



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
SAN ANTONIO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD.

DEPARTAMENTO DE MEDICINA

“Fresado Biológico vs. Fresado Incremental. Evaluación de los
Cambios Térmicos y Comparación Histomorfométrica del
Hueso Crestal y del Contacto Hueso Implante.
Estudio Experimental en Perros Beagle”

Autor:

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Directores:

Dra. María Piedad Ramírez Fernández.

Dr. José Eduardo Maté Sánchez del Val.

Murcia, Febrero de 2016

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo a mi familia, que me ha permitido repartir el tiempo con mi trabajo y con la investigación.

A mis padres, Don Plu que ha sido motivo de mi inspiración, mi mentor, de quien he aprendido muchísimas cosas no solo de la profesión si no también de la vida y que si estuviera presente en estos momentos se sentiría profundamente orgulloso. Te recuerdo siempre y te llevo en mi corazón papá.

A mi madre por tanta paciencia, fuerza, tesón, por recibirme siempre con su mejor cara, no hay suficientes palabras para poder expresar todo lo que mi mamá es, su grandeza y todo lo que siento por ella. Gracias por todo mamá.

A mis hermanos, Willi, Adri, Pablo y Jovas. De quienes siempre me he sentido muy orgullosos y de quienes siempre he tenido un apoyo incondicional.

A mi esposa, Natalia por su confianza ciega y amor sin límite, por haber sabido entender mi entrega y dedicación a este trabajo, por todo lo que hemos construido a lo largo de tantos años de camino juntos, quien me ha dado las mayores alegrías de mi vida, mis 3 tesoros.

A mis hijas Lucia, Laura y Daniela, mis princesas, mi mejor analgésico en ocasiones de cefaleas o dolores musculares, mi inspiración, mi motor, mi fuerza, mi orgullo y mi razón de ser.

Este trabajo va dedicado a una persona fundamental en mi vida, que aprecio y quiero mucho, me ha ayudado durante toda la vida, a ti Rafa, eres el mejor.

Agradecimientos

Muchas gracias a todos los que han hecho posible este trabajo, en especial al Profesor Dr. José Luis Calvo Girado mi jefe “el profe” por su apoyo, orientación, rigidez, organización, quien me ha enseñado y motivado continuamente a lo largo de estos años, persona a imitar por su gran capacidad y dedicación intelectual y docente, excelente relaciones publicas, amigo, compañero y ante todo gran líder y jefe por enseñarme el maravilloso mundo de la investigación.

A mis directores de tesis, los profesores, Piedad Ramírez y José Eduardo Mate, por su ayuda incondicional, con el que me encuentro en deuda por el ánimo infundido y la confianza en mí depositada.

A Rafa, Pepe, Piedad, Carlitos, Frank, Patri, Esttefany, Lilia, Laura, Miguelico, Gerardo, Javier, Antonio, Marta, Jordi, Eduard, Ramón, Mari Angeles, Daniel, Cristina, María, Vicent, todos los integrantes del "Murcia Biomaterials & Implants Research Group" (MBIRG), con quienes he compartido y aprendido durante muchos días de arduo trabajo y a quienes considero como mi familia.

A Nuria y Xavi veterinarios de la Universidad de Murcia con quienes he compartido momentos de este trabajo. Con su sonrisa y su profesionalidad todo es mucho más fácil. A todo el personal del Animalario de la Universidad de Murcia.

Y a todos mis amigos y colegas que durante muchos años han compartido conmigo este hermoso mundo de la Odontología, Sonia, Jairo+, Carin, Max, Cami, Yoli, Chamo, Reinaldo, Liu, Celina, Omar, Chiu, Augusto, Paolita, Marlon, Manolo, Edu, Ricardo, Luis, Aranxa, Jesus, Adrianita, Roberto, Andrés, Diego, Carlos, Carolina, yaya, Cristinas, Helena, Bathia, Nora, Mauricio, Sandra, Claudia, Fabián, Miguel, Miki, Mónica, Marcela, Cesar, Iván, Juancho, Julio, David, Pilar, Belén, Machiko, Chabela, Dianita y todos aquellos que seguramente se me quedan en el tintero.

Mil Gracias a Todos.

INDICE

1.	Antecedentes y Justificación -----	Página 23
1.1.	Generalidades -----	Página 23
1.1.1.	Estabilidad primaria y Estabilidad Secundaria -----	Página 24
1.1.1.1.	Técnicas Para la Evaluación de la Estabilidad Primaria --	Página 25
1.1.1.1.1.	Torque de Inserción -----	Página 25
1.1.1.1.2.	Periotest® (Siemens, AG, Bensheim, Germany) -----	Página 26
1.1.1.1.3.	Análisis de Frecuencia de Resonancia -----	Página 26
1.1.1.1.4.	Implomates ® (Bio Tech One, Taipei Hsien, Taiwán) ---	Página 28
1.1.1.1.5.	Test de Percusión -----	Página 28
1.1.1.1.6.	Dental Fine Tester -----	Página 28
1.1.1.1.7.	Metodos Vibratorios -----	Página 28
1.1.1.1.8.	Torque Reverso -----	Página 29
1.1.2.	Calidad y Cantidad Ósea -----	Página 30
1.1.3.	Técnica Quirúrgica -----	Página 34
1.1.3.1.	Fresado incremental secuencial (Fresado Convencional)	Página 36
1.1.3.2.	Técnica de Infra fresado -----	Página 37
1.1.3.3.	Fresado simplificado -----	Página 37
1.1.3.4.	Preparación Quirúrgica Mediante Piezoeléctrico -----	Página 37
1.1.3.5.	Tele-Robótica -----	Página 37
1.1.3.6.	LASER -----	Página 38
1.1.3.7.	Técnica de Expansores Óseos -----	Página 38
1.1.3.8.	Técnica De Osteotomos -----	Página 38
1.1.3.9.	Fresado a Bajas Revoluciones (Fresado Biológico) -----	Página 39
1.1.4.	Osteonecrósis Térmica -----	Página 41
1.1.5.	Factores que Afectan a la Producción de Calor -----	Página 42
1.1.5.1.	Factores relacionados con La Fresa -----	Página 42
1.1.5.2.	Factores Relacionados con el Procedimiento Quirúrgico -	Página 45
1.1.6.	Medición de la Temperatura Durante la Osteotomía -----	Página 46
1.1.7.	Morfología y Diseño del Implante -----	Página 48

1.1.8.	BIC: Contacto Hueso Implante -----	Página 52
1.1.9.	CBL: Pérdida de Hueso Crestal -----	Página 54
2.	Objetivos -----	Página 57
3.	Materiales y métodos -----	Página 61
3.1.1.	Tipo de Estudio -----	Página 63
3.1.2.	Comité de Ética -----	Página 63
3.1.3.	Diseño y Planificación -----	Página 63
3.1.4.	Tamaño Muestral -----	Página 63
3.2.	Materiales -----	Página 63
3.2.1.	Motor de Implantes -----	Página 63
3.2.2.	Fresas Quirúrgicas -----	Página 64
3.2.3.	Implantes -----	Página 64
3.2.4.	Termopares -----	Página 65
3.2.5.	Animales de Experimentación -----	Página 66
3.3.	Métodos -----	Página 66
3.3.1.	Procedimiento Quirúrgico -----	Página 66
3.3.1.1.	Fase 1 -----	Página 67
3.3.1.2.	Fase 2 -----	Página 70
3.3.1.2.1.	Grupo Test -----	Página 71
3.3.1.2.2.	Grupo Control -----	Página 72
3.3.1.2.3.	Medición de los Cambios Térmicos Durante el Fresado -	Página 73
3.4	Fase 3 -----	Página 74
3.4.1.	Método de Preparación Histológica -----	Página 75
3.4.2.	Histomorfometría -----	Página 75
3.4.2.1.	Medición del BIC (Bone to Implant Contact) -----	Página 76
3.4.2.2.	Medición del CBL (Crestal Bone Loss) -----	Página 77
3.5.	Análisis Estadístico -----	Página 79
4.	Resultado -----	Página 81
4.1.	Temperatura y Tiempo -----	Página 83

4.2.	Evaluación Clínica a 30 y 90 días -----	Página 92
4.3.	Análisis histológico -----	Página 92
4.3.1.	Análisis del BIC -----	Página 92
4.3.2.	Análisis del CBL -----	Página 94
5.	Discusión -----	Página 97
6.	Conclusiones -----	Página 107
7.	Bibliografía -----	Página 111

INDICE DE FIGURAS:

Fig. 1 Imagen de microscopio óptico a mayor y menor aumento que muestra zonas de contacto hueso implante (BIC). La tinción utilizada es Tricrómico de Masson, que permite observar en color amarillo/naranja áreas ricas en colágeno y en color verde/azulado áreas con mineralización. El BIC puede estar presente con diferentes grados de mineralización ----- Página 23

Fig. 2. Relación tiempo/estabilidad primaria y Relación tiempo/estabilidad secundaria. Tomado de: Early Wound healing Around endosseus Implans: A Review of the Literature. Sangeetha Raghavendra, Marjorie C. Wood, Thomas D. Taylor. Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20:425-431 ----- Página 25

Fig. 3 Métodos de Medición de la estabilidad primaria, Periotest, Ostell, Torque de inserción, Pul lOut-Push-out, Resistencia de torque reverso ----- Página 29

Fig. 4. 1. Clasificación de Lekholm y Zarb Tipo I : Constituida por hueso compacto homogéneo, Tipo II: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso, Tipo III: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable, Tipo IV: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad ----- Página 30

Fig.5 Clasificación de Cadwood y Howel Tipo I : Reborde alveolar con dientes, Tipo II: Reborde post extracción, Tipo III: Reborde redondeado con altura y ancho adecuados, Tipo IV: Reborde en filo de cuchillo, altura adecuada pero anchura inadecuada, Tipo V: Reborde plano con altura y anchura inadecuada, Tipo VI: Reborde con depresión con evidencia de perdida de huesa basal. Pág. 31

Fig. 6. Calcificación de Misch D1: Zona Anterior Mandibular; D2: Zona posterior mandibular; D3: Zona anterior maxilar; D4: Zona posterior maxilar . Tomado de

- Misch C. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today 1989 ;8:39-44 ----- Página 32
- Fig. 7. Correlación de las Distintas clasificaciones de las calidades óseas mas ampliamente utilizadas ----- Página 34
- Fig. 8. Distintas técnicas de preparación del lecho del implante, Fresado Secuencial o convencional, Técnica de Infracresado, Fresado Simplificado, Aparatología Piezoeléctrica, Laser, Expansores óseos y Osteotomos --- Página 39
- Fig. 9. Técnica de Fresado Biológico. Se realiza sin Irrigación y a Bajas revoluciones por minuto (50 Rpm) ----- Página 40
- Fig. 10. Distintos diseños de las fresas quirúrgicas de, 2, 3 y 4 hélices, con paredes planas, y cónicas, formas lineales y escalonadas ----- Página 43
- Fig. 11. Técnicas de medición de la temperatura, Termografía de Infrarrojos y Termopar o termocupla ----- Página 47
- Fig. 12. Procedimientos de medida del BIC. a) BIC I, b) BIC II, c) BIC III (tomado de Calvo-Guirado 2012 ²⁶⁹) ----- Página 53
- Fig. 13. Ejemplo de cómo hemos realizado la medición del BIC ----- Página 54
- Fig. 14. Medidas paramétricas del CBL (tomado de Negri B y Cols.) -- Página 56
- Fig.15. A. Fresa lanceolada, B. Fresa piloto, C. Fresa helicoidal 2.8mm, D. Fresa helicoidal 3.0mm, E. Fresa Final 3,6mm ----- Página 64
- Fig.16. C1® de Ø 3,75mm de diámetro y 10mm de longitud (MIS Implants® Technologies, Israel) ----- Página 65

Fig. 17 . Termopares utilizadas para medición de la temperatura -----	Página 66
Fig. 18. Planificación Metodológica. Ejemplo del Planning utilizado en cada uno de los perros -----	Página 67
Fig. 19. Preparación del animal -----	Página 68
Fig. 20. Imagen del monitor con las constantes vitales del espécimen --	Página 68
Fig. 21. Fórmula dentaria en el perro Beagle -----	Página 69
Fig. 22. Dentición Canina y Zona delimitada de trabajo incluyendo P2, P3, P4 y M1 -----	Página 69
Fig. 23 . Alvéolos post-extracción -----	Página 70
Fig. 24. Procedimiento Quirúrgico -----	Página 71
Fig. 25. Grupo Test -----	Página 72
Fig.26. Grupo Control -----	Página 73
Fig. 27. Colocación de los implantes, pilares de cicatrización y sutura de la zona con seda de 3-0. Y radiografías de control en cada perro -----	Página 74
Fig. 28. Microscopio Leica ® Q500Mc -----	Página 76
Fig. 29. Método de Medición del BIC -----	Página 77
Fig. 30. BIC en los 2 grupos de estudio -----	Página 77

- Fig. 31. medición del CBL, Los siguientes puntos paramétricos fueron identificados para evaluar el remodelado del tejido óseo durante el proceso de reabsorción ----- Página 78
- Fig. 32. Cambios térmicos grupo Test y grupo Control, temperatura basal, temperatura máxima y temperatura critica ----- Página 83
- Fig. 33. Tiempo empleado en segundos, por cada una de las fresas, durante el proceso de fresado óseo ----- Página 84
- Fig. 34. Cambios térmicos registrados con los distintos diámetros de fresas en el Grupo Test, Temperatura Media y Temperatura Máxima ----- Pagina 85
- Fig. 35. Cambios térmicos de diferentes diámetros de las fresas grupo test, temperatura máxima y temperatura Media ----- Pagina 85
- Fig. 36. Cambios térmicos registrados con los distintos diámetros de fresas en el grupo control. Temperatura media y temperatura máxima ----- Pagina 86
- Fig. 37. Cambios térmicos de diferentes diámetros de las fresas grupo control, temperatura máxima y temperatura Media ----- Pagina 87
- Fig. 38. Tiempo medio expresado en segundos, de el proceso de fresado desde la fresa inicial hasta la final ----- Pagina 89
- Fig. 39. Tiempo expresado en porcentaje, Del total del tiempo medido el Grupo test tarda un 63% mientras el grupo control un 37% ----- Pagina 89
- Fig. 40. Temperatura Vs tiempo Grupo Control ----- Pagina 91
- Fig. 41. Temperatura Vs tiempo Grupo Test ----- Pagina 91
- Fig. 42. BIC (Bone to implant Contact) a 30 y 90 días expresado en porcentaje de unión hueso implante ----- Pagina 93
- Fig. 43. BIC a los 30 días, grupo test y grupo Control ----- Pagina 93

Fig. 44. BIC a los 90 días, Grupo test y grupo Control ----- Pagina 94

Fig. 45. (CBL) pérdida de hueso Crestal expresado en milímetros, a los 30 y 90 días de integración ósea ----- Pagina 95

Fig. 46. CBL (Crestal Bone Loss) pérdida de hueso crestal expresado en milímetros a los 30 días de cicatrización ----- Pagina 96

Fig. 47. CBL (Crestal Bone Loss) pérdida de hueso crestal expresado en milímetros a los 90 días de cicatrización ----- Pagina 96

INDICE DE TABLAS:

Tabla 1. Tiempo de fresado y cambios térmicos registrados, temperaturas medias y máximas durante el fresado óseo, obtenidos en cada una de las fresas, en el grupo test y en el grupo Control ----- Página 84

Tabla 2. Cambios térmicos registrados en las fresas del grupo Control, registrando temperatura máxima y temperatura media ----- Pagina 87

Tabla 3. Cambios térmicos registrados en las fresas del grupo test, registrando temperatura máxima y temperatura media ----- Pagina 88

Tabla 4. Variaciones de Temperatura y tiempo, temperatura Base, Temperatura máxima, diferencias de temperatura, y tiempo expresado en segundos ----- Pagina 88

Tabla 5. Tiempo medio expresado en segundos, de el proceso de fresado óseo desde la fresa inicial hasta la final ----- Pagina 90

Tabla 6. Tiempo medio empleado en cada una de las fresas desde la fresa inicial hasta la fresa final expresado en segundos en ambos grupos ----- Pagina 90

Tabla 7. BIC (Bone to implant Contact) Porcentaje de contacto hueso e implante a los 30 y a los 90 días ----- Pagina 92

Tabla 8. CBL (Crestal Bone Loss). Perdida de hueso Crestal expresado en milímetros ----- Pagina 94

ABREVIATURAS:

BIC: Del inglés "Bone to Implant Contact" en español "Contacto Hueso Implante"

CBL: Del inglés "Crestal Bone Loss" en español "Pérdida de hueso Crestal"

TAC: Tomografía Axial Computarizada.

Ncm: Newton / centímetro.

µm: Micrómetro.

µ: Micra.

ISQ: Del inglés "Implant Stability Quotient" en español "Coeficiente de estabilidad del implante".

RFA: Análisis de frecuencia de resonancia.

KhZ: Kilohertz

EAO: Del inglés "European Association for Osseointegration"

CLSM: Confocal laser Scanning Microscopy

SEM: Scanning Electron Microscopy

HU: Unidades Hounsfield

CT: Tomografía Computarizada.

DLC: Diamond-Like-Carbon

Al₂O₃: Oxido de Aluminio.

Si₃N₄: Nitruro de Silicio.

Fe: Hierro.

Ni: Níquel.

Cr: Cromo.

ASTM: American Society for testing and materials.

Ti: Titanio.

TiN: Nitruro de Titanio.

Au: Oro.

NaCl: Cloruro de Sodio.

PTFE: Poli tetrafluoretileno, teflón©

PDMS: Polidimetilsiloxano

Co: Cobalto

Zr: Zirconio.
rpm: Revoluciones por minuto.
°C: Grados Centígrados
ONT: Osteonecrosis térmica.
DMO: Densidad mineral ósea.
Cols: Colaboradores
mg: miligramos
mm: milímetros
M1: Primer molar
P2: Segundo premolar
P3: Tercer premolar
P4: Cuarto premolar
PTV: Periotest® value / valor de Periotest®

Capitulo 1. Introduccion.

1. INTRODUCCION

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Capítulo 1. Introducción.

1. Antecedentes Y Justificación.

1.1. Generalidades.

Estudios realizados en Suecia (Universidad de Goteborg) y Suiza (Universidad de Berna) en la década de 1970 introdujeron el concepto de osteointegración que se define como “el contacto directo y funcional entre hueso e implante” (Bone to Implant Contact o BIC) sin ningún otro tejido conectivo interpuesto en ese contacto”^{1,2}. Fig1.

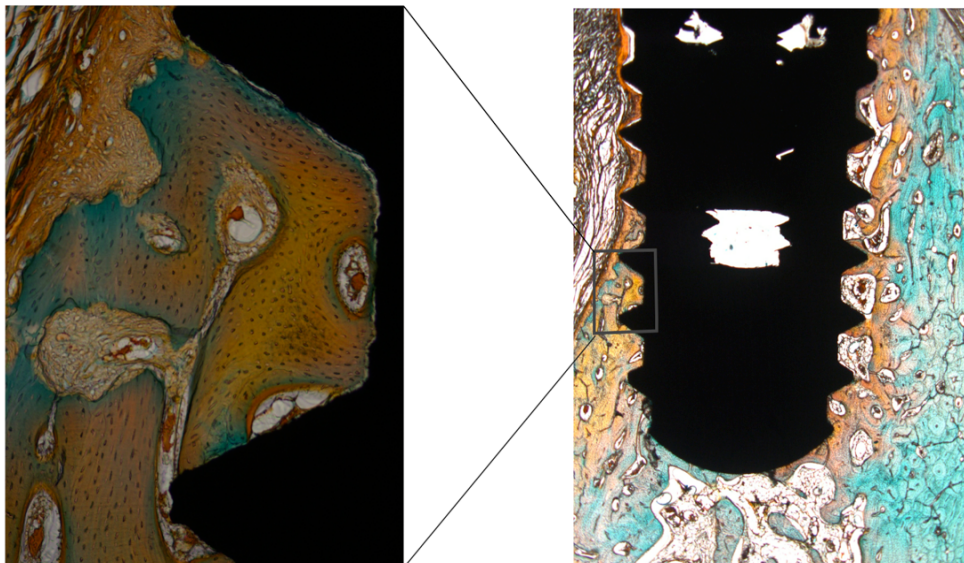


Fig.1 (BIC)

Fig. 1 Imagen de microscopio óptico a mayor y menor aumento que muestra zonas de contacto hueso implante (BIC). La tinción utilizada es Tricrómico de Masson, que permite observar en color amarillo/naranja áreas ricas en colágeno y en color verde/azulado áreas con mineralización. El BIC puede estar presente con diferentes grados de mineralización.

La estabilidad primaria del implante (fijación mecánica del implante a las paredes del lecho óseo^{3,4,5}) es uno de los requisitos fundamentales durante el período inicial de cicatrización porque reduce los micro movimientos que conducen a la formación de tejido fibroso no mineralizado alrededor del implante^{3,4,5}.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

En los períodos posteriores de la cicatrización ósea la estabilidad secundaria (fijación biológica producida por la mineralización ósea y alternancia de áreas con formación y reabsorción ósea al rededor del implante^{6,7}) es requisito para el mantenimiento de la osteointegración. Por lo tanto el éxito de los implantes depende de factores biológicos y mecánicos^{8,9,10}.

1.1.1 Estabilidad Primaria y Estabilidad Secundaria.

La estabilidad primaria, se define como la estabilidad mecánica obtenida en el momento de la inserción del implante, se manifiesta clínicamente con la ausencia de movilidad y no depende de acciones-reacciones celulares^{9,11, 12,13,14,15}.

Es un factor importante a tener en cuenta a la hora de valorar el pronóstico de los implantes y las posibilidades de carga inmediata¹⁶. En ortopedia es bien conocida en los implantes de cadera, ya que juega un papel decisivo en la pérdida prematura y aseptica de éste tipo de prótesis, y el micro movimiento en un predictor del fallo temprano¹⁷.

La estabilidad primaria está influenciada por la combinación de múltiples variables que incluyen calidad y cantidad ósea, técnica quirúrgica y la morfología macro y microscópica del implante^{18,19}.

Para lograr una estabilidad primaria suficiente sin crear una compresión excesiva en el hueso periimplantario, se ha sugerido que el implante sea insertado con un torque de por lo menos 30 Ncm pero no más de 40 a 45 Ncm^{21,22}.

La estabilidad secundaria es el progresivo aumento de estabilidad como consecuencia de la nueva formación del hueso y remodelado que ocurren en la interfase hueso-implante y suele ser proporcional al tiempo transcurrido.^{10,20} Fig. 2.

La presencia de micro-movimientos puede influir negativamente en la osteointegración, según varios autores (Javed F y cols. 2010, Pieri F y cols. 2009 y Tabassum y cols 2009) micro movimientos mayores de 100µm pueden provocar la formación de tejido fibroso, menos porcentaje de nuevo hueso y favorecer la reabsorción ósea^{23,24,25}.

Mientras que otros autores defienden que la presencia de micro movimientos entre 100µm y 200µm producidos por cargas fisiológicas podrían permitir la formación ósea en cantidad y calidad suficiente par asegurar el mantenimiento de la osteointegración^{26,27,28,29,30,31}.

Capitulo 1. Introduccion.

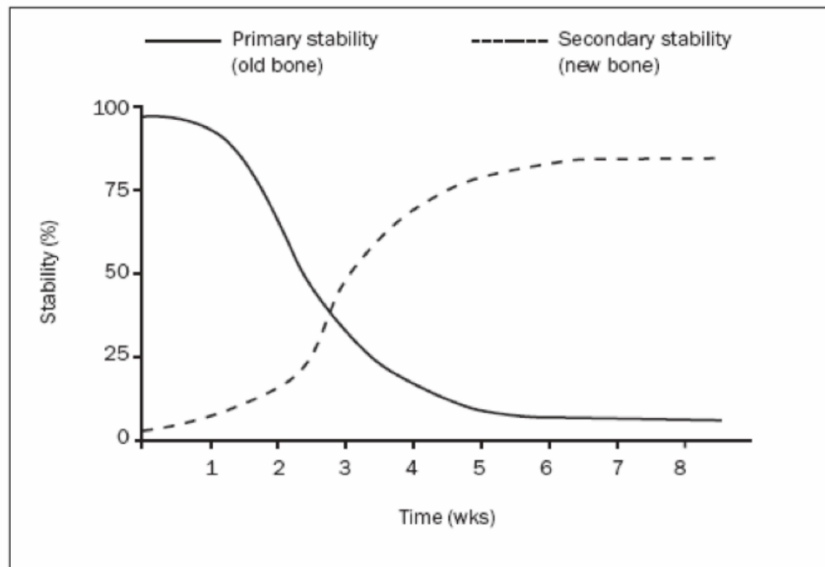


Fig. 2. Relación tiempo/estabilidad primaria y Relación tiempo/estabilidad secundaria. Tomado de: Early Wound healing Around endosseus Implants: A Review of the Literature. Sangeetha Raghavendra, Marjorie C. Wood, Thomas D. Taylor. Int J Oral Maxillofac Implants 2005, 20:425-431.

La estabilidad secundaria varía cuando el implante es sometido a cargas, si la carga se encuentra dentro de un nivel fisiológico el hueso aumenta su grado de mineralización y se hace mas denso³¹, con el tiempo la estabilidad secundaria es similar en hueso duro y hueso blando^{33,33, 34,35,36,37}.

1.1.1.1. Técnicas Para La Evaluación De La Estabilidad Primaria.

Para la evaluación de la estabilidad primaria se han descrito diferentes métodos y aparatos: torque de inserción, Periotest®, Ostell®, Implomates, test de percusión, Dental Fine Tester®, métodos vibratorios, torque de remoción de implantes^{38,39}. Fig. 3.

1.1.1.1.1. Torque de Inserción:

Desarrollado inicialmente por Johanson y Strid, en 1994⁴⁰ y mejorado por Friberg, en 1995⁴¹, esta incorporado hoy en día en todos los motores quirúrgicos. Una desventaja de éste método es que el torque de inserción varía dependiendo de las propiedades de corte del implante y de la presencia de fluidos en la preparación. Sin embargo, el método obtiene información sobre la energía utilizada en la instalación del implante.⁴²

Jorge Eduardo Delgado Peña.

El torque se mide en N/cm, y supone la fricción o fuerza que desarrolla el contacto de la superficie del implante con el lecho óseo y expresa la resistencia que presenta el hueso a su inserción, por lo tanto, la estabilidad de dicho implante ⁴³.

Turkyilmaz y cols, en 2006, encontraron una fuerte relación entre el torque de inserción de 60 implantes y la estabilidad primaria de los mismos ³⁹, el torque recomendado para realizar carga inmediata varía entre 35N/cm y 45N/cm ⁴⁴.

Wang y cols en 2006, explicaron que el hueso cortical denso daba como resultado implantes con mayor estabilidad primaria lo que reducía considerablemente los micro movimientos y proporcionaba un mejor BIC ⁴⁵.

1.1.1.1.2. Periotest® (Siemens, AG, Bensheim, Germany):

Este medio diagnóstico fue creado con el fin de valorar la movilidad de los dientes a través de las características amortiguadoras del ligamento periodontal ⁴⁶. Aplicado a los implantes, cuantifica su movilidad como respuesta al impacto de un émbolo metálico que actúa sobre una pieza conectada al implante (pilar de cicatrización, el pilar protésico o la corona) con una fuerza aproximada de 8 gr. Se expresa en PVT (Perio Test Value), valores negativos representan baja movilidad, mientras que valores positivos representan una movilidad incrementada ^{46,47,48}.

Un sensor registra el tiempo entre el impacto y el rebote. Así cuanto mayor es el tiempo, menor es la estabilidad ^{47,48}.

Distintos factores afectan la exactitud de las mediciones con periotest ^{49,50}.

- Angulo de impacto.
- Tipo y longitud del pilar sobre el que se impacta.
- Interposición de tejido blando.
- Fallo de la batería.
- Fuerza de apriete del pilar.

1.1.1.1.3. Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA):

El (RFA) análisis de la frecuencia de resonancia es otro método utilizado para la medición de la estabilidad primaria. Fue introducido por Meredith y cols. en 1996 ⁵¹, consta de un dispositivo que mide la frecuencia de resonancia de un piezoeléctrico que se une al implante y se estimula mediante una pequeña corriente eléctrica. Es un instrumento de mano y portátil, cuya parte activa emite unas señales que son repetidas por un transductor o smartpeg que se atornilla directamente al implante o al pilar transepitelial con una fuerza de 5-10 Ncm. Actúa como un diapason electrónico que transforma las medidas recogidas u ondas

Capítulo 1. Introducción.

vibratorias en KHz a valores ISQ ^{32, 33, 48, 52, 53, 54, 55.}

Los valores obtenidos se expresan como valores ISQ (del inglés: Implant Stability Quotient) donde 100 es el máximo valor ISQ. Un valor de ISQ ≥ 60 se considera adecuado para realizar carga inmediata.⁵¹⁻⁵³

Cambios en negativo del ISQ se relacionan clínicamente con fallos en la estabilidad y osteointegración de implantes.^{52, 55.}

Algunos estudios histomorfométricos sugieren que el RFA se correlaciona con el contacto hueso-implante (BIC) ^{56, 57, 58.} Aunque otros como Bischof y cols, 2004⁵⁶; Schielephake y cols, 2006⁵⁹ y Rodrigo y cols, 2009^{60,61} consideran que el RFA no es capaz de medir la osteointegración ni la estabilidad primaria del mismo modo que el torque de inserción ^{38, 59, 60, 61.}

Pattijn, y col. en 2006, concluyeron que el Ostell (aparato utilizado para la medición del RFA) permite medir la estabilidad en un implante y su seguimiento a largo plazo, pero no admite la comparación entre estabilidades de diferentes implantes⁶².

Abrahamsson, en 2009, evaluó 160 implantes con diferentes superficies en mandíbulas de perros, estudió la relación de la RFA con las fases tempranas de curación de implantes en un período de 12 semanas. Concluyó que el análisis de RFA revela pequeños cambios durante la curación del implante, pero no revela los cambios en el aumento del contacto entre el hueso y el implante ni en la densidad ósea, afirmando que el RFA no es un predictor de la estabilidad del implante durante el tiempo⁶³.

Así mismo, Huwiler y cols en 2007, comprobaron que el RFA no refleja la naturaleza de la interfase ni el grado de anclaje mecánico del implante, comparado con los hallazgos mediante micro CT ^{61.}

Se ha recomendado la calibración del Ostell para poder realizar estudios comparativos multicéntricos³⁶ ya que aparentemente el RFA sólo mide la rigidez del implante con el hueso en su tercio coronal^{36, 64, 65} ante fuerzas laterales y no axiales ^{66.}

En la conferencia de consenso de la EAO (European Association for Osseointegration), se concluyó que, debido a la falta de una normativa en los valores del Periotest y de RFA y a la gran variabilidad de rangos existentes tanto en implantes estables como en aquellos que están en vías de fracaso, no existe una justificación actual para el uso clínico rutinario del Periotest o del análisis del RFA

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Sin embargo los hallazgos recientes publicados por Sim y cols ⁶⁷ concluyen su estudio diciendo que los valores ISQ son reproducibles independientemente de la posición del instrumento.

1.1.1.1.4. Implomates ® (Bio Tech One, Taipei Hsien, Taiwan):

Sistema similar al Osstell, desarrollado por Huang, también es un sistema basado en el análisis de la resonancia de la frecuencia, pero en vez de utilizar la estimulación mediante la señal sinusoidal, utiliza la fuerza de impacto mediante una varilla de accionamiento eléctrico en el interior del transductor. La señal de respuesta recibida se transfiere a un ordenador para el análisis del espectro de frecuencia. El rango va desde 1 a 20 KHz Una mayor frecuencia como un pico alto indica mayor estabilidad mientras que una frecuencia más baja y pico más ancho indica fracaso del implante. En la actualidad hay pocos estudios publicados sobre la eficacia de esta máquina ⁶⁸.

1.1.1.1.5. Test de percusión:

Es una prueba clínica utilizada habitualmente en la que se valora el sonido que emite un implante al ser percutido con un elemento metálico. Si el tono obtenido con esta maniobra es de timbre metálico (de alta frecuencia y que se escucha con claridad), se considera un buen signo de estabilidad. Se trata de un sonido que se transmite con continuidad desde el metal del implante hacia el hueso y depende, no sólo de la estabilidad, sino también de la calidad ósea (cuanto más compacto sea el hueso mejor timbre y mayor estabilidad). Es evidentemente un método clínico, subjetivo, que se ve afectado por la agudeza auditiva del operador

^{46, 69}.

1.1.1.1.6. Dental Fine Tester :

Es un sistema electrónico para medir la movilidad de los dientes y de los implantes. consta de un martillo con mango de plástico y en el extremo hay un acelerómetro en miniatura que mide la tasa de aceleración del martillo cuando golpea un objeto. La pieza de mano está conectada a un controlador con una impresora y una pantalla digital. El diente o el implante se golpea un máximo de 10 veces. La movilidad del implante se calcula y se muestra en la pantalla de la unidad DFT ⁴².

1.1.1.1.7. Métodos vibratorios:

Oscilación de la onda por percusión, fue descrito por Kaneko, se basa en la oscilación de una onda a través de la percusión (POWF), para analizar las características mecánicas de la interfase hueso-implante a través de la vibración mediante la excitación forzada de una onda en estado estacionario. Se basa en la estimulación de una frecuencia ampliando la vibración de los implantes inducida por unas pequeñas fuerzas pulsantes. Este método consta de un sistema acústico

Capítulo 1. Introducción.

eléctrico (conductor), un receptor acústico eléctrico, un generador de impulsos y un osciloscopio. El receptor consta de un elemento piezoeléctrico con una punta. A este receptor se le transmite una frecuencia de 1 KHz que se aplica al implante al tocarlo. La resonancia y la vibración generada a parte de la unión hueso-implante por la estimulación, genera una respuesta representada en un osciloscopio. No es un método reproducible ya que es muy sensible a la posición del receptor y de la carga, además de ser poco sensible a las variaciones de la unión hueso-implante⁸.

1.1.1.1.8. Torque reverso:

Método propuesto por Roberts y col⁶³ y desarrollado por Johansson y Albrektsson, esta técnica consiste en extraer el implante del lecho óseo, En estudios realizados en tibia de conejo se observó que Torque de desinserción y estudios histológicos, se correlacionaban⁶⁴.

La técnica de torque de desinserción se utiliza en estudios “in Vitro” Por la destrucción de la interfase Hueso-implante^{70,71,73}. Y no es lógico utilizarlo en paciente después de una integración del implante.^{73,74}

A un torque de 20Nw se intenta remover el implante y si no gira es que está integrado, aunque no se considera un buen método de seguimiento longitudinal^{75,76}. Es pues un método de análisis de la estabilidad secundaria⁷⁷ aunque otros autores consideran su utilización peligrosa por poner en riesgo de daño el tejido óseo nuevo creado en la osteointegración, pudiendo conducir al fracaso de la misma^{72,56}.



Jorge Eduardo Delgado Peña.

Fig. 3 Métodos de Medición de la estabilidad primaria, Periotest, Ostell, Torque de inserción, pullOut-Push out, Resistencia de torque reverso.

1.1. 2. Calidad Y Cantidad Ósea.

Mientras que la cantidad se relaciona con la disponibilidad ósea vertical y horizontal, la calidad ósea depende de variables tales como la composición química, estructura (patrón de trabeculado) y densidad ósea⁷⁸. Existen varias clasificaciones de la densidad y calidad ósea :

En 1970 Linkow y Chercheve en su libro "Theories and Techniques of Oral Implantology" describieron 3 tipos de calidad ósea⁷⁹, posteriormente en 1985 Lekholm y Zarb propusieron una nueva evaluación de calidad ósea. Fig.4

Esta clasificación reconoce cuatro tipos de hueso según el grosor de la cortical y su relación con el grado de densidad y patrón de trabeculado de hueso esponjoso^{80,81}.

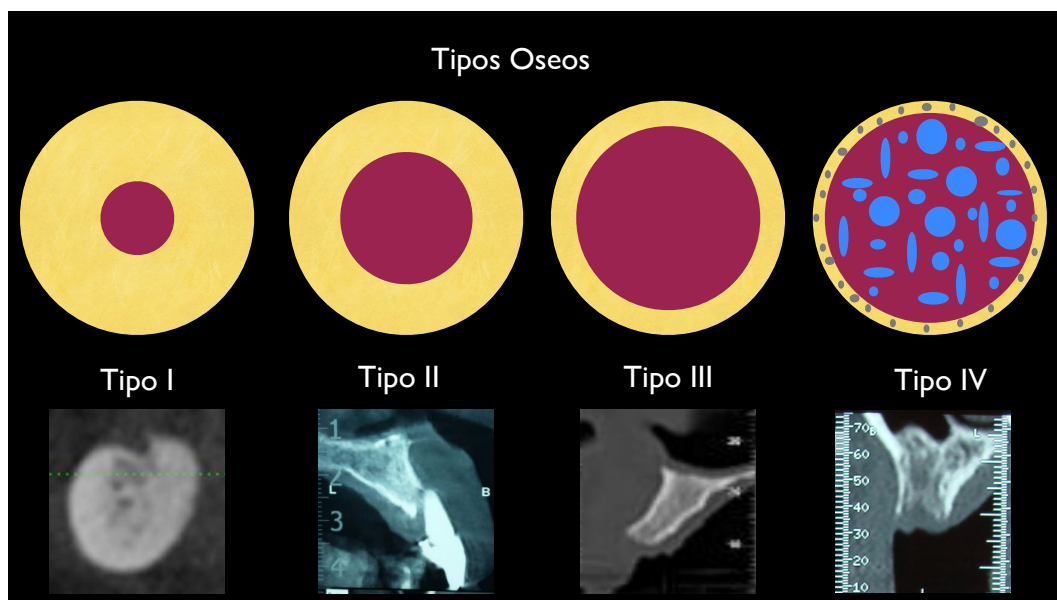


Fig. 4. 1. Clasificación de Lekholm y Zarb Tipo I : Constituida por hueso compacto homogéneo, Tipo II: Presenta una capa gruesa de hueso compacto alrededor de un núcleo de hueso trabecular denso, Tipo III: Muestra una capa fina de hueso cortical alrededor de un hueso trabecular de resistencia favorable, Tipo IV: Capa delgada de cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular de baja densidad.

Capitulo 1. Introduccion.

Hoy en día se confirma la existencia de dos puntos débiles en esta clasificación, ya que por un lado es subjetiva y depende del observador y, por otro, da un valor entero para toda la arcada ⁸².

Posteriormente en 1988 Cadwood y Howel ⁸³ propusieron una clasificación de atrofia ósea, enumerando hasta 6 tipos, en ellos se agrupan todas las fases comunes por las que el hueso pasa según su grado de atrofia, tomando como referencia inicial las características del complejo alvéolo-dental hasta el tipo de atrofia mas extrema, debido al proceso fisiológico de reabsorción. Fig. 5

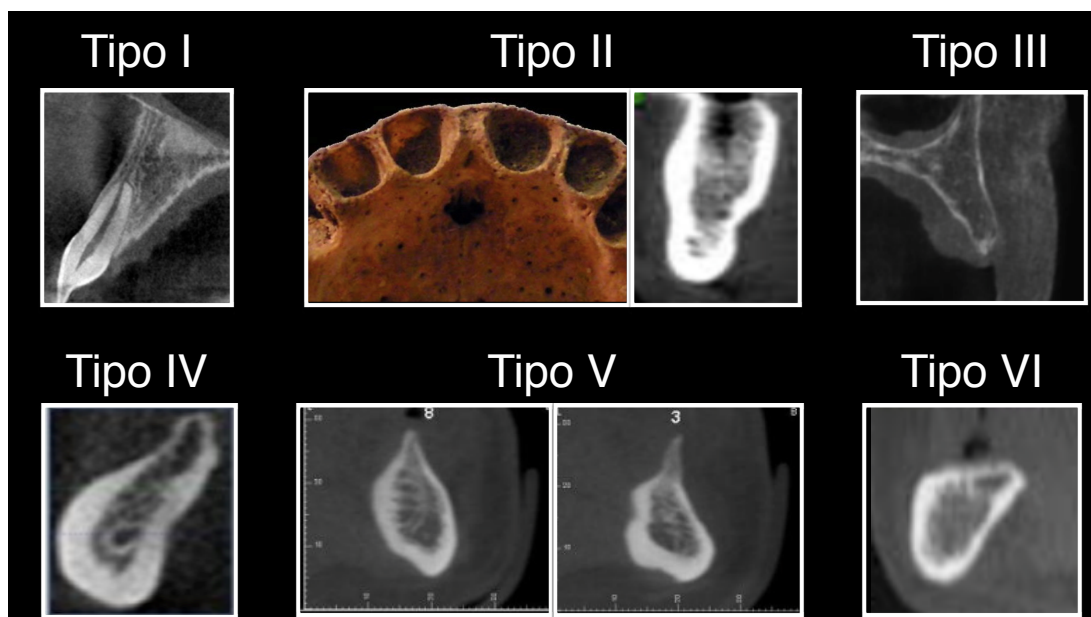


Fig.5 Clasificación de Cadwood y Howel Tipo I : Reborde alveolar con dientes, Tipo II: Reborde post extracción, Tipo III: Reborde redondeado con altura y ancho adecuados, Tipo IV: Reborde en filo de cuchillo, altura adecuada pero anchura inadecuada, Tipo V: Reborde plano con altura y anchura inadecuada, Tipo VI: Reborde con depresión con evidencia de pérdida de hueso basal.

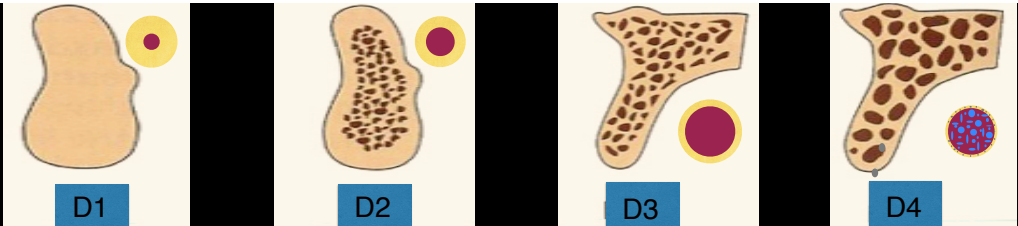
En 1989 Jensen, completó esta clasificación con una correlación entre estas calidades Oseas y la localización anatómica exacta en los maxilares y la mandíbula

⁸⁴.

Misch, ⁸⁵ Propuso una nueva clasificación ósea, describiendo cuatro clases (D-1, D2, D-3 y D-4) en base al grosor de la cortical y espesor trabecular y también describió las regiones según el tipo de hueso en maxilar superior y mandíbula y

Jorge Eduardo Delgado Peña.

complemento su clasificación aportando también una relación de sensación o percepción táctil a cada clase, de la dureza percibida durante el fresado, donde cada implantólogo puede correlacionar el grado de calidad ósea con la resistencia del hueso en el fresado comparado con diferentes materiales ⁸⁷. Fig.6



Tipo	Similitud táctil	Localización
D1 Cortical Densa	Madera Roble o Arce	1
D2 Cortical porosa Trabéculas gruesas	Pino Blanco o Abeto	1, 2 y 3
D3 Cortical porosa Trabéculas finas	Madera de balsa	2, 3, y 4
D4 Trabéculas finas	Polietileno	4

Fig. 6. Calcificación de Misch D1: Zona Anterior Mandibular; D2: Zona posterior mandibular; D3: Zona anterior maxilar; D4: Zona posterior maxilar . Tomado de Misch C. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today 1989 ;8:39-44.

En 1999 Trisi y Rao, demostraron en estudios histomorfométricos (valoración histomorfométrica midiendo el porcentaje de trabéculas óseas sobre el total del área de la biopsia) que la clasificación de Misch de la percepción táctil, resultaba subjetiva y pobre a la hora de determinar cambios finos en la densidad. Sólo se podría diferenciar lo que es un hueso blando de uno duro, ósea entre D1 y D4, pero existía una gran variabilidad de rangos entre D2 y D3. En el mencionado estudio los clínicos sólo pudieron distinguir hueso D-1 y D-4, pero no las clases intermedias (D-2 y D-3). ⁸⁷.

Lagravère y cols^{88,89} demostraron que las unidades Hounsfield pueden ser traducidas a su equivalente en gramos de hidroxiapatita por superficie (gramos de Ha/ cm²) o gramos de hidroxiapatita por volumen (gramos de Ha/ cm³). Encontraron que el hueso denso se encuentra en las superficies corticales externas

Capítulo 1. Introducción.

e incluye las crestas de rebordes desdentados mientras que los huesos trabeculares o porosos, se hallan dentro de la envoltura externa de hueso cortical y, en ocasiones, sobre las superficie de la cresta del reborde residual desdentado⁸⁹.

Norton y Gamble⁹⁰ en 2001 propusieron una nueva clasificación basada en el análisis con Tomografía Computarizada (CT) y las unidades Hounsfield (HU).

De esta forma complementaron la clasificación de Lekholm y Zarb con una escala objetiva de medición de la densidad, gracias a un software específico para implantología. Apoyándose en sus resultados y en las publicaciones de Trisi & Rao⁸⁷ y Thomsen y cols.⁹¹ encontraron mínima variación entre las densidades óseas D3/D4 y por ello las agruparon en un mismo rango.

Cavallaro y Greenstein en 2009, proponen tres tipos de Clasificación Ósea, según la percepción táctil en el fresado: Td, Tm y Ts (tipo denso, tipo medio y tipo blando. El Td es hueso cortical o cortical con medular que ofrece notable resistencia al fresado. Normalmente existe en la cara anterior de la mandíbula.

El Tm es una capa de hueso cortical de 2-3 mm seguida de una medular que proporciona una resistencia limitada al fresado. Se encuentra en maxilar anterior y mandíbula posterior.

El Ts consiste en una fina capa de cortical y hueso medular de mala calidad. Se halla en la región posterior del hueso maxilar⁹².

Ribeiro-Rotta y cols.⁹³ realizaron una revisión sistemática de la literatura y evaluaron la exactitud diagnóstica de los distintos métodos de valoración de la densidad ósea antes y durante la cirugía implantológica, afirmando que la eficacia de estos métodos es escasa y la necesidad de incorporar a los estudios criterios metodológicos aceptados y estandarizados.

Otros métodos de imagen a lo largo de la historia han sido empleados para la evaluación de calidad ósea, como densitometría (Devlin y cols 1998)⁹⁴ o ecografía (Hans y cols 1996)⁹⁵ y aunque ha sido demostrada su validez como métodos cuantitativos, estos han sido descartados dado que no son métodos prácticos habituales en la práctica implantológica.

En la siguiente grafica vemos la correlación de las clasificaciones mas ampliamente utilizadas fig. 7.

Jorge Eduardo Delgado Peña.











Tipos Oseos	Lekholm y Zarb	Cadwood y Howel	Norton y Gamble	Misch
Tipo I			> + 850 HU Mandíbula Anterior	> 1250 HU Madera Roble o Arce
Tipo II			+500 y 850 HU Maxilar Anterior	850 - 1250 HU Pino Blanco o Abeto
Tipo III			+500 y 850 HU Maxilar Anterior	350 - 850 HU Madera de Balsa
Tipo IV			0 - 500 HU Maxilar posterior	150 - 350 HU Poliuretano
Tipo V			< 0 HU Tuberosidad	< 150 HU
Tipo VI				

Fig. 7. Correlación de las Distintas clasificaciones de las calidades Oseas mas ampliamente utilizadas.

1.1.3 Técnica Quirúrgica:

El fresado óseo es un procedimiento cotidiano en ortopedia, traumatología, cirugía Oral, Maxilofacial e Implantología, que produce trauma mecánico y puede generar aumento de la temperatura en el hueso adyacente a la preparación, resultante de la fricción de la fresa contra el tejido óseo cortical y trabecular ⁹⁶.

La técnica quirúrgica de fresado incluye varias condiciones, como evitar la generación excesiva de calor, que puede conducir a la infección, reabsorción ósea y reducción de la resistencia mecánica ⁹⁷. La secuencia de fresado consiste en la realización quirúrgica de una perforación, en el área ósea donde se alojara el implante, y los distintos protocolos de fresado se intentan adaptar a los tipos de calidad ósea ⁹⁸.

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 ⁹⁹.

Para la colocación de un implante dental, la preparación del lecho se realiza ligeramente hacia la cortical lingual o palatina ¹⁰⁰. Fugazzotto ¹⁰¹ presento un

Capitulo 1. Introduccion.

protocolo de tratamiento para la extracción de molares superiores y la colocación inmediata de implantes utilizando el septo interradicular, en sus trabajos encontró que la inserción inmediata de implantes en el sector posterior resultó en valores similares de supervivencia del implante, comparado con la inserción de los implantes en una segunda cirugía.

En la literatura existen discrepancias en relación a la velocidad recomendada para una correcta osteotomía y encontramos valores o datos que oscilan desde los 50 rpm hasta los 2.500 rpm.

Reingewirtz y cols¹⁰² observaron que 600rpm redujeron la producción de calor durante el corte del hueso, y recomendaron disminuir la velocidad de fresado en hueso denso, reduciendo así la generación de calor.

Las técnicas de fresado utilizan actualmente una velocidad de 1.000 a 1.500 rpm para preparar el lecho del implante para disminuir los daños mecánicos y térmicos¹⁰³ y se considera que un aumento de la temperatura por encima del umbral de 47°C por mas de un minuto tiene un efecto negativo para la regeneración ósea y la integración ósea del implante¹⁰⁴.

La densidad ósea influye en la seleccion de la técnica de fresado¹⁰⁷. Un método útil para predecir la densidad ósea es la densitometría pre-quirúrgica, que evalúa los niveles de gris (píxeles) de una radiografía digital o el volúmen en voxels de una tomografía axial computarizada ¹⁰⁷⁻¹⁰⁹. De acuerdo a la densitometría se puede clasificar el hueso en 3 densidades: hueso denso, hueso de densidad media y hueso blando o poco denso. Cada densidad presenta características particulares que se describen a continuación:

HUESO DENSO: Se puede producir mayor sobrecalentamiento, por lo que se recomiendan fresas nuevas con irrigación abundante y presión intermitente ¹⁰⁶ el fresado final debe ajustarse al máximo al diámetro del implante (se puede usar macho de terraja). torque final de 40 Newton/cm para la inserción implantaría. El buen (BIC) permite el uso de implantes cortos ¹⁰⁷.

HUESO DE DENSIDAD MEDIA: Presenta menor resistencia al fresado y es posible modificar el protocolo quirúrgico, realizando un infrafresado (se fresa hasta una fresa de diámetro inferior al del implante) uso de implantes cónicos, subcrestales, no hace falta avellanado (para evitar la disminución del hueso cortical), uso de fresa final, cercano al diámetro del implante en la porción coronal y en la porción apical preparación mínima ^{108, 109}.

HUESO BLANDO: la fresa inicial penetra con poca resistencia en la cortical y el diámetro de la osteotomía debe ser menor que el del implante para aumentar la

Jorge Eduardo Delgado Peña.

estabilidad primaria^{110,111}. El diámetro del sector coronal debe ser mayor que el apical para facilitar la inserción.

Tras la fresa inicial pueden utilizarse osteotomos para preservar, condensar y comprimir hueso; así se puede incrementar la estabilidad primaria¹¹² y la osteointegración podría requerir más tiempo (hasta 6 meses)¹¹³.

Como norma general cuando la estabilidad primaria es insuficiente, se pueden insertar implantes adicionales o implantes de mayor tamaño (diámetro y longitud)¹¹⁵⁻¹¹⁷. Se ha demostrado que cada mm de aumento de diámetro y cada 3 mm de aumento de longitud suponen un 20-30% de aumento de superficie de contacto hueso-implante¹¹⁸ y un incremento subsecuente de la estabilidad primaria¹¹⁹.

A continuación describiremos las distintas técnicas de preparación del lecho quirúrgico.

1.1.3.1. Fresado Incremental Secuencial. (Fresado Convencional)

El fresado convencional es el procedimiento mediante el cual el diámetro de perforación se incrementa gradualmente mediante el uso de una serie de fresas de menor a mayor diámetro¹²⁰. El objetivo del fresado incremental es ensanchar gradualmente el sitio de perforación, y por lo tanto reducir el incremento de la temperatura^{120, 121}. Fig. 8

La técnica fue descrita por Matthews y Hirsch¹²⁰ y popularizada por Branemark¹²² posteriormente otros trabajos realizados por varios autores (Itay y Tsur¹²³, Matthews y cols¹²⁴ y Reingewirtz y cols¹⁰²) no encontraron variaciones térmicas significativas cuando se usaba un fresado secuencial.

Para disminuir la temperatura que se produce por las fuerzas friccionales de la fresa sobre el hueso, se utiliza irrigación como medio de refrigeración para evitar que la fresa y el tejido circundante presenten un sobrecalentamiento. Benington IC y cols^{125, 126}.

Un inconveniente de todas las técnicas de fresado, es que el tejido óseo es eliminado y hay trauma quirúrgico durante todo el proceso. Que se agrava en situaciones donde hay limitaciones de disponibilidad y densidad osea^{127, 305}.

Existen otras técnicas o métodos alternativos para la preparación del lecho quirúrgico para la posterior colocación de implantes dentales que se describen a continuación.

Capitulo 1. Introduccion.

1.1.3.2. Técnica De Infrafresado

Fresar hasta fresas de diametro inferior al del implante. Se consigue incrementar así al área de contacto entre las paredes del implante y el hueso perimplantar²⁸. Esta disminución en la preparación del lecho óseo, o técnicas de infrafresado, ha sido comúnmente asociado con elevados torques de inserción de implantes^{37,108, 129-132}. Fig. 8

1.1.3.3. Fresado Simplificado

El fresado simplificado consiste en la utilización de dos fresas: la fresa piloto para preforar la cortical y la fresa final correspondiente al diámetro del implante³³. la velocidad de fresado esta en el rango de 1200-1400rpm. Fue propuesta por coehlo y cols en 2012 y se observo que redujo el numero de pasos necesarios y no incremento sustancialmente la temperatura durante el fresado ni afecto la osteointegración a los 4 meses en perros. Fig. 8

1.1.3.4. Preparación Quirúrgica Mediante Aparatología Piezoeléctrica

Técnica alternativa para preparar el lecho del implante que utiliza un sistema quirúrgico ultrasónico que genera micro-vibraciones que producen microfracturas del hueso³⁴. Posee una mayor precisión, acción de corte selectivo, mínimo daño tejidos blandos^{34,135} y reducción del sangrado por un fenómeno denominado cavitación que resulta en mejor visibilidad en el campo quirúrgico, y ausencia de sobrecalentamiento³⁶.

La estabilidad de implantes colocados utilizando el método piezoeléctrico fue mayor que la de los implantes colocados con la técnica convencional¹³⁷. La osteotomía piezoeléctrica permite la formación de hueso adecuado para la osteointegración de los implantes de titanio, y proporciona resultados similares a los de la técnica convencional de fresado¹³⁸. Fig. 8

1.1.3.5. Telerobótica

El sistema de perforación telerobótico asistida consigue manipulación precisa del avance de la fresa. La perforación del lecho quirúrgico, que es el proceso más importante en la cirugía de implantes, y ha sido ampliamente investigado; La miniaturización de movimiento y la mejora de la sensación táctil contribuyen al logro de la cirugía compleja con un mínimo número de accidentes. Estos hechos indican que el sistema de cirugía tele operado es una técnica útil para lograr un movimiento sutil de la cirugía de implante dental. Yusuke y col. proponen un

Jorge Eduardo Delgado Peña.

nuevo sistema de fresado robótico utilizando el control bilateral basada en la aceleración para ayudar a la cirugía real¹³⁹.

1.1.3.6. LASER

Desde que los efectos de la irradiación láser de rubí en los tejidos duros dentales fueron reportados por primera vez en 1964¹⁴⁰ una variedad de láseres se han empleado en odontología, incluyendo rubí, CO₂, Nd: YAG y Er: YAG. Los mecanismos de la ablación con láser en los huesos y los tejidos dentales duros están documentados para longitudes de onda específicas^{141,142}. Sin embargo, sólo la familia de los láseres de erbio produce longitudes de onda que son altamente absorbidos por hidroxiapatita y colágeno y por lo tanto clínicamente eficaces para su uso en tejido duro^{43, 144}.

La Irradiación de luz láser se ha aplicado en el campo de la medicina y tiene efectos biostimuladores en la cicatrización de heridas, la síntesis de colágeno, y la proliferación de fibroblastos^{43, 144}. Fig. 8

1.1.3.7. Técnica De Expansores Óseos

Esta técnica permite la posibilidad de insertar implantes en maxilar superior altamente trabeculado, en crestas óseas estrechas, en elevaciones de seno o en la zona de la apófisis pterigoides⁴⁵. Con la técnica de expansores se consiguen tasas de éxito y supervivencia de los implantes similares a las técnicas convencionales de preparación del lecho de implantes²⁸³ y es una alternativa a la realización de injertos óseos y regeneración ósea guiada(ROG)¹⁴⁶.

Se fundamenta en el uso progresivo de elementos expansores de forma cónica, cilíndrica o plana de diferente tamaño. Se inicia con un diámetro menor y se va incrementando secuencialmente^{147, 148} de tal forma que se crea una cavidad, se comprime lateralmente el hueso y se incrementa la densidad ósea alrededor de la preparación. Los expansores están disponibles para uso manual o para adaptar al contra-ángulo¹⁴⁹. Fig. 8

1.1.3.8. Técnica De Osteotomos

Consiste en preparar un lecho bajo compresión del tejido óseo lateral y apical con un espaciador o instrumento cónico para la colocación del implante con un alto grado de estabilidad sin la eliminación de hueso adicional, fundamental para mejorar la curación del tejido óseo^{150, 151}. Fig. 8

Capitulo 1. Introduccion.



Fig. 8. Distintas técnicas de preparación del lecho del implante, Fresado Secuencial o convencional, Técnica de Infrafresado, Fresado Simplificado, Aparatología Piezoeléctrica, Laser, Expansores óseos y Osteotomos.

1.1.3.9. Fresado a Bajas Revoluciones (Fresado Biológico)

El tejido óseo es muy celular y la preservación de la vitalidad de células óseas diferenciadas que participan en el proceso de osteointegración es un requisito previo importante para el éxito del tratamiento con implantes dentales (Mavrogenis y cols.¹⁵², Branemark y cols.¹⁵³)

En 1985 Thomas Driskell¹⁵⁴, ideó un sistema de implantes llamado Stryker® que recomienda una velocidad de 1.000 rpm con la fresa inicial, y el resto de la secuencia de fresado a bajas revoluciones (50 rpm), todas con irrigación.

Aparentemente el fresar a baja revolución (50rpm-100rpm), permite un mejor control de la dirección y profundidad del fresado, no incrementa la temperatura del hueso circundante, facilita la recolección de hueso autólogo, elimina la necesidad de obtener hueso de otra zona quirúrgica, conserva la viabilidad celular y puede disminuir la sensación subjetiva de ahogo del paciente¹⁵⁵.

Aparentemente fresar a bajas revoluciones también puede dar al implantólogo más información acerca de la trayectoria de la fresa para que el operador pueda corregirla si es necesario¹⁵⁶.

Jorge Eduardo Delgado Peña.



Fig. 9. Técnica de Fresado Biológico. Se realiza sin Irrigación y a Bajas revoluciones por minuto (50 – 100 Rpm).

El hueso recogido por este procedimiento puede favorecer la regeneración ósea gracias a las partículas de hueso vital recuperadas durante la preparación del hueso (Uchida y cols¹⁵⁷), mientras que al irrigar con suero fisiológico las proteínas de bajo peso molecular como proteínas morfogenéticas, proteínas óseas, osteoinductores factores de crecimiento y otras sustancias solubles se disuelven fácilmente. (Bennett NT y cols¹⁵⁸).

La función fisiológica específica de estas proteínas es transmitir mensajes de activación a las células locales para que puedan reaccionar a estímulos como los relacionados con el propio fresado. (Groeneveld EH et al¹⁵⁹, Orefo y cols¹⁶⁰). Varias de estas proteínas están unidas a la matriz, extracelular y esta conexión se rompe cuando la fresa entra en contacto con la matriz.

La importancia clínica del fresado a bajas revoluciones es que el hueso conserva parcialmente la vitalidad y puede ser utilizado solo o mezclado con biomateriales donde se precise la regeneración ósea guiada o la preservación ósea, además podría utilizarse para la corrección de defectos peri implantarios o relleno del Gap entre hueso e implante. (Schlegel KA y Cols¹⁶¹).

El hueso recogido por este procedimiento puede ser más fácil de manipular que el hueso recogido por otros medios, y puede proporcionar adhesión gracias a las proteínas implicadas en la reparación del hueso¹⁶². Lemons y cols¹⁶². llevaron a cabo un experimento en perros para evaluar la variación de temperatura generada por

Capitulo 1. Introduccion.

el fresado a baja velocidad (50 rpm). El estudio se llevó a cabo con instrumental del sistema Stryker. Se observó que las variaciones de temperatura en el hueso vital adyacente al lecho quirúrgico fueron inferiores a 4°C, y que la temperatura disminuyó inmediatamente después del procedimiento de fresado.

1.1.4. Osteonecrosis Térmica.

Como resultado de procedimientos de osteotomía por medios rotatorios, ultrasónicos, o LASER, se produce una liberación de energía que se disipa en forma de calor (Agustin G y cols. 2009)¹⁶³ y por lo tanto el tejido óseo es sometido a un incremento de temperatura.

El calentamiento del hueso puede dar lugar a osteonecrosis irreversible si se rebasa una temperatura de 47°C por mas de 1 minuto. (Lundskog,1972¹⁶⁴. Linder y Lundskog¹⁶⁵, 1975; Branemark y col 1977^{166,167}. Albrektsson. 1986¹⁶⁸. Eriksson y Adell, 1986¹⁶⁹ y Eriksson y Albrektsson 1984¹⁷⁰⁻¹⁷²).

El fenómeno de la muerte celular por cambios térmicos se conoce como "Osteonecrosis térmica"¹⁷³ Se puede producir por calentamiento o por enfriamiento y se ha demostrado que temperaturas por debajo de rango fisiológico como las producidas durante criocirugía con nitrógeno líquido producen necrosis celular (Conzemius y cols¹⁷⁴).

Los fenómenos que caracterizan la osteonecrosis térmica son: pérdida de suministro sanguíneo, desnaturalización de las proteínas enzimáticas, disminución de la actividad osteoclástica y osteoblástica, deshidratación, y desecación, lo que contribuye a la muerte celular. (Biyikli y Cols¹⁷⁵Huiskes¹⁷⁶ Lundskog¹⁶⁴) Este proceso toma varias semanas, en primer lugar ocurre una reducción en el numero de osteocitos y la reducción de flujo sanguíneo seguido por un aumento de la reabsorción osteoclástica¹⁷⁴. Dicha reabsorción osteoclástica juega un papel central en la regulación de la masa y arquitectura ósea.

Eriksson y Albrektsson¹⁷⁰ calentaron implantes de titanio roscados en la tibia del conejo vivo y encontraron que el calentamiento de los implantes a una temperatura de 50 ° C durante 1 min era suficiente para causar 30% reabsorción de la médula. Además de los efectos en el tejido óseo también los tejidos blandos se ven afectados por el aumento de la temperatura retrasando su cicatrización, aspecto particularmente crítico en la presencia de la infección (Ochsner y cols 1998¹⁷⁷).

Sumner y Smith¹⁷⁸ analizaron el flujo sanguíneo óseo durante osteotomías con sobrecalentamiento (temperaturas registradas superiores a 47°C durante mas de un minuto) y encontraron una isquemia profunda adyacente a los orificios

Jorge Eduardo Delgado Peña.

perforados adicionalmente y confirmaron que este daño se debía a la coagulación de las proteínas.

Una lesión térmica puede resultar también en la formación de tejido fibroso interpuesto en la interfase hueso-implante, comprometiendo el pronóstico a largo plazo^{179, 180}.

Desde un punto de vista biológico el incremento de temperatura puede inducir la necrosis del tejido óseo¹⁸¹ la interrupción de la microcirculación ósea, la activación de los macrófagos de la médula ósea, los necrosis tisular y condiciones favorables para la infección bacteriana¹⁸².

1.1.5. Factores que Afectan a la Producción de Calor.

Se han descrito diferentes factores que pueden afectar el incremento de la temperatura durante la osteotomía para la creación del lecho implantario como son:

- a). Factores relacionados con la fresa (diseño, material, número de usos, esterilización)
- b). Factores relacionados con el procedimiento quirúrgico (velocidad de fresado, profundidad de fresado, presencia o ausencia de irrigación, temperatura del liquido de irrigación, irrigación interna o irrigación externa, fuerza aplicada por el operador y técnica de fresado)
- c). Factores relacionados con el lecho quirúrgico (densidad ósea y localización anatómica)

1.1.5.1. Factores relacionados con La Fresa

- Diseño de la fresa:

Las fresas pueden presentar diseños diferentes, con dos o tres hélices con diversos ángulos , planas, helicoidales, sencillas, dobles y triples⁸³.

El diseño de perforación con 3 hélices, elimina el hueso adicional durante cada rotación, reduciendo el tiempo de perforación, Bertollo y cols¹⁸⁴ sugieren que la fresa de 3 hélices tienen una mayor reducción de la eficiencia de corte en la generación de calor que la fresa de 2 hélices. Fig.10

El uso de ángulos pequeños en las hélices de las fresas, cuando el hueso se mezcla con la sangre, la grasa de la médula tiende a obstruirse debido a que las hélices de ángulos pequeños suelen remover la viruta de forma lenta, en esta situación hélices rápidas (mayor ángulo de hélice) son más adecuados (Natali y cols¹⁸⁵) Estos

Capítulo 1. Introducción.

resultados se confirman por Davidson¹⁸⁶ quien demostró que la temperatura disminuye de manera uniforme con el aumento de ángulo de la hélice.

Bachus y cols¹⁸⁷ y Karmani y Lam¹⁸⁸ se centraron en el diseño de fresas quirúrgicas y mostraron que un ángulo óptimo de inclinación facilita el corte, disminuye la deformación del material cortado por la fresa, mejora el flujo de viruta y disminuye la energía de corte. El aumento del ángulo de desplazamiento positivo disminuye la principal fuerza de corte para las fresas de hueso, el aumento de su eficiencia de corte.



Fig. 10 Distintos diseños de las fresas quirúrgicas de 2, 3 y 4 hélices, con paredes planas, y cónicas, formas lineales y escalonadas.

Ercoli y cols¹⁸⁹ mostraron que el diseño de perforación, el material, y las propiedades mecánicas, afectan de manera significativa la eficiencia del corte y durabilidad de las fresas

Jacobs y cols¹⁹⁰ recomiendan para la punta de la fresa un ángulo de (25-30 °). Mientras que fresas con ángulo de punta más grande son más adecuados para materiales duros, y aquellos con el ángulo más pequeño para materiales más blandos como el hueso (Karmani y Lam¹⁸⁸). Saha y Cols¹⁹¹ sugiere un ángulo de punta en el rango de 110 a 118 °. Trabajos posteriores (Natali y cols¹⁸⁵) confirmaron estos resultados. Augustin y Cols¹⁹² utilizando fresas con ángulo de punta de 80 °, 100 ° y 120 ° no mostró diferencia significativa en el aumento de la temperatura del

Jorge Eduardo Delgado Peña.

hueso durante la perforación con fresas de (2,7 - 3,2 y 4,5) mm de diámetro con y sin irrigación.

En relación a cambios de temperatura, Hillerya y Shuaib¹⁹³ no demostraron diferencias significativas cuando usaron fresas con diferente ángulo de punta de 70°, 80° y 90°.

El aumento de diámetro de la fresa, aumenta la transferencia de energía al hueso causando aumento de la temperatura, ya que se produce un incremento de la fricción debido al aumento de la superficie de contacto entre la fresa y el hueso Kalidindi¹⁹⁴ y Augustin y Cols¹⁶³ mostraron que el aumento de diámetro de la fresa de manera exponencial aumenta la temperatura. Por otro lado, las fresas más grandes tienen espacios vacíos más grandes que contribuyen a una mejor eliminación de las virutas de hueso con menor aumento de la temperatura del hueso.

-Material de las fresas:

Las fresas quirúrgicas son instrumentos rotatorios cortantes, con la finalidad de preparar lechos quirúrgicos para la inserción de micro tornillos para la fijación de placas quirúrgicas o mallas de titanio, micro implantes para tracción ortodóntica o implantes dentales. Se fabrican con materiales como acero inoxidable, acero quirúrgico, acero quirúrgico con revestimientos DLC (Diamond-Like-Carbon), cerámicas basadas en el óxido de aluminio (Al₂O₃), en nitruro de silicio (Si₃N₄) y titanio¹⁹⁵ Con diferentes coeficientes de fricción^{196, 197}.

-Uso Repetido y Esterilización:

El fresado habitual y el proceso de esterilización repetida, conduce a la reducción de la nitidez de los bordes de corte de perforación que causan aumento de la producción de calor, Matthews y Hirsch¹²⁰.

La nitidez de fresa se señala como un factor clave para evitar el daño térmico al hueso (Riquelme Garcia y cols¹⁹⁸ Cantero y cols³⁴⁴ Karaca y cols¹⁹⁹) encontraron que las fresas recubiertas TiBN causaban temperaturas más altas que los no recubiertos. algunos sistemas incorporan fresas de un solo uso, aunque la mayoría se fabrica para obtener una duración media de 25 usos. La vida útil de una fresa depende del tipo de tejido en el que se ha trabajado, ya que el fresado en huesos más duros disminuye la capacidad de corte¹⁹⁵.

1.1.5.2. Factores Relacionados con el Procedimiento Quirúrgico

Velocidad de giro:

Capitulo 1. Introduccion.

Algunos autores han reportado una diferencia significativa en la reparación ósea con el uso de diferentes velocidades^{200, 201} Brisman²⁰² recomienda que la perforación del hueso cortical bovino se realice a una velocidad de 1.800rpm. Sharawy y cols²⁰³ en un estudio similar mostraron que cuanto mayor sea la velocidad, menor será el calor generado para velocidades de 1225 a 2500 rpm. Thompson²⁰⁴, en 1958, mostró que fresando por debajo de 250 rpm, aumentó el grado de fragmentación del borde del lecho receptor

Las fresas dentales clásicas operan a una velocidad de 3600-7500 rpm en comparación con fresas ortopédicas a 60-800 rpm (Karmani¹⁸⁸) Para reducir las temperaturas diversos sistemas de refrigeración externos suministran fluidos y aire en la pared externa de la fresa y el hueso. Hay dos funciones adicionales del fluido de refrigeración, que se suman en la reducción de la temperatura: la de riego y la de lubricación¹⁹⁴.

Sener y cols²⁰⁵ demostraron que la baja temperatura del suero fisiológico reduce el aumento de la temperatura del hueso durante la perforación. Se examinaron los efectos de enfriamiento externo con soluciones salinas a 25°C y 10°C retrospectivamente encontrando que 10°C fueron mas eficaces en el mantenimiento de la temperatura por debajo del umbral crítico de 47°C.

Profundidad de fresado:

Cordioli y Machdub²⁰⁶ informaron de un aumento significativo de la temperatura a una profundidad de 8 mm frente a una profundidad de fresado de 4 mm, independientemente del diámetro de la fresa utilizada y con independencia de la presencia de enfriamiento y concluyeron que a mayor profundidad de perforación mayor es el aumento de la temperatura del lecho óseo.

Esta afirmación se puede explicar con los trabajos de Kalidindi y cols¹⁹⁴ quienes explicaron que el aumento de la profundidad de perforación aumenta el tiempo de contacto entre la pieza de trabajo y la herramienta de perforación, lo que provoca un aumento global en la fricción que resulta en mayor generación de calor

Fuerza de perforación o presión ejercida:

Bachus y cols¹⁸⁷ y Nam y cols²⁰⁷ propusieron las condiciones óptimas de fuerza y velocidad durante el fresado y recomendaron ejercer altas presiones cuando bajas velocidades son utilizadas y utilizar bajas presiones cuando altas velocidades son utilizadas así : baja velocidad (600 rpm) y alta presión (1,000 g) o alta velocidad

(1200 rpm) y baja presión (500 g), ya que sus experimentos demostraron que la temperatura se mantuvo en el rango de 40-45 °C.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Reingewirtz¹⁰² encontró que a una velocidad de perforación de 400 y 800 rpm y aumento de la presión a 0.8 Kg. 1.3 Kg. y 2 Kg.; aumenta sólo ligeramente la temperatura, pero disminuye significativamente el tiempo de perforación, y su función se ha representado como un recíproco del cuadrado de la carga. Kalidindi¹⁹⁴ llegó a la conclusión de que el aumento de la carga axial y la velocidad, disminuyen el tiempo de perforación.

1.1.6. Medición de la Temperatura Durante la Osteotomía

El método ideal para la determinación de la temperatura del hueso durante la perforación es difícil de definir porque el hueso es un tejido biológico anisotrópico complejo, debido a la sensibilidad, a las condiciones de ensayo y preparación de la muestra (Zelenov, 1985²⁰⁸).

Los métodos directos e indirectos que se utilizan comúnmente para medir el aumento de la temperatura durante el fresado son el Termopar o termocupla método directo basado en una sonda sensible al calor conectado a termómetros y estos a su vez a programas informáticos^{126, 209} reconocen diferencias de temperatura en el rango de 0.05 - 0.1°C³⁴⁷. se puede colocar en la fresa lo que evalúa la temperatura de la fresa, o se pueden insertar en el hueso para determinar las variaciones de temperatura, por ello se colocan en el hueso cerca del sitio de perforación¹⁹³.

Dos o más termopares se pueden colocar simultáneamente debido a la anisotropía del hueso (Hillery HT y Shuaib¹⁹³) y generalmente se colocan a una distancia de 0,5 mm - 1mm del sitio de perforación (Sharawy y Cols²⁰³). Fig. 11.

La termografía infrarroja es una técnica indirecta no invasivo, basado en el estudio de la energía emitida por la radiación electromagnética, emitida por todos los órganos y la energía total depende de la temperatura absoluta del cuerpo²⁰⁹.

Pocos artículos utilizan ambos métodos, en los que las imágenes obtenidas de la cámara termográfica infrarroja se utilizan como una plantilla para colocar termopares (Kalidindi¹⁹⁴), pero no existen estudios que comparen estos métodos.

Capitulo 1. Introduccion.

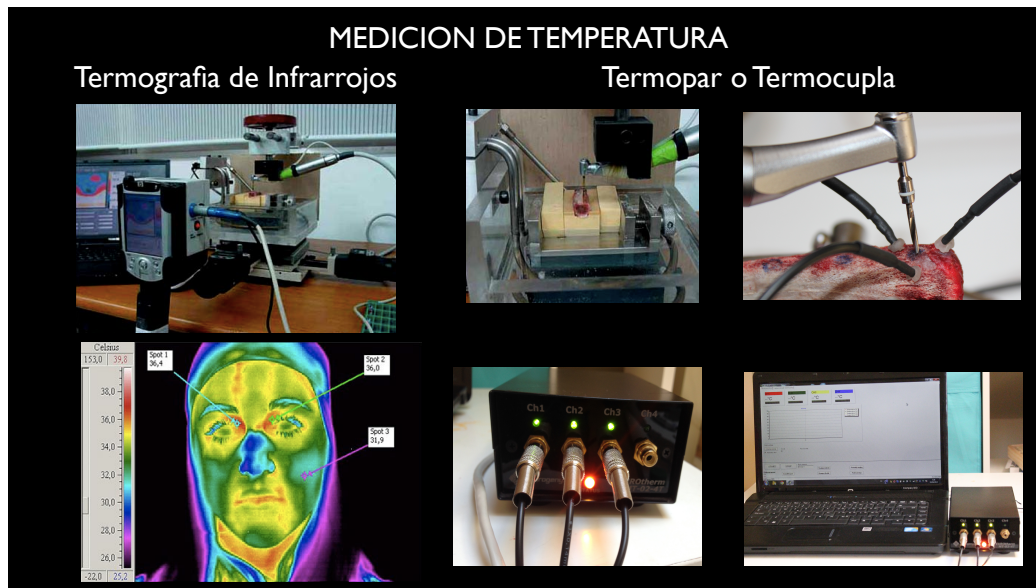


Fig. 11 Técnicas de medición de la temperatura, Termografía de Infrarrojos y Termopar o termocupla.

La irrigación puede representar fallos en el uso de la termografía infrarroja, ya que podría ocultar las mediciones de temperatura en las capas más profundas de la preparación del lecho del implante²¹⁰.

Pocos experimentos se llevan a cabo durante cirugías en humanos, como en el estudio de fresado intramedular, donde termopares se introdujeron por vía percutánea en el hueso cortical en el segmento ístmico corto de la diáfisis tibial (Giannoudis y Cols²¹¹). Experimentos similares se realiza con mayor frecuencia en animales, por ejemplo perros (Karunakar y cols²¹³, Cohelo y cols¹³³), y cerdos enanos Riquelme García y Cols¹⁹⁸.

Para mantener las condiciones experimentales similares a las del hueso, los experimentos se suelen realizar en recipientes que se llenan con solución salina fisiológica y con un calentador y un termostato la temperatura se mantiene constante (Bachus y Cols²¹⁴ y Chacon y Cols²¹⁵).

Sumner-Smith y Cols²¹⁶ analizaron la respuesta del flujo sanguíneo del hueso a la perforación del hueso y encontraron una isquemia profunda inmediatamente adyacente a los orificios perforados. Puede ser una respuesta a los cambios térmicos en respuesta a la perforación que conduce a la coagulación de proteínas,

Jorge Eduardo Delgado Peña.

El flujo sanguíneo cortical in vivo puede disipar mejor el calor producido por la perforación durante el procedimiento quirúrgico,

La energía ejercida durante el corte se convierte en calor que se disipa en el hueso circundante y en la cuchilla de la fresa, sitio donde se produce la mayor concentración de calor²¹⁶

El hueso cortical es la parte más dura del hueso. La dureza del hueso cortical se correlaciona con la densidad mineral ósea (DMO), entre más alta es la DMO más alta es la temperatura de hueso con la misma combinación de parámetros de perforación (Karaca y cols²¹⁷).

1.1.7. Morfología y Diseño del Implante.

El diseño de los implantes dentales es fundamental, para la supervivencia y el éxito a largo plazo²¹⁸

Las características de la superficie, como rugosidad y morfología ultraestructural tienen una gran influencia en la oseointegración^{219, 220}

Se han planteando diversos diseños de implantes, buscando el que menor carga biomecánica provoque en el hueso y que, permita disminuir la pérdida de hueso periimplantario²²¹.

La sobrecarga ósea puede provocar micro traumatismos que favorecen la osteoclastogénesis²²²

El tejido conectivo y los microorganismos pueden migrar en la zona fresada, provocando pérdida ósea que puede producir fracaso del implante²²³.

Sobre los implantes pueden actuar tres tipos de fuerzas, de tensión, compresión y de cizallamiento.

la primera espira transforma la carga de cizalla en carga compresiva. El hueso es más resistente a las cargas compresivas y un 30% y 60% más débil, respectivamente, a las cargas tensionales y de cizalla^{224, 225}.

Existen muchos diseños de implantes disponibles en el mercado, pudiendo ser auto roscados, lisos, impactados o con una combinación de varios diseños²¹⁸

El diseño del implante intenta minimizar el fracaso: pérdida precoz tras la carga, pérdida de hueso marginal tras la exposición del implante y tras la carga²²⁶
el diseño microscópico importante en las fases iniciales de osteointegración y en la carga inicial.

Capitulo 1. Introduccion.

El aspecto macroscópico tiene mayor relevancia en las fases de carga²¹⁸.

El estrés alrededor de los implantes osteointegrados está relacionado con varios factores biomecánicos, que incluyen, el tipo de carga, las propiedades del material de implante y de la prótesis, la geometría del implante, la estructura de superficie, la calidad y cantidad ósea y la naturaleza de la unión hueso-implante (BIC)²²⁷.

Los parámetros que afectan a la distribución de las cargas incluyen el diámetro del implante, longitud, geometria, profundidad y el paso de rosca de la espira.²²⁷ Dependiendo del tipo de hueso, el tratamiento de superficie del implante o la geometría de su espira puede afectar a la efectividad del implante, en términos de estabilidad primaria y naturaleza biomecánica de la interface hueso-implante tras el periodo de cicatrización inicial²²⁸.

Algunos recubrimientos de superficie no permiten que las fuerzas compresivas se transmitan a las células del hueso, ya que presentan micro características muy pequeñas para que las células sean cargadas mediante compresión^{218, 229}. Durante las fases iniciales de la cicatrización, estas micro superficies aumentarán el porcentaje de BIC (Bone Implant Contact) y mejorarán la calidad de esta interface; Aunque las cargas se transmitan de forma no lesiva al hueso en periodos prolongados de tiempo depende, influye sobre todo, de la macro estructura del implante²³⁰.

En varios estudios se demuestra mayor porcentaje de contacto hueso-implante en superficies rugosas que en superficies mecanizadas. Bolind y cols. muestra que el diseño macroscópico es más influyente en los resultados de pérdida de hueso crestal y contacto hueso-implante que el tipo de superficie del implante ^{231, 232}.

El diámetro máximo de un implante parece afectar los picos de estrés en el hueso cortical pero no en el hueso trabecular; los niveles de estrés y su distribución en el hueso trabecular se ven influenciados por la longitud del implante ²³³.

La sobrecarga del hueso cortical se produce sobre todo en compresión (debido a los componentes laterales de la carga oclusal), mientras que la sobrecarga en la interfase entre hueso cortical y trabecular se produce en tensión (debido a la carga vertical intrusiva)^{227, 234}.

Anitua y cols encontraron que la mayor parte del estrés se transmite en las primeras seis espiras del implante, independientemente de la longitud, diámetro o geometría; Aunque que el diámetro del implante es más importante en la reducción del estrés en el hueso que la longitud del implante o la geometría ²³⁵.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

la morfología de la superficie de los implantes puede favorecer la adhesión celular como fibroblastos y células epiteliales.

La adhesión del tejido conectivo también se ve favorecida cuando la porción transmucosa del implante presenta micro espiras o superficies rugosas.

El crecimiento coronal del tejido conectivo hacia estas micro espiras, inhibiría el crecimiento apical del tejido epitelial, lo cual podría reducir la reabsorción ósea crestal²³⁶.

La reducción de plataforma también reduce la pérdida de hueso a nivel crestal²³⁷.

Los Implantes con cambio de plataforma y en posición sub crestal transmiten menos estrés en el hueso cortical como en el hueso trabecular²³⁷.

El proceso de reabsorción a nivel crestal se detiene en la primera espira porque es en esta, donde las cargas en cizalla se transforman en cargas compresivas mejor toleradas por el tejido ose²³⁸.

la distribución del estrés en el hueso compacto a nivel crestal adyacente al implante varía según diseño de collar del implante. Además, los collares divergentes muestran los niveles de estrés más bajos, comparados con los collares rectos o convergentes²³⁸.

Nevins Sugiere que la superficie rugosa de un implante osteointegrado es susceptible de modificación para obtener un anclaje físico del tejido conectivo supra crestal al propio implante. Esta unión del tejido supra crestal al implante tendría un efecto de prevención sobre la migración apical del epitelio de unión y sobre la reabsorción de hueso crestal²³⁹.

Hermann y cols. evaluaron la influencia de la ubicación del micro Gap Y concluyen que esta zona de transición influye sobre los niveles de hueso crestal, independientemente de la técnica quirúrgica en 1 o 2 fases²³⁷.

Según Huang y cols., los implantes roscados y escalonados disipan el estrés desde un área de alto estrés a múltiples zonas desconectadas unas de otras y localizadas cerca del ápice de las espiras.

Ni el modelo roscado ni el escalonado son capaces de reducir los picos de estrés en la región crestal, pero ambos son capaces de disipar el estrés interproximal²⁴⁰.

La espira permite transformar las cargas oclusales en cargas compresivas soportadas mejor por el hueso.

Capítulo 1. Introducción.

Según Steigenga y cols., el diseño de la espira es un factor clave en la estabilidad de los implantes así como en la cantidad de contacto hueso-implante²²³.

El nivel de estrés óseo será inferior cuanto mayor sea la superficie funcional por unidad de longitud en el implante²¹⁸.

El estrés óseo está relacionado directamente con la magnitud de la fuerza e inversamente a la superficie de contacto, por esto, en presencia de alta intensidad de fuerza, un implante con un paso de rosca menor y mayor superficie se comportará mejor que un implante con un paso de rosca superior²⁴¹.

Las micro espiras, son elementos retentivos en la porción coronal del implante y presentan una profundidad y un paso de rosca más reducido que las espiras convencionales.

Norton y cols. Comprobaron radiográficamente a los 4 años, que estas micro espiras representan un papel importante en el mantenimiento del tejido óseo periimplantario²⁴².

Lee y cols. Encontraron que implantes con micro espiras presentaban mayor estabilización del hueso periimplantario frente a los implantes que no presentaban micro espiras²⁴³.

La mayor parte de estudios sugieren una osteointegración más rápida de los implantes cuando su superficie es modificada, las diferentes modificaciones de superficie descritas son: arenado superficial con óxidos y partículas de diferentes tamaños^{244, 245}, grabado ácido^{246, 247}, arenado y grabado ácido²⁴⁸⁻²⁵⁰, oxidación²⁵¹ y pulverización con plasma de titanio²⁵².

El estudio de Mangano y cols.²⁵³ observó que las superficies grabadas mostraban una elevada osteoconductividad mejorando la adhesión, proliferación y diferenciación celular además de favorecer un aumento de la angiogénesis periimplantaria.

Se ha impulsado el desarrollo de nuevas directrices en el diseño y la utilización de diferentes materiales con la finalidad de mejorar la tasa de éxito de los implantes dentales.

El desarrollo de las superficies bioactivas pretende mejorar las propiedades osteointegradoras de las superficies de los implantes, favoreciendo el contacto y el estímulo de los elementos celulares implicados en el remodelado óseo²⁵⁴⁻²⁵⁷.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

1.1.8. BIC. Contacto Hueso Implante.

El BIC (Bone to Implant Contact) se define como la conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo ordenado y la superficie del implante^{167, 258.}

Tras la colocación de un implante dental, la curación inicial incluye un remodelado óseo en su contorno, similar a la reparación de un hueso fracturado^{259.}

El BIC depende de factores como la densidad ósea^{37,} los valores de fuerza masticatoria^{260,} material de los implantes^{261,} configuración y geometría del implante^{262,} rugosidad de la superficie^{264,} humectabilidad²⁶⁵ y la longitud y diámetro del implante^{266, 267.}

A la hora de evaluar el porcentaje de contacto hueso-implante (BIC), otros factores se deberían tener en cuenta: el número relativo de trabéculas, el grosor trabecular, la separación entre placas trabeculares, la interconexión trabecular y el área de huesotrabecular^{268.}

Calvo-Guirado y cols en 2012 describieron varias formas de medir el BIC mediante microscopía electrónica de barrido^{269.}

BIC I consiste en medir la cantidad de hueso mineralizado en contacto directo con la superficie del implante en toda la zona de la espira del implante. Nos mide el hueso nuevo alrededor de las espiras del implante, pero no mide el hueso nuevo que se une a la de hueso viejo.

BIC II se mide a lo largo de un área que une los vértices de las espiras; esta medida nos da el BIC real, pero no tiene en cuenta el BIC entre las espiras del implante. Este BIC tiende a medir el hueso maduro y muy poco de hueso nuevo.

BIC III mide las áreas alrededor del implante, la zona entre las espiras y el hueso maduro. Fig. 11.

Capítulo 1. Introducción.

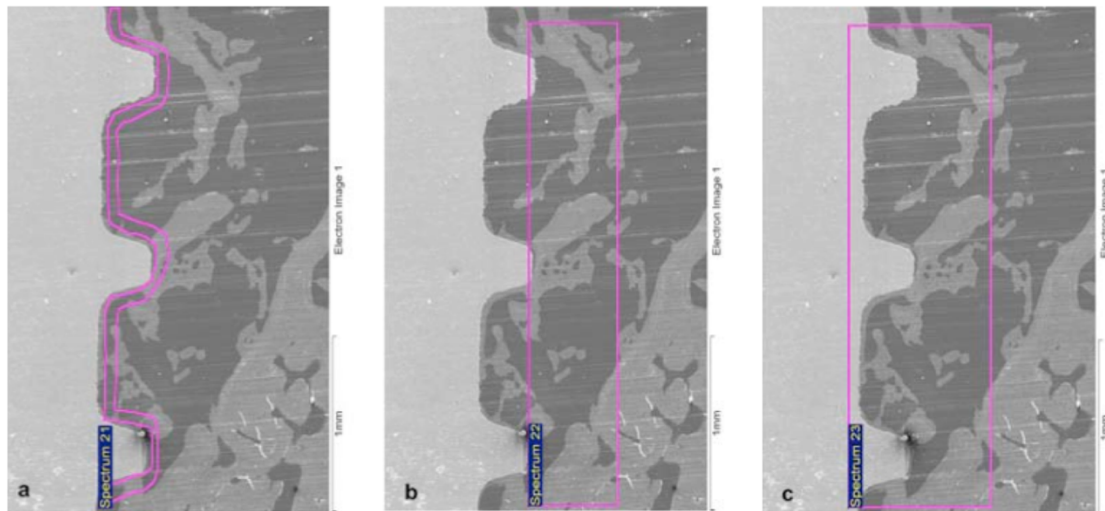


Figura 12. Procedimientos de medida del BIC. a) BIC I, b) BIC II, c) BIC III (tomado de Calvo-Guirado 2012 ²⁶⁹)

El tejido óseo crece por aposición siendo este proceso más o menos rápido según la estructura / complejidad de la superficie.

Además, cuando la osteoconducción resulta en un crecimiento óseo sobre una superficie, existe la posibilidad de que el hueso pueda “pegarse” a la superficie del implante, fenómeno conocido como “bone bonding” ²⁷⁰.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

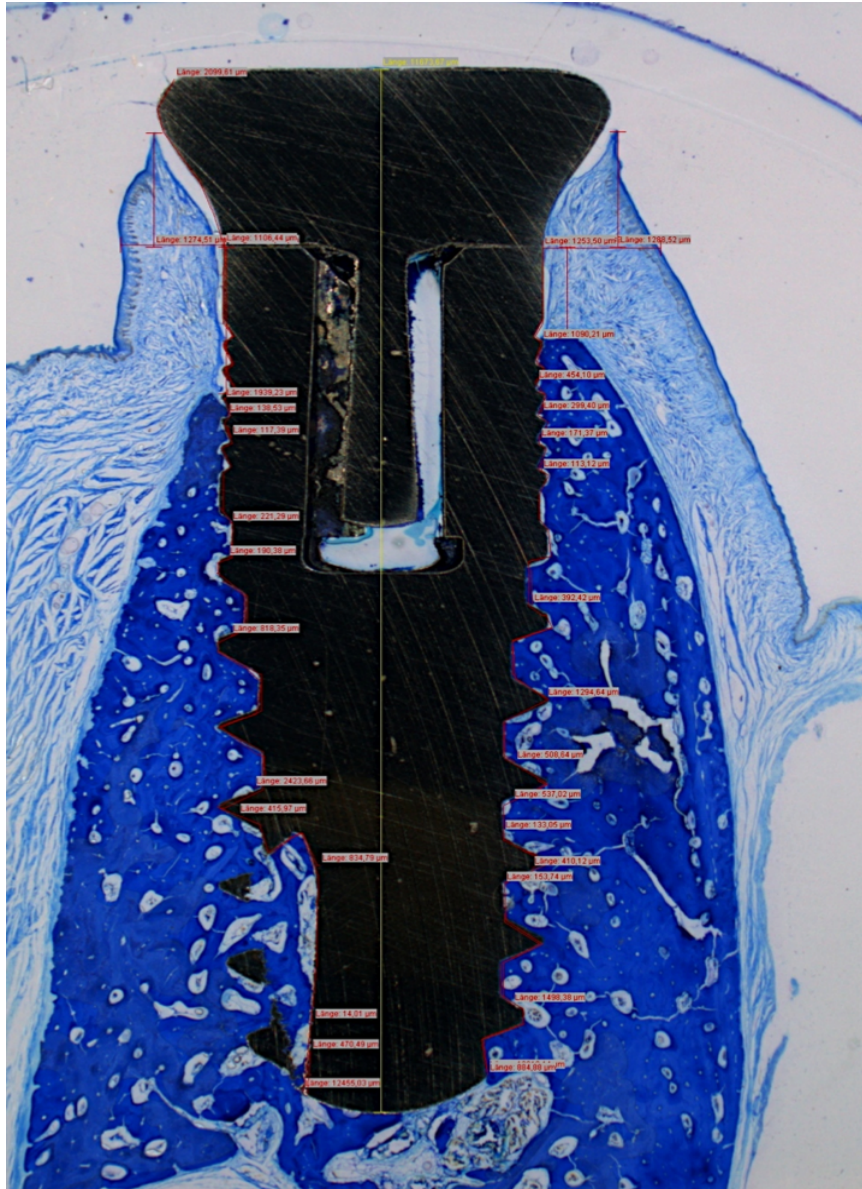


FIG. 13. Ejemplo de cómo hemos realizado la medición del BIC.

1.1.9. CBL: (crestal bone loss): Perdida del hueso crestal.

La pérdida ósea alrededor de los implantes se produce de forma mas marcada durante la cicatrización y el primer año de función, siendo mayor en sentido vertical que horizontal, independientemente del tipo de implante, y de si es colocado de manera inmediata o convencional, de si se realiza en una o dos fases quirúrgicas y de si la carga es inmediata, temprana o diferida^{225, 271}.

Capítulo 1. Introducción.

Se han propuesto múltiples causas de la pérdida de hueso alrededor de los implantes; tales como, el calor generado durante el fresado, la elevación de colgajos de espesor completo, la presión excesiva en la región crestal durante la colocación del implante, la presencia y localización del micro Gap, el establecimiento de la anchura biológica, la sobrecarga, el diseño del implante, entre otros, podrían contribuir a la pérdida de hueso periimplantario^{225, 271, 272-279}

Albrektsson T y cols²⁸⁰ sugirieron los siguientes criterios de éxito de los implantes dentales a largo plazo en relación a los cambios en el nivel de hueso marginal: los cambios o la reabsorción del hueso marginal en los implantes durante el primer año tras la colocación de los mismos no debe superar el rango entre 1 y 1.5 mm, y en los posteriores años la pérdida ósea debe ser inferior a 0.2mm.

La cantidad y calidad del hueso que rodea el implante no sólo afecta la osteointegración del implante, sino que también influyen en la forma y el contorno de los tejidos blandos subyacentes, importantes para el resultado estético del tratamiento²⁸¹. Por lo tanto, la evaluación de los niveles de hueso marginal se ha convertido en parte integral de la evaluación del paciente del implante.

Técnicas radiográficas, incluyendo tomografía han sido ampliamente utilizados para controlar los niveles de hueso marginal en implantes y el diagnóstico de la pérdida ósea interproximal²⁸²

Una limitaciones de la radiografía convencional incluyen la incapacidad para controlar los niveles vestibular, lingual y palatina de hueso^{283, 284} aunque con la tomografía computarizada (CT) si pueden ser observadas las estructuras óseas en tres planos, a escala y sin superposición o distorsión²⁸⁵.

La distancia desde un punto de referencia fijo (por ejemplo hombro del implante o de la unión implante-pilar) al nivel del hueso inter-proximal se registra al inicio de la colocación del implante y se controla longitudinalmente^{284, 286}.

Para las distintas medidas A, B-L, A-B, A-Bc, A-L, A-Lc; Para evaluar el (CBL) nos hemos basado en el trabajo de Negri & Col^{279, 287} La distancia desde la parte superior del cuello del implante al primer BIC (A-Bc y A-LC) La distancia desde la base del cuello del implante al primer BIC en el aspecto lingual (A-LC).Fig.13.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

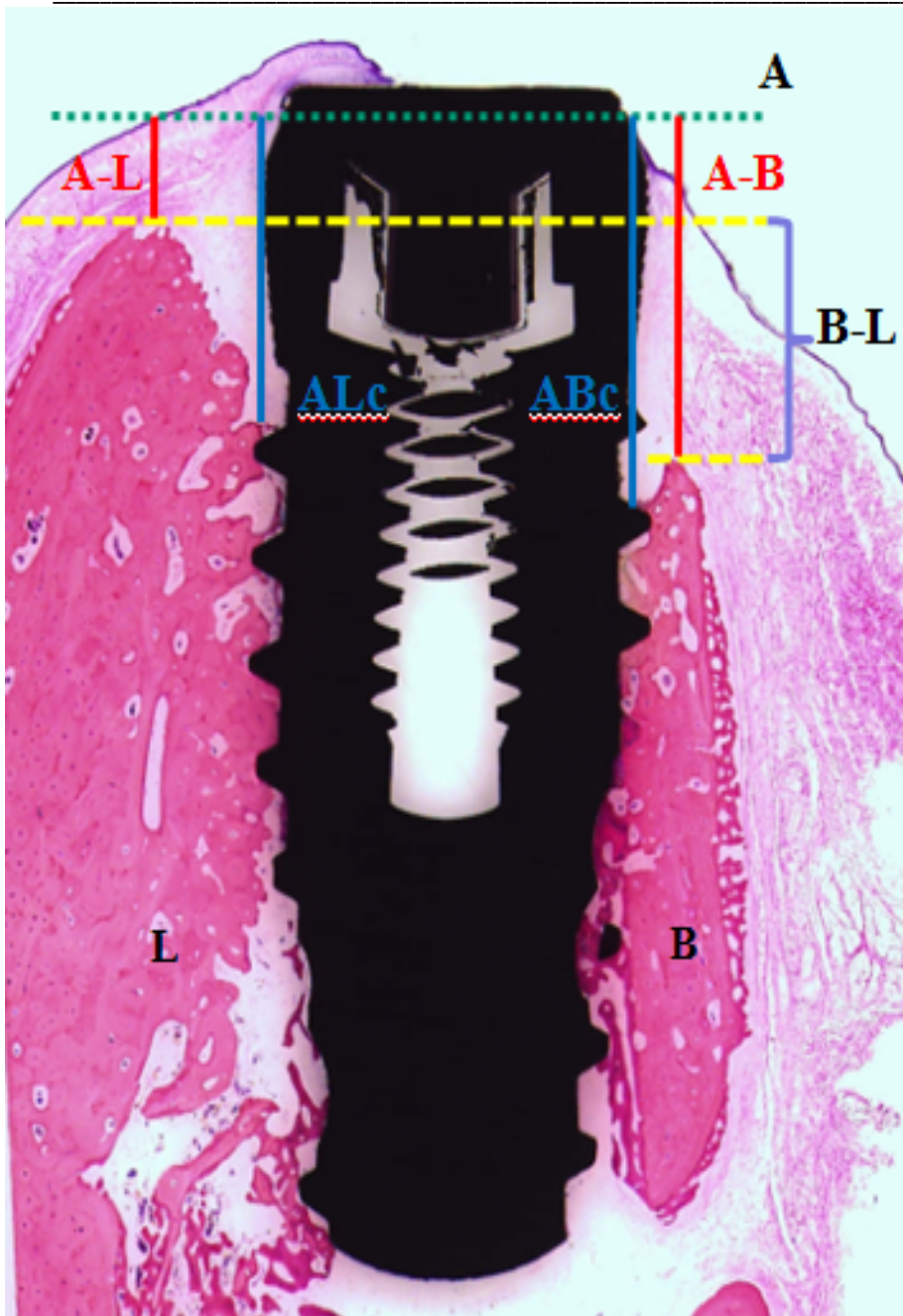


Fig. 14. Medidas paramétricas del CBL (tomado de Negri B y Cols. 2012)

Capítulo 2. Objetivos.

2. OBJETIVOS

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Capítulo 2. Objetivos.

2. OBJETIVOS

Los Objetivos de este estudio son:

1. Evaluar los cambios de temperatura en tiempo real que se producen utilizando un protocolo de fresado biológico a bajas revoluciones (50rpm) y sin irrigación vs. un fresado incremental o convencional a altas velocidades (1200rpm) y con irrigación abundante.
2. Evaluación del BIC en implantes colocados con una técnica de fresado biológico vs. fresado convencional en mandíbula de perros, mediante análisis histomorfométrico a 30 y 90 días.
3. Evaluación del CBL en implantes colocados con una técnica de fresado biológico vs. fresado convencional en mandíbula de perros, mediante análisis histomorfométrico a 30 y 90 días.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

3. MATERIALES Y METODOS.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

3. MATERIALES Y MÉTODOS.

3.1.1 Tipo de Estudio

El presente trabajo es un estudio experimental in-vivo de casos-control.

3.1.2. Comité de Ética

El protocolo de este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Murcia, de acuerdo a las directrices establecidas por la Unión Europea Directiva (1 de febrero 2013/53 / CEE). Y siguiendo el Real Decreto (RD) 1201/2005 de 10 de octubre, sobre protección de animales utilizados para experimentación, y la Ley 32/2007 para el cuidado de los animales, su transporte, las pruebas experimentales y el sacrificio.

3.1.3. Diseño y Planificación

Las variables técnica de fresado (biológico o convencional), número de implantes (48) y localización del implante (p2, p3, p4 o M1) se introdujeron en el software Randomization® (Version 4.0, obtenida en Junio 09, 2012, de la página web <http://www.randomization.org>) lo que generó una tabla de combinaciones aleatorias para la realización del procedimiento.

3.1.4 Tamaño Muestral

El tamaño de la muestra se estimó mediante el software Sample Size Calculator® (www.nss.gov.au/nss/home.nsf/pages/sample+size+calculator). Para un nivel de confianza de 95% y un error Standard de 0.204, se estimó que se deberían utilizar 6 perros y 48 implantes.

3.2. Materiales

3.2.1 Motor de implantes , micromotor y pieza de mano quirúrgica

Para este trabajo se utilizó el motor W&H Implantmed (W&H® Dentalwerk Bürmoos GmbH, Austria), el micromotor y contra-angulo con reducción (W&H® Dentalwerk Bürmoos GmbH, Austria) Fig. 15

Jorge Eduardo Delgado Peña.

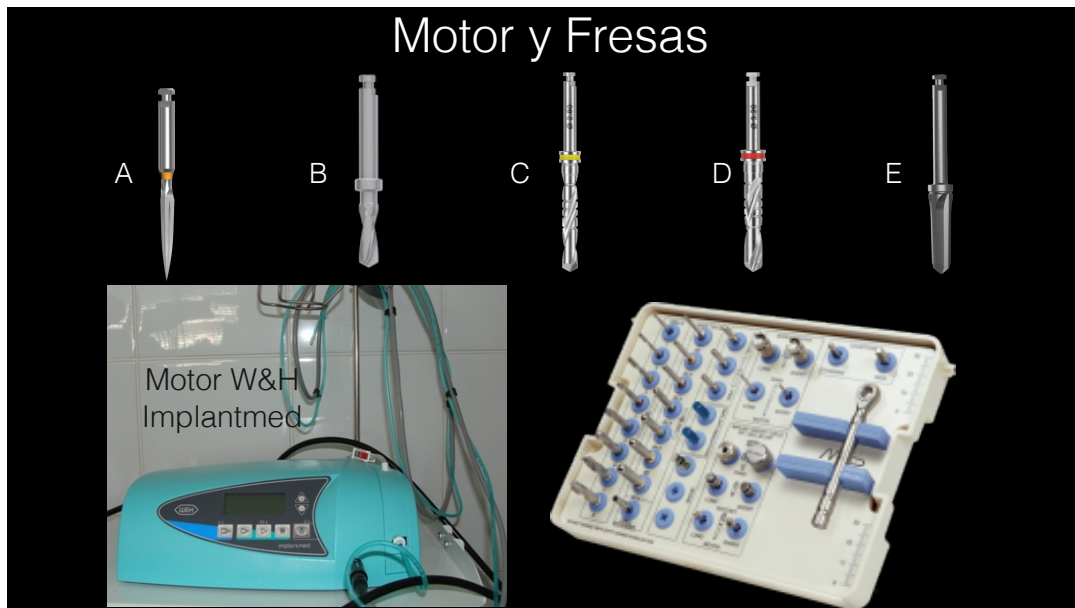


Fig.15. A. Fresa lanceolada, B. Fresa piloto, C. Fresa helicoidal 2.8 mm, D. Fresa helicoidal 3.0mm, E. Fresa Final 3,6 mm.

3.2.2 Fresas Quirúrgicas

El procedimiento para la preparación del lecho del implante se realizó con fresas quirúrgicas de MIS Implants® (MIS Implants® Technologies, Israel). Las siguientes fresas fueron utilizadas: Fig 15

Fresa Lanceolada	Ø 1.5mm
Fresa piloto de	Ø 2.4 mm
Fresa Helicoidal de	Ø 2.8 mm
Fresa Helicoidal de	Ø 3.0 mm
Fresa final	Ø 3.6 mm

3.2.3. Implantes:

Se utilizaron 48 implantes C1® (MIS Implants® Technologies, Israel). Los implantes tiene una geometría cónica, doble espira y conexión interna. Las dimensiones son Ø 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud. Están fabricados en una en una aleación Ti 6Al-4V (Titanio/Aluminio/Vanadio) y la superficie lleva un tratamiento de arenado mas doble grabado acido. Fig. 16.

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

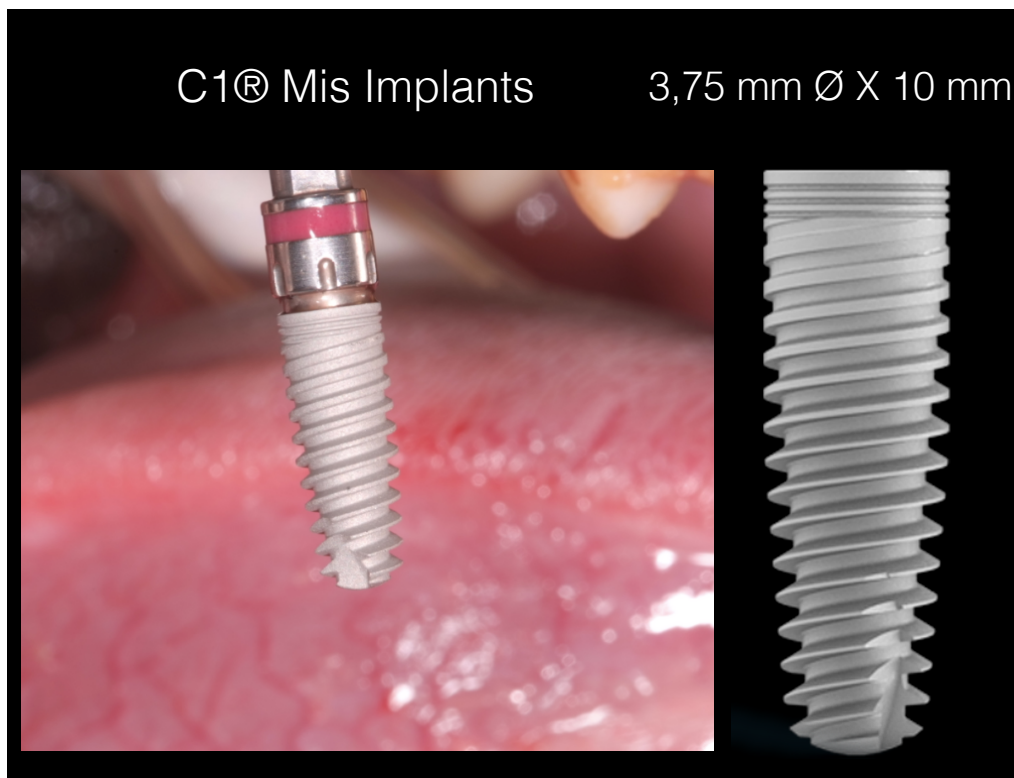


Fig.16. C1® de Ø 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud (MIS Implants ® Technologies, Israel).

3.2.4. Termopares o Termocuplas.

Tres termopares (Energyx, Nis, Serbia), con un rango de temperatura de 0-90°C y una sensibilidad de 0,1°C fueron utilizados para el análisis de los cambios térmicos producidos durante el fresado. Fig 17.

Para garantizar una señal de alta precisión, los acondicionadores se conectaron a un amplificador FE221 (AD Instruments Inc , Colorado Springs, USA), que enviaba la señal a un sistema de 4 canales que transformaba la señal en datos para ser procesados en el Lab4/35 (AD Instruments, Inc., Colorado Springs, EE.UU). Las señales recogidas de los dos termopares fueron analizados por medio del software Lab Chart (ADInstruments , Inc, Colorado Springs, EE.UU.) para Mac OS. Fig. 17.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

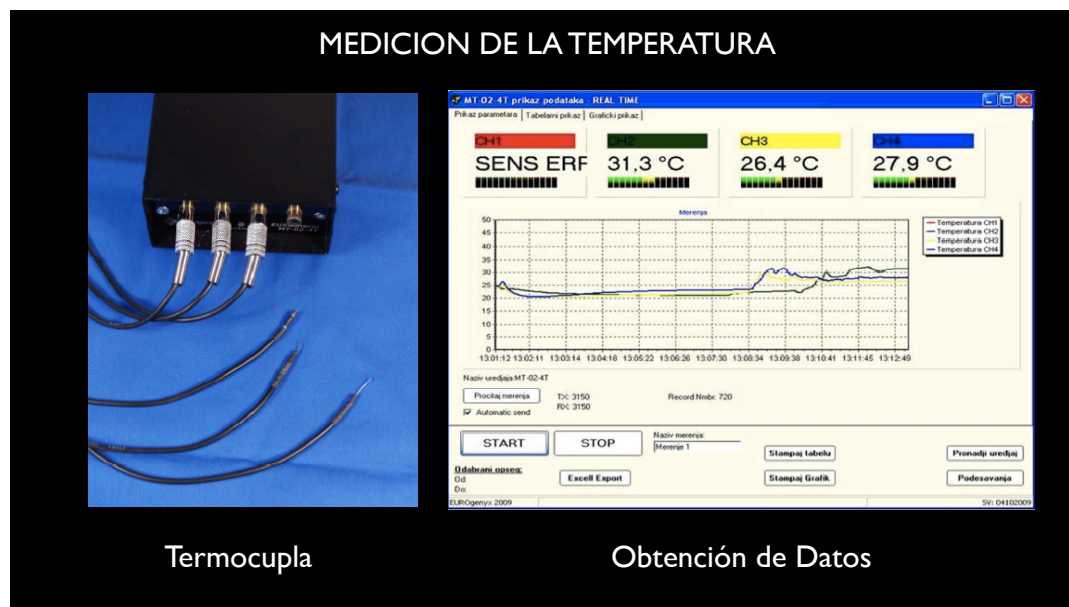


Fig. 17 . Termocuplas utilizadas para medición de la temperatura.

Los termopares fueron conectados a tres acondicionadores de señal ML312 del T-Tipo Pod (ADInstruments Inc, Colorado Springs, Estados Unidos).

3.2.5 Animales de Experimentación.

Se utilizaron 6 perros Beagle machos de ± 1 año de edad, con un peso de 14-15 Kg. Los animales fueron suministrados por el animalario de la universidad de Murcia.

El estado general de salud de los animales fue confirmado por el veterinario del animalario, durante todo el período experimental los animales se mantuvieron estabulados y se les proporcionó alimento y bebida ad-libitum.

3.3. Métodos.

3.3.1. Procedimiento Quirúrgico:

Previo al procedimiento quirúrgico el veterinario comprobó nuevamente el estado general de los perros y posteriormente los animales fueron puestos en cuarentena en jaulas individuales. El proceso quirúrgico se realizó en tres fases:

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

fase 1 (exodoncias), fase 2 (fresado, medición de los cambios térmicos e inserción de los implantes), fase 3 (sacrificio y extracción de las muestras).

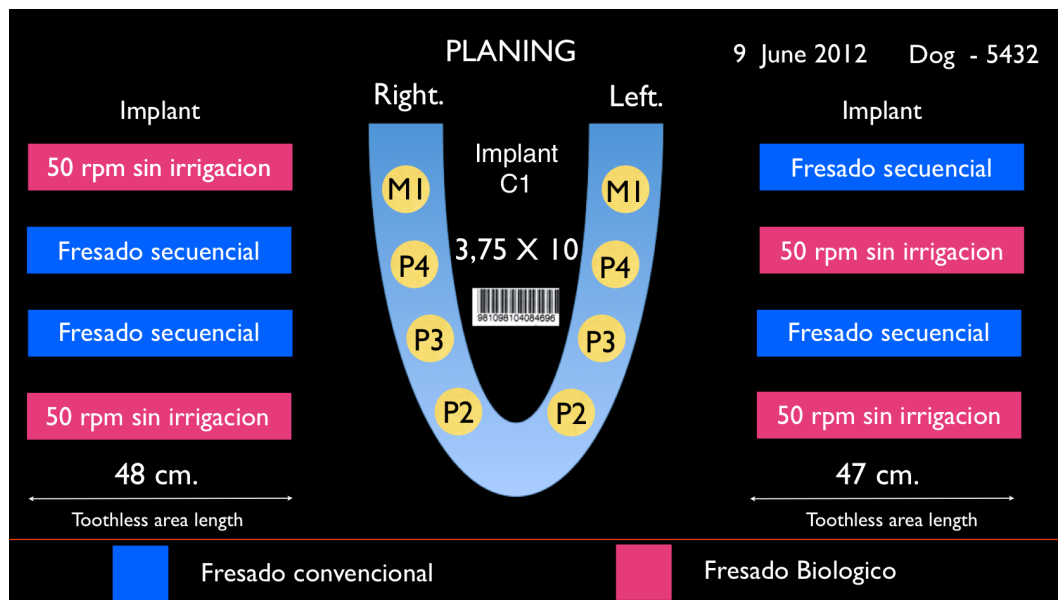


Fig. 18. Planificación Metodológica. Ejemplo del Planing utilizado en uno de los animales de estudio.

3.3.1.1 Fase 1

Los animales recibieron premedicación anestésica intramuscular aplicada en el cuadriceps femoral, los siguientes medicamentos fueron suministrados: acepromacina en una dosis de 0.04mg/kg (CALMONEOSAN®, laboratorios Pfizer), al cabo de diez minutos se les administró butorfanol 0.2 mg/kg (TORBUGESIC®, laboratorios Fort Dog) y medetomidina en hidrocloreuro 0.7mg/kg (MEDETOR®, laboratorios Virbac, Burgdorf, Germany). Posterior a la premedicación anestésica se colocó un catéter intravenoso (diámetro 22 ó 20 G) en la vena cefálica y se realizó anestesia general mediante la perfusión lenta de Propofol 1% en proporción de 0.4 mg/kg/minuto.

Una vez obtenida la anestesia general, se realizó la intubación para asegurar el suministro de oxígeno y se colocó un pulsi-oxímetro lingual para controlar pulsaciones/concentración de O₂. La cavidad oral se limpió con una solución de clorhexidina al 0.2% y se administró anestesia local mediante la inyección infiltrativa de articaína/epinefrina 1:100.000 en las zonas bucal y lingual desde el primer premolar (P1) hasta el primer molar (M1) mandibulares de forma bilateral.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Se realizó una incisión sulcular vestibular y lingual desde distal del primer premolar hasta mesial del segundo molar de las dos hemiarcadas y se levantó un colgajo mucoperiostico, que incluyó P2 (segundo premolar) , P3 (tercer premolar), P4 (cuarto premolar) y M1(primer molar).



Fig. 19. Preparación del animal



Fig. 20. Imagen del monitor con las constantes vitales del espécimen.

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

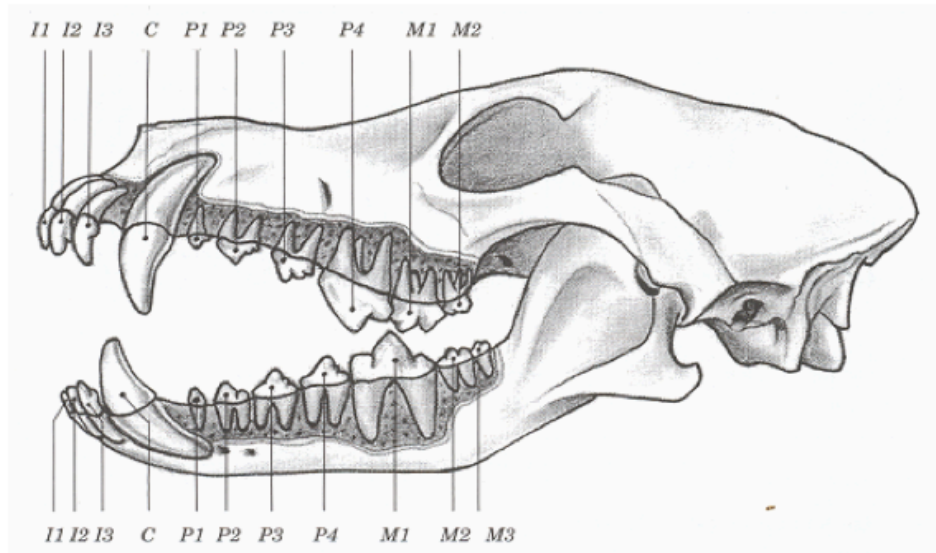


Fig. 21. Fórmula dentaria en el perro Beagle.

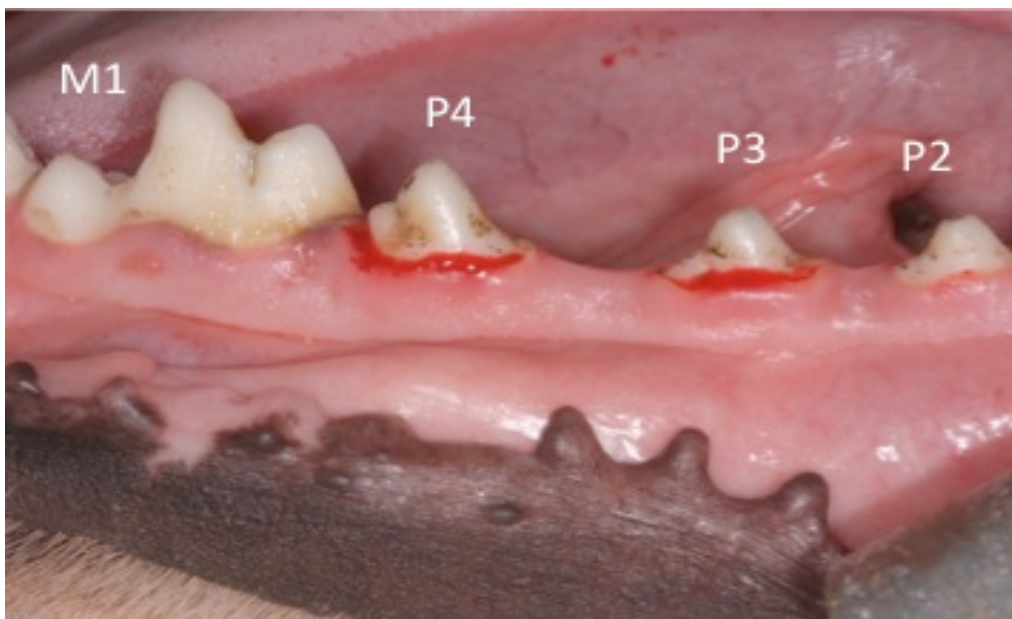


Fig. 22. Dentición Canina y Zona delimitada de trabajo incluyendo P2, P3, P4 y M1.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

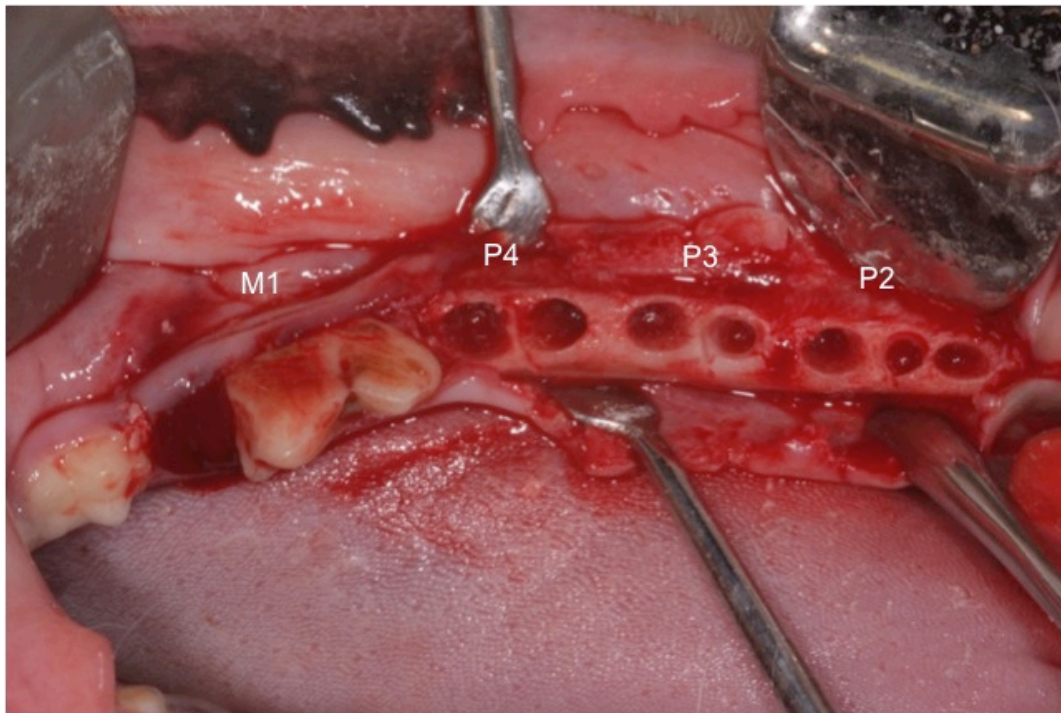


Fig. 23 . Alveolos post-extracción

Una vez expuestas las coronas de los dientes, se realizó la odontosección en sentido bucolingual en la zona de la bifurcación mediante una fresa de carburo de tungsteno tipo Lindemann de manera que las raíces se extrajeron de forma individual. Los colgajos se reposicionaron y la sutura se realizó con catgut crómico 3-0 (3-0 TB-15. Lorca Marín Ref. 55346) mediante puntos de colchonero.

En el post operatorio los animales recibieron antibiótico (amoxicilina 500mg) y antiinflamatorio (ibuprofeno 600mg) por vía sistémica. Dicha medicación se mantuvo durante 4 días. La cicatrización se evaluó de a la semana y a los 15 días y el control de placa se llevó a cabo irrigando la cavidad oral con digluconato de clorhexidina 0.2% (Dentaid, Barcelona, España) durante dos semanas. Los animales fueron alimentados ad-libitum con dieta blanda a base de pellets y agua.

3.3.1.2 Fase 2:

Después de dos meses y siguiendo el mismo protocolo anestésico se realizó una incisión crestal y se levanto un colgajo de espesor total desde P1 hasta mesial de M2 en las dos hemiarcadas. Con un lápiz de grafito estéril se

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

identificaron las zonas de los lechos quirúrgicos y se procedió a realizar el fresado según el plan de randomización establecido. Fig. 24.

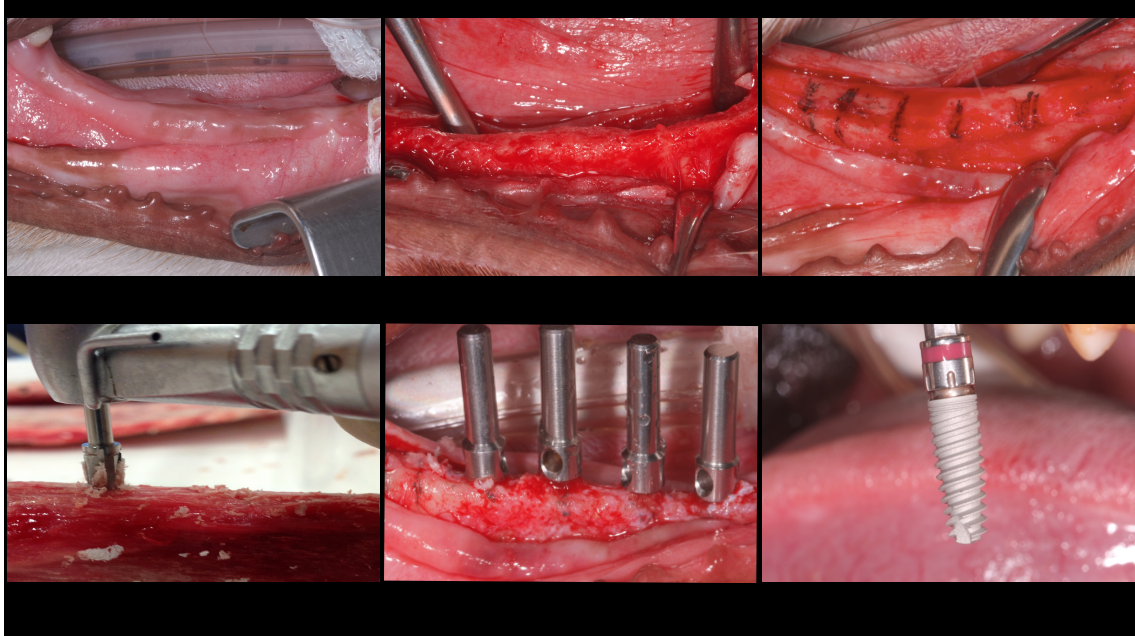


Fig. 24. Procedimiento Quirúrgico.

Un total de 48 lechos de implante se prepararon mediante dos técnicas diferentes de fresado lo que generó dos grupos experimentales como se detalla a continuación: en el Grupo test 24 lechos fueron preparados con un protocolo de fresado biológico a bajas revoluciones y sin irrigación; mientras que en el Grupo control 24 lechos se prepararon usando un protocolo de fresado convencional.

3.3.1.2.1 Grupo Test

La técnica de fresado a bajas velocidades o de fresado biológico, es una técnica de fresado incremental que empieza con una fresa Lanceolada de 1.5mm a 200 rpm, seguido de la fresa piloto de 2.4mm, fresa intermedia de 2,8mm, fresa de 3mm y fresa fresa final de 3,6mm. La velocidad de fresado de las últimas 4 fresas es de 50 rpm y no se usó irrigación. Fig. 25.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

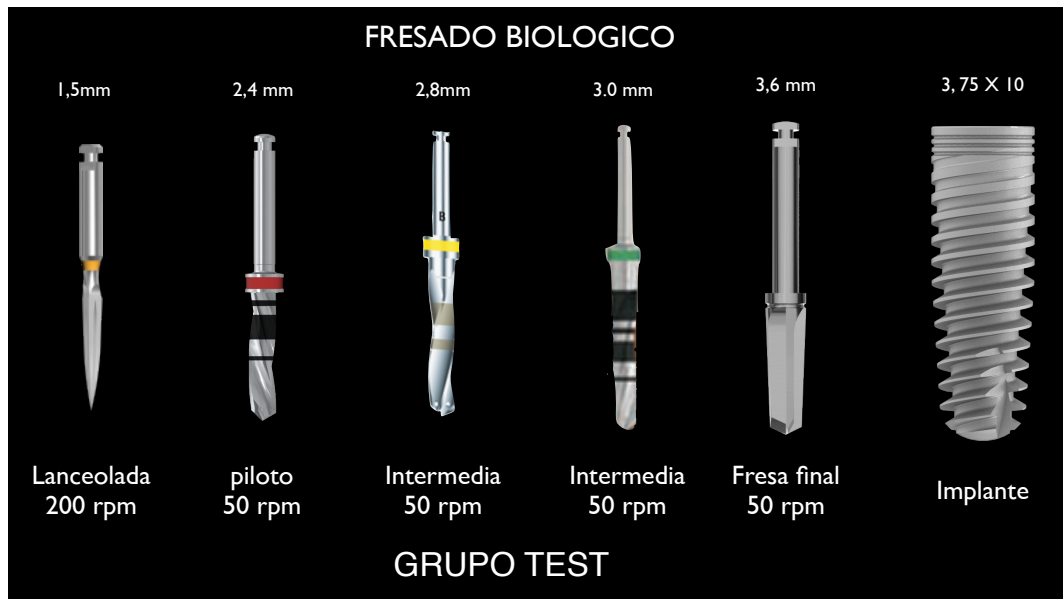


Fig. 25. Grupo Test.

Un solo operador fue calibrado previamente para la realización del fresado asegurando que la fuerza ejercida fuera constante. Se fresó a una profundidad de 10mm correspondiente a la longitud del implante desde el vértice a la parte más coronal de la plataforma del implante.

Los implantes se insertaron a nivel coronal y se confirmó que el torque de inserción fuera $\geq 35\text{Ncm}$. Todos los implantes recibieron tornillos de cierre y se procedió al reposicionamiento del colgajo y sutura.

3.3.1.2.2 Grupo Control

La técnica de fresado convencional utiliza la misma secuencia incremental de fresas que empieza con una fresa Lanceolada de 1.5mm a 1500 rpm, seguido de la fresa piloto de 2.4mm a 1200rpm, fresa intermedia de 2,8mm a 700rpm fresa de 3mm a 500rpm y fresa final de 3,6mm a 400rpm. Para todo el procedimiento se utilizó irrigación externa abundante con suero fisiológico.

Fig. 26.

Capitulo 3. Materiales y Métodos.



Fig.26 Grupo Control.

3.3.1.2.3 Medición de los cambios térmicos durante el fresado

Durante el fresado, se registraron los cambios de temperatura y el tiempo transcurrido para preparar cada lecho implantario, el siguiente protocolo se siguió para cada preparación:

- Marcaje del orificio de entrada de las fresas con una fresa lanceolada de 1.5mm.
- Preparación de tres orificios alrededor a 4mm de distancia del orificio dejado por la fresa lanceolada para insertar los termopares, paralelos al orificio central y a una profundidad de 10mm
- Inserción de los termopares a una profundidad de 10mm y aislamiento con cera para hueso para evitar la disipación del calor
- Registro de los cambios térmicos a tiempo real
- Remoción de los termopares, inserción del implante y repetición del mismo procedimiento para cada lecho implantario hasta completar 48 lechos y 48 implantes insertados.

Cada perro recibió ocho implantes (cuatro por cada hemi-mandíbula) y no se utilizó material de regeneración. Los implantes recibieron pilares de cicatrización cilíndricos de 3,6mm de diámetro x de 2mm Alto que se apretaron

Jorge Eduardo Delgado Peña.

con un torque de 20 N/cm, los colgajos fueron reposicionados y suturados con seda 3-0 alrededor de los pilares de cicatrización. Fig. 27.

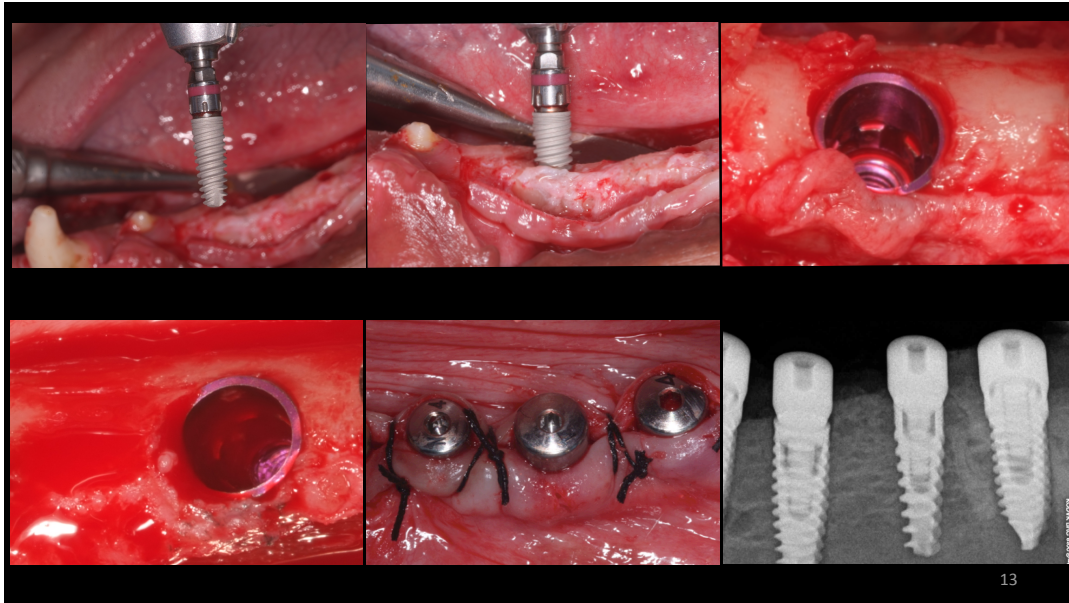


fig. 27. Colocación de los implantes, pilares de cicatrización y sutura de la zona con seda de 3-0. Y Rx de control en cada perro.

En el post operatorio los animales recibieron antibiótico (amoxicilina 500mg) y antiinflamatorio (ibuprofeno 600mg) por vía sistémica de la forma descrita anteriormente. Dicha medicación se mantuvo durante 4 días. La cicatrización se evaluó de manera semanal, y el control de placa se llevó a cabo irrigando la cavidad oral con digluconato de clorhexidina 0.2% (Dentaid, Barcelona, España) durante dos semanas. Los animales fueron alimentados ad-libitum con dieta blanda a base de pellets y agua.

3.4. Fase 3.

Transcurridos 30 y 90 días se sacrificaron los animales (3 para cada período de tiempo). Se realizó premedicación anestésica y anestesia siguiendo el mismo protocolo descrito anteriormente, una vez los animales fueron anestesiados se procedió a la perfusión de Pentotal sódico (Laboratorios Abbot, Chicago, IL, USA) el veterinario constató el fallecimiento del perro veterinario e inmediatamente se procedió a la disección de la mandíbula.

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

Mediante una fresa oscilante se seccionó la mandíbula y se extrajeron bloques que contenían los tejidos blandos, el implante y el hueso periimplante. Las muestras obtenidas se identificaron y se fijaron mediante formaldehído al 4%.

3.4.1. Método de Preparación histológica

Posterior a su fijación las muestras se sometieron a desengrasado con etanol de menor a mayor concentración (50%, 70%, 80%, 90% por 15 minutos cada uno) y posteriormente se desecaron con acetona en concentraciones crecientes (30%, 50%, 70% y 90% por 15 minutos cada uno), finalmente se sumergieron en acetona al 100% durante 30 minutos.

Cada sección incluyendo un implante, el hueso circundante y el tejido blando se incluyó en metilmetacrilato (Technovit 7100®, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) y se proceso de acuerdo a la técnica para el estudio de muestras sin descalcificar (Donat & Breuner^{288,299}).

Las muestras se seccionaron en sentido vestibulo-lingual Mediante el uso de un sistema de micro-corte de diamante (Exakt-Apparatebau, Norderstedt, Germany), y se obtuvieron tres secciones de 100µm de espesor.

Estas secciones se redujeron a 50 micras de espesor mediante técnicas de pulido con discos de papel de diferente granulometría hasta el grano extrafino de número 2000.

Las muestras se tiñeron con azul de toluidina y se realizó una evaluación del CBL (Crestal Bone Loss) y del BIC (Bone Implant Contact) en cada una de las muestras.

3.4.2. Histomorfometría

Se realizó un análisis morfométrico de las muestras teñidas, utilizando imágenes digitales calibradas ampliadas con aumentos 10X y 40X en un microscopio Leica ® Q500Mc (Leica Microsystems, Wetzlar , Alemania)
Fig. 28.

Jorge Eduardo Delgado Peña.



Fig. 28. microscopio Leica ® Q500Mc

3.4.2.1. Medición del BIC (Bone to Implant Contact)

El BIC se expresó como porcentaje de hueso mineralizado en contacto con la superficie del implante en relación con la longitud total del implante. Se midió en las superficies vestibulares y lingual del implante. Fig. 29, 30.

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

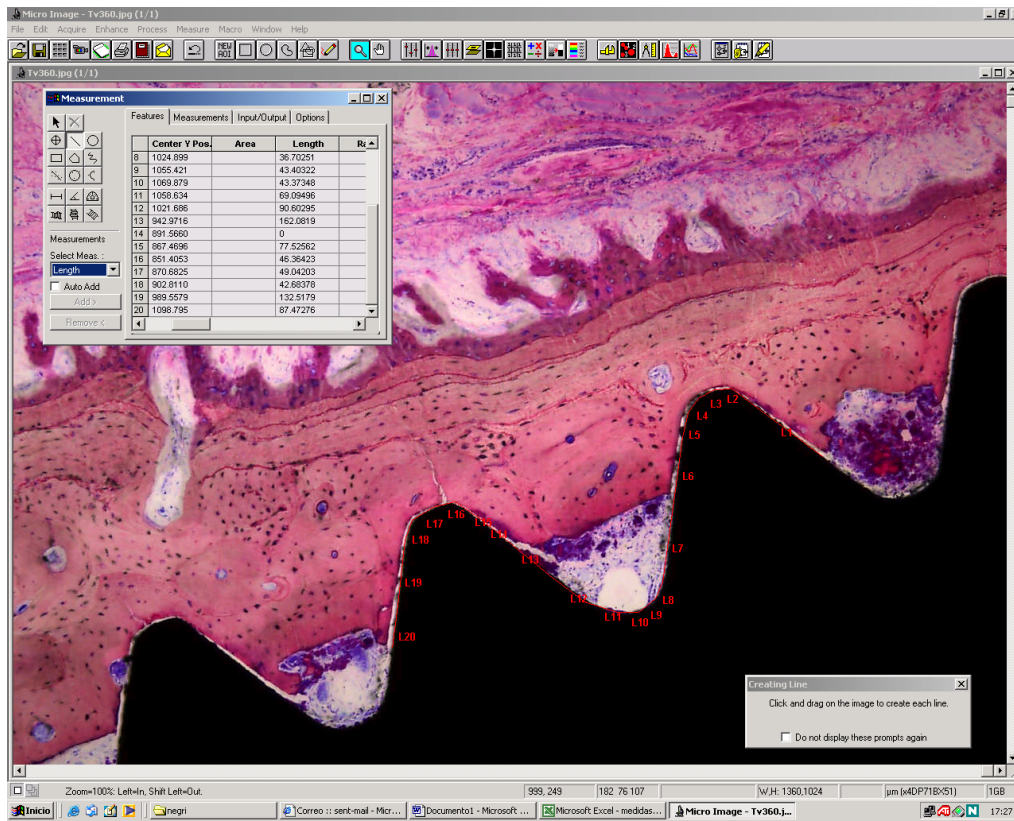


Fig. 29. Método de Medición del BIC.

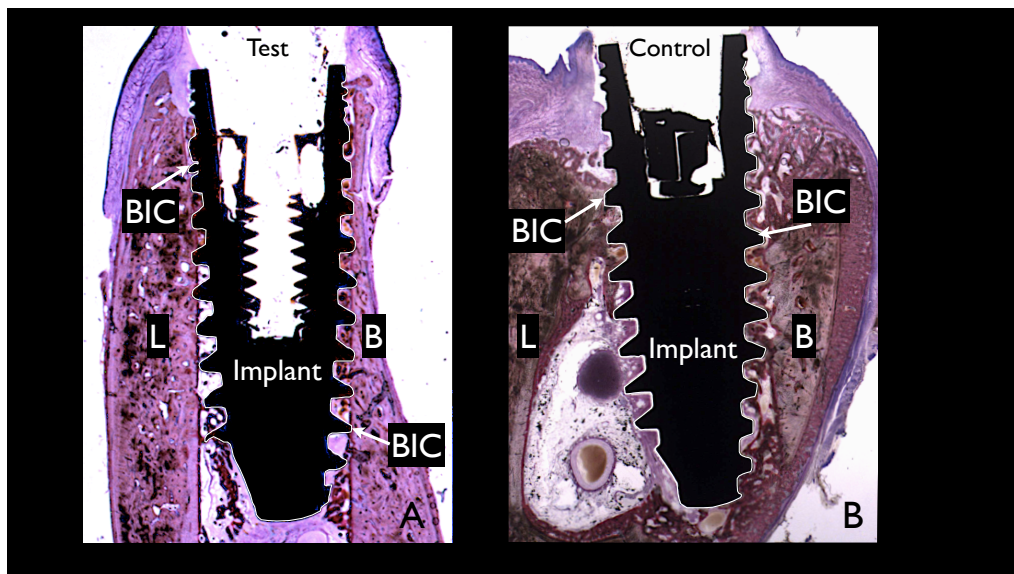


Fig. 30. BIC en los 2 grupos de estudio.

3.4.2.2. Medición del CBL (Crestal Bone Loss)

Jorge Eduardo Delgado Peña.

El CBL se expresó en milímetros , tomando como puntos paramétricos de referencia el borde superior de la plataforma del implante y los primeros puntos de contacto hueso-implante vestibular (V - FBIC) o lingual (L- FBIC) . fig.31.

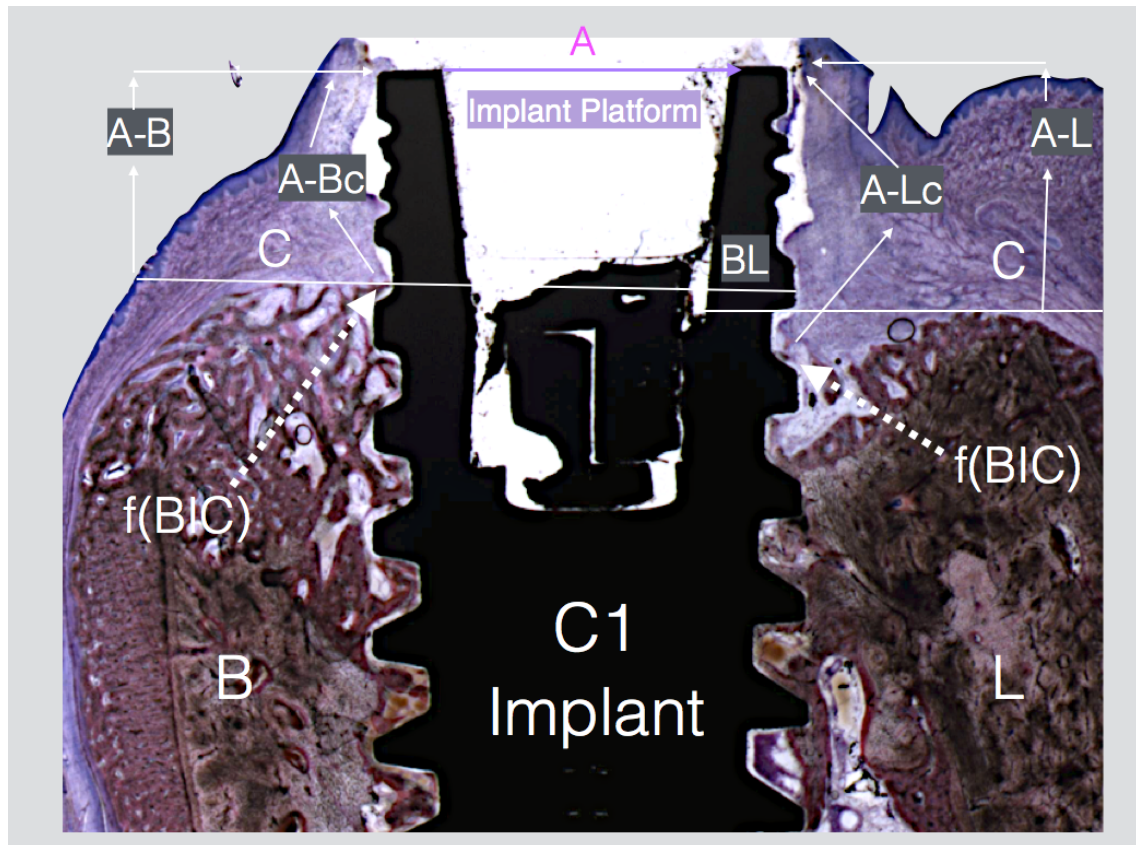


Fig. 31. medición del CBL, Los siguientes puntos paramétricos fueron identificados para evaluar el remodelado del tejido óseo durante el proceso de reabsorción.

Puntos paramétricos de referencia:

1. A : Plataforma del implante
2. C : Cresta ósea Bucal y Lingual
3. f (BIC): primer contacto hueso implante Coronal Bucal y Lingual
4. B : Bucal
5. L : Lingual.

Con base en estos puntos de referencia se realizaron las siguientes mediciones:

- D 1: Diferencia entre la Cresta ósea Bucal y Lingual (BL).
 D 2: Distancia desde la Plataforma a la cresta ósea Bucal (A-B).

Capítulo 3. Materiales y Métodos.

D 3: Distancia desde la plataforma al f(BIC) en Bucal. (A-Bc).

D 4: Distancia desde la plataforma a la cresta ósea Lingual (A-L).

D 5: Distancia desde la plataforma al f(BIC) (A-Lc).

3.5. Análisis estadístico

Se realizó la estadística descriptiva de los valores obtenidos y los datos se expresaron como media, mediana, desviación estándar y error estándar.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa SPSS 15 (Chicago, Illinois , USA), con licencia de la Universidad de Murcia.

Cada perro se consideró la unidad de análisis, el test de normalidad demostró que los valores obtenidos no tenían una distribución normal, y se realizaron pruebas no paramétricas para comparar las diferencias entre grupos en temperatura, tiempo, BIC y CBL.

El test de Kolmogorov -Smirnov se aplicaron para determinar las diferencias entre medias y post test de Bonferroni para comparación múltiple y determinar diferencias entre grupos. La significancia estadística se estableció como $p < 0.05$.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

4. RESULTADOS.

Jorge Eduardo Delgado peña.

Capítulo 4. Resultados.

4.1. Temperatura y Tiempo:

Los dos grupos presentaron un incremento de la temperatura en relación con la temperatura basal. Siendo la diferencia de temperatura mayor en el grupo control comparado con el grupo test. Los valores obtenidos se presentan a continuación:

Grupo Test : $36,7 \pm 1,541$ ° C (rango : 35,786-40,721 ° C; $\Delta T = 5,218 \pm 1,42$; IC del 95 % : 7,86-8,91)

Grupo control: $35,3 \pm 1,651$ ° C (rango : 35,932-43,274 ° C; $\Delta T = 8,421 \pm 1,57$; IC del 95 % : 8,11-10,05) (Tabla 1)

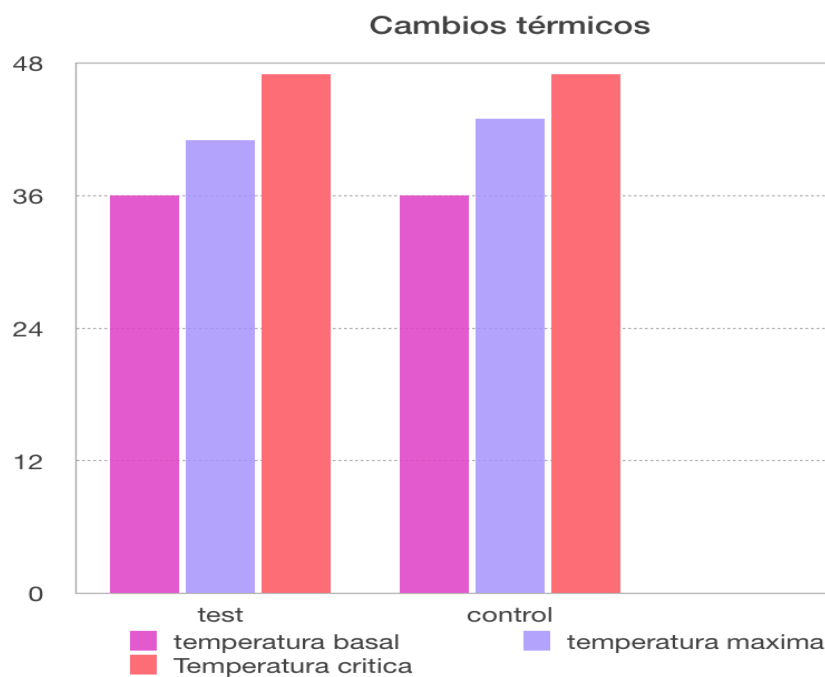


Fig. 32. Cambios térmicos grupo Test y grupo Control, temperatura basal, temperatura máxima y temperatura crítica.

Ninguno de los 2 grupos llego a la temperatura crítica de 47 °C donde se produce Osteonecrosis térmica.

Los cambios de temperatura registrados en cada una de las fresas en el grupo control fueron ligeramente mayores que en el grupo test tanto en la temperatura

Jorge Eduardo Delgado Peña.

media tanto en la temperatura máxima obtenida. Los valores obtenidos se presentan a continuación:

	Diametros mm	Grupo Test segundos	Grupo Control segundos	Grupo Control temperatura Maxima	Grupo Control temperatura media	Grupo Test temperatura Maxima	Grupo Test temperatura Media
Fresa 1	1,5	22,5	18,6	42,1	39,9	38,2	36,8
fresa 2	2,4	39,6	20,6	37,72	41,1	39,5	38,7
Fresa 3	2,8	37,1	21,4	42	39,7	40,7	39,7
Fresa 4	3	34,9	20,8	41,2	39,5	38,8	38,1
fresa final	3,6	41,1	22	39,2	37,5	37,5	37,1

Tabla 1. Tiempo de fresado y cambios térmicos registrados, temperaturas medias y máximas durante el fresado óseo, obtenidos en cada una de las fresas, en el grupo test y en el grupo Control.

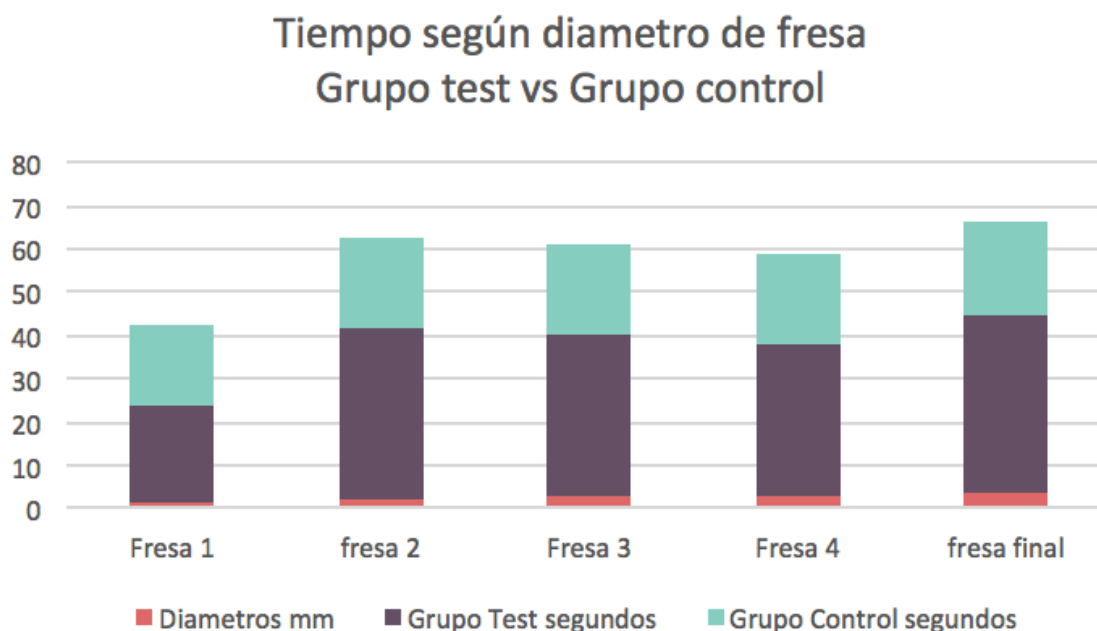


Fig. 33. Tiempo empleado en segundos, por cada una de las fresas, durante el proceso de fresado óseo.

El tiempo con la fresa inicial fue menor en ambos grupos, en comparación con el resto de fresas.

Grupo test temperatura máxima según las diferentes fresas:

Fresa 1 Ø1,5mm (38,2 °C); fresa 2 Ø2,4mm (39,5 °C); fresa 3 Ø2,8mm (40,7°C); fresa 4 Ø3.0mm (38,8°C) : fresa 5 Ø3,6mm (37, 5 °C).

Capítulo 4. Resultados.

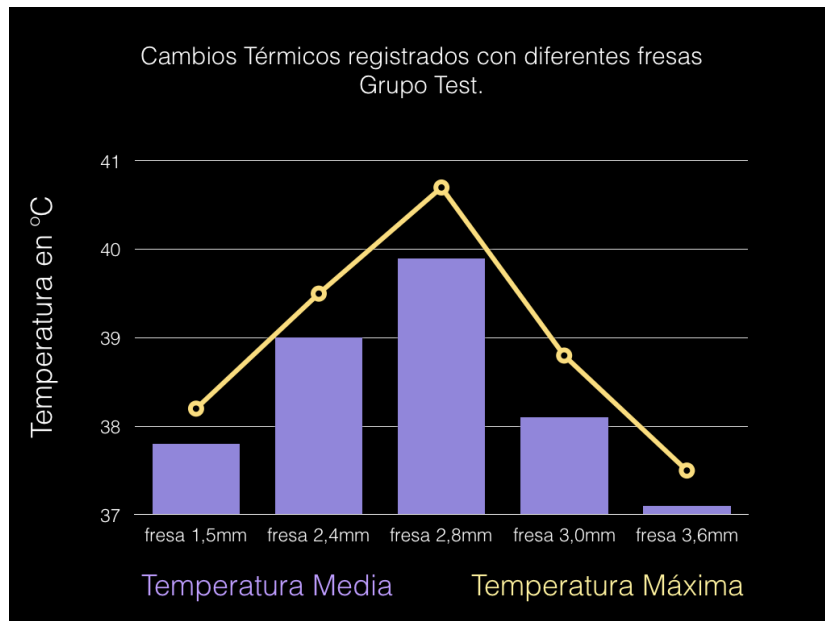


Fig. 34. Cambios térmicos registrados con los distintos diámetros de fresas en el Grupo Test, Temperatura Media y Temperatura Máxima.

Grupo test temperatura media según las diferentes fresas:

Fresa 1 Ø1,5mm ($36,8 \pm 1,2$ °C); fresa 2 Ø2,4mm ($38,7 \pm 0,9$ °C); fresa 3 Ø2,8mm ($39,7 \pm 0,9$ °C); fresa 4 Ø3,0mm ($38,1 \pm 0,8$ °C); fresa 5 Ø3,6mm ($37,1 \pm 0,7$ °C).

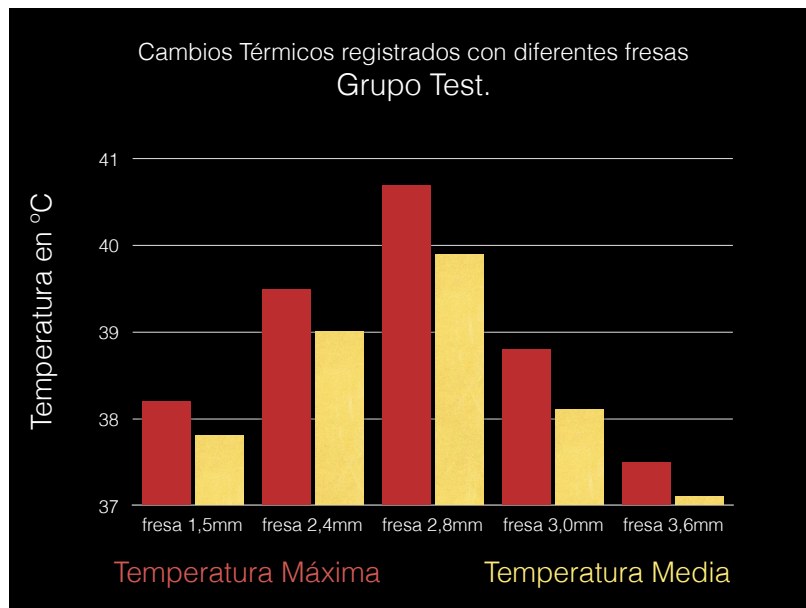


Fig. 35. Cambios térmicos de diferentes diámetros de las fresas grupo test, temperatura máxima y temperatura Media.

Jorge Eduardo Delgado peña.

Grupo control temperatura máxima según las diferentes fresas:

Fresa 1 Ø1,5mm (42,10 °C), fresa 2 Ø2,4mm (43,72 °C), fresa 3 Ø2,8mm (42,0°C),
fresa 4 Ø3.0mm (41,2 °C), fresa 5 Ø3,6mm (39,2 °C).

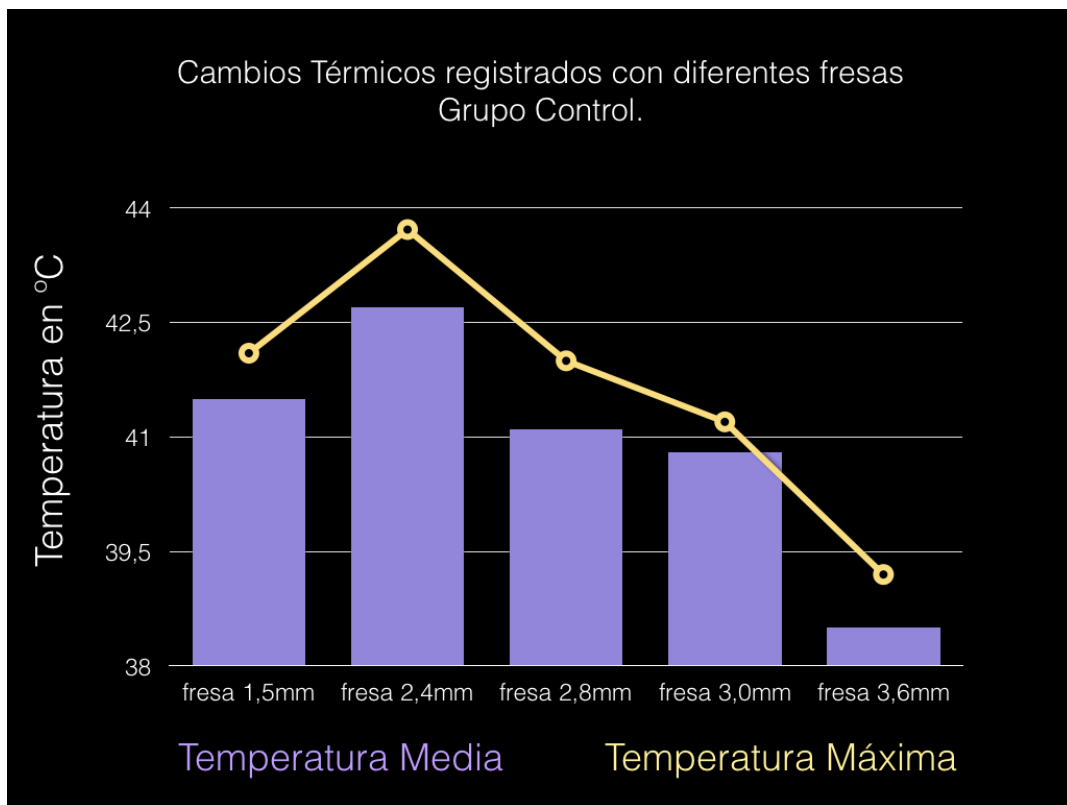


Fig. 36. Cambios térmicos registrados con los distintos diámetros de fresas en el grupo control. Temperatura media y temperatura máxima.

Las fresas de menor diámetro mostraron mayores incrementos de temperatura comparadas con fresas de mayor diámetro. Lo que explica la curva descendente que se observa en la figura

Grupo control temperatura media según las diferentes fresas:

Fresa 1 Ø1,5mm ($39,9 \pm 1,3$ °C); fresa 2 Ø2,4mm ($41,1 \pm 1,1$ °C); fresa 3 Ø2,8mm ($39,7 \pm 1,2$ °C); fresa 4 Ø3.0mm ($39,5 \pm 0,9$ °C); fresa 5 Ø3,6mm ($37,5 \pm 0,9$ °C).

Capítulo 4. Resultados.

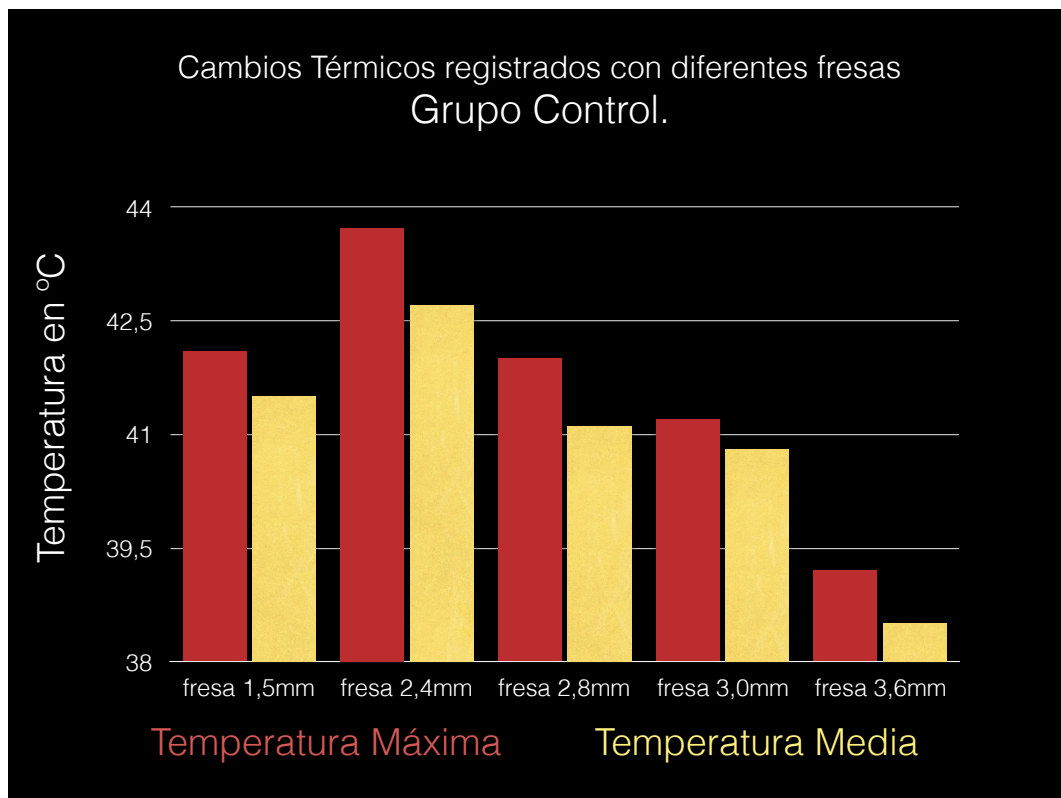


Fig. 37. Cambios térmicos de diferentes diámetros de las fresas grupo control, temperatura máxima y temperatura Media.

Diámetro de la fresa Grupo Control	Temperatura Máxima °C	Temperatura Media °C
Ø 1,5mm	42,10 °C	39,9 ± 1,3 °C
Ø 2,4mm	43,72 °C	41,1 ± 1,1 °C
Ø 2,8mm	42,0 °C	39,7 ± 1,2 °C,
Ø 3,0mm	41,2 °C	39,5 ± 0,9 °C
Ø 3,6mm	39,2 °C	37,5 ± 0,9 °C

Tabla 2. Cambios térmicos registrados en las fresas del grupo Control, registrando temperatura máxima y temperatura media.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Diámetro de la fresa Grupo test	Temperatura Máxima °C	Temperatura Media °C
Ø 1,5mm	38,2 °C	36,8 ± 1,2 °C
Ø 2,4mm	39,5 °C	38,7 ± 0,9 °C
Ø 2,8mm	40,7 °C	39,7± 0,9 °C
Ø 3,0mm	38,8 °C	38,1 ± 0,8 °C
Ø 3,6mm	37,5 °C	37,1 ± 0,7 °C.

Tabla 3. Cambios térmicos registrados en las fresas del grupo test, registrando temperatura máxima y temperatura media.

	Grupo Test (Fresado a bajas revoluciones sin irrigación)	Grupo Control (Fresado convencional con irrigación)
Temperatura Base °C	36.7±1.541	36.2±1.651
Temperatura Máxima °C	40.71±1.2	43.72±1.6
Diferencia de Temperatura (ΔT) °C	5.21±0.4	8.42±0.5
Tiempo (segundos)	175.2 ± 2.1	103.4± 1.5

Tabla 4. Variaciones de Temperatura y tiempo, temperatura Base, Temperatura máxima, diferencias de temperatura, y tiempo expresado en segundos.

Capítulo 4. Resultados.

El tiempo medio utilizado para llevar a cabo el fresado para el grupo test fue 175.2 ± 2.1 casi el doble del tiempo utilizado en el fresado convencional con un tiempo medio de 103.4 ± 1.5 como se aprecia a continuación:

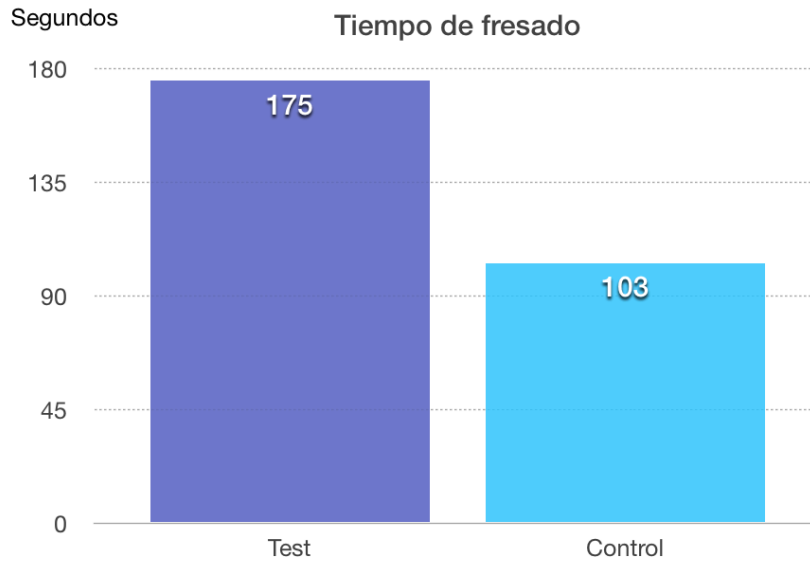


Fig. 38. Tiempo medio expresado en segundos, de el proceso de fresado desde la fresa inicial hasta la final.

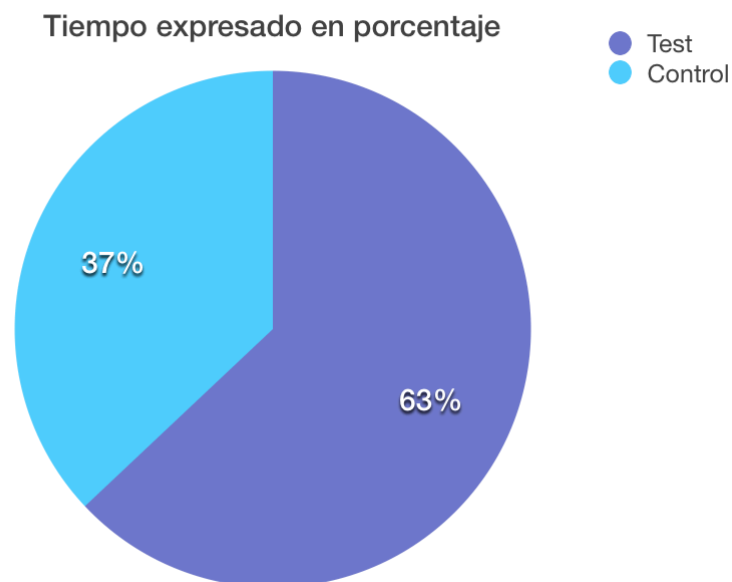


Fig. 39. Tiempo expresado en porcentaje, Del total del tiempo medido el Grupo test tarda un 63% mientras el grupo control un 37%.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Media \pm Desviación Standard	Grupo Test	Grupo Control
Tiempo	175.2 \pm 2.1	103.4 \pm 1.5

Tabla 5. Tiempo medio expresado en segundos, de el proceso de fresado óseo desde la fresa inicial hasta la final.

Grupo control: Tiempo medio de 103,4sec . La representación gráfica del proceso de perforación en el grupo de control mostró que con la primera fresa (1,5mm de diámetro) la temperatura aumento notablemente (6 °C) en 18,6 segundos y que la temperatura más alta se registró con la fresa de 2,4mm con una temperatura de 43.72° C seguida de una disminución gradual de la temperatura con las siguientes fresas.

Diámetro de la fresa	Tiempo en segundos Grupo Test M \pm DS	Tiempo en segundos Grupo Control M \pm DS
Ø 1,5mm	22,5 \pm 1,7	18,6 \pm 1,3
Ø 2,4mm	62,1 \pm 1,3	39,2 \pm 1,1
Ø 2,8mm	99,2 \pm 1,4	60,6 \pm 1,4
Ø 3,0mm	134,1 \pm 1,7	81,4 \pm 1,6
Ø 3,6mm	175,2 \pm 2.1	103,4 \pm 1,5

Tabla 6. Tiempo medio empleado en cada una de las fresas desde la fresa inicial hasta la fresa final expresado en segundos en ambos grupos. .

Capitulo 4. Resultados.

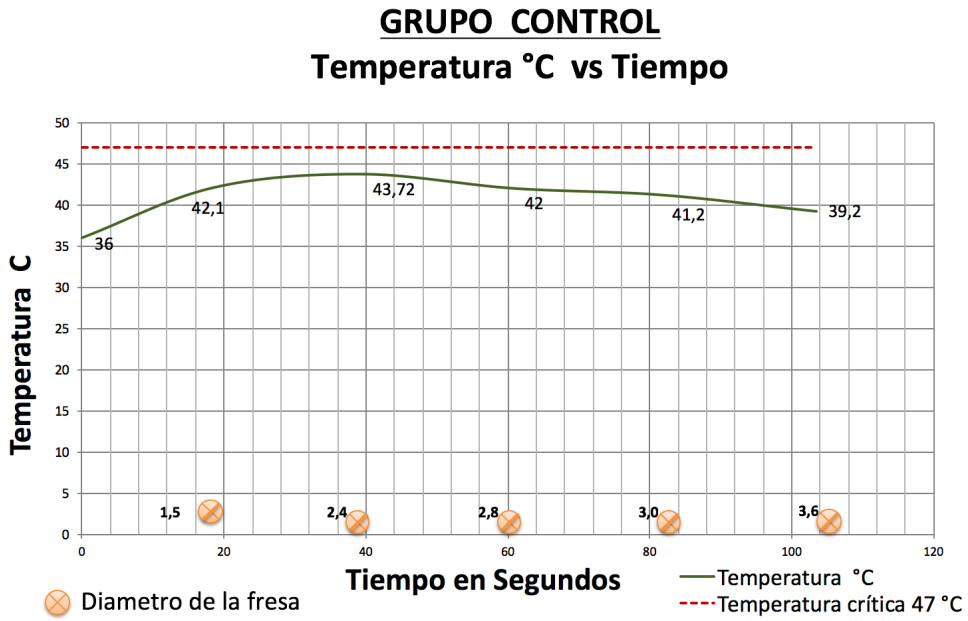


Fig. 40. Temperatura Vs tiempo Grupo Control.

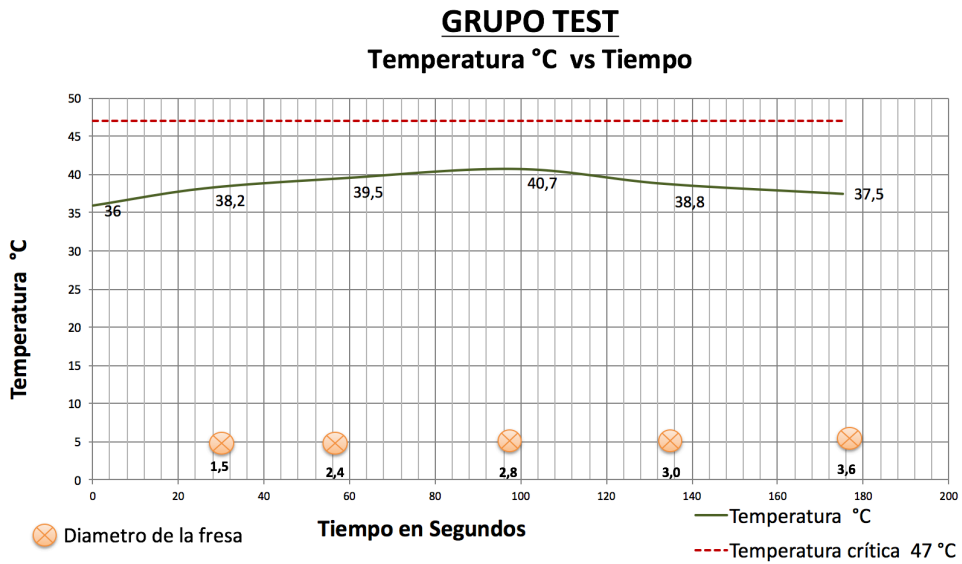


Fig. 41. Temperatura Vs tiempo Grupo Test.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Grupo Test : Tiempo medio de 175,2 segundos.

La representación gráfica del proceso de perforación en el grupo de prueba mostró que con la fresa piloto (1,5mm de diámetro), la temperatura se incrementó lentamente 2 °C en 26 segundos y fue aumentando hasta llegar a la fresa de 2.8 mm. de diámetro con una temperatura máxima registrada de 40.7; con las siguientes fresas fue disminuyendo la temperatura.

4.2. Evaluación clínica a 30 y 90 días

El examen clínico mostró que todos los implantes se integraron y no se observó ningún signo de inflamación de los tejidos blandos. Dos pilares de cicatrización se perdieron después de 90 días, uno del grupo test, y uno en el grupo control.

4.3. Análisis histológico :

Los pilares de cicatrización estaban rodeados por un tejido conectivo que corría paralelo al cuerpo del pilar, las fibras del tejido conectivo se insertaban en la zona tratada del implante y en la cortical. En algunas zonas se observaron fibras del tejido conectivo insertadas a nivel de la plataforma del implante y en la zona con micro espiras. No se observaron signos histológicos de inflamación gingival.

4.3.1 Análisis del BIC:

Después de 30 días, la media del BIC fue de $43 \pm 2,1 \%$ para el grupo Test y el $42 \pm 1,8 \%$ para el Grupo Control sin diferencias significativas entre grupos ($p > 0,05$) (Tabla 2).

Grupo	BIC día 30 Media \pm SD (%)	BIC día 90 Media \pm SD (%)
Test	43% \pm 2.1%	64% \pm 3.3%
Control	42% \pm 1.8%	64% \pm 2.41%

Tabla 7. BIC (Bone to implant Contact) Porcentaje de contacto hueso e implante a los 30 y a los 90 días.

Capitulo 4. Resultados.

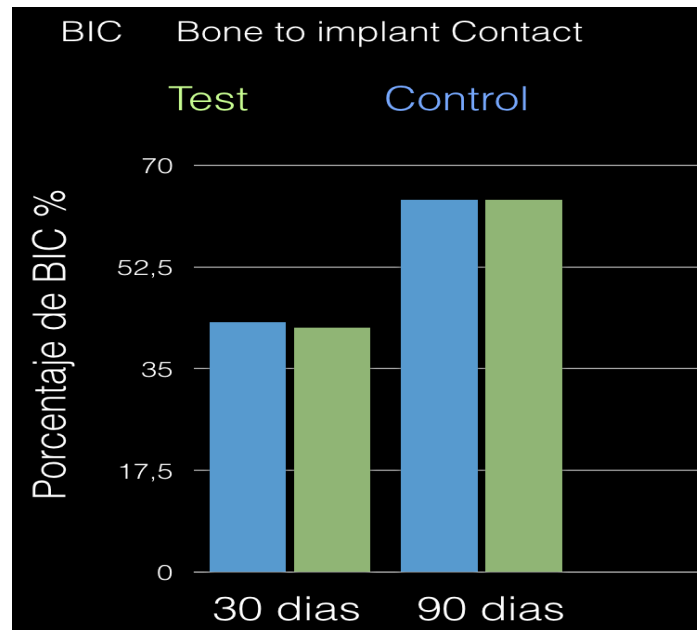


Fig. 42. BIC a 30 y 90 días expresado en porcentaje de unión hueso implante.

Los valores del BIC aumentaron a los 90 días en relación con los 30 días en ambos grupos. ($p < 0,05$)

Después de 90 días , la media del BIC fue de $64 \pm 3,3$ % para el grupo Test y $64 \pm 2,41$ % para el Grupo de Control , sin diferencias significativas entre grupos ($p > 0,05$) (Tabla 2).

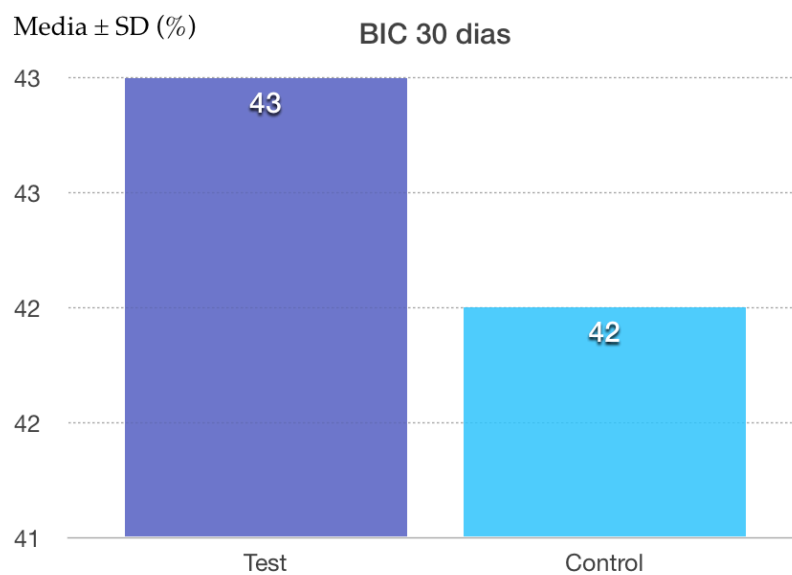


Fig. 43. BIC a los 30 días, grupo test y grupo Control.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

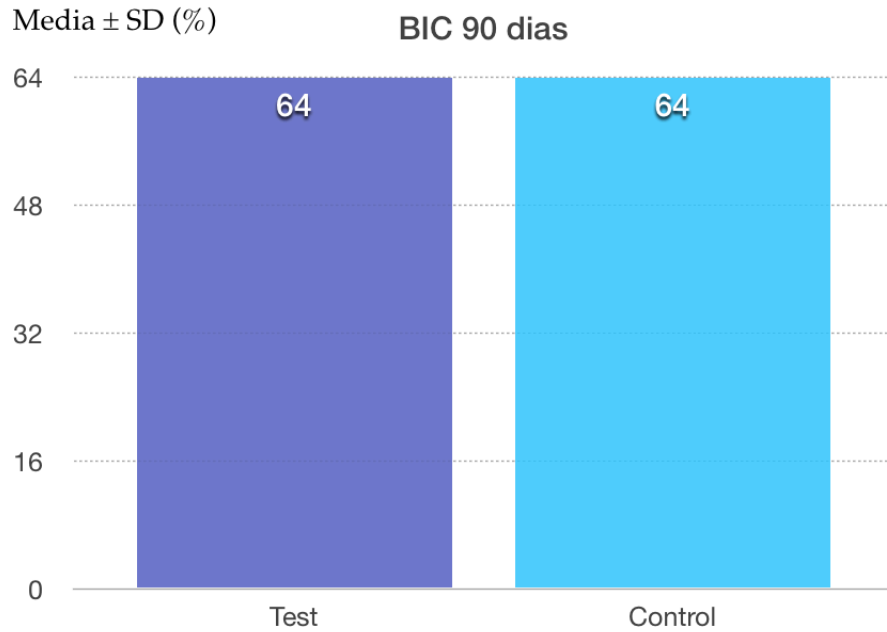


Fig. 44. BIC a los 90 días, Grupo test y grupo Control.

4.3.2. Análisis del CBL

Después de 30 días , ambos grupos mostraron reducciones en las dimensiones del hueso crestral sin diferencias entre los aspectos bucal y lingual . La media CBL en el grupo Test fue 1.176 ± 0.114 mm , mientras que el grupo de control mostró un CBL de 1.183 ± 0.187 mm , sin diferencias estadísticamente significativas entre grupos ($p > 0,05$) (Tabla 3) .

Grupo	CBL día 30 Media ± SD mm.	CBL día 90 Media ± SD mm.
Test	1.176 ± 0.114 mm.	1.183 ± 0.187 mm.
Control	1.193 ± 0.138 mm.	1.205 ± 0.122 mm.

Tabla 8. CBL (Crestal Bone Loss). Perdida de hueso Crestal expresado en milímetros.

Capítulo 4. Resultados.

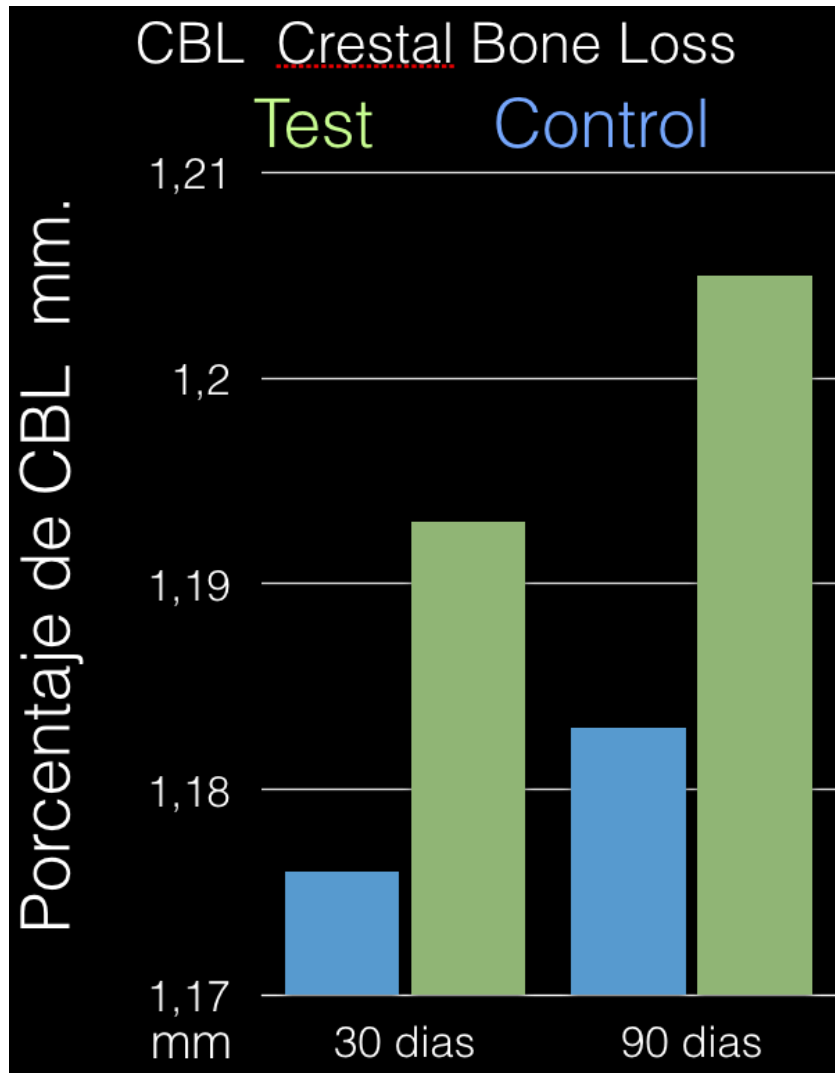


Fig. 45. (CBL) pérdida de hueso Crestal expresado en milímetros, a los 30 y 90 días de integración ósea.

Después de 90 días, ambos grupos del estudio mostraron una reducción en las dimensiones de la cresta ósea, sin diferencias entre los aspectos bucal y lingual.

CBL en el grupo Test fue de $1.183 \pm 0.187\text{mm}$, mientras que el grupo de control mostró un CBL de $1.205 \pm 0.122\text{mm}$, sin diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) (Tabla 3).

Jorge Eduardo Delgado Peña.



Fig. 46. CBL (Crestal Bone Loss) perdida de hueso crestal expresado en milímetros a los 30 días de cicatrización.

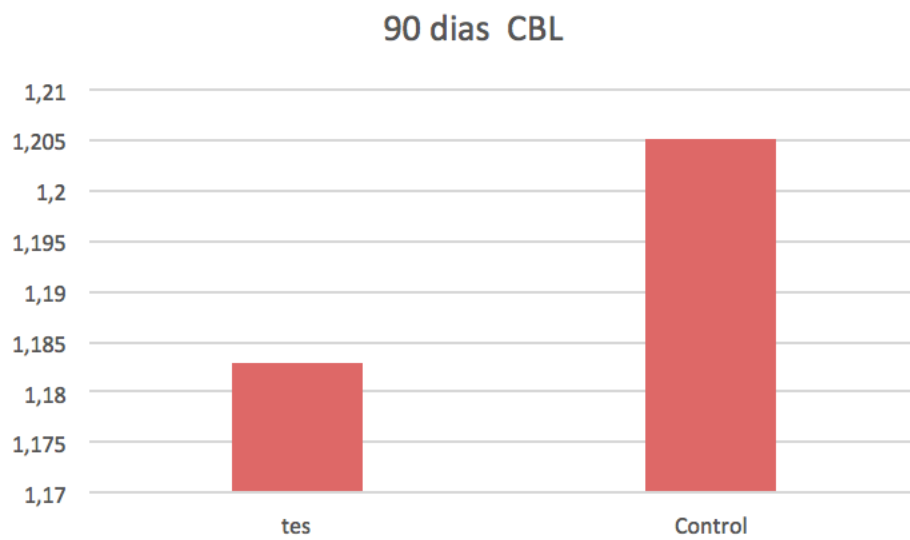


Fig. 47. CBL (Crestal Bone Loss) perdida de hueso crestal expresado en milímetros a los 90 días de cicatrización

5. Discusión

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Capítulo 5. Discusión.

Aunque el método ideal para la determinación de la temperatura de hueso durante la perforación es difícil de definir porque el hueso es un tejido biológico-Aniso trópico complejo, en este trabajo decidimos utilizar termopares, que nos permiten obtener valores de las zonas internas óseas a diferencia de la termografía de infrarrojos, que solo puede obtener datos y cambios térmicos de la superficie.

Estos termopares, deben colocarse lo mas cerca posible de la superficie del futuro lecho del implante, Jochum y Reichart recomiendan una distancia periferia de 0.5mm, que coincide con la distancia que en nuestro estudio hemos dejado a la hora de colocar los termopares.

El calor es un problema importante ya que el hueso es sensible al aumento de la temperatura que puede generar osteonecrosis térmica. , que a su vez puede conducir a la infección y reducción de la resistencia mecánica.

Las complejas relaciones entre la geometría y diseño de la fresa de perforación (nitidez del corte, usos,), las condiciones de perforación, la profundidad, la fuerza ejercida, velocidad, uso o no de irrigación, técnica de fresado, el mecanismo de desalojo de viruta ósea y las propiedades del hueso, presenta un gran desafío en el desarrollo de un modelo matemático para el cálculo del calor generado durante el fresado. No hay indicación clara acerca de la velocidad de perforación ósea óptima y la fuerza axial.

Cuando realizamos un fresado óseo para la colocación de implantes debemos minimizar el riesgo de producción de calor, sin llegar a temperaturas críticas de 47°C.

Reingewirt y cols 1997 encontraron que el calor se disipa en el hueso dentro de 10 segundos a alta velocidad de fresado, seria interesante estudiar como se disipa con un fresado biológico a bajas revoluciones.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Yoshida y Cols 2009, utilizaron hueso craneal de rata quirúrgicamente expuesto y calentado a 43, 45, y 48 ° C durante 15 minutos. Todos a las 5-semanas de la autopsia presentaron sitios de regeneración ósea, Este estudio sugiere que el hueso responde de manera diferente a estímulos térmicos y a estímulos mecánicos.

Agustin y Cols 2007 encontraron que realizando modificaciones en el diseño de la fresa cambiando el ángulo de la punta en un rango entre 80 y 120° es posible minimizar la generación de calor.

No hay un criterio de aplicación de tiempo y calor para fresado de implante dental. Pero un cirujano experto en menos de 10 o 15 segundos puede realizar una osteotomía con una fresa, permitiendo un tiempo de disipación del calor, de 5 a 10 segundos en el cambio de la fresa inicial a la fresa final, siendo poco probable llegar a temperaturas de 47 grados centígrados de forma continua durante un minuto.

Si realizamos un fresado biológico a Bajas revoluciones sin irrigación a la vez que el fresado convencional, el calor superficial que se produce no tiene la oportunidad de avanzar en los alrededores de nuestra preparación y se elimina hueso expuesto a calor durante el fresado con las siguientes fresa, técnicas utilizadas por Cohelo y cols , Giro y cols 2013, Anitua y cols 2007 por separado, pero obteniendo resultados de integración semejantes al fresado secuencial convencional.

Este estudio propuso comparar una técnica de fresado óseo, a bajas revoluciones y sin irrigación Vs un protocolo de fresado convencional por medio de análisis térmico e histomorfométrico.

Las variaciones térmicas registradas en ambos grupos en el presente trabajo mostraron que la temperatura aumentó durante las dos técnicas de

Capítulo 5. Discusión.

fresado, esto se puede explicar por la conversión de energía mecánica a energía térmica que provoca un aumento transitorio de la temperatura Fransses y cols 2008.

Los resultados de este trabajo también mostraron que las primeras fresas de diámetro mas pequeño en la técnica de fresado convencional (1.5mm a 1200 rpm) produjeron un rápido incremento de la temperatura ósea de 36 ° C a 42,1° C en 18,6 segundos, mientras que la misma fresa a una menor velocidad de fresado (50 rpm) solo produjo aumento de la temperatura de 2,2°C en un período de 26 segundos. Al parecer, las bajas revoluciones permiten disipar la temperatura de forma mas eficiente que la irrigación y las altas velocidades.

Estos resultados están de acuerdo con los resultados obtenidos por Flanagan y cols quienes compararon cambios térmicos durante el fresado en un estudio doble in vivo e in vitro. Los autores encontraron que las fresas de menor diámetro pueden generar más calor que las fresas de mayor diámetro, siendo mayor el incremento de temperatura en hueso denso.

No solamente la densidad ósea pero también el desgaste de la fresa reduce la eficiencia de corte e incrementa el porcentaje de fricción lo que resulta en mayores temperaturas durante el fresado³⁰². Para evitar este problema se utilizó un set de fresas por perro (lo que equivale a 8 preparaciones por fresa, el fabricante recomienda un máximo de 10 preparaciones por fresa).

En el fresado a bajas revoluciones utilizado en el presente trabajo, las temperaturas máximas obtenidas (40,71°C) fueron menores que las temperaturas máximas observadas durante el fresado convencional (43,27°C), lo que indica que la técnica de fresado a bajas revoluciones es igual de seguro a la técnica de fresado convencional y aunque la temperatura se elevó, no existe riesgo de necrosis térmica dado que no se sobrepasó el umbral de los 47° C.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Kim y Col. obtuvieron resultados similares, en un estudio experimental evaluaron los cambios térmicos durante la técnica de fresado a baja velocidad sin irrigación en costillas de cerdo mediante termografía infrarroja y encontraron que la técnica de fresado a 50 rpm aumenta la temperatura en 2,46 °C y no se sobrecalentó el hueso. Aunque sus resultados presentan similitud a los resultados del presente trabajo, el método de medición solo registra la temperatura de la superficie ósea lo que posiblemente resultó en una infra estimación del incremento de temperatura en la zona interna.

Los resultados del presente trabajo también mostraron que después de llegar al pico mas alto de temperatura, esta empieza a descender, independientemente que continuemos con el proceso de perforación con fresas de mayor diámetro; Reingewirt y cols encontraron que el calor se disipa en el hueso dentro de los diez segundos siguientes al fresado de alta velocidad; sin embargo el mecanismo por el cual el calor se disipa en un fresado a bajas revoluciones todavía es objeto de estudio.

Yoshida y cols Realizaron un estudio en ratas donde quirúrgicamente exponían el cráneo y calentaron el hueso a 43 ° , 45 ° , y 48 ° C durante 15 minutos . En las autopsias realizadas después de cinco semanas , todas las muestras presentaban sitios de regeneración ósea , lo cual nos sugiere que el hueso responde de manera diferente a diferentes estímulos térmicos.

En este trabajo el tiempo de fresado fue significativamente mayor en el protocolo de fresado a bajas revoluciones, casi dos veces el tiempo del protocolo convencional y este factor podría ser un problema cuando se requieren múltiples implantes lo que podría resultar en procedimientos quirúrgicos muy prolongados.

La prevención de trauma térmico es un requisito importante , para el éxito de implantes debido a el incremento de temperatura²⁹⁴, afectan la cicatrización ósea²⁹⁵.

Capítulo 5. Discusión.

Las Técnicas de fresado actualmente utilizan velocidades que van desde los 1.000 a 1.500 rpm para la preparación del lecho quirúrgico.

Que puede producir daños mecánicos y térmicos en el tejido que rodea al implante y podría tener un efecto negativo en regeneración ósea y en la integración ósea del implante

Es común en fresado convencional utilizar irrigación con suero para evitar que la fresa y el tejido circundante presenten un sobrecalentamiento. Benington y cols. 1996, 2002.

Sin embargo, el riego con suero fisiológico lava proteínas tales como proteínas morfogenéticas , proteínas óseas, osteoinductores factores de crecimiento y otras sustancias solubles que juegan un papel activo en la regeneración ósea. Uchida y cols 2003.

La función fisiológica específica de estas proteínas de señalización es transmitir mensajes de activación a las células locales para que puedan reaccionar a estímulos como los relacionados con el propio fresado. Groeneveld EH y cols. 2000, Orefo y cols. 2004; Varias de estas proteínas están unidas a la matriz, extracelular y esta conexión se rompe cuando la fresa entra en contacto con la matriz. Puesto que estas proteínas se caracterizan por su bajo peso molecular y solubilidad, que con la irrigación con suero se disuelve fácilmente, eliminando los recursos naturales que se utiliza para la curación y cicatrización Bennett NT y cols. 1993.

El concepto de fresado Biológico ha sido sugerido como una alternativa al procedimiento convencional. para la obtención de hueso autólogo, eliminando la necesidad de obtener hueso de otra zona y evitando otra zona quirúrgica.

Una vez que la cortical se ha perforado el tejido óseo se vuelve menos denso y el tejido óseo medular contiene más células. Que quedan atrapadas en la

Jorge Eduardo Delgado Peña.

viruta de tejido óseo que es expulsado a través de las paredes de la propia fresa. es muy fácil de recoger, lo que reduce la contaminación con saliva. Y se puede mezclar con biomateriales; Las numerosas proteínas presentes en esta viruta ósea pueden influir en los aspectos de la curación.

El hueso recogido por este procedimiento puede ser más fácil de manipular que el hueso recogido por otros medios, y puede proporcionar adhesión gracias a las proteínas implicadas en la reparación del hueso Anitua y cols.

El examen microscópico de esta viruta, mostró que la estructura ósea y la presencia de células vivas se conserva en todas las muestras obtenidas a partir de la perforación a bajas revoluciones. A diferencia de la viruta de fresado convencional que , no presentaba osteocitos y si lagunas vacías, y no se encontraron células vivas.

Por eso en este trabajo evaluamos el fresado biológico que se supone disminuye el riesgo de calentamiento del corte de las fresas y del tejido óseo, recuperando una cantidad importante de hueso, para ser utilizado en relleno de Gaps, para compensar el reborde marginal al introducirlo en la cara vestibular del reborde crestal. Presentando un efecto Osteoinductor, osteoconductor y osteoprogenitor al ser mezclado con biomateriales. También es una técnica con la cual existe un mayor control durante la preparación del lecho.

Esto tiene una gran importancia Clínica ya que el hueso autólogo es el Gold estándar en relleno de defectos, Gaps, alveolos postextracción , utilizado solo o mezclado con biomateriales a los cuales les aporta propiedades biológicas.

Anitua y Cols 2007. Realizaron un procedimiento de fresado biológico a 50 rpm y sin irrigación y no encontraron un sobrecalentamiento en la punta de las fresas de perforación con valores medios de $28,1 \pm 1,9$ ° C.

Capítulo 5. Discusión.

El análisis histológico no reveló diferencias en el CBL o en el BIC entre grupos de implantes insertados en lechos preparados mediante fresado a bajas revoluciones o preparados con fresado convencional. Lo que permite afirmar que el fresado a bajas revoluciones es seguro y es similar al fresado convencional.

La pérdida de hueso crestal se ha atribuido a diferentes factores como presencia bacteriana, establecimiento del ancho biológico, conexión del implante, diseño del implante, nivel de inserción del implante, trauma quirúrgico, características óseas relacionadas con cantidad y calidad, espesor óseo, técnicas de fresado, calor generado y sobre carga.^{225,279, 287, 271-278, 296.}

El ancho Biológico consiste en 1 mm de tejido conectivo, 1 mm de epitelio y 1 mm de surco, y está presente alrededor de los implantes al igual que alrededor de los dientes naturales^{296, 297.} Otro factor es el gap (espacio que queda entre el implante y el aditamento protésico) que está asociado a colonización bacteriana la cual genera un infiltrado inflamatorio crónico y reabsorción ósea vertical^{298-302.}

La colocación del implante en sentido vertical, puede presentar 3 posibilidades, Crestal, subcrestal y supracrestal^{271.} algunos estudios afirman que hay importante pérdida ósea alrededor de implantes colocados subcrestales, en comparación con implantes colocados crestales o supracrestales³⁰³. Otros autores recomiendan la colocación de implantes 2 ó 3 mm por debajo de la cresta alveolar en sectores anteriores, donde la repercusión estética es fundamental^{265, 304.} Y sobretodo cuando son implantes post extracción.

El presente estudio encontró resorción ósea en la pared vestibular y lingual de hueso después de la colocación del implante, de manera similar a los resultados reportados por otros investigadores^{305-309.}

La cantidad de CBL, fue similar para ambos grupos, lo que indica que la remodelación ósea a nivel del hueso crestal se presenta independientemente de la técnica de fresado utilizada y que la técnica de fresado a bajas revoluciones es

Jorge Eduardo Delgado Peña.

comparable a la técnica de fresado convencional en cuanto a remodelación de la cresta ósea.

Además de haber demostrado su seguridad, otras ventajas adicionales del fresado a bajas revoluciones como son: la cantidad de hueso autólogo que se puede recuperar, la presencia de células vitales en dicho hueso, pacientes con reflejo nauseoso y la posible reducción de estrés en el paciente, deben ser evaluado para verificar los beneficios de esta técnica.

Conclusiones

6. CONCLUSIONES

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio experimental en perros, podemos concluir:

-El protocolo de fresado Biológico (50 rpm) para la preparación del lecho del implante sin irrigación, aumenta la temperatura de forma mas lenta y gradual pero con valores de temperatura que se acercan a los valores obtenidos en el protocolo de fresado convencional.

-El protocolo de fresado Biológico (50 rpm) para la preparación del lecho del implante requiere mas tiempo para la realización de la perforación comparado con una técnica de fresado convencional.

-El BIC y CBL en el protocolo de fresado Biológico, son comparables con el protocolo de fresado convencional y no afectan al proceso de la osteointegración in vivo.

Ambas técnicas quirúrgicas de perforación ósea son viables y útiles para el clínico quien podrá decidir cual de las dos pueda utilizar según sus requerimientos específicos en cada caso.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

Bibliografia.

7. BIBLIOGRAFIA

Jorge Eduardo Delgado peña.

Bibliografia.

1. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.
2. Schroeder A, Van Der Zypen E, Stich H, Sutter F: The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9:15-25.
3. Brunski JB: Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1982; 10: 153-201.
4. Leucht P, Kim JB, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, Helms JA. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone.* 2007; 40: 919-930.
5. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH: Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43: 192-203.
6. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants. Res.* 2004; 15: 381-392.
7. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: A prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69: 506-512.
8. Chuang SK, Wei LJ, Douglass CW, Dodson TB. Risk factors for dental implant failure: A strategy for the analysis of clustered failure-time observations. *J Dent Res.* 2002; 81: 572-577.
9. Stacchi C, Vercellotti T, Torelli L, Furland F, Di Lenarda R. Changes in implant stability using different site preparation techniques: Twist drills versus

Jorge Eduardo Delgado Peña.

piezosurgery. A single-blinded, randomized, controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;15:188-97.

10. Mullender M, El Haj AJ, Yang Y, van Duin MA, Burger EH, Klein-Nuland J. Mechanotransduction of bone cells in vitro: Mechanobiology of bone tissue. *Med Biol Eng Comput.* 2004;42:14-2.

11. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazarra R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 423-432.

12. Wijaya S, Oka H, Saratani K, Sumikawa T, Kawazoe T. Development of implant movement checker for determining dental implant stability. *Medical Engineering & Physics* 2004; 26: 513-522.

13. Turkyilmaz I, Sennerby L, Mc Glumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability; a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2009; 11: 113-119.

14. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Threedimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 227-34.

15. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Birkfellner W, Homolka P. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Impl Res.* 2007; 18: 103-107.

16. Kahraman S, Bal B, Asar N, Turkyilmaz I, Tözüm T. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2009; 36: 755-761.

Bibliografia.

17. Cristofolini L, Varini E, Viceconti M. In-vitro method for assessing femoral implant–bone micromotions in resurfacing hip implants under different loading conditions. *J. Engineering in Medicine*. 2007; 221: 943-950.
18. Moon SH, Um HS, Lee JK, Chang Bs, Lee MK: The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci*. 2010; 40: 239-243.
19. Chung S.H, Heo S.J, Koak J.Y, Kim S.K, Lee J.B, Han J.S, Han C.H, Rhyu I.C, Lee S.J. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008 35; 229–236.
20. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD: Early wound healing around endosseous implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 425-431. 21. Irinakis, T. Wiebe, C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants *Journal of Oral Implantology*. 2009; 35: 277-282.
21. Irinakis, T. Wiebe, C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants *Journal of Oral Implantology*. 2009; 35: 277-282.
22. Ottoni J.M. Oliveira Z.F. Mansini R. Cabral A.M. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2005; 5: 769-776.
23. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. 2010; 38:612-620.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

24. Pieri F, Aldini NN, Fini M, Corinaldesi G. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: a 1-year prospective pilot study. *J Periodontol.* 2009; 80: 411-421.
25. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009;20:327-332.
26. Ghoull WE, Chidiac JJ. Prosthetic Requirements for Immediate Implant Loading: A Review. *Journal of Prosthodontics.* 2012; 21:141-154.
27. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009; 20:467-471.
28. Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with Brånemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16:537-546.
29. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16: 418-426.
30. Shrikar R. Desai, I. Karthikeyan, Rika Singh. Evaluation of Micromovements and Stresses around Single Wide-Diameter and Double Implants for Replacing Mandibular Molar: A Three-Dimensional FEA. *ISRN Dentistry.* 2012 ; 7: 19-29.

Bibliografia.

31. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higgingbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid etched surface. A histometric study in canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998; 40: 1-11.
32. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 1999; 28: 297-303.
33. Friberg B., Sennerby L., Linden B., Grondahl K., Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 1999; 28: 266–272.
34. Engelke W, Decco O, Rau MJ, Massoni Mclara, Acosta B, Schwarzwaller W. In Vitro Evaluation of Horizontal Implant Micromovement in Bone Specimen With Contact Endoscopy. *Implant Dentistry.* 2004; 13: 88-94.
35. Tatsuo Shiigai. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J of Oral Implantology.* 2007; 33: 13-22.
36. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam F, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. . *Clinical Oral Implants Research.* 2003. 14: 601-609.
37. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2000; 2: 85-92.

Jorge Eduardo Delgado peña.

38. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLA ITI implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004; 15: 529–539.
39. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 33: 754–759.
40. Johansson P, Strid KG. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 279-288.
41. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6: 164-71.
42. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 491-501.
43. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology.* 2002; 224: 247-252.
44. Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics.* 2008;105: 20-27.
45. Wang H-L, Ormianer Z, Palti A, Perel M, Trisi P, Sammartino G. Consensus Conference on Immediate Loading: The Single Tooth and Partial Edentulous Areas. *Implant Dentistry.* 2006; 5: 324-333.

Bibliografía.

46. Quesada García MP, Prados Sánchez E, Olmedo Gaya MV, Muñoz Soto E, González Rodríguez MP, Vallecillo Capilla M. Análisis de frecuencia de resonancia como medida de estabilidad de los implantes dentales. Revisión bibliográfica. *Med Oral Patol Oral cir Bucal*. 2010;15: 36-44.
47. Schultes G, Gaggl A, Karcher H. Stability of dental implants in microvascular osseous transplants. *Plastic & Reconstructive Surgery*. 2002; 109: 916-921.
48. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 1: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin. Oral Impl. Res*. 2006; 17: 75-79.
49. Brunski JB, Puelo D, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future development. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 15-34.
50. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 1997; 8: 226-233.
51. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7:261-267.
52. Huang HM, Pan LC, Lee SY, Chiu CL, Fan KH, Ho KN. Assessing the implant bone interface by using natural frequency analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, & Endodontics*. 2000; 90: 285-291.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

53. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004; 15: 520–528.

54. Boronat López A, Peñarrocha Diago M, Martínez Cortissoz O, Mínguez Martínez I. Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology.* 2006; 11: 272-276.

55. De Santis G, Pinelli M, Baccarani A, Pedone A, Spaggiari A, Jacob V. Clinical and instrumental evaluation of implant stability after free fibula flaps for jaw reconstruction. *Eur J Plast Surg.* 2006; 29: 53–66.

56. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin. Oral Impl. Res.* 2002; 13: 65–74.

57. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 9-14.

58. Pérez MA, Moreo P, García-Aznar JM, Doblaré M. Computational simulation of dental implant osseointegration through resonance frequency analysis. *Journal of Biomechanics.* 2008; 41: 316–325.

59. Schliephake H, Sewing A, Aref A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 2006; 35: 941-946.

Bibliografia.

60. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009; 10:1-7.
61. Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin. Oral Impl. Res.* 2007; 18: 275–280.
62. Pattijn V, Van Lierde C, Van der Perre G, Naert I, Vander Sloten J. The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *Journal of Biomechanics.* 2006; 39: 939–947.
63. Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin. Oral Impl. Res.* 2009; 20: 313–318.
64. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005; 16: 425–431.
65. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone.* 2005; 37: 776-780.
66. Wang K, Li D, Guo J, Liu B, Shi S. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a numerical approach of natural frequency analysis. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2009; 36: 284–291.

Jorge Eduardo Delgado peña.

67. Sim CP, Lang N.P. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Ostell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 21: 598- 604.

68. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. *International J. Oral Maxillofacial Implants.* 2007. 22: 743-754.

69. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000.* 2008; 47: 51-66.

70. Friberg B, Grondahi K, Lekholm U. A New Self-Tapping Brånemark Implant: Clinical and Radiographic Evaluation. *The international journal of oral and maxillofacial implants.* 1992; 7: 80-85.

71. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal Torque Values of Titanium Implants in the Maxilla of Miniature Pigs. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1998; 13: 611-619.

72. Van Steenberghe D, Naert I, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A Custom Template and Definitive Prosthesis Allowing Immediate Implant Loading in the Maxilla: A Clinical Report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2002; 17: 663-670.

73. Nergiz I, Arpak N, Bostanci H, Scorziello TM, Schmage P. Stability of Loaded and Unloaded Implants with Different Surfaces. *the International Journal of Oral Maxillofacial Implants.* 2009; 24: 289-298.

74. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clinical oral implants research.* 2009. 20: 778-781.

Bibliografía.

75. Fernandez L, Unikowski IL, Teixeira ER, Da Costa NP, Shinkai RS. Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2007; 22: 886-92.
76. De Riu G, De Riu N, Spano G, Pizzigallo A, Petrone G, Tullio A. Histology and stability study of cortical bone graft influence on titanium implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, & Endodontics*. 2007; 103: 1-7.
77. Elías CN, Oshida Y, Cavalcanti Lima JE, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials*. 2008; 1: 234-242.
78. Caeiro JR, Dapía S, Vaquero E, Roca L, Blanco MA. Factores determinantes de la resistencia ósea. *Rev Esp Enf Metab Oseas*. 2005; 14: 67-74.
79. Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J*. 1991;57: 31-35.
80. Todisco M, Trisi P. Bone Mineral Density and Bone Histomorphometry are Statistically Related. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 898-904.
81. Lekholm U, Z.G.A., Tissueintegrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence* 1985 (199-209).
82. Myoung H. Kim YY. Heo MS. Lee SS. Choi SC. Kim MJ. Comparative radiologic study of bone density and cortical thickness of donor bone used in mandibular reconstruction. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontics*. 2001; 92: 23-29.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

83. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;17: 232-236.

84. Jensen, O. Site classification for the osseointegrated implant. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1989; 61: 228-234.

85. Misch C. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today.* 1989; 8: 39-44.

86. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990; 7:9-17.

87. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical histomorphometric comparison. *Clinical Oral Implant Research.* 1999; 10: 1-7.

88. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35: 407-409.

89. Lagravère MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37: 305-308.

90. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12: 79-84.

91. Thomsen P, Liljensten E, Larsson C, Blomqvist G, Hirsch JM, Wedenberg C. Studies of the healing of bone grafts, and the incorporation of titanium implants in grafted bone: an experimental animal model. *J Mater Sci Mater Med.* 1998; 9: 535-541.

Bibliografia.

92. Cavallaro J Jr, Greenstein B, Greenstein G. Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density. *J Am Dent Assoc.* 2009; 140 : 1366-1372.
93. Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Rohlin M. Efficacy of clinical methods to assess jawbone tissue prior to and during endosseous dental implant placement: a systematic literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 289-300.
94. Horner K, Devlin H. The relationships between two indices of mandibular bone quality and bone mineral density measured by dual energy X-ray absorptiometry. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998; 27: 17-21.
95. Hans D, Fuerst T, Uffmann M. Bone density and quality measurement using ultrasound. *Curr Opin Rheumatol.* 1996 ;8 : 370-375.
96. Albrektsson T. Bone tissue response. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago, IL: Quintessence, 1985:129.
97. Christie J. Surgical heat injury of bone. *Injury.* 1981;13:188–190.
98. Anitua E. Novel protocols for a predictable implantology. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2008; 20:123-128.
99. Haider R, Watzek G, Plenk H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 83-91.
100. Buser D, Chen ST, Weber HP, Belser UC. Early implant placement following single-tooth extraction in the esthetic zone: Biologic rationale and surgical procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28: 441-451.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

101. Fugazzotto PA. Implant placement at the time of maxillary molar extraction: Treatment protocols and report of results. *J Periodontol.* 2008;79:216-223.

102. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B: Influence of different parameters on bone heating and drilling in implantology. *Clin Oral Implant Res.* 1997; 8:189-197.

103. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont.* 1997;10:411-414.

104. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont.* 1997;10:536-540.

105. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 290-297.

106. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7:212-219.

107. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57:700-706.

108. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69:506-512.

Bibliografia.

109. Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15:646-653.
110. Klein MO, Grötz KA, Manefeld B, Kann PH, Al-Nawas B. Ultrasound transmission velocity for noninvasive evaluation of jaw bone quality in vivo before dental implantation. *Ultrasound Med Biol*. 2008; 34:1966-1971.
111. Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19: 214-218.
112. Saadoun AP, Le Gall MG. Implant site preparation with osteotomes: principles and clinical application. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1996; 8: 453-463.
113. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7: 60-69.
114. Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16: 202-209.
115. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18: 264-274.
116. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009; 11: 279-287.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

117. Ochi S, Morris HF, Winkler S. The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periosteal values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1994; 3: 159-162.

118. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;16: 905-913.

119. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28:297-303.

120. Matthews LS, Hirsch C. 1972. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54: 297-308.

121. Shin HC, Yoon YS. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations. *J Biomech.* 2006;39:33-39.

122. Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. "A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report," *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2002; 17: 663-670.

123. Itay S, Tsur H. Thermal osteonecrosis complicating Steinmann pin insertion in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg.* 1983 ;72:557-561.

124. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66:1077-1083.

Bibliografia.

125. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:293–297.

126. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: An assessment using infrared thermography. *J Dent.* 1996;24:263–267.

127. Le Gall MG. Localized sinus elevation and osteocompression with single-stage tapered dental implants: technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2004;19: 431–437.

128. Glauser RSL, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clinical oral implants research.* 2004; 15: 428-434.

129. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5:10–20.

130. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:616–620.

131. Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patients treatments with up to 2-years data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19:116-123.

132. Skalak R, Zhao Y. Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000; 2:219–224.

Jorge Eduardo Delgado peña.

133. Giro G, Tovar N, Marin C, Bonfante EA, Jimbo R, Suzuki M, Janal MN, Coelho PG. The Effect of Simplifying Dental Implant Drilling Sequence on Osseointegration: An Experimental Study in Dogs. *Int J Biomater*. 2013;2:1-6.

134. Vercellotti T. "Piezoelectric surgery in implantology: a case report—a new piezoelectric ridge expansion technique," *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2000; 20: 359–365.

135. Vercellotti T. "Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery," *Minerva Stomatologica*. 2004; 53: 207–214.

136. Vercellotti T, de Paoli S, Nevins M. "The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure," *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2001; 21: 561–567.

137. Da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA. Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014;52:149-153.

138. De Ávila Kfourri F, Duailibi MT, Bretos JL, Carvalho AB, Pallos D, Duailibi SE. Piezoelectric osteotomy for the placement of titanium implants in rabbits: histomorphometry study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25:1182-1188.

139. Yusuke Kasahara, Hiromasa Kawana, Shin Usuda, Kouhei Ohnishi. Telerobotic-assisted bone-drilling system using bilateral control with feed operation scaling and cutting force scaling. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*. 2012; 8: 221–229.

140. Li ZZ, Reinisch L, Van de Merwe WP. Bone ablation with Er:YAG and CO₂ laser: study of thermal and acoustic effects. *Lasers Surg Med*. 1992;12:79–85.

Bibliografia.

141. Buchelt M, Kutschera HP, Katterschafka T, Kiss H, Lang S, Beer R, Losert U. Erb:YAG and Hol:YAG laser osteotomy: the effect of laser ablation on bone healing. *Lasers Surg Med.* 1994;15:373–381.

142. Friesen LR, Cobb CM, Rapley JW, Forgas-Brockman L, Spencer P. Laser irradiation of bone: II. Healing response following treatment by CO₂ and Nd:YAG lasers. *J Periodontol.* 1999;70:75–83.

143. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.* 2003;48:146–155.

144. Lee SY, Piao C, Heo SJ, Koak JY, Lee JH, Kim TH, Kim MJ, Kwon HB, Kim SKA comparison of bone bed preparation with laser and conventional drill on the relationship between implant stability quotient (ISQ) values and implant insertion variables. *J Adv Prosthodont.* 2010;2: 148-153.

145. Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17: 136-159.

146. Scipioni A, Bruschi G.B, Calesini G. The edentulous ridge expansion technique: a five year study. *Int. J. of Periodontics and Restorative Dentistry.* 1994;74:451-459.

147. Sethi A, Kaus T. Maxillary ridge expansion with simultaneous implant placement: 5-year results of an ongoing clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2000; 15: 491-499.

148. Chiapasco M, Ferrini F, Casentini P, Accardi S, Zaniboni M. Dental implants placed in expanded narrow edentulous ridges with the Extension Crest device. A 1-3 year multicenter follow-up study. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17: 265-272.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

149. Lee EA, Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2006;18:17-22.

150. Rosenlicht J L. Advancements in soft bone implant stability. *West Indian Dental Journal*. 2002; 6: 2–13.

151. Wei N, Bin S, Jing Z, Wei S, Yingqiong Z. Influence of implant surface topography on bone-regenerative potential and mechanical retention in the human maxilla and mandible. *Am J Dent*. 2014;27:171-176.

152. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2009 ;9: 61-71.

153. Smith GC. Surgical principles of the Brånemark osseointegration implant system. *Aust Prosthodont Soc Bull*. 1985 ;15:37-40.

154. Medical Data International. US markets for dental implants and dental uses of bone substitutes. 1995-2000. in: *Medical Data International, Irvine (CA)*. 1995; 23–27.

155. Anitua E , Carda C, Andia I. A Novel Drilling Procedure and Subsequent Bone Autograft Preparation: A Technical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22:138-145.

156. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci*. 2010;18:522-527.

157. Uchida S, Sakai A, Kudo H. Vascular endothelial growth factor is expressed along with its receptors during the healing process of bone and bone marrow after drill-hole injury in rats. *Bone*. 2003;32:491–501.

Bibliografia.

158. Bennett NT, Schultz GS. Growth factors and wound healing: Biochemical properties of growth factors and their receptors. *Am J Surg.* 1993;165:728–737.
159. Groeneveld EH, Burger EH. Bone morphogenetic proteins in human bone regeneration. *Eur J Endocrinol.* 2000; 142:9–21.
160. Oreffo RO. Growth factors for skeletal reconstruction and fracture repair. *Curr Opin Investig Drugs.* 2004; 5: 419–423.
161. Wiltfang J, Kloss FR, Kessler P, Nkenke E, Schultze-Mosgau S, Zimmermann R, Schlegel KA. Effects of platelet-rich plasma on bone healing in combination with autogenous bone and bone substitutes in critical-size defects. An animal experiment. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:187-193.
162. Lemons, J.E. Temperature Measurements from vital Bone during Bone surgery. Departments of Biomaterials and Surgery. University of Alabama Schools of Dentistry and Medicine, Birmingham. Alabama, July 1993.
163. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129:703-709.
164. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1972; 9: 1–80.
165. Linder, Lundskog J. The Laboratory of Experimental Biology, Department of Anatomy, University of Göteborg, Sweden Injury. 1975;6277-2285.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

166. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

167. Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integration prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985:11-76.

168. Albrektsson T, Hansson HA. An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials.* 1986;7:201-215.

169. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44:4-7.

170. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1984; 42: 705-711.

171. Eriksson RA, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. *Acta Orthopædica Scandinavica.* 1984; 55: 629-631.

172. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery.* 1984; 18: 261-268.

173. Bolland MJ, Hood G, Bastin ST, King AR, Grey A. Bilateral femoral head osteonecrosis after septic shock and multiorgan failure. *J Bone Miner Res.* 2004;19:517-520.

Bibliografia.

174. Conzemi MG, Brown TD, Zhang Y, Robinson RA. A new animal model of femoral head osteonecrosis: one that progresses to human-like mechanical failure. *J Orthop Res.* 2002;20:303-309.

175. Biyikli S, Modest MF, Tarr R. Measurements of thermal properties for human femora. *J Biomed Mater Res.* 1986;20:1335-1345.

176. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1980;1:185-208.

177. Ochsner PE, Baumgart F, Kohler G. Heat-induced segmental necrosis after reaming of one humeral and two tibial fractures with a narrow medullary canal. *Injury.* 1998;29:1-10.

178. Field JR, Sumner-Smith G. Bone blood flow response to surgical trauma. *Injury.* 2002;33:447-51.

179. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12: 342-253.

180. Tehemar SH. Factor affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:127-136.

181. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 1982;11:115-121.

182. Li S, Chien S, Brånemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthop Res.* 1999;17:891-899.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

183. Bertollo N, Gothelf TK, Walsh WR. 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their two fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill bit failure. *Injury*. 2008;39:734-741.

184. Bertollo N, Milne HRM, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of thermal properties of 2- and 3- fluted drills and the effect on bone cell viability and screw pull out strength in an ovine model. *Clin Biomech*. 2010;25:613-617

185. Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills — can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *Journal of Bone and Joint Surgery British*. 1996;78:357–362.

186. Davidson SRH. Heat transfer in bone during drilling. A thesis submitted in conformity with the requirements for the degree of Master of Applied Science. Graduate Department of Mechanical and Industrial Engineering. Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering, University of Toronto.1999.

187. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med. Eng. Phys*. 2000;22: 685–691.

188. Karmani S, Lam F. The design and function of surgical drills and K-wires. *Current Orthopedics*. 2004;18: 484–490.

189. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:335-349.

190. Jacob CH, Berry JT. A study of the bone machining process in drilling. *J Biomech*. 1976;9:343-349.

Bibliografía.

191. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng* 1982;104:245–252.
192. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2007;128: 71–77.
193. Hillery HT, Shuaib I. Temperature effects in drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Technol.* 1999; 92: 302-308.
194. Kalidindi V. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery, PhD thesis, University of Kentucky. 2004.
195. Raspall, Guillermo *Cirugia Oral e implantologia*, 2^a Ed. Buenos Aires; Madrid; Medica Panamericana (2007) ISBN 978-84-7903-529-7.
196. Du Z, Ivanovski S, Hamlet SM, Feng JQ, Xiao Y. The Ultrastructural Relationship Between Osteocytes and Dental Implants Following Osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 10. doi: 10.1111/cid.12257.
197. Birkholz M, Ehwald KE, Wolansky D, Costina I, Baristryan-Kaynak C, Fröhlich M, Beyer H, Kapp A, Lisdat F. «Corrosion-resistant metal layers from a CMOS process for bioelectronic applications». *Surf. Coat. Technol.* 2010; 204: 2055–2059.
198. Riquelme OG, Mombiela FL, De La Fuente CJ, Aranguez MG, Escribano DV, Martin JV. The influence of the size and condition of the reamers on bone temperature during intramedullary reaming. *Journal of Bone and Joint Surgery American.* 2004; 86: 994–999.
199. Canteroa JL, Tardío MM, Canteli JA, Marcos M, Miguélez MH. Dry drilling of alloy Ti–6Al–4V. *Int. J. Mach. Tool Manuf.* 2005; 45:1246–1255.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

200. Rafel SS. Temperature changes during high-speed drilling on bone. *J Oral Surg* 1962; 20: 475-477.

201. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg*. 1979;35:968-973.

202. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 35-37.

203. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of the motor speed. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002;60:1160-1169.

204. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg*. 1958; 16: 22-30.

205. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20:294-298.

206. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1997; 12: 186–193.

207. Nam OH, Yu WJ, Choi MY, Kyung HM. Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: effect of motor speed and pressure. *Key Eng Mater*. 2006;321:1044-1047.

208. Zelenov ES. Thermophysical properties of compact bone. *Mechanics of Composite Materials*. 1985; 21: 1092–1095.

Bibliografia.

209. Migliorati M, Amorfini L, Signori A, Barberis F, Silvestrini Biavati A, Benedicenti S. Internal bone temperature change during guided surgery preparations for dental implants: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:1464-1469.
210. Bedrettin CS, Guhan D, Bahar G, Ergun K, Imad S. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Imp Res.* 2009;20:294-298.
211. Giannoudis PV, Snowden S, Matthews SJ, Smye SW, Smith RM. Friction burns within the tibia during reaming. Are they affected by the use of a tourniquet? *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:492-496.
213. Karunakar MA, Frankenburg EP, Le TT, Hall J. The thermal effects of intramedullary reaming. *J Orthop Trauma.* 2004; 18: 674-679.
214. Bragger U, Wermuth W, Torok E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI® Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res.* 1995; 6:254-259.
215. Chacon GE, Bower DI, Larsen PE, Mc Glumphy A, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64:265-269.
216. John R. Field, Geoffrey Sumner-Smith. Bone blood flow response to surgical trauma, *Injury, Int. J. Care Injured.* 2002; 33: 447-451.
217. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Medical Engineering & Physics.* 2011; 33:1221-1227.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

218. Misch CE, Strong JT, Bidez MW. Fundamentos científicos para el diseño de los implantes dentales. In: Misch CE, editor. *Implantología Contemporánea*. Barcelona: Elsevier Mosby; 2009.p. 200-229.

219. Ahn S, Leesungbok R, Lee S. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. *J Oral Implantol*. 2010;36: 263-272.

220. De Leonardis D, Garg AK, Pecora GE, Andreana S. Osseointegration of rough acid etched implants: One-year followup of placement of 100 minimatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:722-728.

221. Huang HL, Chan CH, Hsu JT, Fallgater AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:551-562.

222. Hansson S. A conical implant-abutment interface at level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:286-293.

223. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone dental implant interface. *Adv Dent Res*. 1999;13:99-119.

224. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FHJ, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*. 2004;75:1233-1241.

225. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol*. 2002;73:322-333.

226. Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90:121-132

Bibliografia.

227. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-431.

228. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol.* 1999;70:1523-1539.

229. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Taguchi N, Miyakawa O, Kobayashi Mea. Long-term changes of hydroxyapatite-coated dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:76-85.

230. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75- microns-sized particles of Al₂O₃. *J Biomed Mater Res.* 1996;30:60-67.

231. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB, Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16: 447-455.

232. Wiskott HW, Bleser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:429-444.

233. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-5.

234. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92:523-530.

Jorge Eduardo Delgado peña.

235. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30:89-95.

236. Kim S, Oh KC, Han DH, Heo SJ, Ryu IC, Kwon JHea. Influence of transmucosal designs of three one-piece implant systems on early tissue responses: A histometric study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:309-314.

237. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:1117-1130.

238. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:901-910.

239. Nevins M, Nevins M, Camelo M, Boyesen J, Kim D. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28:111-121.

240. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-150.

241. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsch F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006;77:1340-1347.

Bibliografia.

242. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. the influence of surface macro and microstructure. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:91-99.
243. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CH, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:465-70.
244. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:179-182.
245. Norton MR. A 4-7 year follow-up on the biological and mechanical stability of single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:214-220.
246. Sullivan DY, Sherwood RL, Porter SS. Long-term performance of Osseotite implants: A 6-year clinical follow-up. *Compendium.* 2001; 22:326-333.
247. Testori T, Wiseman L, Woolle S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant Four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:193-200.
248. Rocuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: A prospective split-mouth comparative study). *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:572-578.
249. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acidetched (SLA surface: Early results of clinical trials on ITI SLA implants). *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144-153.

Jorge Eduardo Delgado peña.

250. Tawse-Smith A, Perio C, Payne AG, Kumara R, Thomson WM. One-stage operative procedure using two different implant systems: A prospective study on implant overdentures in the edentulous mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3:185-193.

251. Kaluđerović MR, Schreckenbach JP, Graf HL. First titanium dental implants with white surfaces: preparation and in vitro tests. *Dent Mater*. 2014 ;30 :759-768.

252. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of nonsubmerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*. 1997 ;8:161-172.

253. Mangano C, Perrotti V, Iezzi G, Scarano A, Mangano F, Piattelli A. Bone response to modified titanium surface implants in nonhuman primates (*Papio ursinus*) and humans: Histological evaluation. *J Oral Implantol* 2008; 34: 17-24.

254. Ogawa T, Saruwatari L, Takeuchi K, Aita H, Ohno N. Ti nano-nodular structuring for bone integration and regeneration. *J Dent Res* 2008;87:751-756.

255. Thierer T, Davliakos JP, Keith JD, Sanders JJ, Tarnow DP, Rivers JA. Five-year prospective clinical evaluation of highly crystalline HA MP-1-coated dental implants. *J Oral Implantol*. 2008;34:39-46.

256. Graf HL, Stoeva S, Armbruster FP, Neuhaus J, Hilbig H. Effect of bone sialoprotein and collagen coating on cell attachment to TICER and pure titanium implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:634-640.

257. Frojd V, Franke-Stenport V, Meirelles L, Wennerberg A. Increased bone contact to a calcium-incorporated oxidized commercially pure titanium implant: An in- vivo study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37: 561-566.

Bibliografía.

258. Calvo-Guirado JL, Maté-Sánchez JE, Delgado-Ruiz RA, Romanos GE, De Aza-Moya P, Velázquez P. Bone neo-formation and mineral degradation of 4Bone.® Part II: histological and histomorphometric analysis in critical size defects in rabbits Clin Oral Implants Res. 2014; 28: 35-42.
259. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2002;15:9-13.
260. De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:405-12.
261. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2000;15:785-791.
262. Caneva M, Salata LA, de Souza SS, Bressan E, Botticelli D, Lang NP. Hard tissue formation adjacent to implants of various size and configuration immediately placed into extraction sockets: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2010;21:885-890.
263. Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Pjetursson EB, Lang NP, Lindhe J. A prospective, randomized-controlled clinical trial to evaluate bone preservation using implants with different geometry placed into extraction sockets in the maxilla. Clin Oral Implants Res. 2010;21:13-21.
264. Trisi P, Lazzara R, Rao W, Rebaudi A. Bone-implant contact and bone quality: evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseotite implant surfaces. Int J Periodontics Restorative Dent. 2002;22:535-545.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

265. Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, Negri B, López-Marí L, Rodríguez-Barba C, Schlottig F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 308-315.

266. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26:141-148.

267. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-170.

268. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 1998;19:500-502.

269. Calvo-Guirado JL, Aguilar-Salvatierra A, Guardia J, Delgado-Ruiz R, Ramírez-Fernández MP, Pérez Sánchez C, Gómez-Moreno G. Evaluation of periimplant bone neoformation using different scanning electron microscope methods for measuring BIC. A dog study. *J Clin Exp Dent.* 2012; 4: 8-13.

270. Davies JE. Immediate loading: the role of the implant surface on biological stabilization. *Journal of implant and reconstructive dentistry.* 2010;2:10-17.

271. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent.* 2006;15:313-320.

Bibliografia.

272. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2001;72:1372-1383.
273. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
274. Degidi, M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol.* 2011;82:708-715.
275. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol.* 2010; 81:1350-1366.
276. Weng, D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Impl Res.* 2008;19:1141-1147.
277. Bratu EA, Tandlich M and Saphira L. A rough surface neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:827-832.
278. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants *Clin Oral Impl Res.* 2011; 22:1303-1307.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

279. Negri B, Calvo-Guirado JL, Pardo-Zamora G, Ramírez-Fernández MP, Delgado-Ruíz RA, Muñoz-Guzón F. Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part I: a pilot study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*. 2012; 23: 228-235.

280. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1:11-25.

281. Grunder U. Crestal ridge width changes when placing implants at the time of tooth extraction with and without soft tissue augmentation after a healing period of 6 months: report of 24 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31:9-17.

282. Kullman L, Al-Asfour A, Zetterqvist L, Andersson L. Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22: 96-100.

283. Bragger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *J Clin Periodontol*. 1988; 15: 27-37.

284. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002; 31: 176-181.

285. Mengel R, Kruse B, Flores-De-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: An in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol*. 2006; 77: 1234-1241.

Bibliografia.

286. Akesson L, Hakansson J, Rohlin M, Zoger B. An evaluation of image quality for the assessment of the marginal bone level in panoramic radiography. A comparison of radiographs from different dental clinics. *Swed Dent J.* 1993; 17: 9-21.
287. Negri B, Calvo-Guirado JL, Ramírez-Fernández MP, Mate Sánchez-de Val J, Guardia J, Muñoz-Guzón F. Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part II: a pilot study in dogs. *Clinical Oral Implants Research.* 2012; 23: 236-244.
288. Donath K. Preparation of histologic sections by the cutting-grinding technique for hard tissue and other material not suitable to be sectioned by routine methods. Equipment and methodical performance. EXAKT Kulzer Publication, Norderstedt. 1990; 1-16.
289. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol.* 1982;11: 318-326.
290. Franssen BB, van Diest PJ, Schuurman AH, Kon M. Keeping osteocytes alive: a comparison of drilling and hammering k-wires into bone. *The Journal of Hand Surgery.* 2008 ; 33:363-368.
291. Flanagan D. Osteotomy irrigation: is it necessary? *Implant Dentistry.* 2010; 19:241-249.
292. Carvalho AC, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, Garcia IR Jr, Magro Filho O. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:1193- 201.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

293. Yoshida K, Uoshima K, Oda K, Maeda T. Influence of heat stress to matrix on bone formation. *Clinical Oral Implants Research*. 2009 ; 20: 782-790.

294. Piattelli A, Piattelli M, Mangano C, Scarano A. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials*. 1998; 19: 683-690.

295. Karmani, S. The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention. *Current orthopaedics*. 2006; 20: 52-58

296. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol*. 1961;32:261-267.

297. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997; 68:186-198.

298. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res*. 1994; 5:239-244.

299. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002;73: 1111-1117.

300. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008; 28:347-355.

Bibliografia.

301. Quirynen, M and van Steenberghe, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*. 1993;4:158-161.
302. Brogгинi, N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2006;85:473-478.
303. Pontes AEF, Ribeiro FS, da Silva VC, Margonar R, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio Jr E. Clinical and radiographic changes around dental implants inserted in different levels in relation to crestal bone, under different restoration protocols, in the dog model. *J Periodontol*. 2008;79:486-494.
304. Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol*. 2004;75:572-575.
305. Paolantonio M, Dolci M, Scarano A, d'Archivio D, Di Placido G, Tumini V. Immediate implantation in fresh extraction sockets. A controlled clinical and histological study in man. *Journal of Periodontology*. 2001; 72: 1560-1571.
306. Cardaropoli G, Wennström JL, Lekholm U. Peri-implant bone alterations in relation to inter-unit distances. A 3-year retrospective study. *Clinical Oral Implants research*. 2003; 14:430-436.
307. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *Journal of Clinical Periodontology*. 2005; 32: 212-218.
308. Araújo MG, Sukekava F, Wennstrom JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *Journal of Clinical Periodontology*. 2005; 32: 645-652.

Jorge Eduardo Delgado Peña.

309. Calvo-Guirado JL, Boquete-Castro A, Negri B, Delgado-Ruiz R, Gomez-Moreno G, Iezzi G. Crestal bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. A pilot study in Foxhound dogs. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25: 344-351.