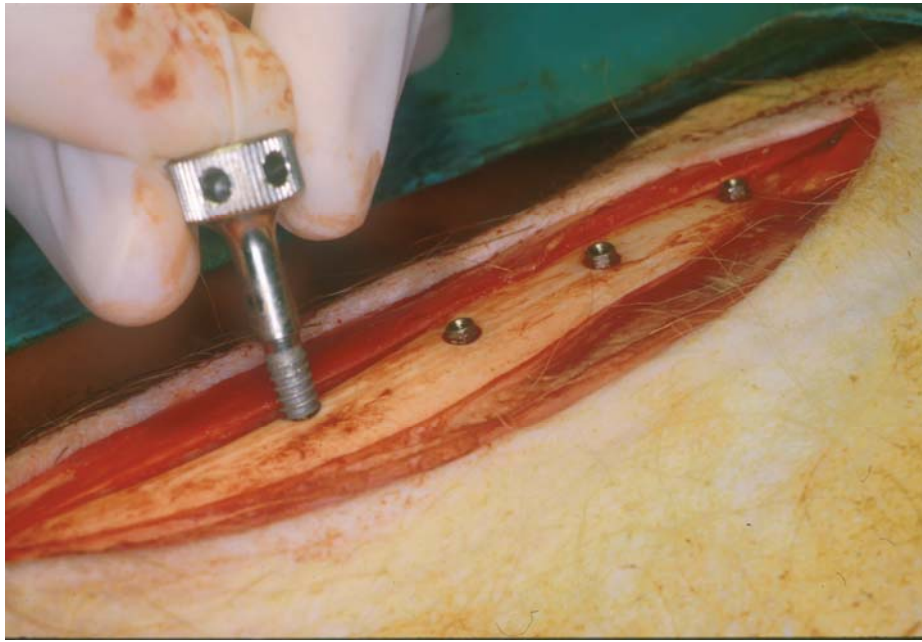


Fig. 30 - Enroscado de un implante

A continuación procedíamos enroscar un implante con la llave al efecto.

La temperatura colocada en cada orificio fué de 10°, 37°, 47° y 70°C de la epifisis proximal a distal.



Fig. 31 - Vista general después de colocarse los cuatro implantes.

Por último se procedía a atornillar la placa metálica a los implantes con tornillos de cierre.

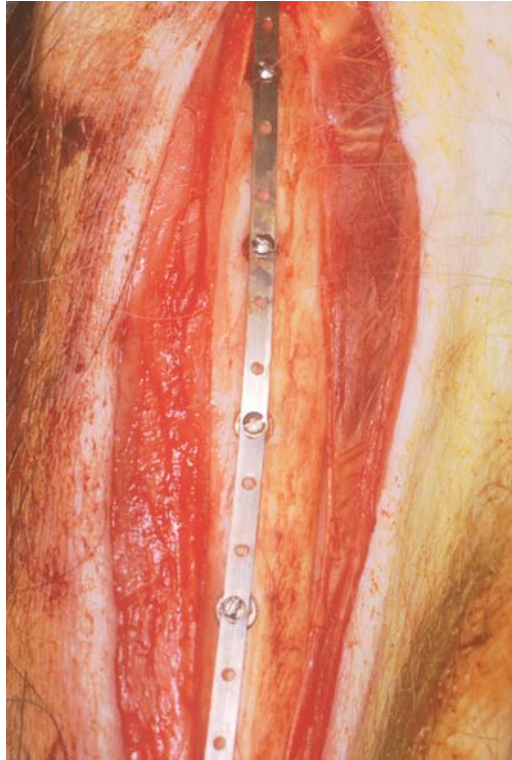


Fig. 32 - Placa metálica atornillada sobre los implantes.

#### 4.5 Posoperatorio

Tras la colocación de los implantes se procedió a la realización de radiografías postoperatorias en proyección medial con un aparato de rayos X convencional. Después despertamos a los animales tras la analgesia y antibioterapia profiláctica necesaria.

Se les aplicaba una única dosis de amoxicilina retard 1 gr. por vía subcutánea y se les despertaba. A continuación se introducía a los animales en jaulas individuales durante las primeras 72 horas. Se realizó un seguimiento de las condiciones fisiológicas vitales comprobando la ingestión de agua y alimentos y la emisión y aspecto de las heces, controlando la herida cutánea diariamente.

Posteriormente y durante los días que duró el estudio fueron observadas las condiciones de las heridas quirúrgicas procediendo a retirar puntos cutáneos a los 14 días. Las radiografías de control se llevaron a cabo en el momento del sacrificio.

#### 4.6 Sacrificio

Tras los días de experiencia , los animales fueron sacrificados mediante una sobredosis de pentobarbital por vía intravenosa. Inmediatamente después de la muerte se practicaron las radiografías y fueron necropsiados y su tibia extraída y fijada en formoldeido al 10% para los exámenes anatomopatológicos.

#### 4.7 Estudios radiológicos

##### 4.7.1 Material radiografico

- 10 tibias fixadas en formaldeído 10% de los animales experimentales con los 40 implantes;
- Equipamiento radiográfico marca Phillips modelo Diagnost 93 medio 65 CP-H. Generador Super 50/80/100 CP versión F8;
- pelicula radigrafica con la marca KODAK PDS FILM tamaño 24/30 cm;
- chasis con pantallas intensificadoras (KODAK LANEX REGULAR X-OMATIC-CASSETE) tamaño 24/30 cm;
- reveladora automatica KODAK X-OMAT M4;
- marca del liquido: fijador KODAK RPY-OMAT LO y revelador KODAK RPX-OMAT EX;
- un arandela de plano grande → indica las tibias derecha;
- un arandela de plano pequeño → indica las tibias izquierda.

##### 4.7.2 Metodo radiografico (post-mortem)

Una vez sacrificados los animales se procedia a la disección del hueso para realizar el estudio radiográfico de la pieza anatómica mas los implantes. En cada tibia estudiabamos la osteoliss alrededor de los implantes. El primer implante o proximal de la tibia és siempre el colocado a menor temperatura incrementándose la temperatura de colocación conforme avanzamos hacia distal.

Despues se compraba a cada temperatura macroscópicamente, se obserban modificaciones segun el tiempo que transcurre desde la colocación al sacrificio. Las

radiografías fueran realizadas en la Unidad de Radiología de la Facultad de Veterinaria de Madrid (Universidad Complutense de Madrid).

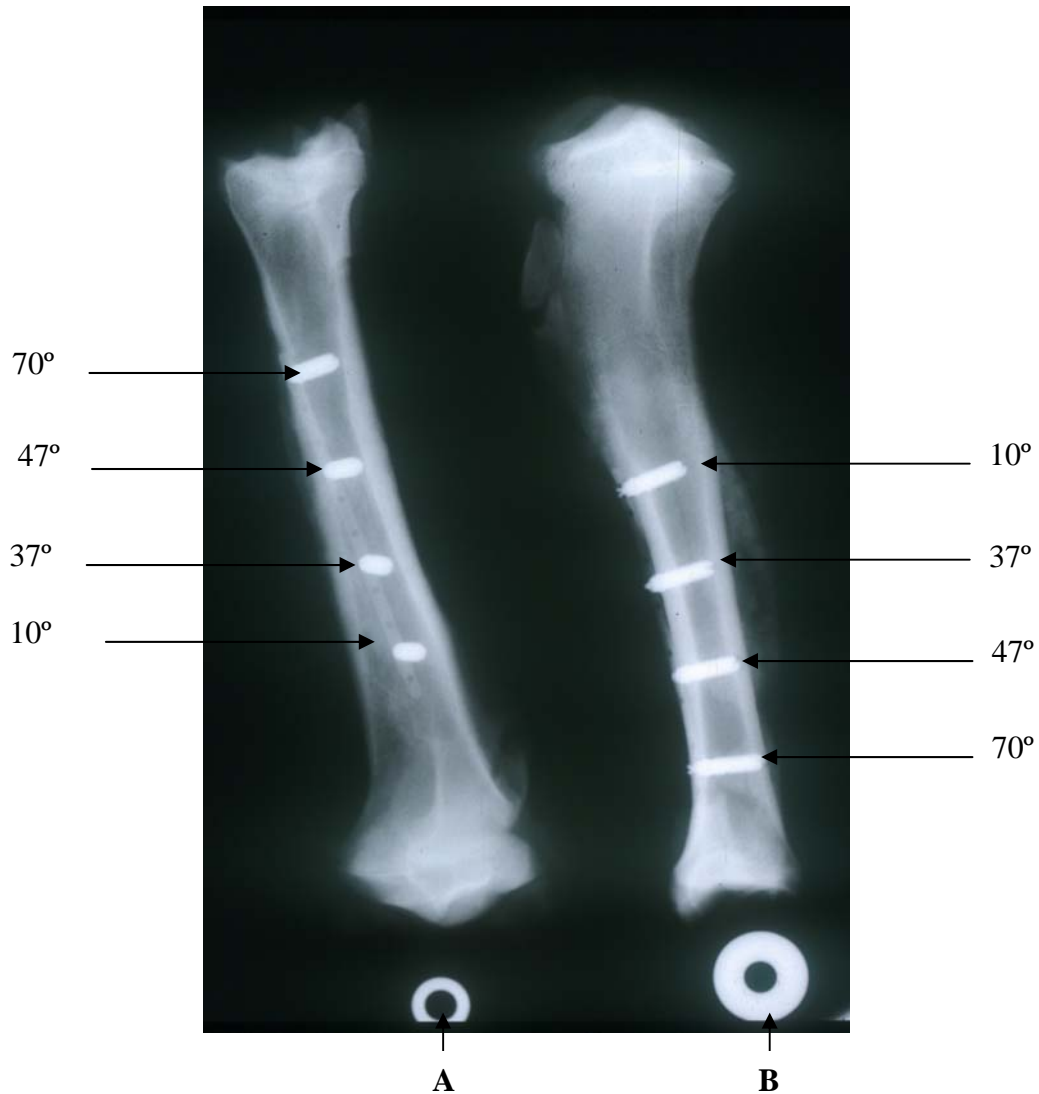


Fig. 33 - Radiografía postmortem del cerdo número 1. A- Arandela grande tibia a los 54 días, B- arandela pequeña a los 22 días.

#### 4.8 Toma de muestras y estudio histopatológico

La osteotomía fue practicada en bloque de la zona de colocación de los implantes y se fijaron en formoldeído al 10% para su estudio anatomopatológico. No ha ocurrido ninguno fracaso en este trabajo durante el periodo de posoperatorio, aunque no se obtuvieron resultados histométricos por un error en la preparación de algunas muestras y también por poco tiempo para la osteointegración.

Las muestras fueron enviadas al Prof. Dr. Georg Watzek, del Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial de la Universidad de Viena, donde fueron procesadas utilizando técnicas de inclusión en metacrilato (Tabla 5). Tras la inclusión se procedió al corte de los bloques y pulido final. Las tinciones utilizadas fueron el Tricrómico de Masson según Goldner y la tinción de Levai Laczko (Tablas 6 y 7).

Tabla 4 - Método de inclusión en metacrilato

<b>INCLUSION EN METACRILATO</b>
<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Pasar de la acetona a la solución de inclusión (1 día a temperatura ambiente).</li> <li>2. Cambiar la solución de inclusión (2 días a 30°C).</li> <li>3. Cambiar la solución hasta la completa polimerización a 35°C.</li> </ol>
<p>Solución de inclusión</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 100 ml de metilmetacrilato (estabilizado mediante un 0,5% de hidroquinona).</li> <li>2. 20 grs. de polietilenglicol 1500.</li> <li>3. 2 grs. de Peróxido de benzoilo.</li> </ol>

Tabla 5 - Tinción de Levai Laczko

<b>TINCION DE LEVAI LACZKO</b>	
<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sumergir en H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> al 10% durante 5 minutos.</li> <li>2. Lavar con agua corriente y secar.</li> <li>3. Aplicar tinción A (papel de filtro) durante 20 minutos.</li> <li>4. Lavar con agua corriente y secar.</li> <li>5. Sumergir en "Pararosanilina" durante 15 segundos. Los cortes se deben sumergir individualmente en esta tinción.</li> <li>6. Lavar con agua corriente y secar.</li> </ol>	
<b>TINCIÓN A</b>	<b>MATERIALES</b>
Una parte de Azur II con una parte de azul de metileno y dos partes de Na <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> (1%)	Azur II Azul de metileno. Na <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> Pararosanilina.

Tabla 6 - Tricrómico de Masson según Goldner

<b>TRICRÓMICO DE MASSON SEGÚN GOLDNER</b>	
<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 15 min. colorear en solución de Hematoxilina según Weigert.</li> <li>2. 5 min. lavar con agua.</li> <li>3. 7 min. colorear en solución de Masson (Goldner 1 ).</li> <li>4. Aclarar con ácido acético al 2%.</li> <li>5. Colorear durante 5 min. en Naranja G de molíbdico.</li> <li>6. Aclarar con ácido acético al 2%.</li> <li>7. Colorear durante 15 min. con Verde luz en la incubadora.</li> <li>8. Aclarar con ácido acético al 2%.</li> <li>9. Aclarar con agua destilada para eliminar el ácido.</li> <li>10. Deshidratar y montar.</li> </ol>	
<b>Soluciones</b>	
<p style="text-align: center;"><b>Hematoxilina hierro de Weigert's</b></p> <p>Solución A: Cristales de hematoxilina: 1g. Alcohol al 95%: 100 ml.</p> <p>Solución B: Cloruro férrico al 29% acuoso: 4 ml. Agua destilada: 95 ml. Acido hidroclicórico concentrado: 1 ml.</p> <p>La solución de trabajo está formada a partes iguales por las soluciones A y B.</p>	<p style="text-align: center;"><b>Solución de Masson (Goldner 1)</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 1g. fucsina ácida en 100 ml de agua destilada y 1 ml de ácido, acético concentrado.</li> <li>2. 1g. xylidin-ponceau en 100 ml de agua destilada y 1 ml de ácido acético concentrado.</li> <li>3. 0.5g. de azofloxin en 100 ml de agua destilada y 0.2 ml de ácido acético concentrado.</li> <li>4. Se mezclan 100 ml de solución compuesta de 33 ml de la solución 1 y 66 ml de la 2, junto con 20 ml de la 3 y 880 ml de ácido acético al 0.2%.</li> </ol>
<p style="text-align: center;"><b>Naranja G de molíbdico</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 10g de Orange G en 100 ml de agua destilada.</li> <li>2. Se añaden 10g de ácido fosfórico-molibdato (ácido fosfomolíbdico 24-hidrato).</li> </ol>	<p style="text-align: center;"><b>Verde luz</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Verde luz: 1g.</li> <li>2. Agua destilada: 100 ml.</li> <li>3. Acido acético glaciari: 1 ml.</li> </ol>

#### 4.8.1 Análisis histológico rutinario

Las muestras se analizaron histológicamente, practicando el recuento celular (polimorfonucleares, eosinofilos, linfocitos, macrófagos y células gigantes), densidad de células inflamatorias, orientación de las fibras de tejido conjuntivo y vascularización, y la osteointegración. Este estudio fue realizado por la Unidad de Anatomía Patológica de la Facultad de Veterinaria de Lugo (Universidad de Santiago de Compostela).

#### 4.8.2 Histometría

La base del estudio fue el análisis de la interfase hueso-implante valorando el porcentaje de contacto entre el hueso y el implante, así como el grado de reabsorción ósea. Ambos parámetros fueron evaluados en la Unidad de Histología de la Facultad de Veterinaria de Lugo (Universidad de Santiago de Compostela), mediante el empleo de un sistema profesional de análisis de imágenes digitales (MIP4Adv)<sup>§</sup>(Consulting de Imagen Digital, S.L. & Microm España, S.A.; Barcelona), captando las imágenes desde una cámara acoplada al microscopio. Una vez capturadas estaban listas para ser analizadas. Los parámetros a analizar fueron los siguientes:

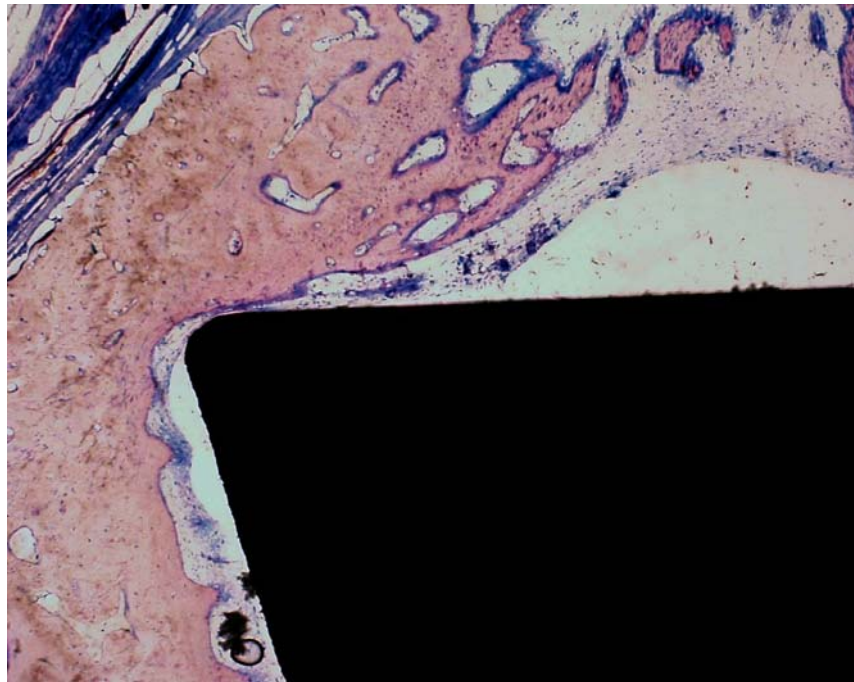


Fig. 34 - Imagen Histológica al 8 días, 37°C, en la que se puede apreciar el revestimiento interno del hueso (endosteo) próximo al implante. Levai Laczko 4 x ob.

#### 4.8.3 Porcentaje de contacto hueso-implante

Se midió en 8 implantes. La preparación era colocada en el microscopio, capturando la imagen en blanco y negro con el objetivo de 4 aumentos y procesándola digitalmente. Medimos el contorno del implante, diferenciando lo que era tejido óseo de los tejidos blandos. El inicio de la medida se realizaba a nivel del hueso tibial más coronal al implante. La cantidad de tejido óseo en contacto con el implante se determinó utilizando la magnitud de "Porcentaje de Contacto Óseo".

$$\text{Porcentaje de contacto óseo} = \text{Contacto óseo medido} / \text{Contacto máximo} \times 100.$$

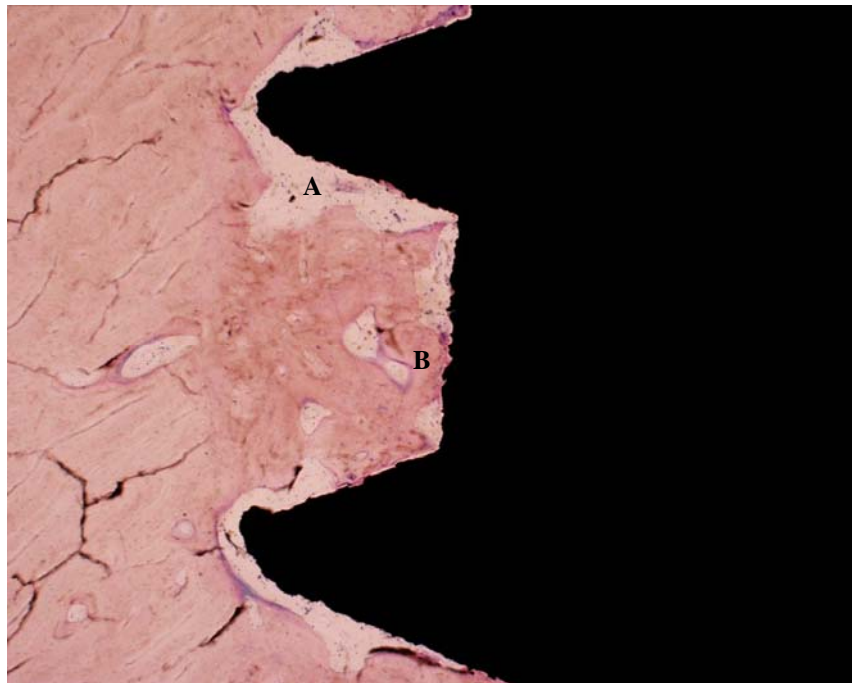


Fig 35 - Imágenes de la interfase hueso-implante 37 días, 37°C. Se observan las zonas: A – en las que no existe contacto con hueso. B – Abajo contacto hueso-implante. Levai Laczko 4 x ob.

#### 4.8.4 Superficie del contacto (%)

Se midió en 8 implantes, como en lo metodo del porcentaje de contacto óseo, la area de hueso al arededor del implante o superficie del contacto fue tomada entre la distancia de implante e hueso.

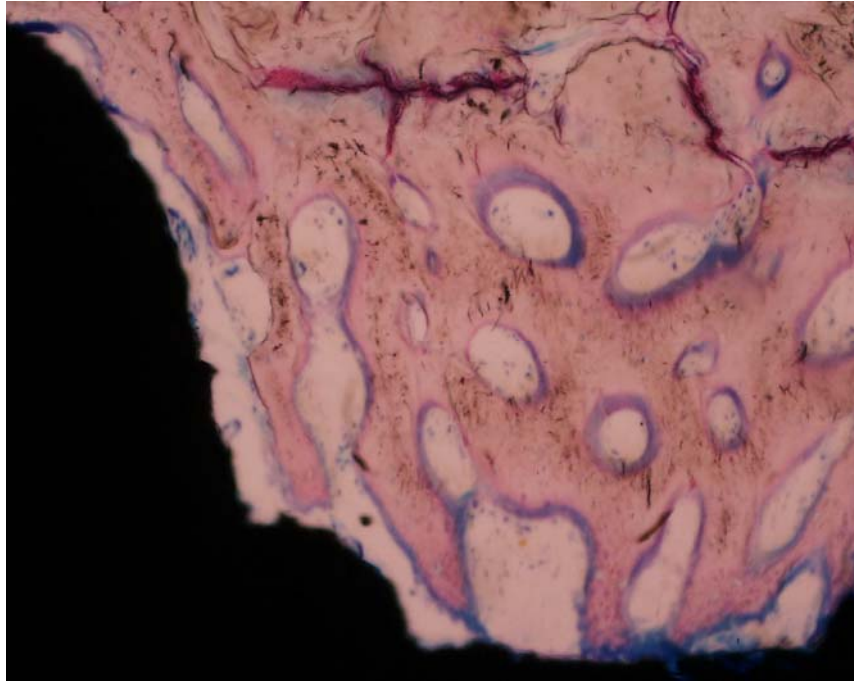


Fig. 36 - Imagenes de la interfase hueso con 22 días a 47°C, se aberva que na existe contacto com el hueso, sino com tejido vascular. Levai Laczko 4 x ob.

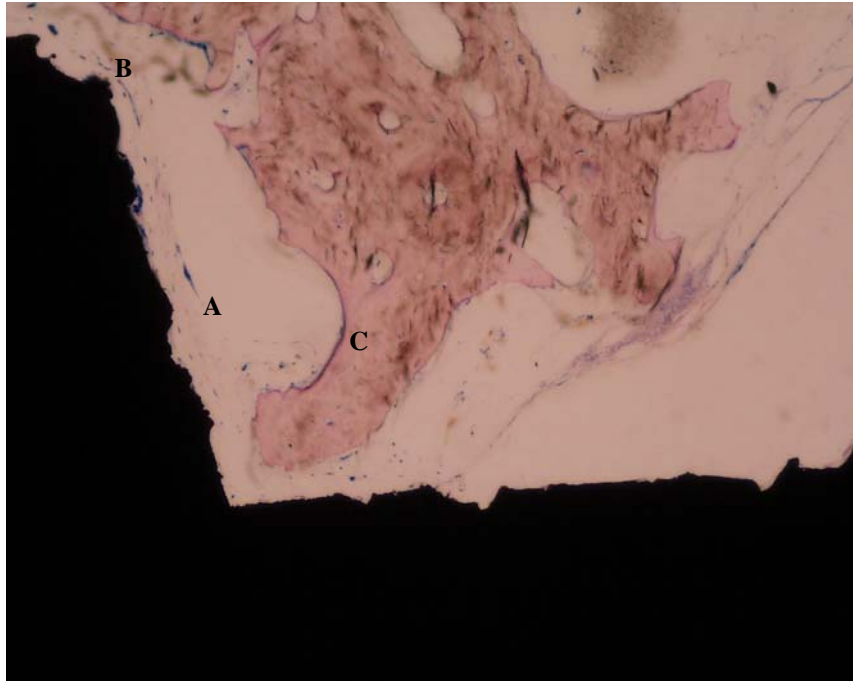


Fig. 37 - Observamos que al 54 días con una temperatura de 70°C que: A- Pocas celular osteogenicas; B- Ausencia de contacto óseo; C- Presencia de tejido óseo imaturo. Levai Laczko 4 x ob.

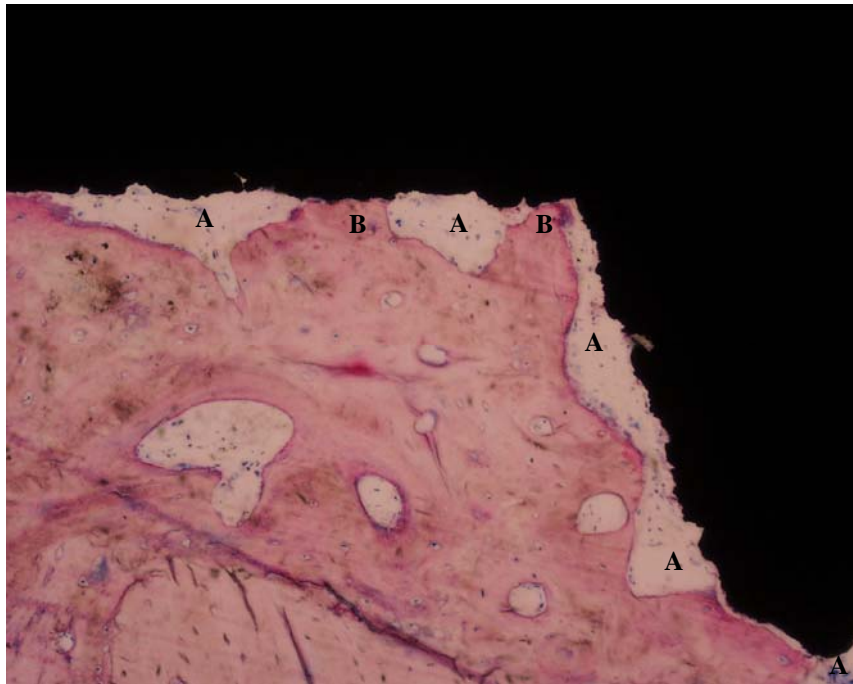


Fig. 38 - Imagenes de la interfase hueso-implante, 37°C, 54 días. A – Zonas que no existe contacto óseo; B – Zonas com contacto óseo. Levai Laczko 4 x ob.

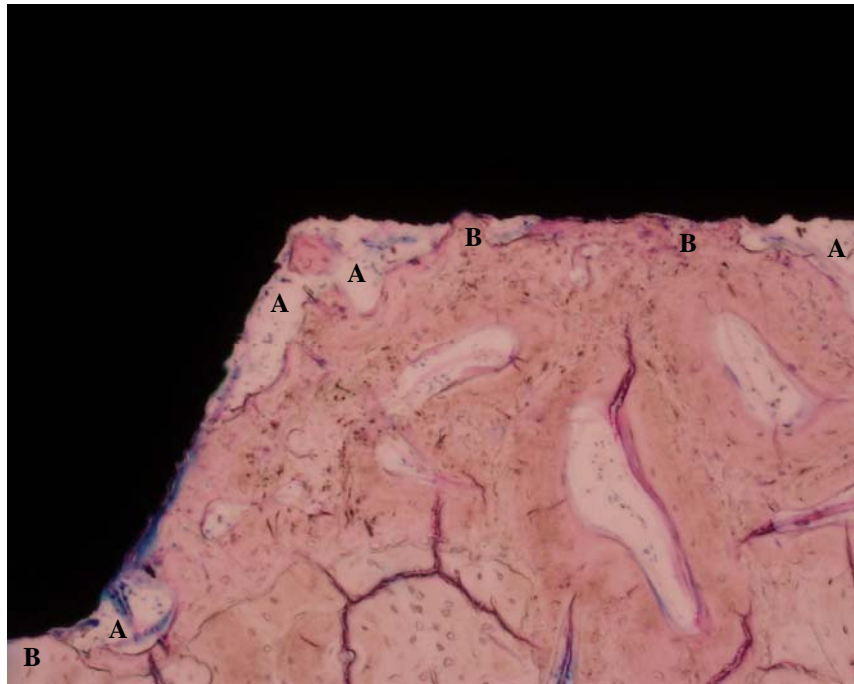


Fig. 39 - Observamos muy bien los distintos tipos de tejidos en contacto con el implante, 10°C, 37 días.  
A-Tejido conjuntivo (endosteo). B- Tejido óseo en contacto con el implante. Levai Laczko 4 x ob.

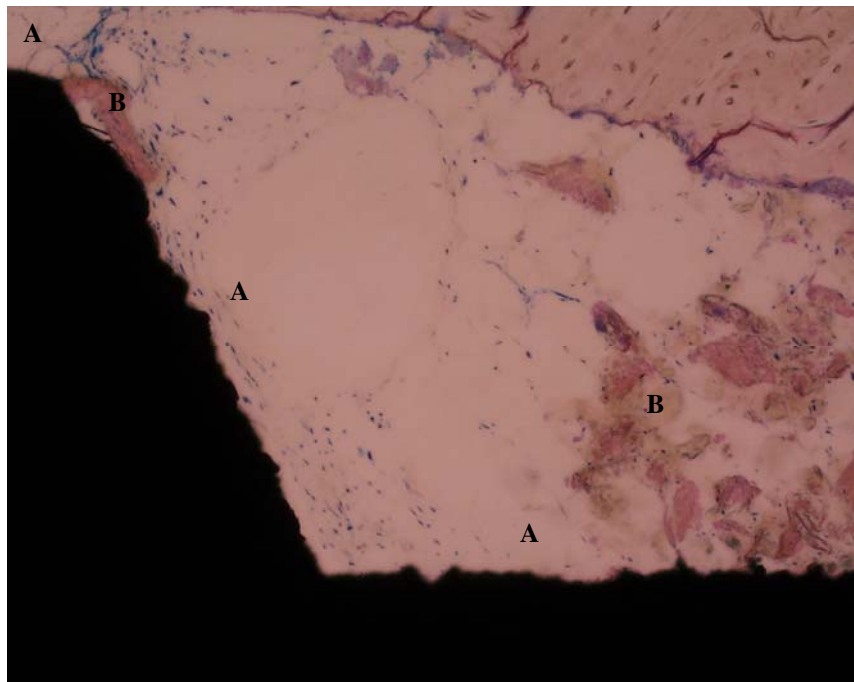


Fig. 40 - Con 8 días al 37°C, se observan: A- Porciones de implantes rodeadas de tejido conjuntivo.  
B- Sancerización ósea evidente. Levai Laczko 4 x ob.

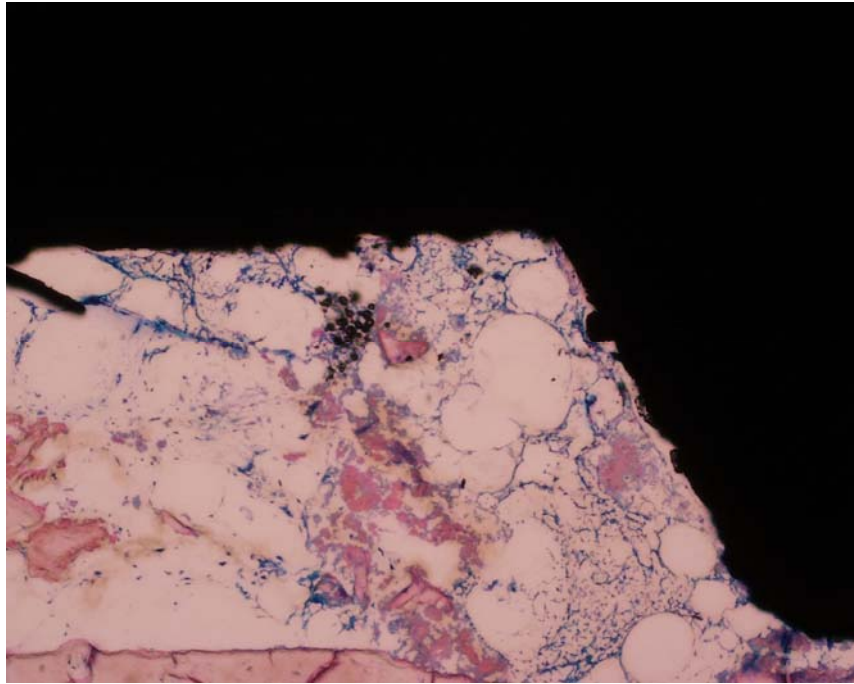


Fig. 41 - Imagen histológica en la que se puede apreciar. Solo células y fibras del tejido conjuntivo a cerca del implante. 10°C, 8 días. Levai Laczko 4 x ob.

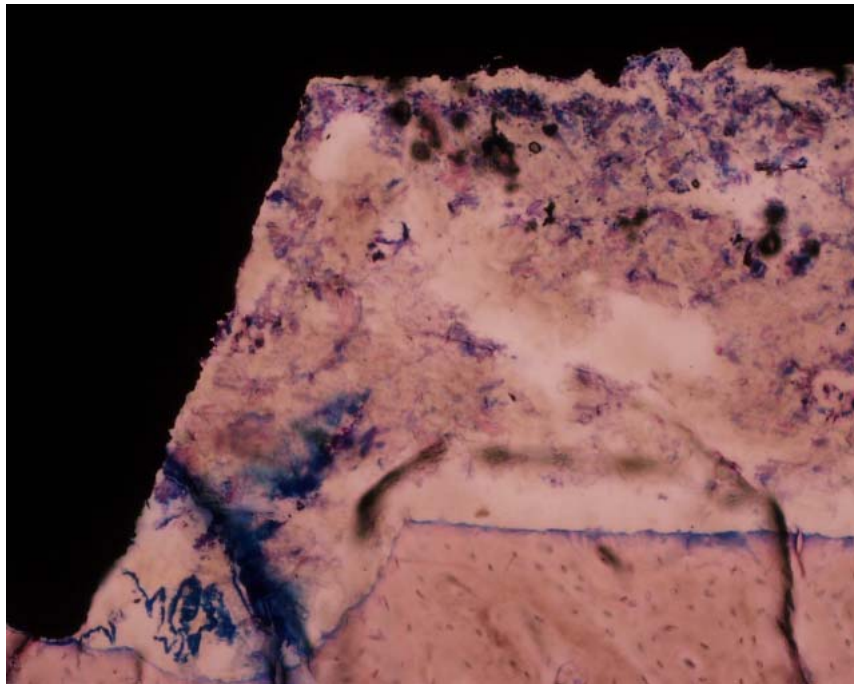


Fig. 42 - Preparación histológica al 22 días a una temperatura de 70°C, ligera necrosis. Levai Laczko 4 x ob.

#### 4.8.5 Grado de reabsorción ósea

Se midió en 40 implantes. Utilizando una lupa binocular con un sistema de espejo pudimos dibujar sobre papel el contorno del implante y los lugares de unión del hueso con el implante. Este dibujo fue introducido y digitalizado en el sistema de análisis de imagen mediante una cámara de vídeo, midiendo exactamente las distancias desde el hombro del implante hasta el hueso.

#### 4.9 Estudio fotografico

Las imagenes fotográficas fueran hechas en la Unidad de Anatomia Patológica de la Facultad de Veterinaria de Madrid (Universidad Complutense de Madrid). Los materiales utilizados fueran:

- MicroImage OLYMPUS OPTICAL CO., Europa version 4.0 for Windows 95/NT/98 copyright© 1993. 1998 Media Cybermetics, L. P.;
- Micorscopio OLYMPUS AX 70 Provis;
- Camara digital - OLYMPUS DP10.

#### 4.10 Análisis estadístico de los resultados

Un analisis de varianza siguiendo lo esquema para una experiencia realizado en bloques de parejas ha permitido comparar las diferentes modalidades de tratamiento en los animales. Para fines de analisis estadístico los datos referentes a las variables temperatura, tiempo (días) e interacción entre temperatura y tiempo (días) fueran transformados en arco seno  $\sqrt{\quad}$  % respectivamente, para la homogenización de las varianzas y normalización de los datos.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Resultados clínicos y radiográficos

#### 5.1.1 Resultados clínicos

Del total de 40 implantes colocados no se perdió ninguno durante la fase experimental, tampoco se manifesto clínica alguna, cojera en ninguno de los animales.

#### 5.1.2 Resultados radiograficos

En todas las tibias e observado macroscopicamente un aumento de la banda de osteolisis (zona radio transparente entre implante-hueso) al aumento las temperaturas de colocación de los implantes es decir del implante más proximal de la tibia al mas distal independientemente del tiempo que lleva colocados los implantes.

Macroscopicamente, en el estudio radiografico observamos que la maior temperatura de colocación de los implantes mas radiotransparencia entre implante y hueso. Comparando los implantes colocado a la misma temperatura segun el tiempo que llevan colocados. Ao mirar las radiografias observamos:

Tabla 7 - Resultados radiograficos

8 días		22 días	
10° C	sin osteolisis	10° C	sin osteolisis
37° C	sin osteolisis	37° C	sin osteolisis
47° C	muy ligera osteolisis	47° C	ligera osteolisis
70° C	muy ligera osteolisis	70° C	osteolisis manifesta
35 días		54 días	
10° C	sin osteolisis	10° C	sin osteolisis
37° C	sin osteolisis	37° C	sin osteolisis
47° C	muy ligera osteolisis	47° C	osteolisis
70° C	muy ligera osteolisis	70° C	osteolisis
76 días			
10° C	sin osteolisis		
37° C	sin osteolisis		
47° C	osteolisis manifesta		
70° C	osteolisis		

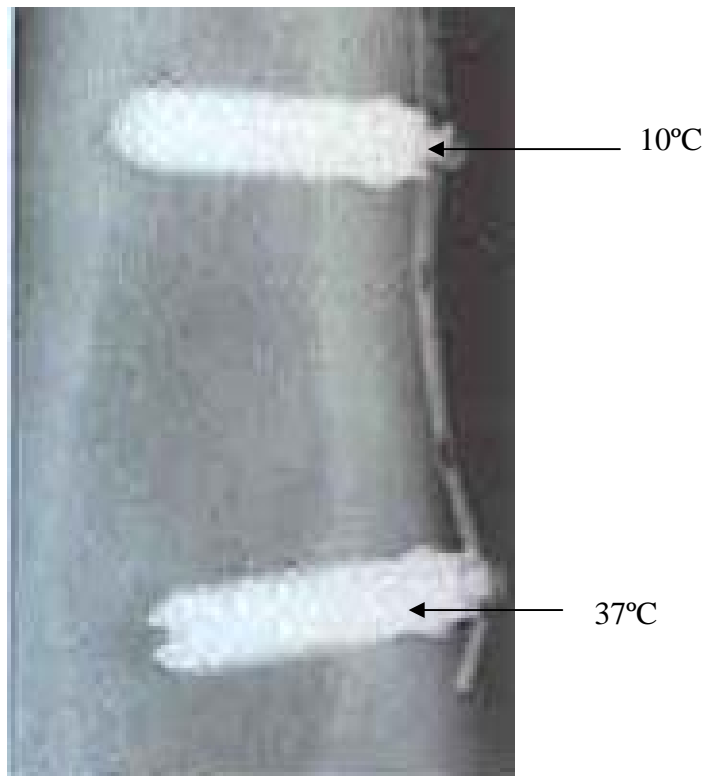


Fig. 43 - Radiografía de la tibia con 8 días.

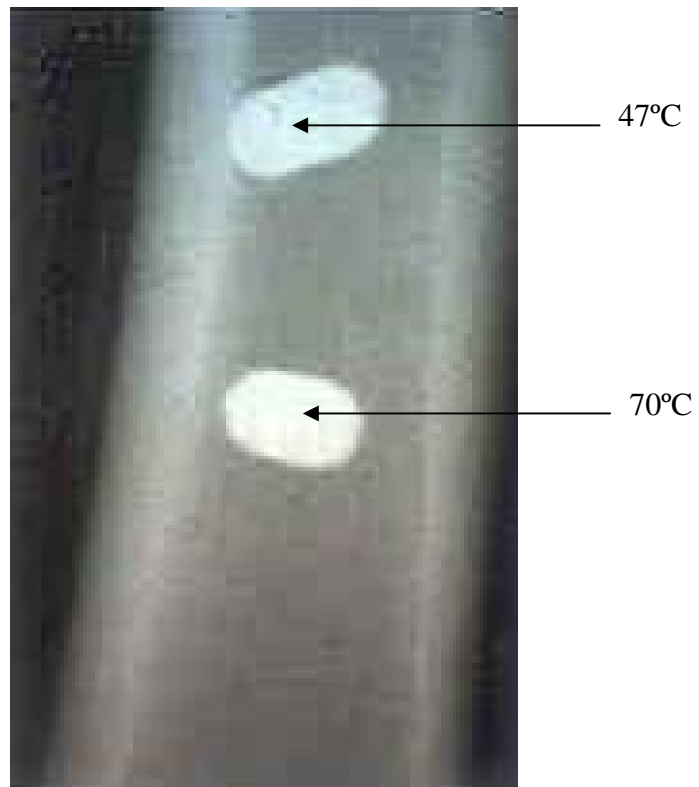


Fig. 44 - Radiografía de la tibia con 22 días.

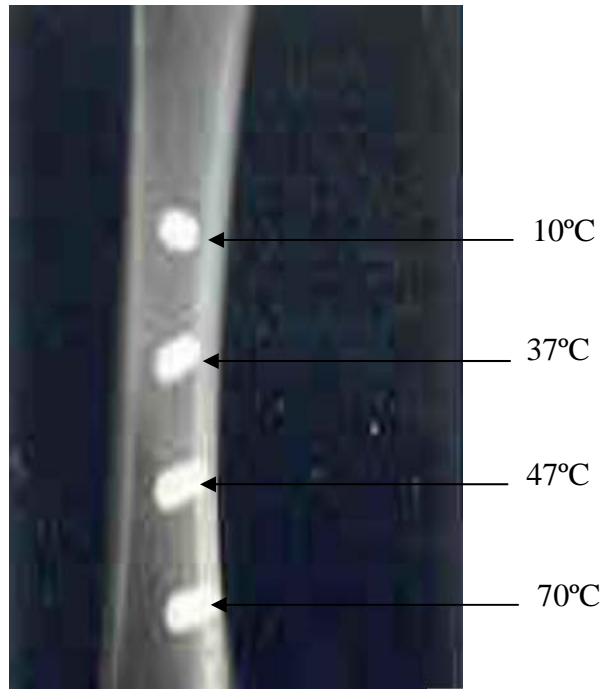


Fig. 45 - Radiografía a los 35 días.

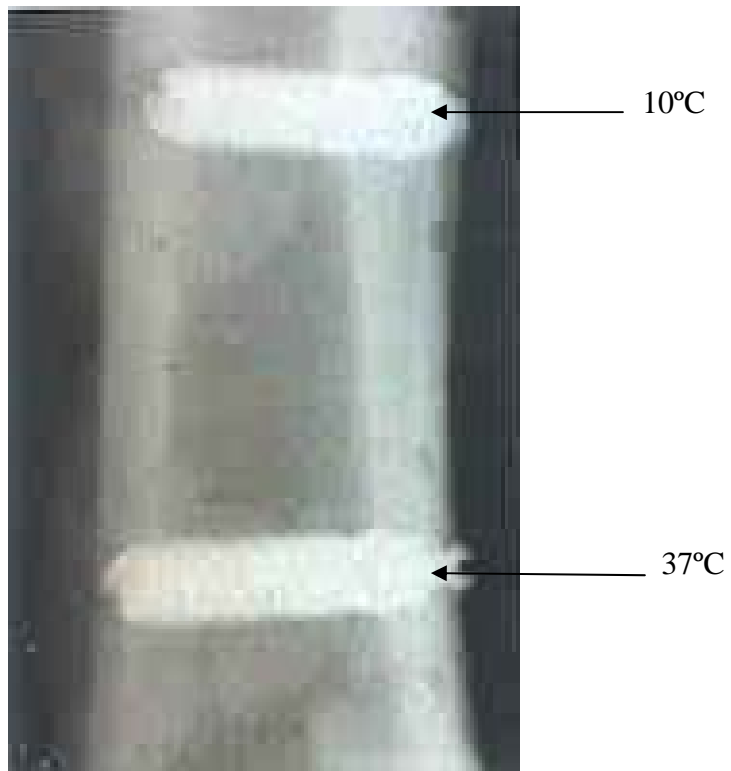


Fig. 46 - Radiografía de la tibia con 54 días.

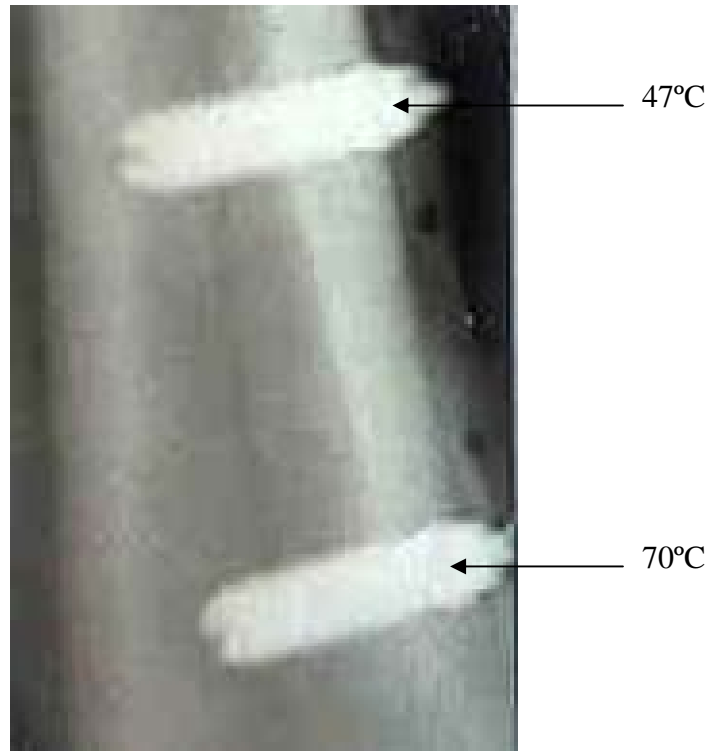


Fig. 47 - Radiografía de la tibia con 54 días.



Fig. 48 - Se observan zonas en que existe osteolisis ósea con una temperatura de 70°C al 76 días. Levai Laczko  
4 x ob.

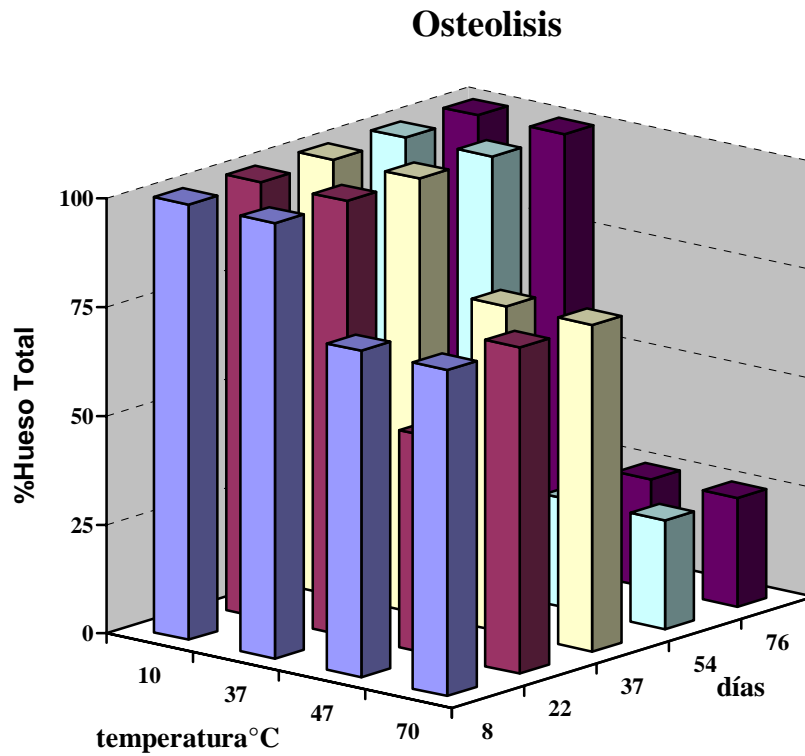


Fig. 49 En cada tibia se produz siempre una osteolisis ligeramente mayor en los colocados a mayor temperatura y este es mas llamativo cuando aumenta en tiempo de colocación del implante. Ocurre mas osteolisis en lo 4º implante y si observa una osteolisis mayor a partir de los 22 días.

### 5.1.3 Recuento Celular

Fueram hechas la recuento de las celulas leucocitarias (polimorfonucleares, eosinofilos, linfocitos, celulas plasmaticas, macrofagos y celulas gigantes) al 8, 22, 37, 54 y 76 días sob las temperaturas de 10°, 37°, 47° y 70°C. (Tabla 8 a Tabla 13).



Fig. 50 – 1- Tejido óseo en formación. 2- Celulas del tejido conjuntivo. (Periostio).

Tabla 8 - Recuento celular (Polimorfonucleares)

Pierna	Polimorfonucleares			Total
	0	1	3	
Frequency	0	1	3	
Der	13	5	2	20
Izq	20	0	0	20
Total	33	5	2	40

RECuento CELULAR (POLIMORFONUCLEAR)

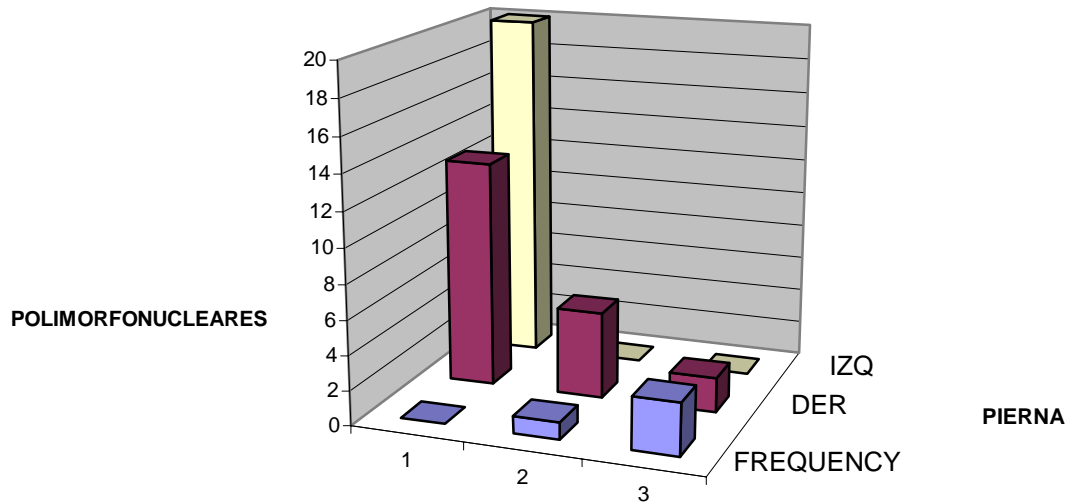


Fig. 51 - Recuento celular (Poliomorfonuclear)

Tabla 9 - Recuento celular (Eosinofilos)

Pierna	Eosinofilos	
	0	Total
der	20	20
izq	20	20
Total	40	40

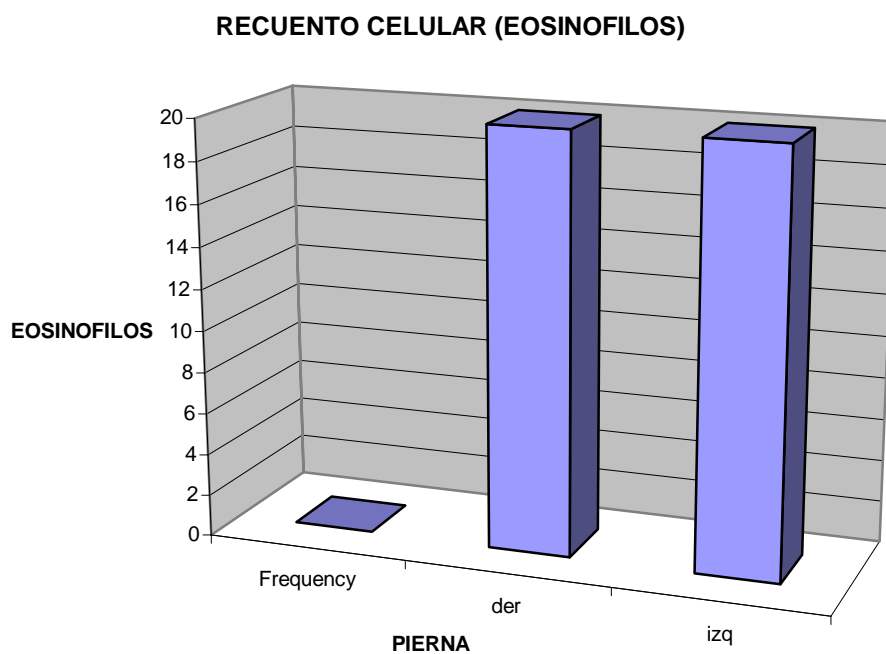


Fig. 52 - Recuento celular (Eosinofilos)

Tabla 10 - Recuento celular (Linfocitos)

Pierna	Linfocitos			Total
	0	1	2	
Frequency	0	1	2	
der	11	2	7	20
izq	16	4	0	20
Total	27	6	7	40

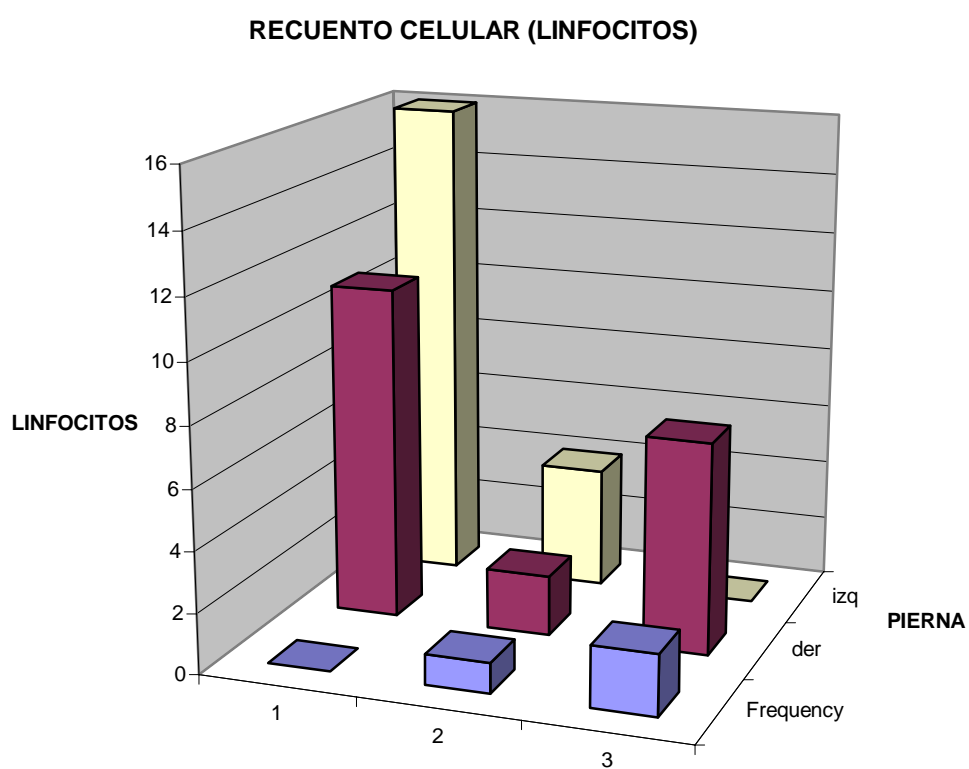


Fig. 53 - Recuento celular (Linfocitos)

Tabla 11 - Recuento celular (Plasmocitos)

Pierna	Plasmocitos			
Frequency	0	1	2	Total
der	11	2	7	20
izq	16	4	0	20
Total	27	6	7	40

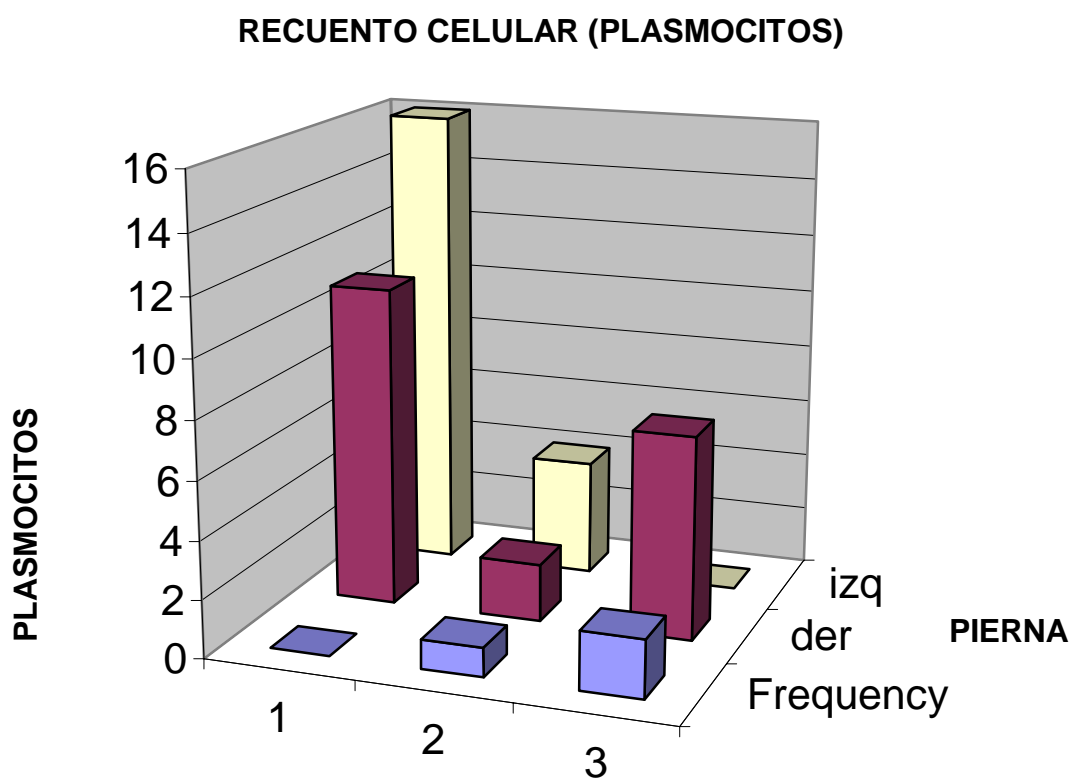


Fig. 54 - Recuento celular (Plasmocitos)

Tabla 12 - Recuento celular (Macrofagos)

Pierna	Macrofagos			
Frequency	0	1	2	Total
Der	11	2	7	20
Izq	16	4	0	20
Total	27	6	7	40

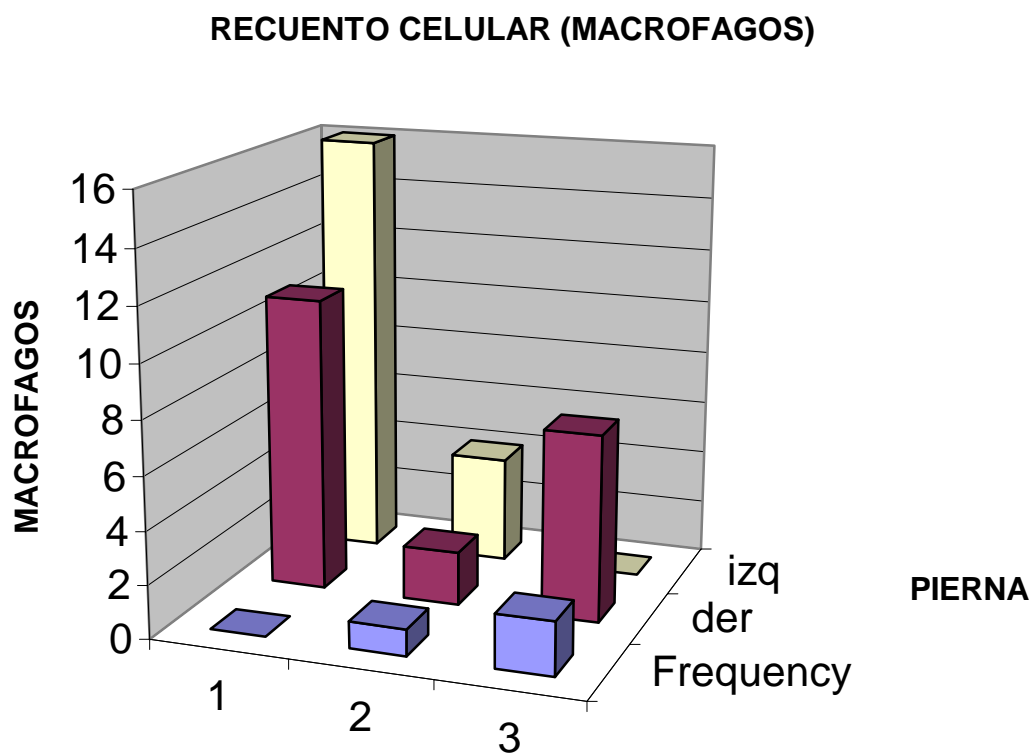


Fig. 55 - Recuento celular (Macrofagos)

Tabla 13 - Recuento celular (Gigantes)

Pierna	Gigantes	
Frequency	0	Total
der	20	20
izq	20	20
Total	40	40

### RECUESTO CELULAR DE CELULAS GIGANTES DEL CUERPO ETRAÑO

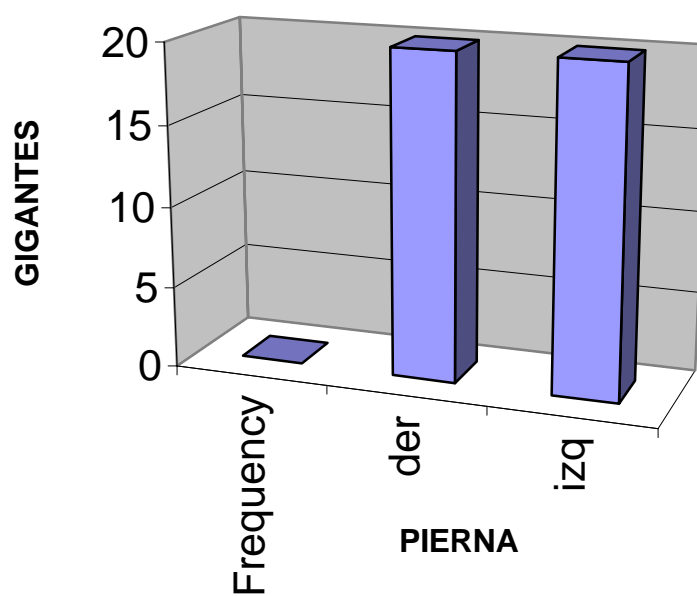


Fig. 56 - Recuento celular (Celulas gigantes del cuerpo extraño)

#### 5.1.4 Densidad de celulas inflamatorias (necrosis)

Fueram hechas la densidad de las celulas inflamatorias indicativo de necrosis al 8, 22, 37, 54 y 76 días sob las temperaturas de 10, 37, 47 y 70°C. (Tabla 14)

Tabla 14 - Necrosis

Pierna	Necrosis				Total
	0	1	2	3	
Frequency	0	1	2	3	
der	8	4	6	2	20
izq	16	2	2	0	20
Total	24	6	8	2	40

### NECROSIS

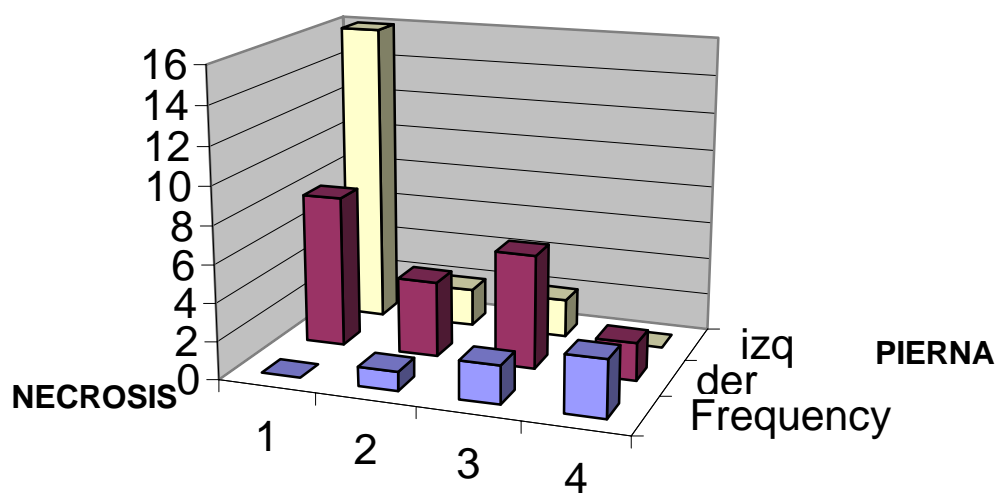


Fig. 57 - Necrosis

### 5.1.5 Reparación del tejido conjuntivo y vascularización

La reparación del tejido conjuntivo y vascularización fueran valorados segundo la escala de 0 a 4 en las preparaciones histológicas al 8, 22, 37, 54 y 76 días sob las temperaturas de 10, 37, 47 y 70°C. Las fibras de colageno tomaban una disposición circular con respecto al implante, que passava a ser perpendicular a medida que nos alejábamos de éste. (Tabla 14).

Tabla 15 Tejido conjuntivo

Pierna	Conjuntivo			
Frequency	1	2	3	Total
der	11	5	4	20
izq	19	1	0	20
Total	30	6	4	40

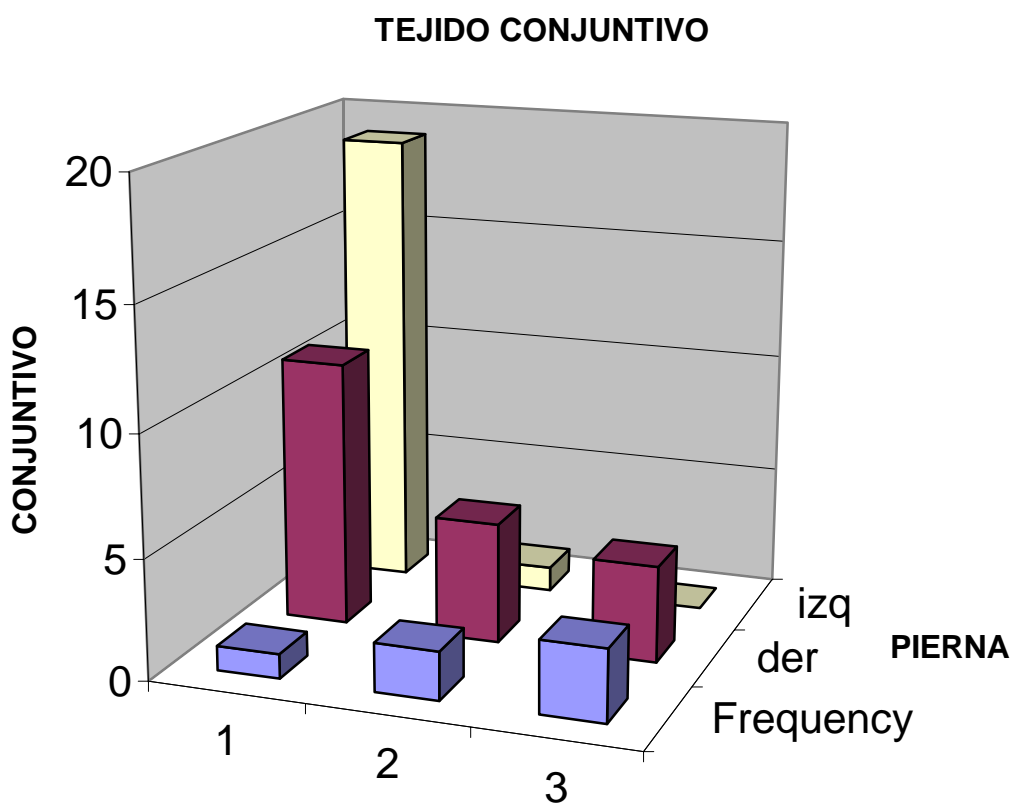


Fig. 58 – Tejido conjuntivo

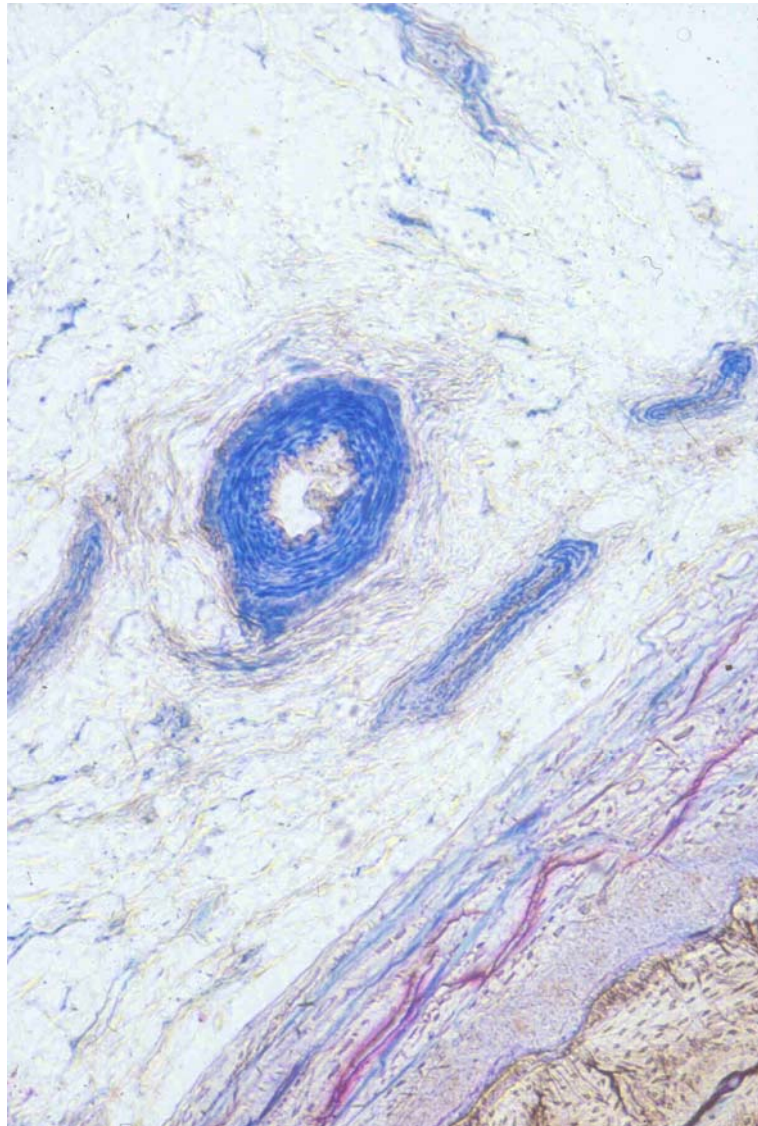


Fig. 59 - Tejido conjuntivo con vasos sanguíneos.

#### 5.1.6 Osteointegración

La osteointegración fuera valorado segundo la escala de 0 a 4 en las preparaciones histológicas al 8, 22, 37, 54 y 76 días sob las temperaturas de 10°C, 37°C, 47°C y 70°C. Un hecho también a resaltar fue que de las 52 preparaciones de los 40 implantes solamente 8 llegaron a la osteointegración se produjo la migración del epitelio a través de los agujeros del tronco del implante. (Tabla 16).

Tabla 16 - Osteointegración

Pierna	Osteointegración				Total
	0	1	2	3	
Frequency	0	1	2	3	
der	10	3	4	3	20
izq	6	7	4	3	20
Total	16	10	8	6	40

### OSTEOINTEGRACIÓN

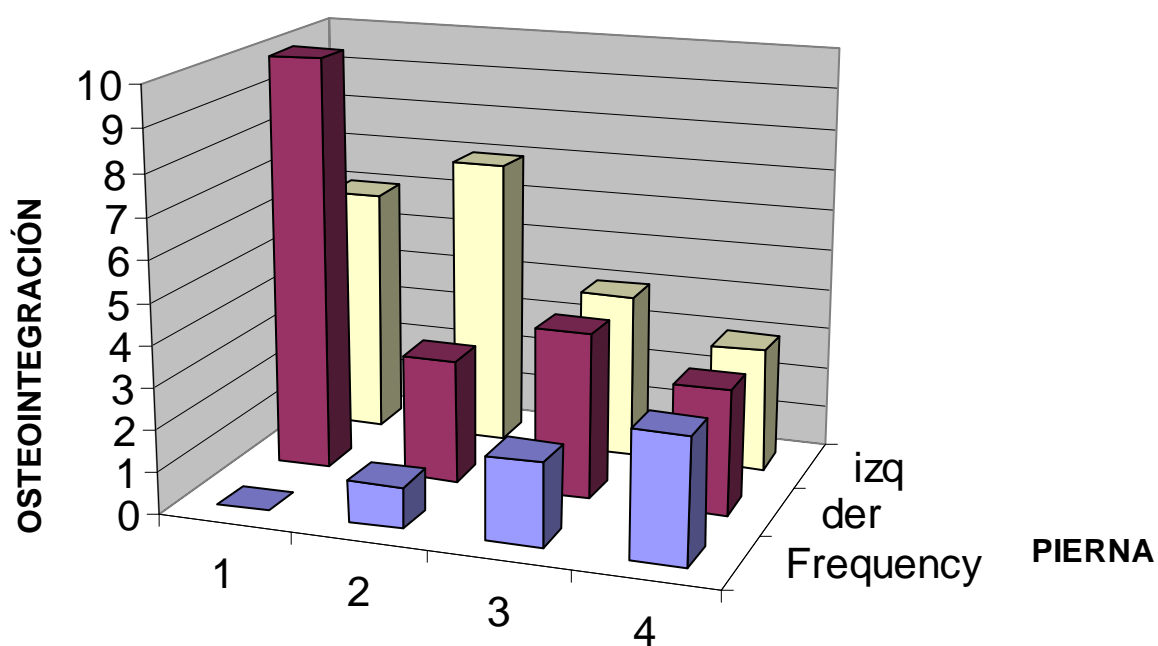


Fig. 60 - Osteointegración

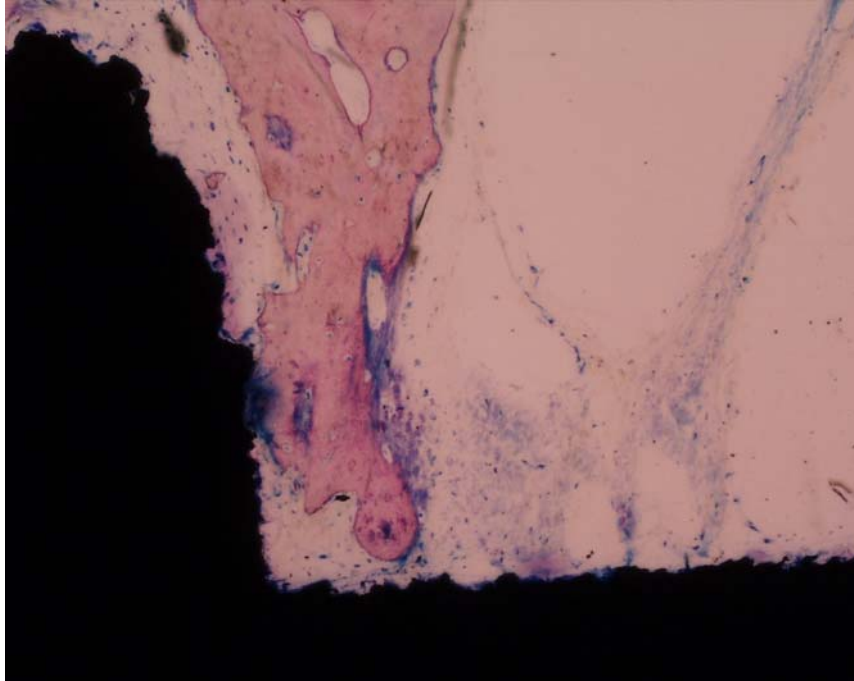


Fig. 61 - Osteointegración con 8 días, 37°C.

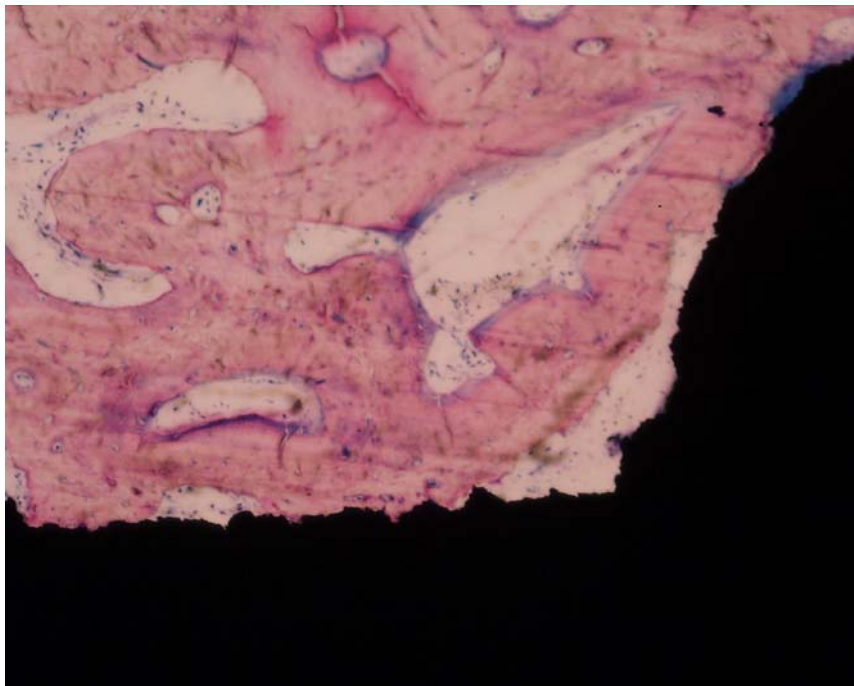


Fig. 62 - Osteointegración con 22 días, 47°C.

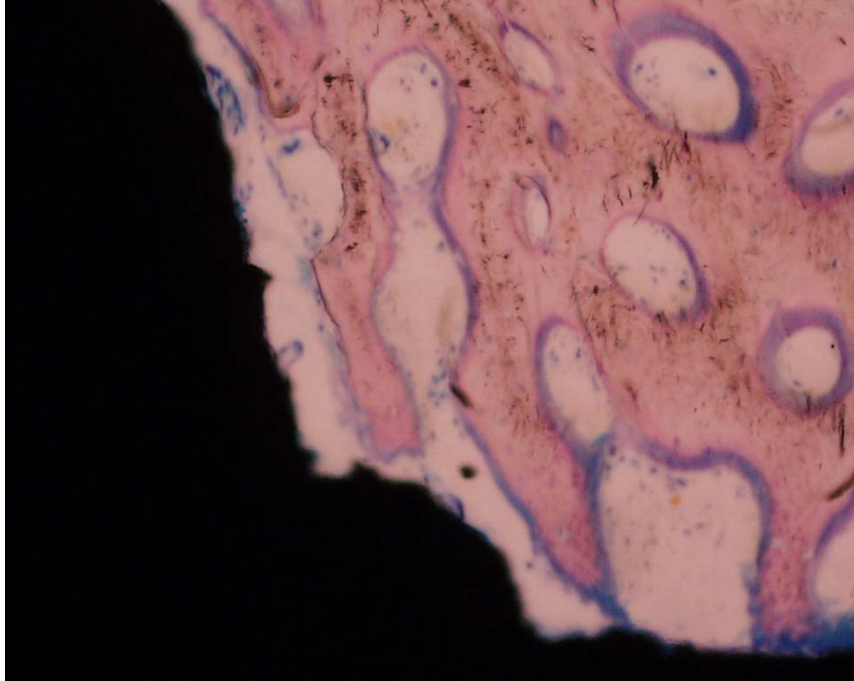


Fig. 63 - Osteointegración con 37 días, 47°C.

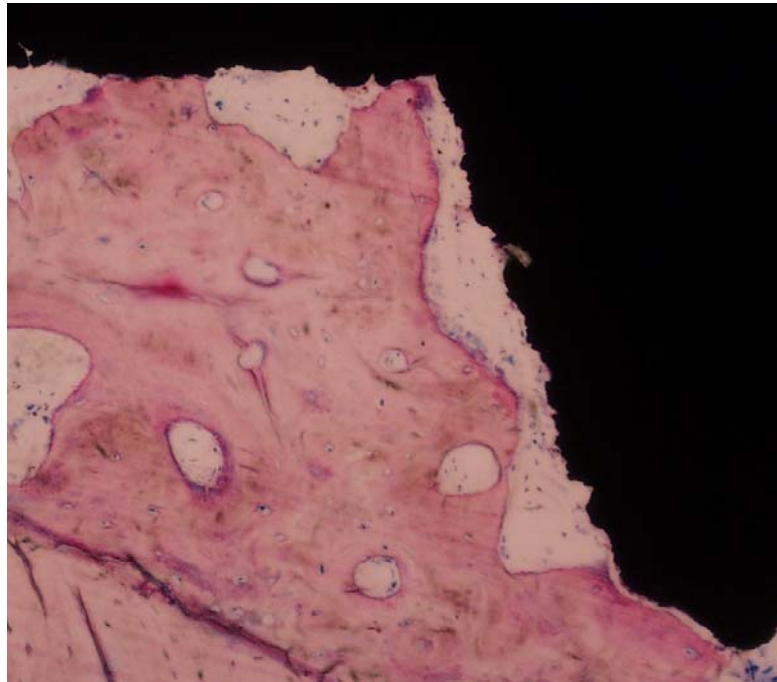


Fig. 64 - Osteointegración con 54 días, 47°C.

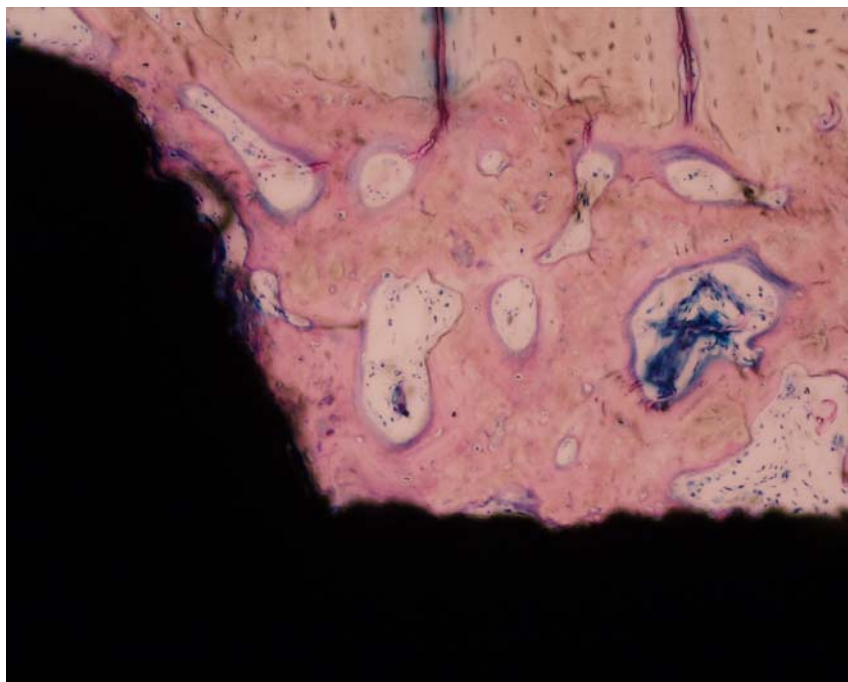


Fig. 65 - Osteointegración con 76 días, 70°C.

#### 5.1.7 Porcentaje de Contacto Óseo (%)

La porcentaje de contacto óseo fue avaliada al 8, 22, 37, 54 y 76 días sob las temperaturas de 10°, 37° 47° y 70°C. (Tabla 17)

Tabla 17 - Porcentaje de contacto óseo comparando los días e las temperaturas al dia del sacrificio

Temperatura	Porcentaje de Contacto Óseo (%)				
	8 días	22 días	37 días	54 días	76 días
10°C	7,50	34,04	23,16	78,62	80,02
37°C	28,04	37,62	67,06	83,66	89,67
47°C	27,67	27,65	52,52	85,04	91,02
70°C	7,50	10,00	15,00	43,56	40,52

### PORCENTAJE DE CONTACTO ÓSEO

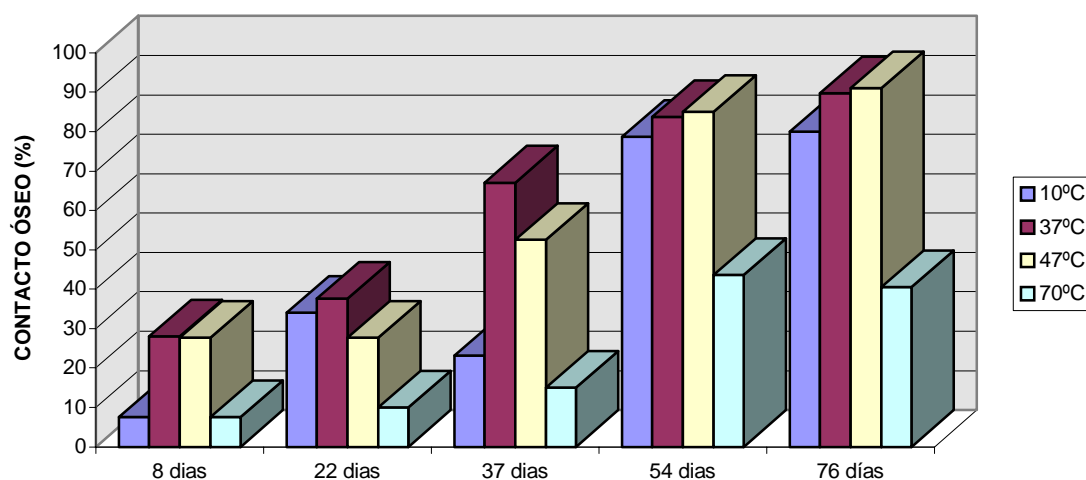


Fig. 66 - Porcentaje de contacto óseo

#### 5.1.8 Superficie del contacto (%)

La superficie del contacto se valoró solamente en la fecha de 54 días. LLa que nas fechas anteriores no habian superficie de contacto valoravel. Se analizaran 10 implantes de 41 a 52 correspondiendo a la superficie de contacto con los siguientes valores: (Tabla 18)

Tabla 18 - Superficie del contacto.

Implante	Temperatura	Superficie de contacto
1	10°C	14,82 %
2	10°C	18,72%
3	37°C	25,84%
4	37°C	28,58 %
5	47°C	24,78 %
6	47°C	25,09 %
7	70°C	12,17 %
8	70°C	10,41 %

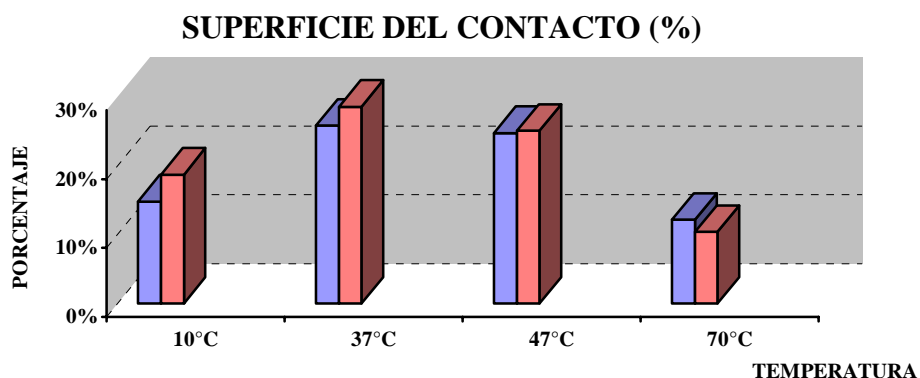


Fig. 67 - Superficie del contacto

En la imagen histológica de los implantes que acabaron con éxito la fase experimental se observó una respuesta inflamatoria blanda localizada alrededor del tejido óseo, predominando los polimorfonucleares, linfocitos, células plasmáticas y macrófagos. Las fibras de colágeno tomaban una disposición circular con respecto al implante, que pasaba a ser perpendicular a medida que nos alejábamos de éste. La calidad del tejido óseo fue superior en los animales que permanecieran con más días implantados.

## 5.2 Análisis Estadística

Esta tabla abajo se hace un muestreo con que se hizo lo estudio estadístico.

Tab. 19 - Recorre el total de muestras resultados comparando la temperatura, tiempo, area total do implante, hueso, conjuntivo, recuento celular, osteointegración y porcentaje.

Obs	Cerdo	Piernas	Temp	Días	Area do implante	Total implante	Hueso	Conjunt.	% hueso	Polimor	Eosinofi	Linfocit	Plasmoci	Macrofag	Gigantes	Necrosis	Conjunti	Osteoint	% Cont. óseo	% osteointe.
1	1	der	10	54	170936.39	412716.49	327975.23	84741.25	79.47	0	0	0	0	0	0	0	1	2	78.62	78.74
2	1	der	37	54	254438.41	329214.47	290738.15	38476.32	88.30	0	0	0	0	0	0	0	1	2	83.66	88.23
3	1	der	47	54	241023.11	342629.77	274242.30	68387.46	80.04	0	0	0	0	0	0	0	1	2	85.04	85.05
4	1	der	70	54	218055.28	365596.60	170793.00	194803.60	53.28	0	0	0	0	0	0	0	1	1	43.54	71.11
5	1	izq	10	22	228925.41	354727.47	110661.25	244066.22	31.19	0	0	1	1	1	0	2	2	0	34.04	29.74
6	1	izq	37	22	173061.33	410591.55	86638.65	323952.90	21.10	0	0	0	0	0	0	1	1	1	37.62	28.46
7	1	izq	47	22	161195.19	422457.69	335168.92	87288.77	79.34	0	0	1	1	1	0	1	1	1	27.65	73.87
8	1	izq	70	22	267320.69	316332.19	210430.67	105901.52	66.52	0	0	0	0	0	0	2	1	0	10.00	46.58
9	2	der	10	8	288323.78	295329.10	21036.72	274292.38	7.12	1	0	2	2	2	0	2	2	0	7.50	8.56
10	2	der	37	8	194449.58	389203.30	117710.66	271492.64	30.24	1	0	2	2	2	0	2	3	0	28.04	27.62
11	2	der	47	8	284280.53	299372.35	111978.24	297394.11	37.40	3	0	2	2	2	0	3	3	0	27.67	49.35
12	2	der	70	8	254092.42	329560.46	220683.49	108876.97	66.96	1	0	2	2	2	0	2	2	0	7.50	13.59
13	2	izq	10	37	269743.53	313909.35	248133.51	65775.84	70.04	0	0	0	0	0	0	0	1	0	23.16	23.16
14	2	izq	37	37	214535.81	369117.07	256177.70	112939.37	69.40	0	0	0	0	0	0	0	1	1	67.06	67.60
15	2	izq	47	37	241345.05	342307.83	291625.60	10682.22	85.19	0	0	1	1	1	0	0	1	1	52.52	84.56
16	2	izq	70	37	205308.47	378344.41	31593.83	66750.57	82.36	0	0	0	0	0	0	0	1	0	15.00	70.76
17	3	der	10	8	276334.31	307318.57	27358.26	279960.31	8.90	1	0	2	2	2	0	2	2	0	7.50	8.56
18	3	der	37	8	197090.61	386562.27	111878.24	274684.03	28.94	1	0	2	2	2	0	2	3	0	28.04	27.62
19	3	der	47	8	294278.22	289374.66	91700.27	197674.39	31.69	3	0	2	2	2	0	3	3	0	27.67	49.35
20	3	der	70	8	137787.09	445865.79	116786.69	329079.10	26.19	0	0	0	0	0	0	1	2	0	7.50	13.59
21	3	izq	10	37	291160.28	292492.60	62368.91	230123.70	21.32	0	0	0	0	0	0	0	1	0	23.16	23.16
22	3	izq	37	37	281353.19	302299.69	199073.92	103225.77	65.85	0	0	0	0	0	0	0	1	1	67.06	67.60
23	3	izq	47	37	255859.78	327793.10	275078.56	52714.53	83.92	0	0	1	1	1	0	0	1	1	52.52	84.56
24	3	izq	70	37	228222.75	355430.13	210278.35	145151.78	59.16	0	0	0	0	0	0	0	1	0	15.00	70.76
25	4	der	10	22	260227.20	323425.68	73135.62	250290.06	22.61	0	0	1	1	1	0	2	2	0	34.04	29.74
26	4	der	37	22	184726.19	398926.69	142900.83	256025.86	35.82	0	0	0	0	0	0	1	1	1	37.62	28.46
27	4	der	47	22	255814.36	327838.52	223885.14	103953.38	68.30	0	0	1	1	1	0	1	1	1	27.65	73.87
28	4	der	70	22	257379.11	326273.77	238984.99	154848.45	73.25	0	0	0	0	0	0	1	1	0	10.00	46.58
29	4	izq	10	54	239685.01	343967.87	267500.12	76475.75	77.77	0	0	0	0	0	0	0	1	2	78.62	78.74
30	4	izq	37	54	223198.08	360454.80	292784.69	67670.10	81.23	0	0	0	0	0	0	0	1	2	83.66	88.23
31	4	izq	47	54	279477.16	304175.72	275287.41	28888.30	90.50	0	0	0	0	0	0	0	1	2	85.04	85.05
32	4	izq	70	54	234136.66	349516.22	141279.50	208236.72	88.99	0	0	0	0	0	0	0	1	1	43.56	71.11
33	5	der	10	76	340168.60	243484.28	214314.87	29169.41	88.02	0	0	0	0	0	0	0	1	3	80.02	87.15
34	5	der	37	76	334773.00	248879.88	232130.27	16749.61	93.27	0	0	0	0	0	0	0	1	3	89.67	93.78
35	5	der	47	76	399731.40	202067.10	183921.48	18145.62	91.02	0	0	0	0	0	0	0	1	3	91.02	92.78
36	5	der	70	76	334136.66	249516.22	199662.88	49853.34	80.02	0	0	0	0	0	0	0	1	2	40.52	80.32
37	5	izq	10	76	350054.97	233597.91	201548.28	32049.63	86.28	0	0	0	0	0	0	0	1	3	80.02	87.15
38	5	izq	37	76	234654.01	348998.87	329908.64	19090.23	94.29	0	0	0	0	0	0	0	1	3	89.67	93.78
39	5	izq	47	76	324328.77	259324.11	245139.09	14185.02	94.53	0	0	0	0	0	0	0	1	3	91.02	92.78
40	5	izq	70	76	324556.16	259096.72	208857.86	50238.86	80.61	0	0	0	0	0	0	0	1	2	40.52	80.32

Los datos obtenidos con relación al percentual estan en la tabla que si siegue:

Tabla 20 - Temperatura y días pierna derecha

Temperatura	Días					Total
Frequency	8	22	37	54	76	
10	2	1	0	1	1	5
37	2	1	0	1	1	5
47	2	1	0	1	1	5
70	2	1	0	1	1	5
Total	8	4	0	4	4	20

### TEMPERATURA Y DÍAS PIERNA DERECHA

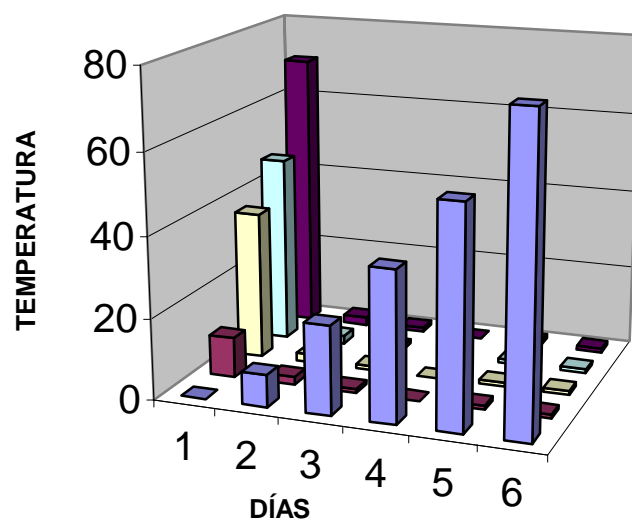


Fig. 68 - Temperatura y días pierna derecha

Tabla 21 - Temperatura y días pierna izquierda

Temperatura	Días					Total
Frequency	8	22	37	54	76	
10	0	1	2	1	1	5
37	0	1	2	1	1	5
47	0	1	2	1	1	5
70	0	1	2	1	1	5
Total	0	4	8	4	4	20

### TEMPERATURA Y DÍAS PIERNA IZQUIERDA

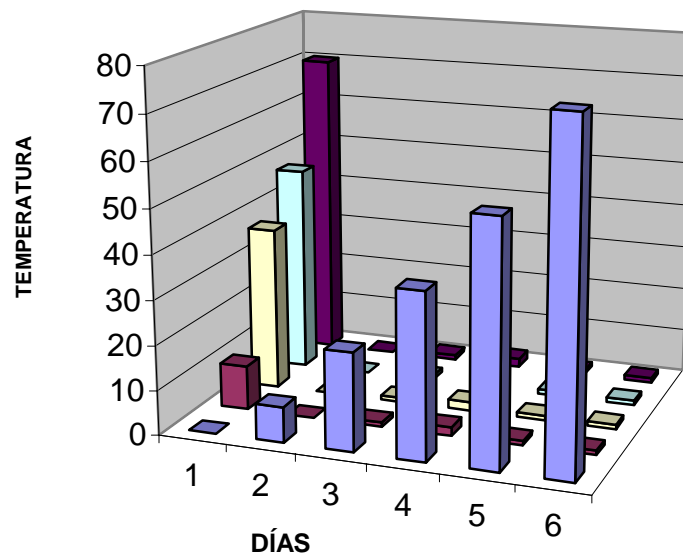


Fig. 69 - Temperatura y días pierna izquierda

La análisis de variância (Tabla 21) muestra que a despecho de haber efecto de lo metodo empleado para la determinación de la temperatura sobre la osteointegración, houve interacción con relación al tiempo estudiado. Tanto para la temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) cuanto para el tiempo (días) lo resultado estadístico fue altamente significativo. La interacción entre la temperatura y lo tiempo (días) fue significativo. La efectividad és mayor en relación a las temperaturas de  $37^{\circ}\text{C}$  y  $47^{\circ}\text{C}$  aos 37 y 54 días, aun que sucede una mayor interacción en la temperatura aos 54 días. Esto explica atraves de la análisis de variância la interacción entre lo tiempo (días) y la temperatura.

Pelo teste de Statistical Analisis System v6/2 la variación de la temperatura fue altamente significativa y la variable tiempo (días) también fue significativa a 5%, portanto hay 95% de probabilidad de afirmar que existen diferencias entre temperaturas y días.

De acuerdo con lo teste de descrito acima, las temperaturas de  $37^{\circ}\text{C}$  y  $47^{\circ}\text{C}$  son mejores que las otras y iguales entre si.

Los tiempos de 37, 54 y 76 días son superiores que los otros y también non hay diferencia significativa entre ellos.

## 6. DISCUSIÓN

Según la norma europea EN 30993-6:1994 (ISO 10993-6:1994) para realizar ensayos a largo plazo con tejidos, huesos y músculos subcutáneos, son adecuados animales como ratas, cobayas, conejos, perros, ovejas, cabras, cerdos y otros cuya esperanza de vida sea relativamente larga. También, se ha demostrado que los resultados obtenidos utilizando el modelo mandibular y el de huesos largos son semejantes [Cook y col. 1992bJ] pero esta validez sólo lo es para implantes sin carga. Si es necesaria la carga de los implantes, hemos de utilizar especies en las que podamos cargarlos posteriormente, tales como, el cerdo y el perro.

El cerdo, es una de las especies preferidas al tener los órganos y tiempos de osteointegración semejantes a los humanos [Hale y col., 1991]. Por el contrario, el perro tiene tiempos de osteointegración diferentes [Brosh y col., 1995], teniendo a su favor las facilidades de manejo [Parr y col., 1992].

Según la norma mencionada anteriormente las muestras de ensayo y los materiales de control han de ser implantados en las mismas condiciones, sobre las mismas especies animales de igual edad, sexo y raza, y en los lugares anatómicos correspondientes. El número y tamaño de los implantes introducidos en un animal depende del tamaño de la especie y de la localización anatómica. Para Parr y col. (1992), se deberían utilizar animales mestizos para evitar fenómenos asociados a la raza. Sin embargo, nosotros preferimos el uso del cerdo de raza Minipig, utilizando hembras y machos de edades semejantes, intentando de este modo una mayor homogeneidad entre los individuos para evitar al máximo posible variaciones debidas a estos factores.

La técnica quirúrgica empleada fue la rutinaria para la implantación de los implantes en la tibia del cerdo.

La intervención para la colocación de los implantes fue la que recomendaba el fabricante. Utilizamos anestesia con gases halogenados con una premedicación previa, al igual que otros autores [Parr y col., 1992; Steflík y col., 1993], y una técnica quirúrgica estéril [Baumhammers, 1990].

Otra polémica surge, en si es necesario labrar la rosca antes de introducir el implante en el hueso. Satomi y col. en 1988 comprobaron que era necesario labrar la rosca sobre el hueso, porque en caso contrario este espacio se podía rellenar de tejido conjuntivo (Satomi y col., 1988a). Para otros autores no es necesario realizarla cuando se trabaja en hueso

esponjoso [Baumhammers, 1990], ni si se utilizan implantes de hidroxiapatita [Akagawa y col., 1990]. Nosotros labramos la rosca, tal y como recomendaba el fabricante de los implantes.

El periodo de espera va a depender del potencial de reparación del hueso [Bränemark, 1983]. En cerdos no se han encontrado diferencias en el porcentaje de contacto óseo entre cargarlos a las 6 y a las 18 semanas [Hale y col., 1991]. Sin embargo, habrá diferencias dependiendo de la calidad del hueso, teniendo que esperar algo más en implantes superiores que en inferiores [Christensen, 1990]. La carga prematura puede prevenir el contacto directo del hueso con el implante, pudiendo provocar cambios en la cresta ósea [Akagawa y col., 1992; Sagara y col., 1993]. Si el implante fuera móvil se podría incrementar la movilidad [Meffert y col., 1992] pudiendo provocar incluso su fracaso [Isidor, 1996].

Bonfield & Li (1968) concluyeron que las propiedades mecánicas del hueso, calentado a 50°C, sufrieron alteraciones irreversibles y que estas se atribuyeron a la reorientación de las moléculas de colágeno e hidroxiapatita.

La necrosis cortical y el retardo de la cicatrización de los defectos quirúrgicos fueron observados en fémur de perros, cuando estos eran sometidos a una temperatura postquirúrgica. Las temperaturas relacionadas variaban desde 43,3°C hasta 68,7°C

Watanabe y col (1992) La temperatura sin irrigación a 37,2°C a 38,3°C  $\pm$  1,7, mientras que con irrigación no se queda encima de 30°C. Cuando se hace la irrigación del hueso ocurre poca dispersión del calor, en virtud del enfriamiento ocasionado por la temperatura constante de la agua. El hueso cortical contiene poca cantidad de agua y el índice de termoconductibilidad es mayor que en la médula ósea donde ocurre una rápida conducción del calor.

Para Haanaes y col. (1990) el valor más preciso son las radiografías, pero otros autores lo ven como un método muy subjetivo de interpretación [Steflik y col., 1993] y un alto grado de error [Al-Sayed y col., 1994]. De todos modos es uno de los pocos parámetros aplicables en la actualidad con cierto grado de fiabilidad [Quirynen y col., 1991].

Actualmente están en fase experimental al no estar muy bien establecidos cuáles son los valores recomendados para su uso. Puede ser el parámetro que se utilice en el futuro.

Tras el periodo de estudio, que fue de 76 días desde la colocación de los implantes, se procedió a la eutanasia de los animales, siguiendo los protocolos de manejo postulados por Parr en 1993 para evitar sufrimientos innecesarios a los animales. Según la norma EN 30993-

6:1994 para estudios a largo plazo las muestras han de estar implantadas al menos durante 12, 26, 52, 78 ó 104 semanas. Nunca se pueden mantener menos de 12 semanas, ya que hay que tener la certeza de que se ha alcanzado un estado estacionario con respecto a la respuesta biológica.

Con relación a la evaluación histológica de las muestras analizadas, en general encontramos alrededor de los implantes algunas células inflamatorias. Las células inflamatorias también fueron observadas por Ericsson y col., en 1996. Las fibras de tejido conjuntivo se encontraban dispuestas con una orientación paralela a la superficie del implante. Esta orientación paralela de las fibras es la forma más habitual de verlas según casi todos los artículos revisados [Buser y col., 1992; Listgarten y col., 1992; Guy y col., 1993]. Meffert y col., (1992) cita trabajos en los que se encontró una disposición perpendicular de las fibras.

Eriksson y col. (1983) relata que no fuera observado alteraciones morfológicas del tejido conjuntivo durante la fase aguda del calentamiento de hueso, siendo que el pico de la absorción ósea ha ocurrido cerca de dos semanas após el calentamiento.

Nociti Junior y col. (1997) lo propósito de este estudio fue de valorar la respuesta tejidual de lo hospedero a la inserción de un implante dental endóseo. Los conejos adultos New Zealand fueron utilizados, la valoración histológica ha sido hecha a partir del fémur. Los resultados han mostrado un aspecto hemorrágico y infiltración inflamatoria los cuales fueron substituidos por tejidos de granulación y por fin formación de tejido óseo. Lo hueso cortical ha sido observado presencia de una área necrótica o cual más tarde ha sido remodelada y también una intensa proliferación de endosteo y periostio en las regiones próximas al implante, resultando en el espesamiento de la superficie del hueso cortical. Así fue observado que los implantes de titanio (Carbontec-Special Material Ltda.) no han impedido con el proceso de la cicatrización.

Rouiller & Majno (1953) observaron la necrosis de los osteocitos en huesos largos de conejos, cuando estos fueron expuestos a una elevación térmica de 55° C. Nosotros en este trabajo encontramos con relación al tejido conjuntivo (periostio) una reacción inflamatoria con infiltrado linfoplasmocitario y neutrofílico con presencia de macrófagos y raros fibroblastos en las temperaturas de 10°C, 37°C y 70°C en los 8 días. Fue observado que con las temperaturas de 10°C, 47°C al 22 días una reacción inflamatoria con infiltrado linfoplasmocitario con presencia de macrófagos y gran número de fibroblastos. Encontramos todavía con las temperaturas 37°C, 10°C, 47°C y 70°C con 22 días, 37 días y 54 días una

presencia de infiltrado con gran numero de fibroblastos. En las temperaturas de 47°C y 70°C a los 22 y 37 días una presencia de infiltrado con numero moderado de fibroblastos. A los 8 días con una tempertura de 47° C una racion inflamatoria con infiltrado neutrofilico y linfoplasmocitario con presencia de macrofagos y un numero moderado de fibroblastos. Ocurre una reacion inflamatoria en las temperaturas 10, 37, 47 y 70°C en los 8 días siendo de mayor intencidad a los 47°C. A los 22, 37 y 54 días se observa la presencia macissa de fibroblastos enseñando una mayor formacion del tejido oseo.

Krause y col. (1982) por ejemplo, el colageno posee una temperatura de desnaturalización de 112 grados en el estado solido (13% de contenido de agua), y de 66 grados tras el humedecimiento en agua deionizada. Se sabe que el colageno es más resistente al efecto de la temperatura que otras proteinas protoplasmaticas. La tripsina, por ejemplo, es inactivada el 50% a 44 grados. La relación del tiempo con la viabilidad del hueso fue determinada en base a la atividad diaforética de los osteocitos. En los experimentos in vivo la distancia de la fuente de calor a un isotermico particular es dependiente de la temperatura, exposicion y duracion del calor.

Existe un aumento exponencial de la inactividad enzimatica con el aumento de la temperatura. La necrosis celular es iniciada a 47 grados, ocurriendo daños irreparables a temperaturas superiores a 70 grados por causa de isquemia temporal durante 2 o 3 minutos. La isquemia prolongada durante una hora tiene un efecto significativo en los aumentos de las areas de necrosis. La temperatura de daños celulares óseos muestra que 47 grados es el limite minimo para necrosis. Esta temperatura depende del hecho de que la celula ósea tiene una temperatura inicial de 37 grados de modo que un aumento gradual de 13 grados ( $37 + 13 = 50$ ) puede iniciar el daño celular. La temperatura determinada como 10 grados aumenta con la temperatura ambiental, por cada 25 grados ambientales se incrementan 5 grados en cada estudio. El establecimiento del limite de necrosis de este experimento, fue usado como diferencia inicial para valorar la respuesta de la temperatura y el posible inicio del daño termal en tejido óseo vivos viables a 37 grados.

La técnica del cálculo de porcentaje de contacto óseo ya fue utilizada por Satomi y col., en 1988; De Lange en 1989 y también por Steflik y col. en 1996. Deporter y col. en 1988 y Haider y col., 1993 también plantean el uso de una relación de superficies entre el hueso y el resto de tejidos, calculando la cantidad de hueso existente en unas décimas de milímetro

alrededor de los implantes. Otros autores dividen la longitud del implante en tercios, ya que afirman que el comportamiento osteoformador es diferente según la zona en estudio [Hale y col., 1991; Deporter y col., 1988] y Haider y col.;1993 también plantean el uso de una relación de superficies entre el hueso y resto de tejidos, calculando la cantidad de hueso existente en unas décimas de milímetro al rededor de los implantes. Otros autores dividen la longitud del implante en tercios y que afirman que el comportamiento osteoformador es diferente según la zona en estudio (Hale y col., 1991; Deporter y col.; 1988)

Neste estudio tuvimos porcentaje de contacto óseo medio del 95% con las temperaturas de 37°C a 47°C por un minuto utilizando para esto experimento la irrigación continua con solución de suero fisiológico (Watanabe y col. 1992). Yacker y col., (1996) llegaron a temperaturas superiores a 44°C y 47°C por un minuto sin irrigación externa dañando irreversiblemente el tejido óseo, resultando una interface del tejido vivo. Lo mismo estudio fue hecho por Hale y col., (1991) encontrando grandes variaciones con efecto de la temperatura, desde 34° en implantes sin carga (Hale, y col; 1991) hasta el 76% (Steflik y col; 1996)

Anteriormente ya había sido probada la osteointegración en implantes sumergidos y no sumergidos de titanio [Listgarten y col., 1992]. Nosotros encontramos un porcentaje de éxito ligeramente superior en implantes sumergidos. Ericsson y col. (1994) y Donatsky y Hillerup (1996) encontraron porcentajes de éxito semejantes en implantes sumergidos y no sumergidos.

Los porcentajes de contacto óseo fueron semejantes. Algunos autores han obtenido peores porcentajes de contacto en implantes no sumergidos [Levy y col., 1996] al menos durante las primeras 6 semanas después de su colocación, y mejores en implantes colocados en dos fases [Sagara y col., 1993].

Sin embargo, se produjo mayor reabsorción ósea en los implantes sumergidos, siendo la diferencia muy significativa. Al ser los porcentajes de contacto de los dos grupos semejantes, la ganancia de altura de hueso indica que más superficie del implante va a estar rodeada de tejido óseo, por lo que será más difícil que fracase. Hämmerle y col. (1996) encontraron también mayor reabsorción ósea al colocar 1 mm por debajo de la cresta ósea implantes ITI, que el fabricante recomienda colocar no sumergidos. Otros autores encuentran valores semejantes de reabsorción en implantes sumergidos y no sumergidos (Ericsson y col, 1996; Weber y col; 1996). Sin embargo Hermann y col; en 1997, encuentran mejores

características de la interfase en implantes no sumergidos. Padrós y col; 1996 también recomienda el uso de técnicas de colocación sin sumergilos.

Sin embargo hay un hecho a destacar, y es que el grado de la temperatura y el tiempo influye en la osteointegración de los implantes de titanio sobre el tejido óseo. En la actualidad la explicación todavía no está clara según algunos autores, para evitar sobrecalentamiento del hueso se realizará un fresado a baja velocidad y con irrigación adecuada de solución salina fisiológica (Baumhammers, 1990).

Este proceso de curación e integración ósea requiere de 3 a 6 meses o más (Chistensen, 1990). En relación al comportamiento del hueso un período de tres meses en perros y cerdos supone aproximadamente 4.5 meses en seres humanos (Brosh y col; 1995). Según Roberts y col; (1987) se obtiene el máximo contacto óseo en aproximadamente 1 año (citado por Meffert y col; 1992).

Cabrini y col. (1993a) Valoraciones histométricas en función del tiempo han sido hechas con implantes de zirconio durante el período de la cicatrización en 10 ratones Wistar. La formación ósea ha sido observada en la superficie de la banda implantada que estaba en contacto con la médula ósea de la tibia, este método ha tenido como propósito a valorar el primer estadio de la cicatrización del hueso.

Sea como fuere muestra experiencia a demostrado que siguiendo la técnica de implantología con diferentes grados de temperatura y tiempo, descritos en este modelo quirúrgico utilizando para tanto los implantes roscados arenados y sumergidos en la tibia de cerdos mimi pigs, la técnica puede realizarse con o sin necesidad de otras innovaciones.

Como conclusión definitiva y siguiendo los criterios de diversos autores ya citados podemos afirmar que la temperatura y tiempo son datos importantes para una perfecta osteointegración perimplantaria.

Cabrini y col. (1993) (pág. 194) Valoraciones histométricas en función del tiempo han sido hechas con implantes de zirconio durante el período de la cicatrización en 10 ratones Wistar. Los implantes (7 mm x 1 mm x 0,1 mm) fueron colocados en las tibias derecha de los animales. 5 ratones fueron sacrificados después de 14 días y los que restaban sacrificados 30 días después de lo implante. Las tibias fueron disecadas, radiografiadas y coradas con polímero de metil metacrilato. Fueron hechos 3 secciones obteniendo a partir de lo eixo transversal más grande de cada tibia. La espesura de lo tejido óseo integrado, porcentaje del contacto directo

huseo-implante y el volume del tejido óseo integrado fueron valorados de cada muestra. La formación ósea ha sido observada en la superficie de la banda implantada que estaba en contacto con la medula ósea de la tibia. Este metodo ha tenido como proposito a valorar el primero estadio de la cicatrización del hueso en contacto con diferentes materiales del implante sujetos a varios tratamientos de las supercicies.

Neste estudio tuvimos un porcentaje de contacto óseo medio del 99,0%. En general se hablan de porcentajes entre un 25 y un 75% [Hale y col., 1991 ], encontrando grandes variaciones, desde el 34% en implantes sin carga [Hale y col., 1991] .

Para algunos autores la geometría del implante parece ser el factor determinante en la adecuada distribución de fuerzas del implante al hueso [Rieger y col., 1989 a; Akpinar y col., 1996]. Al principio se opinaba que el implante roscado transmitía mejor las fuerzas tensiles al hueso [Satomi y col., 1988 a]. Se ha demostrado que ambos tipos llegan a osteointegrarse (Meffert y col., 1992). Sin embargo los implantes roscados se recomiendan en hueso de buena calidad y cuando la profundidad sea de al menos 12 mm [Saadoun y LeGall, 1992].

Anteriormente ya había sido probada la osteointegración en implantes sumergidos y no sumergidos de titanio [Listgarten y col., 1992]. Nosotros encontramos un porcentaje de éxito ligeramente superior en implantes sumergidos. Ericsson y col. (1994) y Donatsky y Hillerup (1996) encontraron porcentajes de éxito semejantes en implantes sumergidos y no sumergidos.

Los porcentajes de contacto óseo fueron semejantes. Algunos autores han obtenido peores porcentajes de contacto en implantes no sumergidos [Levy y col., 1996] al menos durante las primeras 6 semanas después de su colocación, y mejores en implantes colocados en dos fases [Sagara y col., 1993].

Sin embargo, se produjo mayor reabsorción ósea en los implantes sumergidos, siendo la diferencia muy significativa. Al ser los porcentajes de contacto de los dos grupos semejantes, la ganancia de altura de hueso indica que más superficie del implante va a estar rodeada de tejido óseo, por lo que será más difícil que fracase. Hämmerle y col. (1996) encontraron también mayor disminuía el grado de reabsorción ósea.

El motivo de hacer hincapié en este punto es la posible importancia a la hora de su utilización en situaciones donde es importante perder la menor cantidad de hueso posible.

Es un hecho demostrado que a mayor longitud del implante, mayores posibilidades de que llegue a buen término la osteointegración [Saadoun y LeGall, 1992]. Aunque los resultados en este estudio fueron que había un mayor porcentaje de fracasos en implantes de longitud de 10 mm, este hecho no se puede tener en cuenta, ya que la distribución de los implantes en cuanto a su longitud no fue homogénea, sino simplemente por la profundidad ósea del hueso a implantar.

Sin embargo hay un hecho a destacar, y es que el grado de reabsorción ósea en implantes con cuello arenado es menor, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Este hecho no es nuevo en la literatura, ya que fue observado por Donohue y Mascrés en 1990 utilizando hidroxiapatita y también por Buser y col. (1992) sobre implantes de titanio. En la actualidad la explicación todavía no está clara. Donohue y Mascrés (1990) plantearon dos posibles hipótesis. Una fue que el cuello arenado determinaba una distribución de cargas beneficiosa para la formación de hueso. La otra era por la propia naturaleza de la hidroxiapatita que utilizó en su estudio. Sin embargo ésta fue descartada por Buser y col. en 1992, ya que observó lo mismo sobre implantes de titanio, comprobando que el aumento de rugosidad 7 Anteriormente ya había sido probada la osteointegración en implantes sumergidos y no sumergidos de titanio [Listgarten y col., 1992]. Nosotros encontramos un porcentaje de éxito ligeramente superior en implantes sumergidos. Ericsson y col. (1994) y Donatsky y Hillerup (1996) encontraron porcentajes de éxito semejantes en implantes sumergidos y no sumergidos.

Los porcentajes de contacto óseo fueron semejantes. Algunos autores han obtenido peores porcentajes de contacto en implantes no sumergidos [Levy y col., 1996] al menos durante las primeras 6 semanas después de su colocación, y mejores en implantes colocados en dos fases [Sagara y col., 1993].

Sin embargo, se produjo mayor reabsorción ósea en los implantes sumergidos, siendo la diferencia muy significativa. Al ser los porcentajes de contacto de los dos grupos semejantes, la ganancia de altura de hueso indica que más superficie del implante va a estar rodeada de tejido óseo, por lo que será más difícil que fracase. Hämmerle y col. (1996) encontraron también mayor disminuía el grado de reabsorción ósea.

El motivo de hacer hincapié en este punto es la posible importancia a la hora de su utilización en situaciones donde es importante perder la menor cantidad de hueso posible.

## 7. CONCLUSIONES

Una vez revisada la bibliografía y los resultados, para las condiciones de neste estudio nos atrevemos a formular las siguientes conclusiones:

1. Em cada tibia se produce una osteolisis mayor valor grafica en los colocados a mayor temperatura. Esta osteolisis es mayor en el caso del implante colocado en 70°C comienza a ser mayor a partir del día 22 días.
2. De los estudios estadísticos a los resultados se desprende que no existe diferencia significativa en la recuento celular realizado para las diversas temperaturas estudiadas y los diversos tiempos de la experiencia.
3. La presencia de células inflamatorias es mayor a los 8 días que el resto. No habiendo diferencias significativas entre los días 8 y 22.
4. La reparación y vascularización es mayor a los 8 días que al resto de los días y las diferentes temperaturas. Siendo esta diferencia no significativa estadísticamente.
5. La porcentaje de hueso se incrementa desde los 8 hasta los 76 días progresivamente con diferencias significativas con un nivel de significancia de 95%. También si incrementa el percentual de contacto óseo y porcentaje de osteointegración de los diversos valores significativos.
6. El percentual de hueso es mayor en los casos de la temperatura de 37°C, 47°C y 70° C siendo menor en el caso de 10°C habiendo diferencia significativa con un nivel de confianza de 95°C.
7. El percentual de contacto óseo es menor en lo caso de 70°C de que en los casos de 37°C, 47°C y 10°C siendo esta diferencia significativa.
8. La porcentaje de la osteointegración es menor en lo caso de 10°C que en los casos de 37°C, 47° y 70°C, siendo esta diferencia significativa.
9. De las anteriores conclusiones se podrían desprender una conclusión final en lo sentido de que las temperaturas comparadas en neste estudio las más perjudicial para la osteointegración sería la de 10°C por su influencia negativa en la porcentaje de osteointegración, en la porcentaje de contacto óseo y en la porcentaje de hueso

seguida a la temperatura de 70°C por su bajo nivel de porcentaje de contacto, óseo y de la osteointegración.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. ABRAHAMMS, J. J.: **The role of diagnostic imaging in dental implantology.** Radiol Clin North Am 31 (1): 163-180, 1993.
2. AKAGAWA, Y.; SATOMI, K.; NIKAI, H.; TSURU, H.: **Initial interface between submerged hydroxyapatite-coated titanium alloy implant and mandibular bone after nontapping and tapping insertions in monkeys.** JProsthet-Dent. 63(5): 559-64, 1990.
3. AKAGAWA, Y.; WADAMOTO, M.; SATO, Y.; TSURU, H.: **The threedimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study.** J Prosthet Dent 68: 813-816, 1992.
4. AKPINAR, I.; DEMIREL, F.; PAMAS, L.; SAHIN, S.: **A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses.** Quintessence 27 (1): 11-17, 1996.
5. ALBREKTSSON, T.; ERIKSSON, A. R.; JACOBSSON, M.; KÄLEBO, P.; STRID, K-G.; TJELLSTRIM, A.: **Bone repair in implant models: a review with emphasis on the harvest chamber for bone regeneration studies.** Int-JOral-Maxillofac-Implants. 4(1):45-54, 1989.
6. AI-SAYYED, A.; DEPORTER, D. A.; PILLIAR, R. M.; WATSON, P. A.; PHAROAH, M.; BERHANE, K.; CARTER, S.: **Predictable crestal bone remodelling around two porous-coated titanium alloy dental implant designs.** A radiographic study in dogs. Clin Oral Impl Res 5: 131-141, 1994.
7. APARICIO, C.; OLIVE, J.: **Microanálisis superticial comparativo en implantes Brånemark fracasados en su osteointegración.** Rev Actual Odontostomatol Esp 50 (394): 59-81, 1990.
8. BAGAMBISA, F. B.; KAPPERT, H. F.; SCHILLI, W.: **Interfacial reactions of osteoblasts to dental and implant materials.** J Oral Maxillofac Surg 52: 5256, 1994.
9. BALSHE, T. J.: **First molar replacement with an osseointegrated implant.** Quintessence-Int.21(1): 61-5, 1990.
10. BAUMHAMMERS, A.: **Technique for screw-type implants.** JADA 121: 376-382, 1990.
11. BECKER, W.; LYNCH, S. E.; LEKHOLM, U.; BECKER, B. E.; CAFFESSE, R.; DONATH, K.; SÁNCHEZ, R.: **A comparison of ePTFE membranes alone or in combination with platelet-derived growth factors and insulin-like growth factor-I or demineralized freeze-dried bone in promoting bone formation around immediate extraction socket implants.** J Periodontol 63: 929-940, 1992.
12. BECKER, W.; DAHLIN, C.; BECKER, B. E.; LEKHOLM, U.; VAN STEENBERGHE, D.; HIGUCHI, K.; KULTJE, C.: **The use of e-PTFE barrier around**

- titanium implants placed into extraction sockets: a prospective multicenter study.** Int J Oral Maxillofac Implants 9: 31-40, 1994.
13. BECKER, W.; SCHENK, R.; HIGUCHI, K.; LEKHOLM, U.; BECKER, B. E.: **Variations in bone regeneration adjacent to implants augmented with barrier membranes alone or with demineralized freeze-dried bone or autologous grafts: A study in dogs.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (2): 143-154, 1995.
  14. BERGLUNDH, T.; LINDHE, J.; JONSSON, K.; ERICSSON, I.: **The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog.** J Clin Periodontol 21: 189-193, 1994.
  15. BIBLIOTECA CENTRAL, Universidade Federal do Paraná: **Normas para apresentação de trabalhos.** Parte 2. Teses, Dissertações e Trabalhos Acadêmicos. 6. Ed. Editora UFPR. Curitiba, 1996.
  16. BIBLIOTECA CENTRAL, Universidade Federal do Paraná: **Normas para apresentação de trabalhos.** Parte 6. Referências Bibliográficas. 2. Ed. Editora UFPR. Curitiba, 1992.
  17. BIBLIOTECA CENTRAL, Universidade Federal do Paraná: **Normas para apresentação de trabalhos.** Parte 7. Citações e Notas de Rodapé. 6. Ed. Editora UFPR. Curitiba, 1996.
  18. BIBLIOTECA CENTRAL, Universidade Federal do Paraná: **Normas para apresentação de trabalhos.** Parte 8. Estilo e Orientação para Datilografia e Digitação. 6. Ed. Editora UFPR. Curitiba, 1996.
  19. BIESBROCK, A. R.; EDGERTON, M.: **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, 1995.
  20. BLOCK, C. M.; TILLMANN, H. W. S.; MEFFERT, R. M.: **Histologic evaluation of the Laminoss osteocompressive dental screw: a pilot study.** Compend Contin Educ Dent 18 (7): 676-685, 1997.
  21. BONTE, B.; LINDEN, R. W. A.; SCOTT, B. J. J.; VAN STEENBERGHE, D.: **Role of periodontal mechanoreceptors in evoking reflexes in the jawclosing muscles of the cat.** J Physiol Lond 465: 581-594, 1993.
  22. BOWER, R. C.; WALL, C. D.; HENRY, P. J.: **Clinical and microscopical findings in edentulous patients 3 years after incorporation of osseointegrated implant-supported bridgework.** J Clin Periodontol 16: 580-587, 1989.
  23. BRÄNEMARK, P.: **Osseointegration and its experimental background.** J Prosthet Dent 50 (3): 399-410, 1983.
  24. BROSH, T.; PERSOVSKI, Z.; BINDERMAN, I.: **Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (6): 729-735, 1995.

25. BRUGGENKATE, C. M.; MULLER, K.; OOSTERBEEK, H. S.: **Clinical evaluation of the ITI (F-type) hollow cylinder implant**. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 70: 693-697, 1990.
26. BRUGGENKATE, C. M.; OOSTERBEEK, H. S.; KREKELER, G.; MÜLLER, K.: **Benefit of bonelike implant system**. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 72: 278-283, 1991.
27. BUSER, D.; WARRER, K.; KARRING, T.: **Formation of a periodontal ligament around titanium implants**. J-Periodontol. 61(9): 597-601, 1990.
28. BUSER, D.; WEBER, H. P.; DONATH, K.; FIORELLINI, J. P.; PAQUETTE, D. W.; WILLIAMS, R. C.: **Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs**. J-Periodontol. 63(3): 225-35, 1992.
29. BUSER, D.; RUSKIN, J.; HIGGINBOTTOM, F.; HARDWICK, R.; DAHLIN, C.; SCHENK, R. K.: **Osseointegration of titanium implants in bone regenerated in membrane-protected defects: a histologic study in the canine mandible**. Int J Oral Maxillofac Implants 10 (6): 666-681, 1995.
30. CARMICHAEL, R. P.; MCCULLOCH, C. A. G.; ZARB, G. A.: **Quantitative immunohistochemical analysis of keratins and desmoplakins in human gingiva and peri-implant mucosa**. J Dent Res 70 (5): 899-905, 1991 .
31. CARR, A. B.; LARSEN, P. E.; PAPAZOGLU, E.; MCGLUMPHY, E.: **Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application**. Int J Oral Maxillofac Implants 10 (2): 167-174, 1995.
32. CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E.: **The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit**. J Prosthet Dent 76 (5): 500-509, 1996.
33. CARTNEY, J. W.: **Calculus and plaque removal from osseointegrated implant titanium abutments**. J-Prosthet-Dent. 67(6): 896, 1992.
34. CENTER FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH: **Calcium phosphate (Ca-P) coating draft guidance for preparation of FDA submissions for orthopedic and dental endosseous implants**. U.S. Food and Drug Administration, Rockville, 1992. <http://www.fda.gov/cdrh/ode/33.html>.
35. CENTER FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH: **Guidance document for testing biodegradable polymer implant devices**. U.S. Food and Drug Administration, Rockville, 1996 (a). <http://www.fda.gov/cdrh/ode/odegr914.html>.
36. CENTER FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH: **Information necessary for premarket notification submissions for screw-type endosseous implants**. U.S. Food and Drug Administration, Rockville, 1996 (b). <http://www.fda.gov/cdrh/ode/scguidoc.html>.

37. COMITÉ EUROPEO DE NORMALIZACIÓN: **Norma Española UNEEN 30993-6.** Evaluación biológica de los productos sanitarios. Parte 6: Ensayos relativos a los efectos locales después de la implantación (ISO 10993-6:1994). Aenor, Madrid, 1995.
38. CHAVEZ, H.; ORTMAN, L. F.; DEFRANCO, R. L.; MEDIGE, J.: **Assesment of oral implant mobility.** J Prosthet Dent 70: 421-426, 1993.
39. CHESS, J. T.: **Technique for placement of root form implants of the finned or serrated type.** JADA 121 : 414-417, 1990.
40. CHRISTENSEN, G. J.: **Implant prosthodontics contribute to restorative dentistry.** JADA 121: 340-350, 1990.
41. CHRISTENSEN, G. J.: **The dental implant dilemma.** J. Am. Dent. Assoc. 122(6): 79-80, 1991.
42. CLARIZIO, L. F.: **Techniques for ideal implant placement in the mandibular first molar position.** Compend Contin Educ Dent 16 (8): 806813, 1995.
43. COOK, S. D.; BAFFES, G. C.; PALAFOX, A. J.; WOLFE, M. W.; BURGESS, A.: **Torsional stability of HA-coated and grit-blasted titanium dental implants.** J-Oral-Implantol. 18(4): 354-65, 1992 a.
44. COOK, S. D.; BAFFES, G. C.; WOLFE, M. W.; PALAFOX, A. J.: **A comparison of femoral and mandibular animal models for the evaluation of HA-coated implants.** J-Oral-Implantol. 18(4): 359-65, 1992 b.
45. COOLEY, D. R.; VAN DELLEN, A. F.; BURGESS, J. O.; STEWART, A.: **The advantages of coated titanium implants prepared by radiofrequency sputtering from hydroxyapatite.** J Prosthet Dent 67: 93-100, 1992.
46. DAHLIN, C.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U.; LINDE, A.; NYMAN, S.: **Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: an experimental study in rabbits.** Int-J-Oral-MaxillofacImplants.4(1): 19-25, 1989.
47. DE LANGE, G. L.; DE PUTTER, C.; DE GROOT, K.; BURGER, E. H.: **A clinical, radiographic and histological evaluation of permucosal dental implants of dense hydroxylapatite in dogs.** J Dent Res 68 (3): 509-518, 1989.
48. DE WIJS, F. L.; CUNE, M. S.; DE PUTTER, C.: **Delayed implants in the anterior maxilla with the IMZ implant system.** J Oral Rehabil 22 (5): 319326, 1995.
49. DEPORTER, D. A.; WATSON, P. A.; PILLIAR, R. M.; HOWLEY, T. P.; WINSLOW, J.: **A histological evaluation of a functional endosseous, porous-surfaced, titanium alloy dental implant system in the dog.** J. Dent. Res. 67 (9):1190-1195, 1988.
50. DEPORTER, D. A.; WATSON, P. A.; PILLIAR, R. M.; CHIPMAN, M. L.; VALIQUETTE, N.: **A histological comparison in the dog of porous-coated vs. threaded dental implants.** J Dent Res 69 (5): 1138-1145, 1990.

51. DMYTRYK, J. J.; FOX, S. C.; MORIARTY, J. D.: **The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment.** J Periodontol 61: 491-496, 1990.
52. DONATSKY, O.; HILLERUP, S.: **Non-submerged osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy.** A short-term follow up. Clin Oral Impl Res 7: 170-174, 1996.
53. DONLEY, T. G.; GILLETTE, W. B.: **Titanium endosseous implant-soft tissue interface:** a literature review. J. Periodontol. 62(2): 153-60, 1991.
54. DONOHUE, W. B.; MASCRÉS, C.: **Effect of hydroxyapatite on bone formation around exposed heads of titanium implants in rabbits.** J. Oral Maxillofac Surg 48: 1196-1200, 1990.
55. DONOVAN, M. G.; DICKERSON, N. C.; HANSON, L. J.; GUSTAFSON, R. B.: **Maxillary and mandibular reconstruction using calvarial bone grafts and Br-nemark implants:** a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 52: 588594, 1994.
56. EKESTUBBE, A.; GRÖNDAHL, K.; EKHOLM, S.; JOHANSSON, P. E.; GRÖNDAHL, H. G.: **Low-dose tomographic techniques for dental implant planning.** Int J Oral Maxillofac Implants 11 (5): 650-659, 1996.
57. EI CHARKAWI, H. G.: **Residual ridge changes under titanium plasmasprayed screw implant systems.** J Prosthet Dent 62: 576-580, 1989.
58. EMILY, P.; PENMAN, S.: **Anatomy** (capítulo 1 ). En "Handbook of Small Animal dentistry". Editado por Emily, P. and Penman, S. Pergamon Press, Oxford, 1990, pags. 1-13.
59. ERIKSSON, R. A.; ADELL, R.: **Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique.** J Oral Maxillofac Surg 44: 4-7, 1986
60. ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T.; ALBREKTSSON, B.: **Heat caused by drilling cortical bone.** Acta Orthop Scand 55, 629-631, 1984.
61. ERICSSON, I.; LINDHE, J.: **Probing depth at implants and teeth. An experimental study in the dog.** J Clin Periodontol 20: 623-627, 1993.
62. ERICSSON, I.; RANDOW, K.; GLANTZ, P. O.; LINDHE, J.; NILNER, K.: **Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants.** Clin Oral Impl Res 5: 185-189, 1994.
63. ERICSSON, I.; NILNER, K.; KLINGE, B.; GLANTZ, P. O.: **Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants.** An experimental study in the Labrador dog. Clin Oral Impl Res 7: 20-26, 1996.
64. EVIAN, C. I.; CUTLER, S. A.: **Direct replacement of failed CP titanium implants with larger-diameter, HA-coated Ti-6Al-4V implants:** report of five cases. Int J Oral Maxillofac Implants 10 (6): 736-743, 1995.

65. FENTON, A.: **The role of dental implants in the future** [see comments]. J-Am-Dent-Assoc. 123 (1): 36-42, 1992.
66. FOX, S. C.; MORIARTY, J. D.; KUSY, R. P.: **The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study.** J Periodontol 61: 485-490, 1990.
67. FRANQUIN, J. C.; TAIEB, A.; BENHAIM, L., CHEZEAUX, J. C., BISMUTH, W.: **Method de mesure par telethermometrie infra-rouge des elevations de temperature en implantologie.** L'information dentaire 24: 2083-2091, 1989
68. FRIBERG, B.; SENNERBY, L.; ROOS, J.; LEKHOLM, U.: **Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants.** A pilot study in jaw autopsly specimens. Clin Oral Implants Res 6 (4): 213-219, 1995.
69. FUGAZZOTTO, P. A.: **Ridge augmentation with titanium screws and guided tissue regeneration: technique and report of a case.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 335-339, 1993.
70. GANZ, C. H.: **Evaluation of the safety of the carbon dioxide laser used in conjunction with root form implants: a pilot study.** J-Prosthet-Dent. 71 (1 ): 27-30, 1994.
71. GAREY, D. J.; TJAN, A. H. L.; JAMES, R. A.; CAPUTO, A. A.: **Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments.** J-Prosthet-Dent. 71(2): 124-32, 1994.
72. GASTNER, L. P.: **Color Atlas of Histology.** 3 ed Philadelphia : Lippincott Willians & Wilkins, 2000 p. 79-81
73. GAUS, P. C.; SAUNDERSON, J. R.: **Modified technique for the placement of titanium plasma sprayed swiss screw implant.** J. Oral Maxillofac. Surg. 46:337-340, 1988.
74. GETTY, R. Sisson & Grosman; **Anatomia de los animales domesticos,** Tomo II, 5 ed, Philadelphia : W.B. Saunders, 1999
75. GILMER, C. E.: **Goals and limitations of implant prosthodontics.** JADA 121: 352-353, 1990.
76. GOLEC, T.S.: **Technique for press-fit implants.** JADA 121: 409-412, 1990
77. GOTFREDSEN, K.; NIMB, L.; BUSER, D.; HJORTING-HANSEN, E.: **Evaluation of guided bone generation around implants placed into fresh extraction sockets: An experimental study in dogs.** J Oral Maxillofac Surg 51:879-884,1993.
78. GROSS, M.; LAUFER, B. Z.; ORMIANAR, Z.: **An investigation on heat transfer to the implant-bone interface due to abutment preparation with high-speed cutting instruments.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (2): 207212, 1995.

79. GRUNDER, U.; HÜRZELER, M.; SCHÜPBACH, P.; STRUB, J. R.: **Treatment of ligature-induced peri-implantitis using guided regeneration: a clinical and histologic study in the beagle dog.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 282-293, 1993.
80. GUY, S. C.; MCQUADE, M. J.; SCHEIDT, M. J.; MCPHERSON III, J. C.; ROSSMANN, J. A.; VAN DYKE, T. E.: **In vitro attachment of human gingival fibroblasts to endosseous implant materials.** J-Periodontol. 64(6): 542-6, 1993.
81. GUZÓN, Fernando Maria Muñoz; **Comparación Clínica, Radiológica e histológica del uso de implantes dentales con y sin carga en el perro.** Estudio experimental. Madrid, 1999. Tesis Doctoral (Veterinaria) – Universidad Complutense de Madrid, 1999.
82. HAANAES, H. R.: **Implants and infections with special reference to oral bacteria.** J-Clin-Periodontol. 17(7 ( Pt 2)): 516-24, 1990.
83. HAHN, J. A.: **The blade implant.** JADA 121 v 394-402, 1990.
84. HAIDER, R.; WATZEK, G.; PLENK, H.: **Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 83-91, 1993.
85. HALE, T. M.; BORETSKY, B. B.; SCHEIDT, M. J.; MCQUADE, M. J.; STRONG, S. L.; VAN DYKE, T. E.: **Evaluation of titanium dental implant osseointegration in posterior edentulous areas of micro swine.** J. Oral. Implantol. 17(2): 118-24, 1991.
86. HÄMMERLE, C. H. F.; BRÄGGER, U.; BÜRGIN, W.; LANG, N. P.: **The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues.** Clin Oral Impl Res 7: 111-119, 1996.
87. HARTMAN, L. C.; MEENAGHAN, M. A.; SCHAAF, N. G.; HAWKER, P. B.: **Effects of pretreatment sterilization and cleaning methods on materials properties and osseointegration of a threaded implant.** Int J Oral Maxillofac Implants. 4: 11-18, 1989.
88. HARVEY, C. E.; EMILY, P. P.: **Function, Formation and Anatomy of Oral Structures in Carnivores** (Capítulo 1 ) y Restorative Dentistry (Capítulo 7). En "Small Animal Dentistry". Editado por Harvey, C. y Emily, P. P. Mosby, St. Louis, 1993, pags. 3-18 y 213-265.
89. HERMANN, J. S.; COCHRAN, D. L.; NUMMIKOSKI, P. V.; BUSER, D.: **Crestal bone changes around titanium implants.** A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 68: 1117-1130, 1997.
90. HICKEY, J. S.; O'NEAL, R. B.; SCHEIDT, M. J.; STRONG, S. L.; TURGEON, D.; VAN DYKE, T. E.: **Microbiologic characterization of ligature-induced peri-implantitis in the microswine model.** J Periodontol 62v 548-553, 1991.
91. HOMIAK, A. W.; COOK, P. A.; DE BOER, J.: **Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study.** J Prosthet Dent 67: 364-369, 1992.

92. HOMOLY, P. A.: **The restorative and surgical technique for the full maxillary subperiosteal implant.** JADA 121: 404-407, 1990.
93. ISAKSSON, S.; ALBERIUS, P.: **Maxillary alveolar ridge augmentation with only bone-grafts and immediate endosseous implants.** JCraniomaxillofac-Surg.20(1): 2-7, 1992.
94. ISIDOR, F.: **Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants.** A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Impl Res 7. 143-152, 1996.
95. JOSHI, R. 1.; ELEY, A.: **The in-vitro effect of a titanium implant on oral microflora:** comparison with other metallic compounds. J, Med, Microbiol. 27: 105-107, 1988.
96. JOVANOVIC, S. A.; KENNEY, E. B.; CARRANZA, F. A.; DONATH, K.: **The regenerative potential of plaque-induced peri-implant bone defects treated by a submerged membrane technique:** An experimental study. Int J Oral Maxillofac Implants 8: 13-18, 1993.
97. KAIDE, H.; AKAGAWA, Y.; HASHIMOTO, M.; TENMA, H.: **The effects of a stress-absorbing system involved in the superstructure supported by hydroxyapatite-coated implants in monkeys.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (2): 213-220, 1995.
98. KAWAI, T.; MIEKI, A.; OHNO, Y.; UMEMURA, M.; KATAOKA, H.; KURITA, S.; KOIE, M.; JINDE, T.; HASEGAWA, J.; URIST, M.: **Osteoinductive activity of composites of bone morphogenetic protein and pure titanium.** Clin Orthop 290: 296-305, 1993.
99. KOHRI, M.; COOPER, E. P.; FERRACANE, J. L.; WAÏTE, D. F.: **Comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs.** J Oral Maxillofac Surg 48: 1265-1273, 1990.
100. KTINDELL, P. A.; STIDER, P. O.; LANDT, H.; FRITHIOF, L.; ANNEROTH, G.; ENGSTRÖM, P. E.; OLSSON, M. L.: **Gingival fluid and tissues around successful titanium and ceramic implants.** A comparative clinical, laboratory, and morphologic study. Acta-Odontol-Scand. 49(3): 169-73, 1991.
101. KREKMANOV, L.: **A modified method of simultaneous bone grafting and placement of endosseous implants in the severely atrophic maxilla.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (6): 682-688, 1995.
102. LANEY, W. R.; JEMT, T.; HARRIS, D.; HENRY, P. J.; KROGH, P. H. J.; POLIZZI, G.; ZARB, G. A.; HERRMANN, I.: **Osseointegrated implants for single-tooth replacement:** Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. Int J Oral Maxillofac Implants 9: 49-54, 1994.
103. LANGER, B.; LANGER, L.; HERRMANN, I.; JORNEUS, L.: **The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant.** Part I. Int J Oral Maxillofac Implants 8: 400-408, 1993.

104. LAZZARA, R.; SIDDIQUI, A. A.; BINON, P.; FELDMAN, S. A.; WEINER, R.; PHILLIPS, R.; GONSHOR, A.: **Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period.** Clin Oral Implants Res 7 (2): 90-95, 1996.
105. LEFKOVE, M. D.; BEALS, R. P.: **Immediate loading of cylinder implants with overdentures in the mandibular symphysis: the titanium plasmasprayed screwtechnique.** J-Oral-Implantol. 16(4): 265-71, 1990.
106. LEKHOLM, U.; SENNERBY, L.; ROOS, J.; BECKER, W.: **Soft tissue and marginal bone conditions at osseointegrated implants that have exposed threads: A 5-year retrospective study.** Int J Oral Maxillofac Implants 11 (5): 599-604, 1996.
107. LEVY, D.; Deporter, D. A.; Pilliar, R. M.; Watson, P. A.; Valiquette, N.: **Initial healing in the dog of submerged versus non-submerged porouscoated endosseous dental implants.** Clin Oral Impl Res 7: 101-110, 1996.
108. LINDER-ARONSON, S.; NORDENRAM, A.; ANNEROTH, G.: **Titanium implant anchorage in orthodontic treatment an experimental investigation in monkeys.** Eur-J-Orthod. 12(4): 414-9, 1990.
109. LINDQUIST, L. W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G. E.: **Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses.** J. Prosthet. Dent. 59 (1 ): 59-63, 1988.
110. LISTGARTEN, M. A.; BUSER, D.; STEINEMANN, S. G.; DONATH, K.; LANG, N. P.; WEBER, H. P.: **Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva.** J dent Res 71 (2): 364-371, 1992.
111. LLORENS, M. P.; SAN ROMÁN, F.; LLORET, P. P.: **Historia de la Odontología.** En "Atlas de Odontología en pequeños animales". Editado por San Román, F. EDIMSA, Madrid, pags. 9-16. 1998.
112. LÓPEZ ARRANZ, J. S.; DE VICENTE RODRÍGUEZ, J. C.; VALLE SOTO, M. E.; SICILIA Felechosa, A.; ALVAREZ, L.: **Oseointegración de los Implantes IMZ.** Análisis Ultraestructural de un Caso. Rev-Eur-Odontoestomatol. 2(5): 319-24, 1990.
113. LUBAR, R. L.; KATIN, R. A.: **Implant systems incorporating the hollow-basket concept.** JADA 121 : 384-392, 1990.
114. LUCAS, L. C.; LEMONS, J. E.: **Biodegradation of restorative metallic systems.** Adv-Dent-Res. 6: 32-7, 1992.
115. LYNCH, S. E.; BUSER, D.; HERNÁNDEZ, R. A.; WEBER, H. P.; STICH, H.; FOX, C. H.; WILLIAMS, R. C.: **Effects of the platelet-derived growth factor/insulin-like growth factor-I combination on bone regeneration around titanium dental implants.** Result of a pilot study in beagle dogs. J Periodontol 62: 710-716, 1991.

116. MATTHEWS, L. S.; HIRSCH, C.: **Temperatures measured in human cortical bone when drilling.** J Bone and Joint Surg 54A n2 297-308, 1972
117. MATTHEWS, L. S.; GREEN, C. A.: **The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone.** J. Bone and Joint Surg 66A n7 1077-1083
118. MCCOLLUM, J.; O'NEAL, R. B.; BRENNAN, W. A.; VAN DYKE, T. E.; HORNER, J. A.: **The effect of titanium implant abutment surface irregularities on plaque accumulation in vivo.** J Periodontol 63: 802-805, 1992.
119. MCGLUMPHY, E. A.; CAMPAGNI, W. V.; PETERSON, L. J.: **A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element.** J Prosthet Dent 62: 586-593, 1989. 108. Meffert, R. M.; Langer, B.; Fritz, M. E.: **Dental implants: a review.** J Periodontol 63: 859-870, 1992.
120. MICHAELS, C. M.; KELLER, J. C.; STANFORD, C. M.: **In vitro periodontal ligament fibroblast attachment to plasma-cleaned titanium surfaces.** J-Oral-Implantol. 17(2): 132-9, 1991.
121. NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH. **Consensus Statement: Dental Implants.** Consensus Statement Online. 7(3):1-22, Jun 13-15, 1988.
122. NORDLUND, A.; ZETTERQVIST, L.; ODÉN, A.: **A comparative experimental investigation in monkeys between three different implant materials.** Int-J-Oral-Maxillofac-Surg. 18(6): 373-7, 1989
123. NYSTRÖM, E.; KAHNBERG, K.; ALBREKTSSON, T.: **Treatment of the severely resorbed maxillae with bone graft and titanium implants: Histologic review of autopsy specimens.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 167-172, 1993.
124. OHNO, K.; SUGIMOTO, A.; SHIROTA, T.; MACHI, K.; OHTANI, S.; YAMAGATA, K.; DONATH, K.: **Histologic findings of apatite-titanium complex dental implants in the jaws of dogs.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol 71: 426-429. 1991 .
125. OLEFJORD, I.; HANSSON, S.: **Surface analysis of four dental implant systems.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 32-40, 1993.
126. ONG, M.; NEWMAN, H. N.; WILSON, M.; BULMAN, J. S.: **The occurrence of periodontitis-related microorganisms in relation to titanium implants.** J Periodontol 63: 200-205, 1992.
127. PADRÓS, A.; SADA, E.; CALVO, M. A.: **Técnica semisumergida: optimización de encía y hueso perimplantario.** Rev. Esp. Odontostomatológica de Implantes 4: 97-101, 1996.
128. PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; STEFLIK, D. E.; SISK, A. L.: **Comparative implant research in dogs: A prosthodontic model.** J Prosthet Dent 68: 509514, 1992.

129. PARR, G. R.; STEFLIK, D. E.; SISK, A. L.: **Histomorphometric and histologic observations of bone healing around immediate implants in dogs.** *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 534-540, 1993.
130. PERSSON, L. G.; LEKHOLM, U.; LEONHARDT, A.; DAHLÉN, G.; LINDHE, J.: **Bacterial colonization on internal surfaces of Bränemark system implant components.** *Clin Oral Impl Res.* 7: 90-95, 1996.
131. PIATELLI, A.; TRISI, P.: **Microscopic and chemical analysis of bone-hydroxyapatite interface in a human retrieved implant.** A case report. *J. Periodontol* 64: 906-909, 1993.
132. PIATELLI, A.; CORDIOLÌ, G. P.; TRISI, P.; PASSI, P.; FAVERO, G. A.; MEFFERT, R. M.: **Light and confocal laser scanning microscopic evaluation of hydroxyapatite resorption patterns in medullary and cortical bone.** *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 309-315, 1993.
133. PIATELLI, A.; SCARANO, A.; PIATELLI, M.: **Abscess formation around the apex of a maxillary root form implant: clinical and microscopical aspects.** A case report. *J Periodontol* 66 (10): 899-903, 1995.
134. PILLIAR, R. M.; DEPORTER, D. A.; WATSON, P. A.; PHAROAH, M.; CHIPMAN, M.; VALIQUETTE, N.; CARTER, S.; DE GROOT, K.: **The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous-coated titanium-alloy dental implants in the dog.** *J. Dent. Res.* 70 (10): 1338-1345, 1991.
135. POPESKO, P. **Atlas de anatomia topografica de los animales domesticos:** Tomo III, Barcelona : Salvat, 1984
136. QUEROL, L. M. I.; LÓPEZ, A. F.: **El transductor de temperatura operativa (TTO): primer sistema para la medida práctica de la temperatura intraoperatoria en la cavidad ósea perforada durante la primera fase quirúrgica implantológica.** *Rev Esp Odontostomatológica de Implantes* 5,1,1-18, 1997.
137. QUIRYNEN, M.; NAERT, I.; VAN STEENBERGHE, D.; TEERLINCK, J.; DEKEYSER, C.; THEUNIERS, G.: **Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture.** A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol* 18: 719-728, 1991.
138. QUIRYNEN, M.; VAN DER MEI, H. C.; BOLLEN, C. M. L.; SCHOTTE, A.; MARECHAL, M.; DOORNBUSCH, G. I.; NAERT, I.; BUSSCHER, H. J.; VAN STEENBERGHE, D.: **An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque.** *J Dent Res* 72 (9): 1304-1309, 1993.
139. QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C. M. L.; WILLEMS, G.; VAN STEENBERGHE, D.: **Comparison of surface characteristics of six commercially pure titanium abutments.** *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 71-76, 1994 a.

140. QUIRYNEN, M.; VAN DER MEI, H. C.; BOLLEN, C. M. L.; VAN DEN BOSSCHE, L. H.; DOORNBUSCH, G. I.; VAN STEENBERGHE, D.; BUSSCHER, H. J.: **The influence of surface-free energy on supra- and subgingival plaque microbiology. An in vivo study on implants.** J-Periodontol. 65(2): 162-7, 1994 b.
141. RAVNHOLT, G.: **Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys.** Scand-J-Dent-Res 96(5): 466-72, 1988.
142. RAVNHOLT, G.; JENSEN, J.: **Corrosion investigation of two materials for implant supraconstructions coupled to a titanium implant.** Scand. J. Dent. Res. 99(2): 181-6, 1991.
143. REDDY, M. S.; JEFFCOAT, M. K.; RICHARDSON, R. C.: **Assessment of adjunctive flurbiprofen therapy in root-form implant healing with digital subtraction radiography.** J-Oral-Implantol.; 16(4): 272-6, 1990.
144. RIEGER, M. R.; ADAMS, W. K.; KINZEL, G. L.; BROSE, M. O.: **Alternative materials for three endosseous implants.** J Prosthet Dent 61: 717-722, 1989 a.
145. RIEGER, M. R.; ADAMS, W. K.; KINZEL, G. L.; BROSE, M. O.: **Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants.** J Prosthet Dent 62: 436-440, 1989 b.
146. ROHRER, M. D.; BULARD, R. A.; PATTERSON, M. K.: **Maxillary and mandibular titanium implants 1 year after surgery: histologic examination in a cadaver.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (4): 466-473, 1995.
147. ROMINGER, J. W.; TRIPLETT, R. G.: **The use of guided tissue regeneration to improve implant osseointegration.** J Oral Maxillofac Surg 52: 106-112, 1994.
148. ROTHMAN, S. L.; SCHWARZ, M. S.; CHAFETZ, N. I.: **High-resolution computerized tomography and nuclear bone scanning in the diagnosis of postoperative stress fractures of the mandible: a clinical report.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (6): 765-768, 1995.
149. SAADOUN, A. P.; LEGALL, M. L.: **Clinical results and guidelines on Steri-Oss endosseous implants.** Int-J-Periodontics-Restorative-Dent. 12(6): 486-99, 1992.
150. SAADOUN, A. P.; MISSIKA, P.; DENES, L.: **Pose immediate d'un implant titane apres extraction: indications et imperatifs chirurgicaux.** Actualités Odonto-Stomatologiques 171: 415-435, 1990.
151. SAGARA, M.; AKAGAWA, Y.; NIKAI, H.; TSURU, H.: **The effects of early occlusal loading on one-stage titanium alloy implants in beagle dogs: a pilot study.** J-Prosthet-Dent. 69(3): 281-8, 1993.
152. SAN ROMÁN, F.; MONTOLIO, J.; LLORENS, M. P.: **Estudio comparativo de dos tipos diferentes de implantes dentarios en Perros.** Estudio experimental. Zentralbl-Veterinarmed-A. 37(2): 138-47, 1990.

153. SANTAMARÍA, J.; MARTÍNEZ, R.; GOIRIENA, F. J.: **Materiales implantarios de uso más frecuente en el territorio oro-maxilo-facial.** RevEur-Odontoestomatol. 1(2): 101-104, 1989.
154. SATOMI, K.; AKAGAWA, Y.; NIKAI, H.; TSURU, H.: **Bone-implant intertace structures after nontapping and tapping insertion of screw-type titanium alloy endosseous implants.** J. Prosthet. Dent. 59 (3): 339-342, 1988 a.
155. SATOMI, K.; AKAGAWA, Y.; NIKAI, H.; TSURU, H.: **Tissue response to implanted ceramic-coated titanium alloys in rats.** J-Oral-Rehabil. 15(4): 339-45, 1988 b.
156. SCHLIEPHAKE, H.; REISS, G.; URBAN, R.; NEUKAM, F. W.; GUCKEL, S.: **Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 502-511, 1993.
157. SELLISETH, N. J.; SELVIG, K. A.: **Microvascular adaptation to transmucosal implants. A scanning electron microscopic study in the rat.** Clin Oral Implants Res 6 (4): 205-212, 1995.
158. SHERNOFF, A. F.; EDMONDS, P. P.; WARD, R. D.; MATTHEWS, B. L.: **Osseointegrated implants with an intramobile element in the treatment of edentulous jaws.** Compendium. Jun; 12(6) 394, 396-402, 1991 .
159. SHIROTA, T.; SCHMELZEISEN, R.; NEUKAM, F. W.; MATSUI, Y.; OHNO, K.; MICHI, K.: **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: 222-231, 1994.
160. SISK, A. L.; STEFLIK, D. E.; PARR, G. R.; HANES, P. J.: **A light and electron microscopic comparison of osseointegration of six implants types.** J Oral Maxillofac Surg 50: 709-716, 1992.
161. SLAVKIN, H. C.: **Biomimicry, dental implants and clinical trials.** En "Insights on human health". Publicación electrónica del National Institute of Dental Research. Febrero de 1998. [Http://nidcr.nih.gov/slav0298.htm](http://nidcr.nih.gov/slav0298.htm). 149. Small, E. A.: **The fixed mandibular implant: its use in reconstructive prosthetics.** JADA 121: 369-374, 1990.
162. SMITH, D. E.; ZARB, G. A.: **Criteria for success of osseointegrated en Odosseous implants.** J Prosthet Dent 62: 567-572, 1989.
163. SONES, A. D.: **Complications with osseointegrated implants.** J Prosthet Dent 62: 581-585, 1989.
164. SPIEKERMANN, H.; JANSEN, V. K.; RICHTER, E. J.: **A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using barretained overdentures.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (2): 231-243,1995.
165. STCEL, R. G. D.; TORRIE, J. H.: **Principles and Procedures of Statistics.** Wit Special Reference to the Biological Sences. Graw-Hill Book Company Inc., 1960.

166. STEFLIK, D. E.; WHITE, S. L.; PARR, G. R.; SISK, A. L.; SCHOEN, S. P.; LAKE, F. T.; HANES, P. J.: **Clinical evaluation data from a comparative dental implant investigation in dogs.** J Oral Implantol 19 (3): 199-208, 1993.
167. STEFLIK, D. E.; LAKE, F. T.; SISK, A. L.; PARR, G. R.; HANES, P. J.; DAVIS, H. C.; ADAMS, B. O.; YAVARI, J.: **A comparative investigation in dogs: 2 year morphometric results of the dental implant-bone interface.** Int J Oral Maxillofac Implants 11 (1): 15-25, 1996.
168. STEINBERG, A. D.; WILLEY, R.; DRUMMOND, J. L.: **In-vivo comparisons of clot formation on titanium and hydroxyapatite-coated titanium.** J Periodontol 63: 990-994, 1992.
169. SWART, K. M.; KELLER, J. C.; WIGHTMAN, J. P.; DRAUGHN, R. A.; STANFORD, C. M.; MICHAELS, C. M.: **Short term plasma-cleaning treatments enhance in vitro osteoblast attachment to titanium.** J-Oral-Implantol 18(2): 130-7, 1992.
170. TAKATA, T.; KATAUCHI, K.; AKAGAWA, Y.; NIKAI, H.: **New connective tissue attachment formation on various biomaterials implanted in roots.** Int J Oral Maxillofac Implants 9: 77-84, 1994.
171. TAKESHITA, F.; KUROKI, H.; YAMASAKI, A.; SUETSUGU, T.: **Histopathologic observations of seven removed endosseous dental implants.** Int J Oral Maxillofac Implants 10 (3): 367-72, 1995.
172. TETSCH, P. **Development of raised temperature after osteomies.** J Max.-fac. Surg. (2) 141-3, 1974
173. TOEWS, A. R.; BAILEY, J. V.; TOWNSEND, H. G.; BARBER, S. M. **Effect of feed rate and drill speed on temperatures in equine cortical bone.** Am J Vet Res 60(8): 942-4, 1999.
174. TRISI, P.; QUARANTA, M.; EMANUELLI, M.; PIATELLI, A.: **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): 374-8, 1993.
175. TURNER, H. F.: **Ramus frame implant technique.** JADA 121: 418-420, 1990.
176. VAN STEENBERGHE, D.; KLINGE, B.; LINDÉN, U.; QUIRYNEN, M.; HERRMANN, I.; GARPLAND, C.: **Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicenter study.** J-Periodontol. 64(6): 538-41, 1993.
177. WARREN, K.; KARRING, T.; GOTFREDSEN, K.: **Periodontal ligament formation around different types of dental titanium implants. I. The selftapping screw type implant system.** J Periodontol 64: 29-34, 1993.

178. WATANABE, F. ; TAWADA, Y.; KOMATSU, S. **Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography.** Int J Oral Maxillofacial Implants (7) n2, 212-19, 1992
179. WEBER, H. P.; BUSER, D.; DONATH, K.; FIORELLINI, J. P.; DOPPALAPUDI, V.; PAQUETTE, D. W.; WILLIAMS, R. C.: **Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants.** A histometric study in beagle dogs. Clin Oral Impl Res 7: 11-19, 1996.
180. WEDGWOOD, D.; JENNINGS, K. J.; CRITCHLOW, H. A.; WATKINSON, A. C.; SHEPHERD, J. P.; FRAME, J. W.; LAIRD, W. R. E.; QUAYLE, A. A.: **Experience with ITI osseointegrated implants at five centres in the UK.** BrJ-Oral-Maxillofac-Surg. 30(6): 377-81, 1992.
181. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B.: **Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems.** Int J Oral Maxillofac Implants 8: 622-633, 1993.
182. WETZEL, A. C.; STICH, H.; CAFFESSE, R. G.: **Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials.** A histological study in beagle dogs. Clin Oral Implants res 6 (3): 155-163, 1995.
183. WEYANT, R. J.; BURT, B. A.: **An assessment of survival rates and within-patient clustering of failures for endosseous oral implants.** J Dent Res 72 (1 ): 2-8, 1993.
184. WHYTE, A.; SOPENA, J.; LEUZA, A.; MAZO, R.: **Anatomía, estructura y nomenclatura dentaria.** En "Atlas de Odontología en pequeños animales". Editado por San Román, F. Edimsa, Madrid, pags. 17-34. 1998.
185. WHYTE, A.; SOPENA, J.; WHYTE, J.; LÓPEZ-SAN ROMÁN, J.: **Embriología, Anatomía y Desarrollo dentario.** Canis et felix 16: 11-21, 1995.
186. XIANG, W.; BAOLIN, L.; YAN, J.; YANG, X.: **The effect of bone morphogenetic protein on osseointegration of titanium implants.** J Oral Maxillofac Surg 51: 647-651, 1993.
187. YACKER, M. J.; KLEIN, M. **The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter.** Int Oral Maxillofac Implants, 11 : 634-38, 1996.
188. YAN, J.; XIANG, W.; BAOLIN, L.; WHITE, F. H.: **Early histologic response to titanium implants complexed with bovine bone morphogenetic protein.** J Prosthet Dent 71: 289-294, 1994.
189. YOUNG-CHUL, J.; CHONG-HYUN, H.; KEUN-WOO, L.: **A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants.** Int J Oral Maxillofac Implants 11 (6): 811-818, 1996.
190. YUKNA, R. A.: **Clinical comparison of hydroxyapatite-coated titanium dental implants placed in fresh extraction sockets and healed sites.** J. Periodontol. 62(7): 468-72, 1991.