
***ACTA ODONTOLOGICA
LATINOAMERICANA***

Vol. 10: N°1, 1997

Acknowledgments

This research was supported by Grant OD-018 from the University of Buenos Aires, Argentina. We wish to express our gratitude to Dr. Marfa Nuñez for her collaboration with the microphotographs.

References

- 1.- SIMMONS D.J. Fracture healing perspectives. *Clin. Orthop.* (1985) 200: 100-113.
- 2.- JOYCE M.E., BOLANDER M.E. Role of transforming growth factor- β . In: *Bone grafts and bone substitutes*. Habal M.B. and Reddi A.H. Chapter 10, p. 99-111, W.B. Saunders Co., 1994.
- 3.- BONNARENS F., EINHORN T.A. Production of a standard closed fracture in laboratory animal bone. *J. Orthop. Res.* (1984) 2: 97-101.
- 4.- GUGLIELMOTTI M.B., CABRINI R.L. Alveolar wound healing and ridge remodeling after tooth extraction in the rat: A histologic, radiographic and histometric study. *J. Oral Maxillofac. Surg.* (1985) 43: 359-364.
- 5.- CABRINI R.L., GUGLIELMOTTI M.B., ALMAGRO J.C. Histomorphometry of initial bone healing around zirconium implants in rats. *Implant Dent.* (1993) 2: 264-267.
- 6.- WEIBEL E.R., ELIAS H. Introduction to stereology and morphometry. In: *Quantitative methods in morphology*, p. 3-19, Springer Verlag, 1967.
- 7.- ALBREKTSSON T. Bone tissue response. In: *Tissue-integrated prostheses*. Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Chapter 6, p. 129-143, Quintessence Pub., 1987.
- 8.- LEVANDER G. A study of bone regeneration. *Surg. Gynecol. Obstet.* (1983) 67: 705-710.
- 9.- URIST M.R., McLEAN F.C. Osteogenic potency and new bone formation by induction in transplants to the anterior chamber of the eye. *J. Bone Joint Surg.* (1952) 34A: 443-448.
- 10.- DAVIES J.E. In vitro modeling of the bone/implant interface. *Anat. Rec.* (1996) 245: 426-445.
- 11.- OWEN M. Marrow stromal stem cell. *J. Cell Sci.* (1988) 10 (Suppl): 63-76.
- 12.- Mc KIBBIN B. The biology of fracture healing in long bones. *J. Bone Joint Surg. (Br)* (1978) 60: 150-162.
- 13.- SUMNER D.R., KIENAPFEL H., GALANTE J.O. Metallic Implants. In: *Bone grafts and Bone substitutes*. Habal M.B. and Reddi A.H. Chapter 24, p. 252-262, W.B. Saunders Co., 1994.

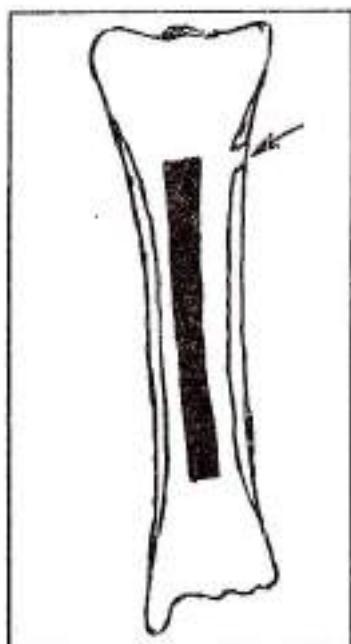


Figure 1
Schematic representation
of the zirconium laminar
implant in the medullary
compartment.

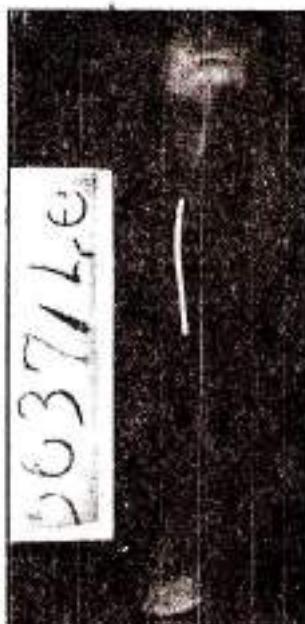


Figure 2
Frontal radiograph of
laminar implant in the
diaphyseal area.

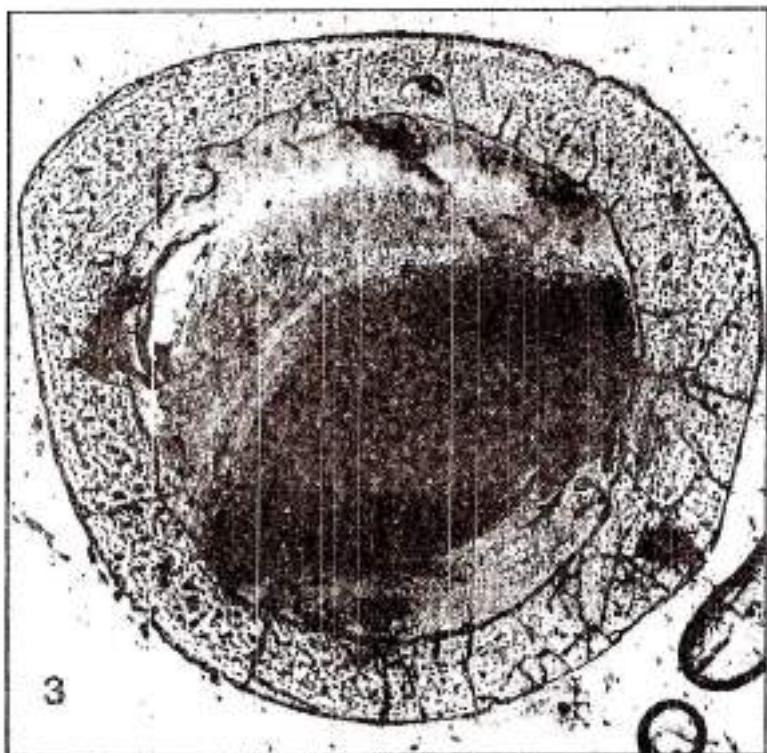


Figure 3
Ground section at 1 day post-
implantation showing the blood
clot (Orig. mag. X 240)

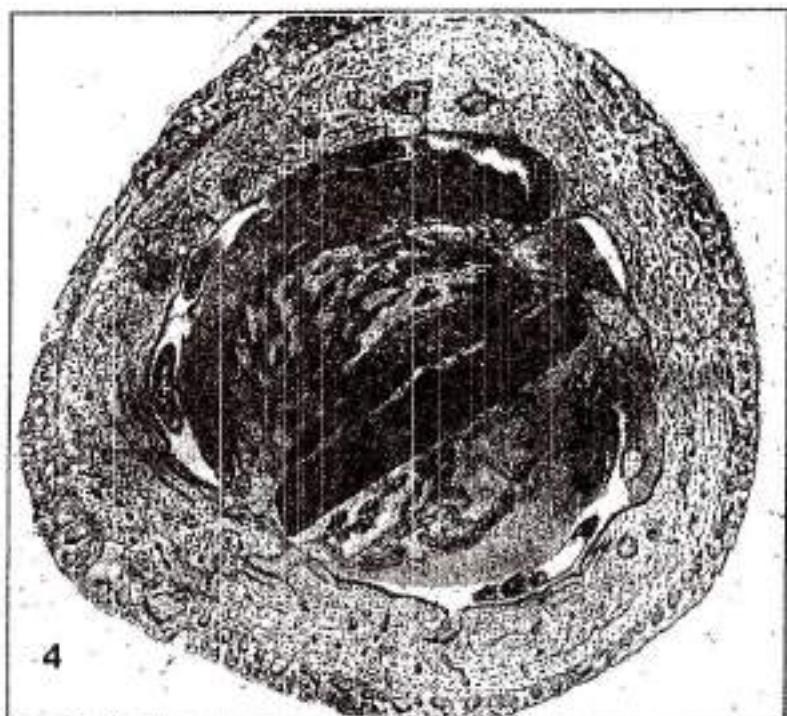


Figure 4

Ground section at 6 days post-implantation. Notice the non-osseointegrated woven bone around the laminar implant (Orig. mag. X 240).

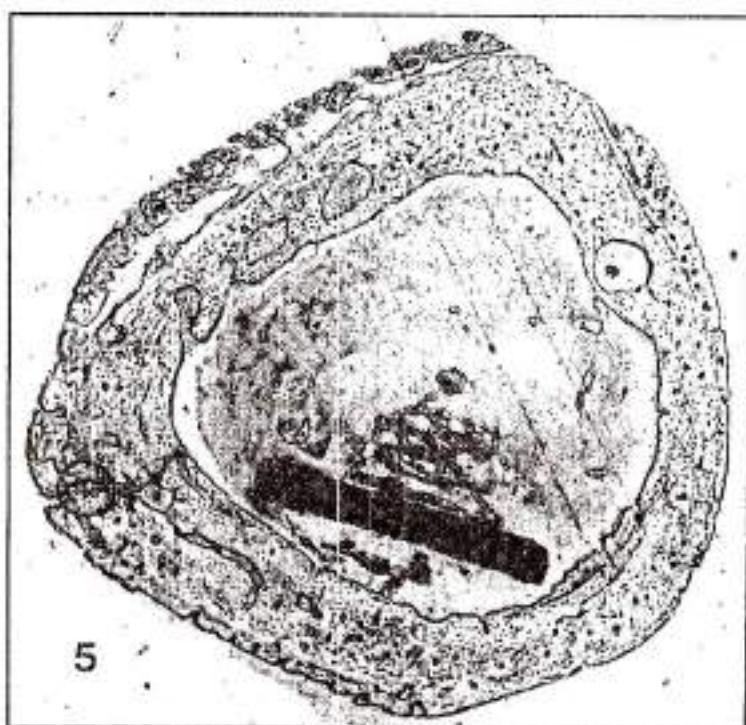


Figure 5

Ground section at 12 days post-implantation showing scarce woven bone (Orig. mag. X 240).

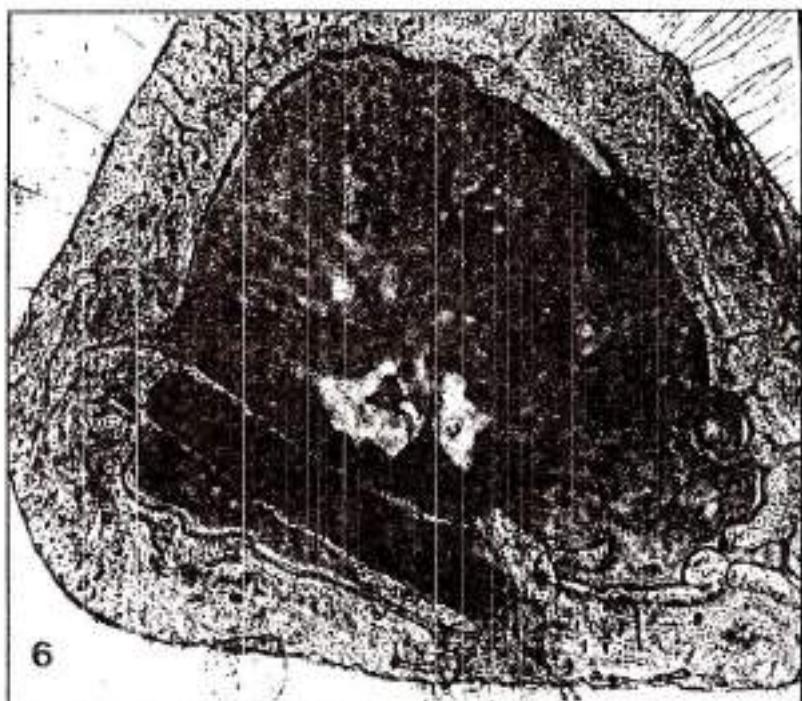


Figure 6

Ground section at 14 days post-implantation showing lamellar bone formation on the surface of the zirconium implant (osseointegration) (Orig. mag. X 240).

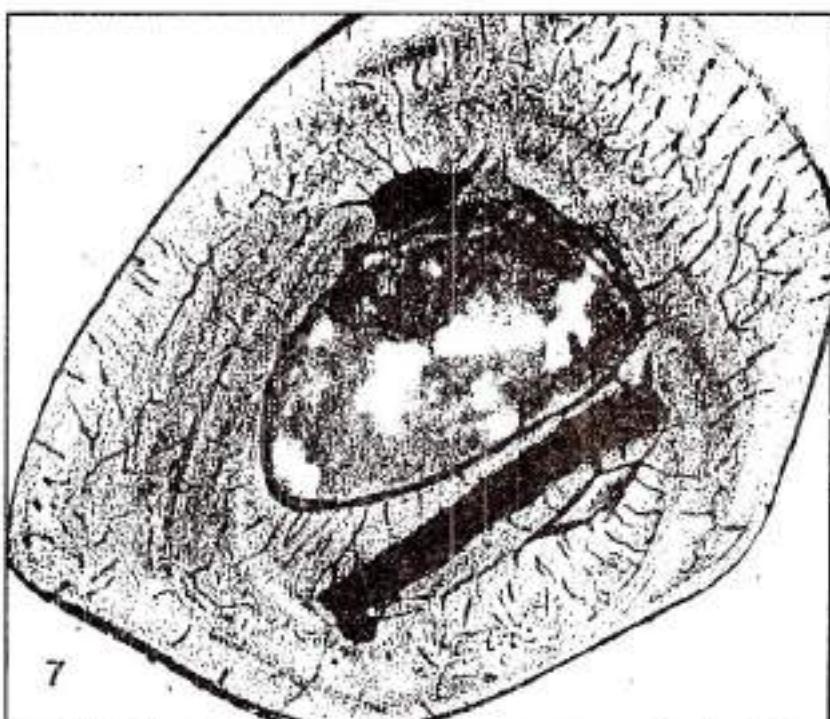


Figure 7

Ground section at 60 days post-implantation showing osseointegration (Orig. mag. X 240).

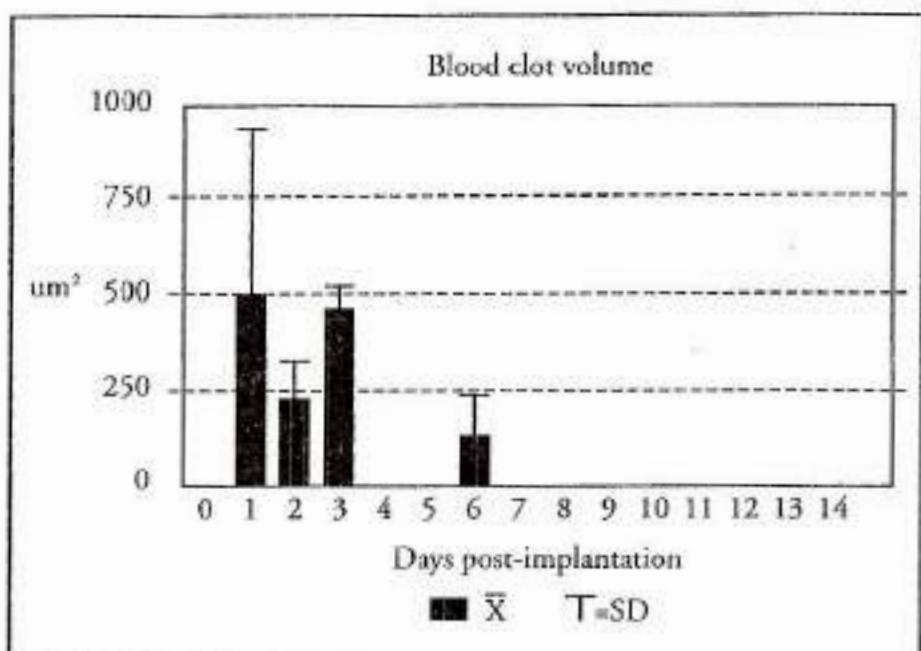


Figure 8
The blood clot volume is maximum from 1 to 3 days post-implantation.

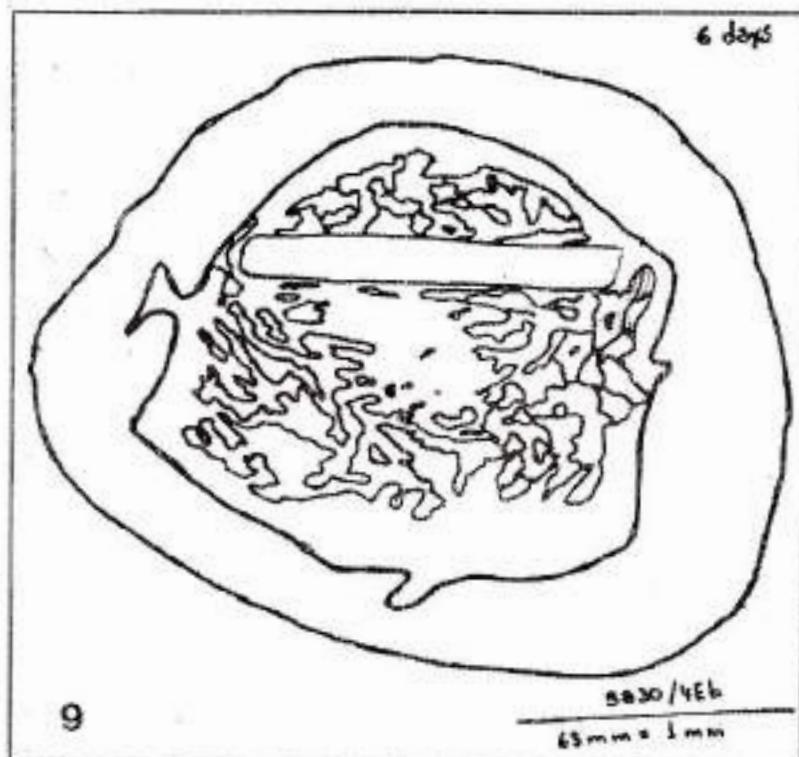


Figure 9
Tracing showing transverse section of rat tibia 6 days post-implantation. Notice the woven bone around the laminar implant.

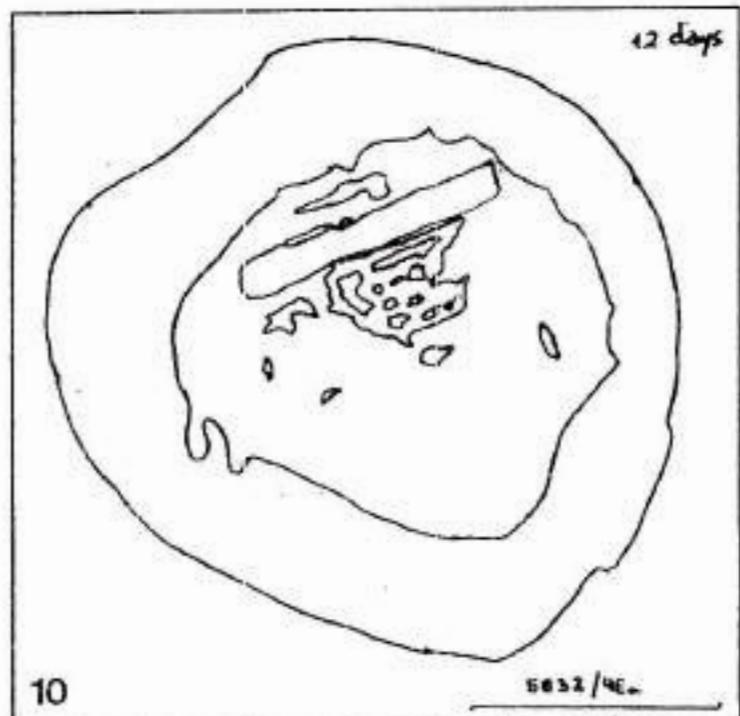


Figure 10
Tracing showing transverse section of rat tibia 12 days post-implantation. Notice the decrease of the woven bone around the laminar implant.

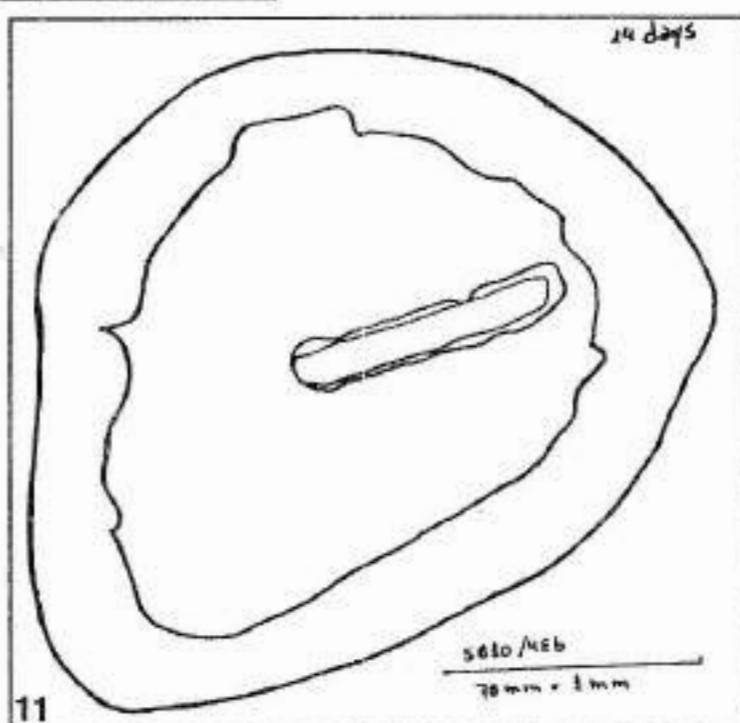


Figure 11
Tracing showing transverse section of rat tibia 14 days post-implantation showing lamellar bone formation on the surface of the zirconium implant (osseointegration).



SOCIEDAD ARGENTINA DE INVESTIGACION ODONTOLOGICA
INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH
DIVISION ARGENTINA

COMISION DIRECTIVA

Presidente:	RAQUEL DOÑO
Presidente electo:	OSVALDO R. COSTA
Presidente Saliente:	MARIA E. GOMEZ DE FERRARIS
Vicepresidente:	HEBE P. BELLAGAMBA
Secretaria:	M. ANABEL LAMA
Prosecretaria:	PATRICIA M. BOYER
Tesorera:	SUSANA L. MOLGATINI
Protesorera:	ANGELA ARGENTIERI
 Vocales:	 TAMMY STEIMETZ
	SILVIA FRIEDMAN
	ANA M. BIONDI
 Asesor Científico:	 ROMULO LUIS CABRINI
 Asesor Científico Regional:	 HECTOR GENDELMAN
 Relaciones Internacionales:	 ANGELA M. UBIOS
	PATRICIA MANDALUNIS
	AMANDA SCHWINT
 Organo de Fiscalización:	 GRACIELA M. STRANIERI
	JOSE TESSLER
	RICARDO MACCHI



Reunión
Anual

9

Adhesión de Composites a Esmalte con Adhesivos Multi y Monoenvase. PARRA, S.M.*; ABATE, P.F. y MACCHI, R.L. Cátedra de Materiales Dentales. Facultad de Odontología, U.B.A.

El objetivo de este trabajo fue evaluar la resistencia de la unión adhesiva de composites a esmalte, utilizando adhesivos multi y monoenvase con distintas técnicas de aplicación. Superficies planas de esmalte obtenidas a partir de incisivos humanos extraídos, fueron tratadas con los adhesivos monofrasco Syntac Sprint (SS - Vivadent), Syntac Single Component (SC - Vivadent), Optibond Solo (OS - Kerr) y Single Bond (SB - 3M), y con los adhesivos multienvase Syntac (SY - Vivadent), Optibond FL (OF - Kerr) y Scotchbond Multipropósito Plus (SBM - 3M). Los primeros fueron aplicados previo grabado ácido o no del esmalte, mientras que los últimos se colocaron utilizando o no el Primer respectivo. Posteriormente, se fijaron probetas de composite (Z100, 3M) de 3.1 mm de diámetro, las que luego de almacenadas en agua desionizada durante 24 horas a 37 °C, fueron sometidas a ensayo bajo tensiones de corte con máquina Instron con una velocidad del cabezal de 1 mm/min. Los resultados fueron estudiados por análisis de varianza y prueba de Scheffé. Se observaron diferencias significativas ($P < 0.001$), respecto del adhesivo empleado con las indicaciones de cada fabricante. Las medias aritméticas (desviación estándar) obtenidas fueron: SBM: 23,6 (2,9) MPa; SY: 21,0 (2,2) MPa; SS: 18,7 (3,1) MPa; SB: 18,9 (2,9) MPa; OS: 13,7 (1,7) MPa; OF: 13,5 (3,6) MPa y SC: 7,9 (1,3) MPa. También se encontraron diferencias ($P < 0.001$) entre las superficies grabadas y no grabadas al emplear los sistemas monoenvase, pero no hubo significación entre los resultados obtenidos con o sin el empleo de los primeros presentes en los adhesivos multicomponente.

Puede concluirse que los sistemas SBM, SY, SS y SB fueron los que obtuvieron el mejor comportamiento adhesivo a esmalte. En los ensayos donde se variaron las indicaciones de los fabricantes, evitar el uso del grabado ácido disminuyó los valores de resistencia adhesiva alcanzados mientras que no lo hizo el no uso del primer.

Este trabajo fue financiado con el Subsidio OD 021 de la Universidad de Buenos Aires.

10

Modelo Experimental del Efecto de la Radiación en Implantes Oseointegrados
RENOU S.J.; GUGLIELMOTTI M.B.; DE LA TORRE A. y CABRINI R.L.
Cátedra de Anatomía Patológica Facultad de Odontología .UBA. C.N.E.A.

En estudios previos hemos demostrado el efecto de la radiación en las etapas iniciales del proceso de oseointegración (J Dent Res 75:5, 1996; J Dent Res 75:5, 1997). Cuando la radiación incide en las etapas iniciales del proceso reparativo peri-implante provoca la inhibición de la respuesta osteogénica, siendo este dato más notable en el micro-entorno, peri-implante. El objetivo del presente estudio es evaluar el efecto de la radiación (acelerador de fotones de 6 MeV) en implantes oseointegrados. Se utilizaron 2 grupos de 8 ratas Wistar de 100 gr. de peso, a los que bajo anestesia intraperitoneal de etil uretano se les colocó en las tibias izquierdas implantes laminares de titanio* siguiendo la metodología previamente desarrollada en nuestro laboratorio (Cabrini et al Imp Dent 2:264-7, 1993). El grupo experimental, a los 45 días post-implante, recibió en la tibia izquierda una única dosis de radiación de 6000 cGy con un Acelerador lineal de fotones de 6 MeV (Siemens). Al grupo control absoluto solo se les colocó el implante. Los dos grupos fueron sacrificados a los 28 días post-radiación. Se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su posterior inclusión en metacrilato de metilo. Macroscópicamente en las tibias irradiadas se encontraron lesiones ulcerosas y remanentes en forma de muñones. En el grupo control absoluto se evidenció tejido oseointegrado 69.4 % y en el grupo experimental 26.2 %. En los experimentales se evidenció una pérdida de la oseointegración de un 43,2 %. Los resultados obtenidos en el modelo experimental utilizado evidenciarían que la aplicación de la radiación en implantes metálicos oseointegrados determinaría una pérdida de la oseointegración.

*Implant Vel

Subsidio UBA T009

Agradecemos la colaboración del Ing. Mol y a la Fundación Maestra Matorras

Agradecemos la colaboración técnica de la Srta. Cecilia Cattaneo

11

Metodología para el Estudio de la Reoseointegración. S. FILIPPO*, C. ZOGBI, D. OLMEDO, B. GUGLIELMOTTI, L. FERNANDEZ CANIGGIA, C. ALONSO. Cátedra de Periodoncia y Anatomía Patológica. Fac. de Odont., U.B.A y Lab.de Microb. CEMIC.

La exposición al medio bucal con la consecuente contaminación de la superficie de los implantes dentales es una de las causas de la pérdida de la oseointegración. El objetivo del presente estudio es evaluar la capacidad de la oseointegración de láminas de Titanio* expuestas a situaciones equivalentes a las expresadas e implantadas en la tibia de rata (Cabrini et al Implant Dent., 2: 264 - 7, 1993), previo tratamiento de la superficie. Las láminas de titanio de 6x1x0.1mm serán adheridas a la superficie dentaria de pacientes con diagnóstico clínico-radiográfico de periodontitis del adulto moderada o severa. Se seleccionarán tres sitios con bolsas de 6mm o más y se colocarán 3 láminas durante 7 días. Al retirarlas serán estudiadas: a) Grupo I, estudio micribiológico de la flora de la placa subgingival b) Grupo II, serán implantadas en tibia de rata c) Grupo III, se les realizará tratamiento decontaminante y serán implantadas en tibia de rata.

La metodología propuesta permitiría evaluar diferentes tratamientos decontaminantes de láminas de titanio expuestas a la contaminación del medio bucal y evaluar histomorfométricamente su capacidad de oseointegración.

Subsidios UBA OD T 013

UBA OD T009

*Implant-Vel

12

Desarrollo de una aleación Ti-Al-Fe para aplicaciones odontológicas. M.M.BARREIRO*, C.AYALA y G.S.DUFFO. Cátedra de Materiales Dentales. Fac. de Odontología, UBA, CNEA-CONICET.

El titnio es utilizado en odontología como material de implantes y restauraciones protéticas, puro o aleado a una gran variedad de elementos que permiten mejorar, entre otras cosas, su resistencia y comportamiento a altas temperaturas.

En este trabajo fueron evaluadas las propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y coeficiente de dilatación de una aleación Ti-Al-2,5%Fe respecto del titanio puro.

Las muestras analizadas fueron fundidas en un horno de arco con crisol de cobre refrigerado y electrodo no consumible de tungsteno bajo atmósfera controlada. Un grupo de muestras fueron recocidas y otro laminadas; ambos grupos se sometieron a ensayos de tracción y fatiga. Se obtuvieron curvas de polarización para el titanio puro y la aleación Ti-Al-Fe en solución fisiológica PBS a pH 7,4. Los coeficientes de dilatación se determinaron en muestras de Ti y Ti-Al-2,5%Fe (prismas de 3x3x12mm) utilizando un dilatómetro diferencial. Los resultados obtenidos muestran valores de dureza Hv entre 320-369; un comportamiento a la corrosión de la aleación similar al del Ti puro y propiedades mecánicas semejantes a la de la aleación Ti6Al4V. Los valores del coeficiente de dilatación determinados para la aleación ($11 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$) son superiores a los del Ti ($8,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$). La aleación Ti-Al-Fe desarrollada presenta propiedades óptimas para su empleo como material de implantes y restauraciones protéticas.

13

Relleno Óseo con Partículas de Vidrio Bioactivo. Estudio Experimental en Médula Hematopoyética. F. STOLBIZER*, S.J. RENOU y M.B. GUGLIELMOTTI. Lab. de Biomateriales. Cátedra de Anatomía Patológica. Fac. de Odontología U.B.A.

Los sustitutos sintéticos del tejido óseo se utilizan en forma creciente con técnicas variadas y diferentes rangos de éxito. En estudios previos evaluamos la respuesta del tejido óseo ante rellenos como la hidroxiapatita, el polvo de hueso desmineralizado (M.B.Guglielmotti et al. J Oral Maxillofac Surg 487-90,1990) y partículas metálicas (O.C. Costa et al. Acta Odon Latinoamer 8(1):17-26,1994). El objetivo del presente es evaluar la respuesta de la médula ósea con capacidad osteogénica ante partículas de vidrio. En la diáfisis de tibia de 10 ratas Wistar de 90g de peso se implantaron, bajo anestesia intraperitoneal de etil uretano (1g /Kg. de peso), partículas de vidrio de 90-710 μ . Los animales se sacrificaron a los 14 días post implantación, por sobredosis de éter, se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su posterior inclusión en resina acrílica, realizándose cortes por desgaste, transversales al eje mayor de la tibia. Histológicamente se pudo detectar que la superficie de las partículas estaban delineadas con tejido óseo.

Los resultados obtenidos evidenciarían que las partículas de vidrio producen un efecto osteoconducitivo en la médula hematopoyética con capacidad osteogénica.

Subsidio UBA OD T 009

14

Modelo Experimental de Osteogénesis Peri-implante Metálico ante Rellenos Óseos. A.A. GORUSTOVICH*, S.J. RENOU, M.B. GUGLIELMOTTI. Cat. Anat. Patol. Fac. de Odont. UBA

En estudios previos hemos desarrollado un modelo experimental (Cabrini RL. et al. Implant Dent 1993; 2 : 264-267) que nos permitió estudiar la cronodinamia de la oseointegración (Guglielmotti MB. et al. Acta Odont. Latinoamer. 1997; 10: 11-23) y la acción de agentes locales y sistémicos.

El objetivo del presente es evaluar el proceso reparativo peri-implante metálico ante la presencia de rellenos óseos. Se utilizaron 10 ratas Wistar de 90 g de peso, a las que bajo anestesia intraperitoneal (etil uretano 1g/Kg de peso) se les implantó, en la tibia izquierda, una lámina de titanio#, y en la derecha, el relleno óseo (partículas de vidrio bioactivo de 90-710 μ) y la lámina metálica.

Los animales se sacrificaron a los 14 días post-implante por sobredosis de éter, se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su inclusión en metacrilato de metilo, realizándose cortes por desgaste, transversales al eje mayor de la tibia.

El estudio histológico evidencia tejido óseo en contacto con la lámina de titanio (oseointegración) y en los implantes rodeados de relleno óseo se detecta tejido óseo alrededor de las partículas y del metal, amalgamando el tejido óseo a ambos biomateriales.

El modelo experimental propuesto permitiría evaluar cuantitativamente la interacción entre los implantes metálicos y los diferentes materiales de relleno óseo que se propician peri-implante.

Subsidio UBA. TO 09

Implant-Vel

15

Estudio Histomorfométrico de la Cicatrización ósea peri-implante en Diabetes Inducida por Estreptozotocina.

M.J. GIGLIO, G. GIANNUNZIO, D. OLMEDO*, M.B. GUGLIELMOTTI. (Cátedra de Patología y Clin. Buc. I y Anatomía Patológica, Fac. de Odontología, U.B.A.)

Los factores locales y/o sistémicos que condicionan el fracaso de los implantes dentales es un tema de interés creciente. Es de destacar que un alto porcentaje de éstas variables actúan en las etapas reparativas tempranas post-implante. En un estudio previo describimos el efecto de la diabetes experimental inducida por estreptozotocina (Guglielmotti, Giannunzio, Giglio. J.Dent.Res. 77: 1106, 1998) en un modelo de implante experimental (Cabrini, Guglielmotti, Almagro; Implant Dent, 2: 264-267, 1993) aplicado en la médula hematopoyética con capacidad osteogénica de la tibia de ratas Wistar, evidenciándose una alteración en la etapa reparativa inicial del proceso de oseointegración. El objetivo del presente fue evaluar histomorfométricamente la cascada de la cicatrización ósea peri-implante que conduce a la oseointegración. Ratas Wistar macho recién destetadas fueron inyectadas con una dosis de estreptozotocina (Stz) (100 mg/Kg de peso corporal), determinándose el peso corporal y la ingesta de alimento cada 48 hs. A los 2, 10, 20, 30 y 40 días post-Stz se determinaron glucemia, hemoglobina y urea en plasma mediante técnicas convencionales. A los 13 días post-Stz se colocaron implantes laminares de titanio* en la tibia derecha. Las ratas del grupo control (n=8) y experimental (n=6) se sacrificaron a los 30 días post-implante por inhalación de éter; se resecaron las tibias, radiografiaron y procesaron para su inclusión en resina acrílica. Los resultados obtenidos mostraron (Test de ANOVA) en las ratas tratadas con Stz: a) disminución del peso corporal (26%), b) aumento de la ingesta de alimento (30%), c) valores normales de hemoglobina y urea en plasma y, d) aumento significativo de la glucemia (151%). Microscópicamente se observó tejido oseointegrado en ambos grupos, mostrando el grupo experimental características de reparación ósea equivalentes a los 14 días post-implante (Guglielmotti, Guerrero, Cabrini; AOL 10: 11-23, 1997). El estudio histomorfométrico evidenció en las ratas diabéticas: a) una disminución significativa del porcentaje de oseointegración (20%) y b) una disminución del volumen de tejido óseo peri-implante (26%).

Los hallazgos obtenidos en el modelo experimental utilizado sugieren que la diabetes inducida por estreptozotocina retardaría la cicatrización ósea peri-implante.

Subsidio UBA OD 006 y OD 009. * Implant-Vel.

16

Reparación Osea Peri-implante ante la Acción de los Insaponificables de Palta y Soja. M.J. GIGLIO, S. RENOU*, M.B. GUGLIELMOTTI. Cátedras de Patología y Clínica Bucodental I y Anatomía Patológica. Facultad de Odontología. UBA.

En un estudio experimental de cicatrización ósea post-extracción dental describimos una activación de dicho proceso ante la acción de 200 mg/kg de IPS. El objetivo del presente fue evaluar el efecto del IPS en un modelo experimental que se caracteriza por la formación de tejido óseo "de novo" peri-implante en la médula hematopoyética de la tibia de rata (Cabrini et al Imp Dentistry 2: 264 - 267, 1993). Se utilizaron 20 ratas Wistar (\bar{x} : 70g de peso) a las que bajo anestesia i.p. de etil uretano (1g/kg de peso) se les implantó en la tibia izquierda un implante laminar de Titanio* de 6x1x0.1mm. Grupo I (n=14) se les administró diariamente durante 30 días 200 mg/kg de IPS con sonda nasogástrica. Grupo II (n=6) se les administró el vehículo (trioleato de glicerol 5%). Todos los animales se sacrificaron a los 30 días post-implante por inhalación de éter. Se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su posterior inclusión en resina acrílica. Los cortes por desgaste se evaluaron histológica e histomorfométricamente. En ambos grupos se detectó tejido óseo peri-implante y oseointegrado. El volumen de tejido óseo peri-implante fue superior en el grupo con IPS en un 57% ($4.41 \pm 0.42 \text{ cm}^3$ versus $1.91 \pm 0.77 \text{ cm}^3$ p<0.001). Estos hallazgos indican la necesidad de evaluar esta respuesta ante distintas dosis de IPS.

Los resultados obtenidos en el modelo experimental utilizado indican que 200mg/kg de IPS aumentan la osteogénesis peri-implante.

Subsidios UBA OD T006

UBA OD T009

*Implant-Vel -IPS: Finadiet-Pharmascience Laboratory.



SOCIEDAD ARGENTINA DE INVESTIGACION ODONTOLOGICA
INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH
DIVISION ARGENTINA

COMISION DIRECTIVA

Presidente:	OSVALDO R. COSTA
Presidente Electo:	NORMA NUÑEZ DE URIBE
Presidente Saliente:	ECHEVARRIA
Vicepresidente:	RAQUEL DOÑO
Secretaria:	ROSA MARIA ALIPPI
Prosecretaria:	M. ANABEL LAMA
Tesorera:	PATRICIA M. BOYER
Protesorera:	GRACIELA M. STRANIERI
	SILVIA AGUAS
Vocales:	SUSANA L. MOLGATINI
	SILVINA G. CORTESE
	ANDREA MARTI GARCIA
Asesor Científico:	ROMULA LUIS CABRINI
Asesor Científico Regional:	HECTOR GENDELMAN
Relaciones Internacionales:	ANGELA M. UBIOS
	PATRICIA MANDALUNIS
	AMANDA SCHWINT
Organo de Fiscalización	JOSE TESSLER
Titulares:	RICARDO MACCHI
	CARLOS E. BOZZINI

239

Reparación Peri-implante en Tejido Óseo Irradiado.

RENOU S.J.*; GUGLIELMOTTI M.B; DE LA TORRE A. y CABRINI R.L. Cátedra Anatomía Patológica. Facultad de Odontología, U.B.A.. Dpto Radiobiología, CNEA y T.C.B.A.

En estudios previos hemos demostrado el efecto nocivo de la radiación tanto al ser aplicada en las etapas iniciales del proceso reparativo peri-implante como en implantes previamente oseointegrados. El objetivo de este trabajo es evaluar el proceso reparativo peri-implante en tejido óseo previamente irradiado. Se utilizaron ratas Wistar de 100 gr de peso, (n=10), a las que bajo anestesia IP de etil uretano (1g/Kg de peso corporal) se les irradió el miembro posterior izquierdo, con una única dosis de 1500 cGy con un Acelerador Lineal de fotones de 6 MeV. A los 90 días post-radiación se colocaron implantes laminares de titanio* en ambas tibias siguiendo la técnica descrita por Cabrini y col. (Imp Dent 199: 264-267). El grupo experimental (miembro posterior izquierdo irradiado) y el grupo control (miembro posterior derecho no irradiado) fueron evaluados a los 30 días post-implante (120 días post-radiación). Los animales se sacrificaron por sobredosis de éter, se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su posterior inclusión en metacrilato de metilo. En el grupo control se detecta la presencia de tejido óseo laminar en contacto con el implante (% de oseointegración). En las tibias irradiadas se evidencia ausencia de oseointegración y escaso tejido óseo de aspecto reaccional alejado del implante. Las corticales muestran en su estructura una disposición laminar desordenada respecto a los controles. Los resultados obtenidos en el modelo experimental utilizado demuestran que la radiación del tejido óseo en el lecho en donde se alojará un implante impide la cicatrización ósea peri-implante.

- *Implant Vel
- Subsidio ANPyCT PICT 02075
- Subsidio UBA TO09
- Agradecemos la colaboración de la Fundación Maestra Matorras y del Ing. Mol.

240

Evaluación del Efecto Antiinflamatorio del Laser Diodo Infrarrojo de 830 nm por medio de la Monitorización de la Proteína C-reativa. A.C. FREITAS*, A.L.B. PINHEIRO, F. THIERS, A.L.B. VIEIRA, F. O. - Recife, PE, Brasil.

La actividad antiinflamatoria de la radiación Laser aun no está bien conocida. Entre las diferentes formas de evaluación de la respuesta inflamatoria aguda podemos usar la cantidad de la proteína C-reativa (PCR), que en la inflamación, encontrase alta. El objetivo de este trabajo ha sido evaluar la capacidad antiinflamatoria del Laser Diodo Infrarrojo de 838 nm en el pós-operatorio de cirugías para retirada de terceros molares retenidos, por medio de la análisis dinámica de la variación de los niveles de la PCR. La irradiación fue realizada a una distancia focal de 0,5 cm, por un tiempo total de dos minutos en corriente continua, en los puntos propuestos. Las cirugías se pasaron en el centro quirúrgico del Departamento de Prótesis y Cirugía Bucomaxilofacial de la Universidad Federal de Pernambuco. La población seleccionada fue de 24 pacientes, separados en dos grupos. En el grupo prueba se ha hecho una Laserterapia en las primeras 24 y 48 horas de pós-operatorio (PO). En el grupo observado se ha hecho una falsa irradiación, con los mismos intervalos del grupo prueba. Las muestras de sangre, para la mensuración de la cantidad de la PCR fueron sacadas antes de la cirugía y después de 48 y 72 horas. Los valores de la PCR en el grupo prueba con 48 horas de PO, mostraron una distribución muy simétrica alrededor de su media (0,320mg/dl) y con la variabilidad menor cuando comparado con el grupo observado (0,862mg/dl), entretanto, no hemos encontrado diferencias estadísticamente significantes. En las 72 horas de PO los valores de la PCR fueron muy parecidos (0,272 y 0,608mg/dl), así podemos explicar, por una baja de la cantidad de esta proteína en este momento.

AN EXPERIMENTAL MODEL TO STUDY IMPLANT CORROSION

G. Duffo, M. Barreiro, D. Olmedo, M. Crosa, M.B. Guglielmotti and R.L. Cabrini

Materials and Radiobiology Departments, National Atomic Energy Commission;
Dental Materials and Oral Pathology Departments, Faculty of Dentistry,
University of Buenos Aires; Histology Department,
Faculty of Dentistry, University of Córdoba; Argentina.

Abstract

Corrosion phenomena would appear to play a decisive role in metallic implant long term behaviour. This study presents a method to correlate results obtained in "in vivo" and "in vitro" studies on materials used for metallic implants. Samples of titanium* and copper immersed in saline solution (pH 7.4 and 5.2) were used for the "in vitro" study. Implants of these same materials were placed in rat tibiae following the method previously described by Cabrini et al. The animals were killed 14 days post-implantation, the tibiae were resected, radiographed and embedded in acrylic resin. Polarization curves revealed high corrosion in copper implants and low corrosion in titanium implants. It is important to point out that the titanium samples suffered slightly higher corrosion when immersed in a lower pH medium (pH 5.2), as in chronic inflammatory processes. A passive film was found on titanium samples as opposed to the strong corrosion observed in the copper implants. Microscopy revealed osseointegration around titanium implants and a severe inflammatory reaction with abscesses surrounding the copper implants. The method presented herein would allow to correlate "in vivo" and "in vitro" studies on corrosion in different implant materials and establish their relation with cell response.

Key words: osseointegration, corrosion, dental implants, titanium

METODOLOGÍA PARA EL ESTUDIO DE LA CORROSIÓN DE IMPLANTES METÁLICOS

Resumen

En los implantes metálicos, los fenómenos de corrosión serían decisivos en su comportamiento a largo plazo. Se presenta una metodología que permite correlacionar resultados "in vivo" e "in vitro" de materiales empleados en implantes metálicos. Para el estudio "in vitro" se usaron las probetas que se emplean en el "Laminar Test" con dos metales: titanio* y cobre puro. Como medio electrolítico se usó solución fisiológica (pH 7,4 y 5,2). El mismo material empleado en las experiencias electroquímicas se implantó en tibia de ratas siguiendo la metodología desarrollada por Cabrini y colab. Los animales se sacrificaron a los 14 días post-implante, se resecaron las tibias, radiografiaron y procesaron para su posterior inclusión en resina acrílica. Las curvas de polarización revelaron una alta corrosión del cobre y escasa del titanio. En este último metal, es interesante destacar, una corrosión levemente mayor a un pH ácido (pH 5,2), el cual puede relacionarse en la práctica con procesos de tipo inflamatorio crónico. En el titanio se confirmó el desarrollo de una película pasiva, mientras que en el cobre se observó una fuerte corrosión. Microscópicamente se evidenció osteointegración en contacto con el titanio y una reacción inflamatoria intensa con formación de abscesos en los implantes de cobre. La metodología presentada, permitiría una correlación de experiencias "in vivo" e "in vitro", para el estudio de la corrosión de diferentes materiales empleados en implantología, y su relación con la respuesta celular.

Palabras clave: osteointegración, corrosión, implantes dentales, titanio.

INTRODUCTION

Previous studies have reported endosseous implants made of commercially pure (c.p.) titanium and titanium alloys to be well tolerated by biologic tissues, including bone.(1) These titanium implants are used as orthopedic prostheses and for the replacement of teeth. Experimental data have shown that even when successful osseointegration might be achieved in the first stage post-implantation, factors intrinsic to the implant material or to the peri-implant environment are capable of causing osseointegration failure(2,3).

One of the main potential causes of implant failure after an initial successful stage is corrosion. (4) Corrosion can be defined as the deterioration of a metal caused by the environment with a

consequent elimination of ions. This process can occur in different ways and at different rates and depends on multiple factors (pH, temperature, etc.) (5).

In the particular case of titanium, data reported in the literature state that ions are released to the surrounding tissues, reaching the internal medium to be excreted in the urine (6). In a study on osseointegrated coxofemoral prostheses manufactured with Titanium-6% Aluminum-4% Vanadium alloy, Galante (6) demonstrated that ions from the three metals are released into the plasma and excreted in the urine. As far as is known to date, it would seem that the concentration of these ions under normal conditions is far from toxic, but the question arises as to its effect over longer periods of time. It is therefore important to extend these studies to pathological situations, particularly those leading to local electrolyte modifications that can cause rejection of the biomaterials used to manufacture prostheses.

Although it holds true that the materials used to manufacture implants have an extremely low dissolution rate, it is precisely the fact that such a dissolution may have an effect on the late stages of osseointegration that makes it potentially responsible for long term implant failure. The use of electrochemical methods to study the corrosion rates of these materials is thus fundamental, since they allow for the prediction of long term material behaviour under different environmental conditions in short experimental tests.

The present work is a description of the method currently applied in our laboratory, developed to perform comparative studies between the *in vivo* and *in vitro* behaviour of metallic implant materials, in order to predict the effects of corrosion in the host. The laminar implant test is used as a reference (7).

MATERIALS AND METHODS

Laminar implant type and size used in this study were the same as for the laminar implant test (7). The metallic laminar implants were made of commercially pure titanium (supplied by Implant Vel), and compared to high purity (99.99%) copper laminar implants used as nonbiocompatible materials susceptible to corrosion. The materials were used 'as received' both in the electrochemical (*in vitro*) and biological (*in vivo*) assays.

For the *in vivo* assay, the materials were placed in the tibia of rats weighing 100g, following the laminar implant test method (7). The animals were killed 14 days post-implantation, the tibiae were resected, fixed in 20% formalin and embedded in methyl methacrylate. Three cross sections were obtained, ground to approximately 50 µm thickness and studied with toluidine blue and without staining.

The *in vitro* study was performed following the conventional method of potential-dynamic polarization curves (by triplicate). A glucose PBS (NaCl 8.0; KCl 0.2; Na₂HPO₄ 1.15; KH₂PO₄ 0.2 and glucose 1 g/litre solution) pH 7.4, was used as test solution. Tests were also carried out

adding HCl to the above solution in order to modify pH to 5.2 and resemble chronic inflammatory conditions.

The materials tested were 15mm x 1mm x 0.1mm sheets welded to a copper wire mounted in a Pyrex tube sealed with epoxy resin. Prior to testing, the solution was deoxygenated with purified N₂ for 2 hours. Following degreasing with acetone, the samples were immersed in the above solution until a stable corrosion potential was reached (approximately 1 hr.) and the corresponding polarization curves were recorded at a speed of 0.5 mV/s under constant bubbling with N₂. The samples were then washed with acetone, hot-air dried and observed under the light microscope and by SEM. Corrosion products were analyzed by EDX. Complementary tests included the study of the corrosion potential as a function of time during 15 days in a solution of PBS with physiological pH. Using the corrosion potential corresponding to day 15 as a standard, titanium was tested at the standard potential in order to measure current density as a function of time and the amount of ions released to the solution.

RESULTS

Histological studies. Results obtained with the titanium laminar implants revealed, as expected, the presence of large osseointegrated areas. (Fig. 1) No inflammatory response or granular tissue formation was observed.

As regards the copper laminar implants, although the animals did not show symptoms, the microscopic study of the implanted tibiae revealed severe alterations. The edges of the copper manifested evidence of corrosion attack and released particles were frequently observed in the surrounding tissue. An acute peri-implant inflammatory response could be seen as well as a large abscess which in many cases completely surrounded the copper implant. (Fig. 2) The abscess was mainly made up of polynuclear cells at different degeneration stages. Limiting the abscess, a typical pyogenous membrane alongside fibroblastic activity were clearly visible. Macrophages loaded with copper granules could be observed.

"In vitro" studies Titanium polarization curves in the PBS solution, pH of 7.4, are characteristic of titanium in chloride solutions (Fig. 3): a large passive zone over 0.8 volts extension with current densities in the order of 2×10^{-8} A/cm². After testing, the surface of the samples was completely covered by oxides. Polarization curves corresponding to pH 5.2 were similar behaviour, but the corrosion potential shifted 50 mV towards more negative values (the material became less noble) and the passive current density was twice that obtained with the PBS solution at natural pH.

Copper polarization curves in PBS solution were strongly dependent on solution pH. (Fig. 3) At pH 7.4, an active zone interrupted by a small passive zone was observed, where copper oxychlorides formed until massive dissolution of the metal finally occurred. After testing, the surface was covered with corrosion products and analysis by EDX revealed the presence of copper and chloride. Only the test at pH 5.2 revealed the presence of an active zone until dissolution was

controlled by diffusion of chloride ions into the solution. The absence of a passive zone could be explained by the fact that according to the corresponding Pourbaix diagram at this pH, copper chloride becomes soluble, and consequently does not act as a layer preventing massive dissolution of the metal. Observation of the samples by SEM revealed the presence of porous corrosion products covering the surface.

The study of corrosion potential as a function of time in the PBS solution with pH 7.4, showed that on day 15 the corrosion potential of titanium remained within a passive zone, while the corrosion potential of copper shifted towards negative values coupled to a reduction in the corrosion rate of the samples. Polarization of titanium samples in PBS solution pH 7.4 at the potential corresponding to the biologic medium with 40 mmHg oxygen pressure was performed to analyze both current density as a function of time and solution titanium concentration, fifteen days after the onset of the experiment, titanium oxidized at a rate of 1.9×10^{-5} g/(cm²/year). Analysis of the current density as a function of time at the potential corresponding to the biological medium, also showed that the growth rate of the titanium oxide layer (assuming that TiO₂ is the only compound present, and disregarding oxide dissolution rate in saline solution) followed a law:

$$L = 4.75 \times 10^{-5} t^{0.754}$$

Where L is the layer thickness (in nm) and t is the time of contact with the physiological medium (in sec.).

DISCUSSION

In vivo and *in vitro* studies run simultaneously contributes to the knowledge of the behaviour of materials used to manufacture implants.

Electrochemical methods are highly useful to determine the behaviour of materials and to predict their action and/or effects on the host using short experimental times. Corrosion in itself poses two problems: In the first place, a loss of implant material mass which is released to the passive layer or to the environment - this loss can be accurately determined using electrochemical techniques combined with analytical methods - and secondly, the extent to which the concentration of metal ions caused by corrosion can cause long term harm to health, since patients will ideally host an implant throughout their whole life.(8,9). This issue has not been fully elucidated to date. One of the advantages of the techniques employed herein is that it is relatively simple to modify the corroding medium in the *in vitro* studies. The results of the present work show, for example, how the resistance to corrosion of the materials is altered when the solution pH is modified. These pH variations might be considered unlikely under ideal implantation conditions, but inflammatory reactions frequently occur on the surface or near the implant and, albeit variable, their pH is usually acid.

An issue that has become increasingly interesting to researchers is cell reaction to corrosion. When metal ions are released into the biological environment they can remain in the intercellular spaces as free ions. However, cells - particularly macrophages - can also participate actively and may thus be considered predictive indicators of corrosion.

Thermodynamic considerations indicate that it is unlikely that metal ions enter the cells and deposit as microscopically evident metallic elements. However, the presence of macrophages loaded with granules in active corrosion zones can be easily observed under a light microscope. A possible explanation could be that the presence of ions in macrophage cells triggers reactions capable of complexing metal ions to proteins or mucopolysaccharides - as occurs in normal iron metabolism and in the formation of hemosiderin in bone marrow and spleen - which are visible under a light microscope. The quantity of precipitates containing metal ions depends on the quantity of metal released to the solution in the form of ions. Hence the importance of determining the growth rate of the titanium oxide layer - the value obtained in the present study is similar to that reported by other authors with Hanks solution (10) - and the rate of titanium ion release to the medium - the estimated value obtained in this work - 3.8×10^{-6} g/(cm²/year) - is similar to that reported by Mears (10). The next step is to determine the correlation between layer growth rate, quantity of released ions, and presence of ions in main organs.

CONCLUSIONS

The method proposed herein to determine *in vivo* and *in vitro* behaviour of metallic implant materials rapidly and accurately, has proven to render reliable results. Moreover, an *in vivo* control model with a known implant geometry and surface (laminar implant test) offers a reliable system to draw conclusions that apply to dental practice.

ACKNOWLEDGEMENTS

This research was supported by grants UBA TO 09, and ANPC y T 05-00112-02075.

CORRESPONDENCE

Dra. Beatriz Guglielmotti
Cátedra de Anatomía Patológica
Facultad de Odontología
Marcelo T. de Alvear 2142
(1122) Buenos Aires
ARGENTINA

REFERENCES

1. SCHENK R.K., BUSER D. Osseointegration: A reality. *Periodont.* 2000 (1998) 17:22-35.
2. GWYN IOLO A.P. Cell biology at interfaces. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* (1994) 5:357-360.
3. WONG M., EULENBERGER J., SCHENK R., HUNZIKER E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J. Biomed. Mater. Res.* (1995) 29:1567-1575.
4. STEINEMANN S.G. Titanium - the material of choice? *Periodont.* 2000 (1998) 17:7-21.
5. STEINEMANN S.G. Tissue compatibility of metals from physicochemical principles. In: Kovacs P., Istephanous N.S. Ed. *Compatibility of biomedical implants. Corrosion and organic and biological electrochemistry divisions.* Proc. vol. 94-150. Pennington N.J. The electrochemical society (1994):1-13.
6. JACOBS J., SKIPOR A.K., URBAN J., GALANTE R.M. Release and excretion of metal in patients who have a total hip replacement component made of titanium base alloy. *J. Bone Joint Surg.* (1991) 73:1475-1478.
7. CABRINI R.L., GUGLIELMOTTI M.B., ALMAGRO J.C. Histomorphometry of initial bone healing around zirconium implants in rats. *Implant Dent.* (1993) 2:264-267.
8. RIESGO O., BIANCHI G., DUFFO G.S. Susceptibilidad a la corrosión de broncees al aluminio de uso odontológico. *Rev. Metalurg. CENIM* (1992) 28(2):215-218.
9. DE MICHELI S.M. de, RIESGO O. Le comportement electrochimique des alliages Co-Cr et Ni-Cr utilisés en prothèse fixée. *Rev. Odonto. - Stomatol.* (1978) 7:349-353.
10. MEARS D.C. Metals in medicine and surgery. *Int. Metals Rev.* (1977) June: 119-123.

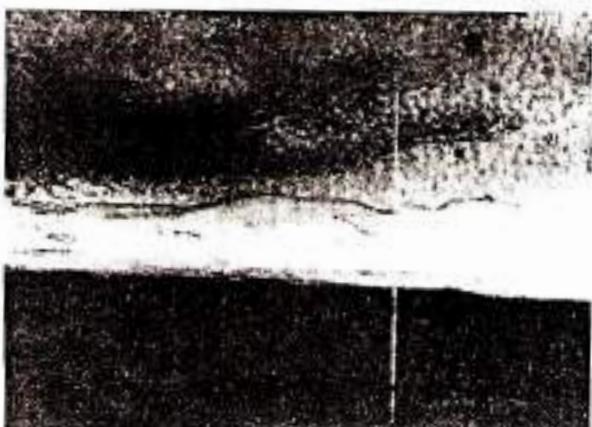


Fig. 1: Titanium laminar implant.
Notice the close contact between bone-implant interface.
Orig. mag. X 400.

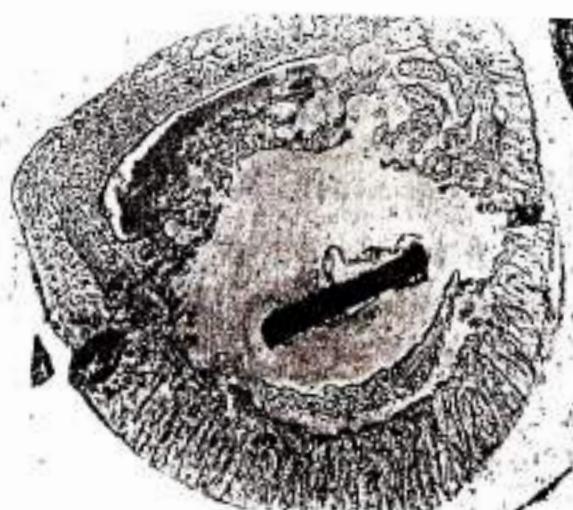


Fig. 2: Copper laminar implant showing the presence
of a large abscess surrounding the implant.
Orig. mag. X 120.

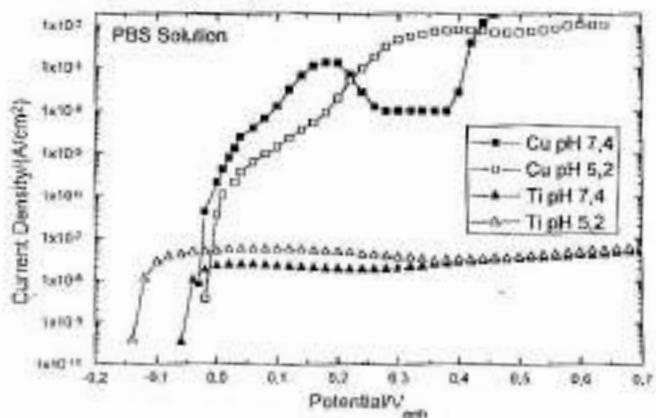


Fig. 3: Titanium and copper polarization curves.



Bone Healing Around Laminar Implants in Experimental Diabetes

Máximo Giglio, Graciela Giannunzio, Daniel Olmedo, María Beatriz Guglielmotti.

Departments of Pathology and Clinic I and Oral Pathology, School of Dentistry, Buenos Aires University.

Marcelo T. de Alvear 2142- 4 ° "A"- (1122). Argentina

Proper selection of patients is one of the most decisive issues as regards prognosis of implants treatments since administration of pharmacological agents or disease may complicate or even exclude such therapeutic alternatives. It has been well documented that abnormalities of bone and mineral metabolism occur in several experimental models of diabetes. These alterations have been reported in short term or drug-induced diabetes, such as streptozotocin-induced diabetes. The aim of the present work was to carry out a histomorphometric study of the effects streptozotocin (STZ)-induced diabetes on the healing period leading to osseointegration.

Wistar rats, 26 days old, were injected with a single dose of streptozotocin (STZ) (65mg/kg b.w. i.p.); body weight and food intake were assessed every 48 hrs. On days 2, 12, 26, and 42 post-STZ, glucemia, plasma hemoglobin and urea were determined using conventional techniques. Twelve days post-STZ, under ether anesthesia, a Titanium* laminar implant was placed in the right tibia of each rat (Cabrin et al. *Imp. Dent.* 2:264-267, 1993). Two groups of twenty rats each were killed by ether overdose on days 14 and 30 post-implantation respectively; tibiae were resected, radiographed and embedded in acrylic resin.

Results (ANOVA test) showed STZ treated rats to have: A) a significant decrease in b.w. (26%), at 30

days post-implantation; B) an increase in food intake (30%); C) normal hemoglobin and plasma urea values, D) a significant increase in glucemia (151%) at 30 days post-implantation. Histologic observations at 14 days post-implantation revealed bone formation surrounding the implants, both in control and diabetic animals. Control animals showed lamellar bone close to the implant. The extension of osteogenic repair process in STZ-treated rats was far greater than in control animals, polarized light microscopy revealed it was woven bone. Thirty days post-implantation, additional lamellar bone growth was observed in control animals. Diabetic animals showed a thin layer of osseointegrated lamellar bone. Histomorphometric studies revealed a significantly lower percentage of osseointegration in diabetic animals compared to controls, both 14 and 30 days post-implantation (40% and 42 % respectively, $p<0.001$). The volume of peri-implant bone tissue was greater in diabetic animals than in controls ($p<0.001$) 14 days post-implantation, and lower ($p<0.001$) 30 days post-implantation. Our findings show that in this model of peri-implant bone repair and under the experimental conditions stated herein, streptozotocin induced diabetes would retard peri-implant bone healing.

Grants U.B.A. OD 006 and OD 009

Thanks to: *Implant-Vel



Osteogenesis Around Metallic Implant and Bioactive Glass Particles. Experimental Study

Alejandro A. Gorustovich, María B. Guglielmotti

Department of Oral Pathology, School of Dentistry, University of Buenos Aires
Marcelo T. de Alvear 2142 -2° A- (1122) Argentina

In previous studies we developed experimental models to study the bone healing to metallic implants and bone fillings (Guglielmotti M.B. et al. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 4:487-490, Cabrini R.L. et al. *Implant Dent* 1993; 2:264-267, Guglielmotti M.B. et al. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 565-570, Guglielmotti M.B. et al. *Implant Dent* 1999; 8: 303-309).

The aim of the present study was to evaluate the peri-metallic implant reparative process in the presence of bioactive glass particles.

Twenty Wistar rats weighing 90 gr. were i.p. anesthetized (ethyl urethane 1g/kg b.w.). The subcutaneous tissue, muscle, and ligaments were dissected to expose the external surface of the tibiae in the area of the diaphyseal bone and a cavity of approximately 1.5 mm in diameter was made with an end-cutting bur. Manual rotating impulsion was used to prevent overheating and further bone damage.

A titanium laminar implant^{*} was placed in the right tibia while the left tibia was implanted with a titanium laminar implant and bioactive glass 45S5 (nominal composition by weight: 45% SiO₂, 24.5% Na₂O, 24.5% CaO, 6% P₂O₅) particles in a size range of 90-710 µm[#]. The wounds were carefully sutured.

The animals were killed by ether overdose on 30 days post-implantation; tibiae were resected, radiographed, embedded in methyl methacrylate, and ground sections transversal to the mayor axis of the tibiae were obtained; these were stained with toluidine blue.

The histologic study revealed bone tissue in contact with the titanium laminar implant (osseointegration) and bone tissue around the bioactive glass particles and the metal, amalgamating the two biomaterials, in the samples treated with both the laminar implant and bone filling. The appearance of small cracks in the outer glass layer was observed at 30 days post-implantation.

The osteoconductive properties of the bioactive glass particles were confirmed by the observation that these bone trabeculae jumped from one particle to another, using the particles as a scaffold for enhanced repair. Based on our results, one would expect that bioactive glass granules are a suitable filler material for promoting bone formation around dental implants.

Grants UBA TO 09 and ANPCyT 02075

* Implant-Vel

PerioGlas® (US Biomaterials)

ID Implant Dentistry

THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL IMPLANTOLOGY

225	Editorial: Today's Quest for Answers
227	Commentary and Analysis
	CLINICAL SCIENCE AND TECHNIQUES
233	Use of Porous-Surfaced Implants With Osteotomes
241	Basal Osseointegration
247	Treatment of Peri-Implantitis
255	Guidance System for Implant Insertion: Part II
265	Dental Implant Failure: Part II
279	Block Autografts: Part I. Posterior Maxilla
287	Literature Reviews
	BASIC AND CLINICAL RESEARCH
289	Improved Osseointegration of Titanium Dental Implants
295	Histomorphometric Analyses of Implants
303	Evaluating Bone Tissue on Metallic Implants
311	Effect of Restorative Materials on Force Distribution

LIPPINCOTT
WILLIAMS & WILKINS

Evaluation of Bone Tissue on Metallic Implants by Energy-Dispersive X-Ray Analysis: An Experimental Study

Maria Beatriz Guglielmotti, DDS, PhD,* Sandra Rancou, DDS,** Rómulo Luis Cabrini, MD, PhD***

Previous studies on bone adhesion to implants have used decalcified and calcified sections to demonstrate the microscopic features associated with the mechanism of osseointegration. Some works on implants and related tissues have used scanning electron microscopy (SEM)¹⁻⁶ to study surface characteristics of implants or individual tissue sections. These studies attempted to reveal the relation between mucosa, implant material, and bone.^{7,8} Our laboratory developed an experimental model to evaluate osseointegration under light microscopy using a metallic laminar implant placed in the rat tibia.¹¹⁻¹⁴ The aim of this study was to perform qualitative and quantitative analyses of the bone tissue present on the implant surface by SEM and energy dispersive x-ray (EDX) analysis using our experimental model.

Osseointegration capacity of the different metallic implants depends on several variables. Osseointegration can be evaluated by using different methodologies, such as light microscopy and scanning or transmission electron microscopy. The aim of this study was to develop a qualitative and quantitative method to evaluate the presence of bone tissue on large metallic surfaces. A laminar implant was placed in each tibia of 10 Wistar rats. The animals were killed 30 days after surgery. Tibiae were resected, one for embedding in methyl methacrylate and the other for evaluation by energy-dispersive x-ray analysis. Light microscopy revealed osseointegration. Observation of the implant surface by

scanning electron microscopy revealed the presence of a coating on the metallic surface that was rough in some areas and smooth in others. Analysis of the coating by energy-dispersive x-ray analysis showed the presence of Cu and P. Eighty percent ($\pm 10\%$) of the metallic implant surface exhibited bone tissue. After confirmation of the occurrence of osseointegration capacity using light microscopy, the method described here allows qualitative and quantitative evaluation of the bone tissue found on large metallic surfaces. (Implant Dent 1999;8:303-309)

Key Words: osseointegration, energy-dispersive x-ray analysis, dental implants, scanning electron microscopy

MATERIALS AND METHODS

Ten 4-week-old Wistar rats (90 g each) were used. The animals were anesthetized by intraperitoneal injection of ethyl urethane (1 g/kg body weight). National Institutes of Health

guidelines for the care and use of laboratory animals¹⁵ were observed.

The skin was disinfected and shaved and then a longitudinal incision was made along the frontal aspect of both tibiae. Subcutaneous tissue, muscles, and ligaments were dissected to expose the external surface of the tibiae in the area of the diaphyseal bone. An end-cutting bur was used to drill a hole reaching the bone marrow (1.5 mm in diameter). Overheating and additional bone damage were prevented by using manual rotating impulsion.

Twenty laminar implants (6 \times 1 \times 0.1 mm) made of commercially pure titanium were supplied by Im-

plant Vei (Buenos Aires, Argentina). The implants were used as received. An implant was introduced gently into the perforation in each tibia and placed inside the medullary compartment, parallel to the major (long) axis of the tibia (Fig. 1).

Animals were killed by ether overdose 30 days after implantation. Tibiae were resected, radiographed, and processed as follows. First, the right tibiae were fixed by immersion in 20% formalin and embedded in polymethylmethacrylate to obtain calcified sections for observation under light microscopy. Three cross sections transverse to the major axis of the tibiae were made, and three

*Associate Professor, Department of Oral Pathology, Faculty of Dentistry, University of Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina.

**Assistant Researcher, Department of Oral Pathology, Faculty of Dentistry, University of Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina.

***Professor Emeritus, Department of Oral Pathology, Faculty of Dentistry, University of Buenos Aires, and Department of Radiobiology, National Atomic Energy Commission, Buenos Aires, Argentina.

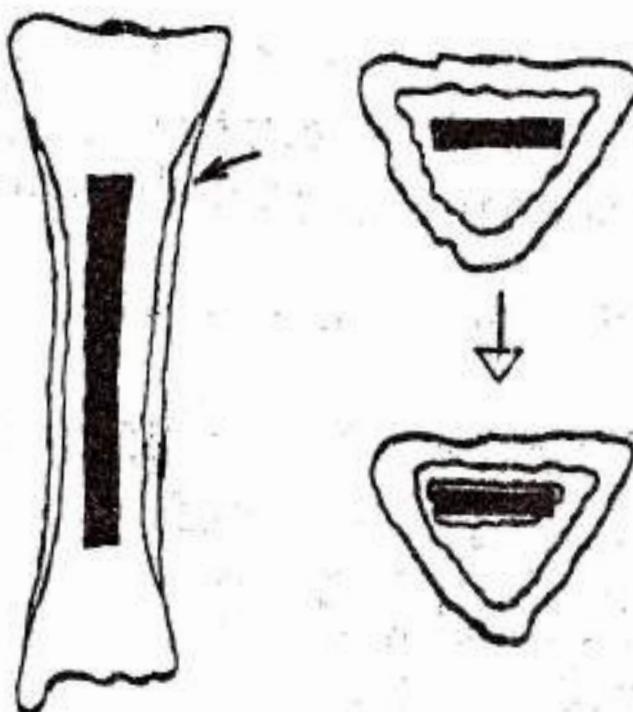


Fig. 1. Location of titanium laminar implant inside the medullary compartment. *Left*, Lateral view. *Right*, Transversal view. *a*, Immediately after implantation (*top*). *b*, Thirty days after implantation. Notice the bone in contact with the implant (*bottom*).

grinding sections were obtained from each tibia.⁹ Next, the left tibiae were processed for observation by SEM. The frontal half was trimmed away with a scalpel, and implants were removed carefully, rinsed in distilled water, dehydrated in ethanol, and dried to the critical point. Specimens were coated with a thin, 20-nm layer of gold in a vacuum evaporator and examined using a JEOL JSM-35 scanning electron microscope 515 Philips equipped with an EDX system (National Atomic Energy Commission) to analyze sample composition. To evaluate the percentage of the implant surface covered with bone tissue, SEM microphotographs were analyzed using an image analyzing system.

RESULTS

At the end of the experimental period, macroscopic and radiographic observations revealed that wounds were healing satisfactorily in all specimens and that all implants re-

mained *in situ*. Light microscopy of the histological sections demonstrated the presence of bone tissue in direct contact with most of the implant surface. No inflammatory reaction or any fibrous tissue were seen in contact with the implant in any of the analyzed sections.

Low-magnification SEM revealed a roughened surface (Fig. 2). Higher magnifications showed two distinctive topographical features, the implant (dark) and bone tissue on its surface (Fig. 3). The bone tissue showed globular accretions that eventually fused to form bone nodules (Fig. 4). Chemical analysis of these areas by EDX demonstrated the presence of Ti (on the implant) and Ca and P (on surface bone tissue) (Fig. 5). Packets of mineral salts varying considerably in size and with platelike morphological characteristics, typically found in new bone formation, were observed (Fig. 4). EDX analysis of these packets showed the presence of Ca and P only. Results obtained with image

analysis of SEM microphotographs revealed that $80 \pm 10\%$ of the implant surface was covered with bone tissue.

DISCUSSION

The method described here can be used as a second step in the confirmation of osseointegration by light microscopy because it enables both qualitative and quantitative evaluation of bone tissue found on large metallic surfaces. Because the implants are not subjected to loading, this model seems to be an adequate *in vivo* experimental approach to studying the biological sequence of osseointegration. Davies¹² stated that "in vitro methods are uniquely valuable in providing an understanding of how new bone is formed on solid surfaces." His work is a worthy *in vitro* study on the "detailed biological mechanisms that take place at the bone-implant interface." The significance of the study reported here is that it presents an *in vivo* model to evaluate new bone formed on metallic surfaces using EDX, SEM, and light microscopy. Moreover, this method can be used to evaluate the effect of surface topography, surgical technique, local and systemic factors, etc., on bone apposition on an implant.

CONCLUSIONS

The method described here allows qualitative and quantitative analyses of the bone tissue present on the implant surface by light microscopy, SEM, and EDX analysis. Because the implants are not subjected to loading, this model seems to be an adequate *in vivo* experimental approach to studying the biological sequence of osseointegration.

ACKNOWLEDGMENTS

This research was supported by Grant OD 09 from the University of Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina, and ANPCyT 05-00112-0275. Thanks is extended to Dr. M. Villegas, National Atomic Energy Commission.

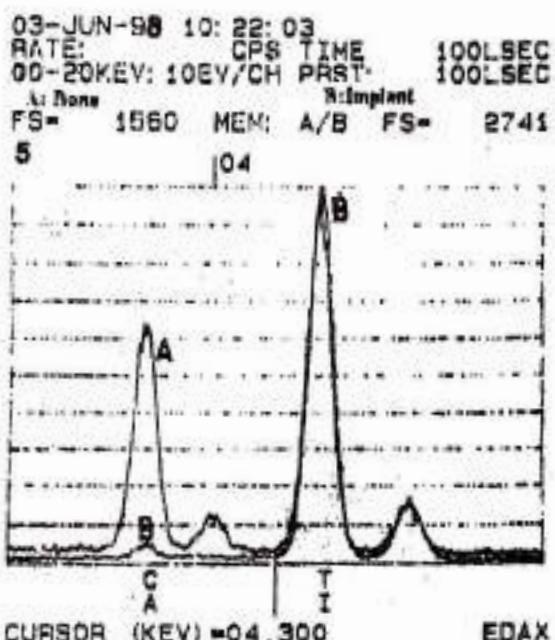


Fig. 5. EDX showing the presence of Ca and Ti in bone and implant, respectively.

REFERENCES

- Babbush C, Stalhoff L. The scanning electron microscope and the endosteal blade vent implant. *J Oral Implantol*. 1974;4:373-385.
- Jacobs H, Kirsch T. Electron microscopic investigation of various endosteal implant materials. *Int J Oral Implants*. 1976;1:162-165.
- Goldstein MA, Judy KW, Weisz C, et al. Tissue response to titanium endosteal implants. *Int J Oral Implants*. 1976;1:43-53.
- Bauer RE, Meanaghan MA, Hertman LC, et al. Implant surface characteristics and tissue interaction. *J Oral Implantol*. 1988;13:594-604.
- Rahal MO, Bränemark PI, Osmond DG. Response of bone marrow to titanium implants: Osseointegration and the establishment of a bone marrow-titanium interface in mice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:573-579.
- Jaarde MJ, Lang BR, Kalgher D, et al. Early detection of osseointegration using scanning electron microscopy and the interfacial biopsy chamber: A pilot study. *Implant Dent*. 1992;1:84-87.
- Wu-Tuan CD, Eganhouse KJ, Keller JC, et al. Oral bacterial attachment to titanium surfaces: A scanning electron microscopy study. *J Oral Implantol*. 1995;21:207-213.
- Filaggi MJ, Pilliar RM, Coombs NA. Post-pulsed-spraying heat treatment of the HA coating/Ti-6Al-4V implant system. *J Biomed Mater Res*. 1993;27:191-198.
- Cabriani RL, Guglielmi MB, Almagro JC. Histomorphometry of initial bone healing around zirconium implants in rats. *Implant Dent*. 1993;2:264-267.
- Werner SB, Tessier J, Guglielmi MB, et al. Effect of dexamethasone on osseointegration: A preliminary experimental study. *J Oral Implantol*. 1996;22:216-219.
- Guglielmi MB, Guerrero C, Cabriani RL. Chronodynamic evaluation of the stages of osseointegration in zirconium laminar implants. *Acta Odontologica per Latin Americana*. 1997;10:11-23.
- National Institutes of Health. Guidelines on the care and use of laboratory animals. Publication 85-23. Bethesda, MD: National Institutes of Health; 1985.
- Davies JE. In vitro modeling of bone/implant interface. *Anat Rec*. 1996;245:426-445.

Reprint requests and correspondence to:
 Dra. María Beatriz Guglielmi
 Cátedra de Anatomía Patológica
 Facultad de Odontología
 Universidad de Buenos Aires
 Marcelo T. de Alvear 2142, 2º 'A'
 (1122) Capital Federal, Argentina
 Fax: (541) 11-4-508-3858
 Email: info@odon.uba.ar

Abstract Translations [German, Spanish, Portuguese, Japanese]

AUTOREN: María Beatriz Guglielmotti, DDS, PhD,* Sandra Renou, DDS,** Rómulo Luis Cabrini, MD, PhD.*** *AO Professorium an der Abteilung für Oralpathologie, Zahnmedizinische Fakultät der Universität Buenos Aires. Mitglied des wissenschaftlichen Beirates im Nationalrat für Wissenschaft und Technik. **Forschungsassistentin an der Abteilung für Oralpathologie, Zahnmedizinische Fakultät der Universität Buenos Aires. ***Prof. emer. an der Abteilung für Oralpathologie, Zahnmedizinische Fakultät der Universität Buenos Aires, Abteilung für Radiobiologie, der Nationalen Atomenergiebehörde. Schriftsteller: Dra. María Beatriz Guglielmotti, Cátedra de Anatomía Patológica, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Marcelo T. de Alvear 2142, 2º A, 1122 Capital Federal, Argentina. Fax: 541 11 4 508-3958. eMail: INFO@ODON.UBA.AR

AUTORES: María Beatriz Guglielmotti, DDS, PhD.* Sandra Renou, DDS,** Rómulo Luis Cabrini, MD, PhD.*** Profesor Asociado, Departamento de Patología Oral, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Miembro de la Carrera de Investigación Científica del Conicet Nacional Técnico y Científico. **Investigador asistente, Departamento de Patología Oral, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires. ***Profesor Emérito, Departamento de Patología Oral, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Departamento de Radiobiología, Comisión Nacional de Energía Atómica. Correspondencia a: Dra. María Beatriz Guglielmotti, Cátedra de Anatomía Patológica, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Marcelo T. de Alvear 2142, 2º A, 1122 Capital Federal, Argentina. Fax: 541 11 4 508-395. Correo electrónico: INFO@ODON.UBA.AR

ABSTRACT: Die Knochenintegrationsfähigkeit verschiedener metallischer Implantate hängt von mehreren Variablen ab. Für eine Beurteilung der Integration in den Knochen stehen verschiedene Methoden wie Lichtmikroskopie oder die Rasterelektronen- bzw. Durchleuchtungsmikroskopie zur Verfügung. Das Ziel dieser Studie war, eine Methode zu entwickeln, die eine quantitative und qualitative Beurteilung der Bildung von Knochengewebe auf großen metallischen Oberflächen erlaubt. In die Schienbeine von zehn Wistar-Ratten wurden Schienbeimplantate eingebracht. Dreißig Tage nach dem Eingriff wurden die Tiere getötet. Nach Resektion der Schienbeine wurde jeweils eins in Methylmethakrylat eingebettet, das andere für die Untersuchung per EDX benutzt. Die Lichtmikroskopie ergab eine Integration in den Knochen. Bei der Untersuchung der Implantatoberfläche mittels REM zeigte sich auf der metallischen Oberfläche eine an einigen Stellen rauhe, an anderen Stellen glatte Beschichtung. In dieser Schicht wurden mittels EDX die Elemente Ca und P gefunden. Auf achtzig Prozent (+/- 10%) der metallischen Implantatoberfläche wurde Knochengewebe festgestellt. Bei nachfolgender Lichtmikroskopischer Bestätigung des Befundes bietet der in dieser Studie vorgestellte Ansatz eine Methode für eine qualitative und quantitative Bewertung des auf großen metallischen Oberflächen gefundenen Knochengewebes.

SCHLÜSSELWÖRTER: Knochenintegration, EDX, Zahimplantate, REM

ABSTRACTO: La osteointegración (OI) puede ser evaluada mediante diferentes metodologías, entre otras, mediante observación con microscopía óptica, electrónica de barrido o de transmisión. El objetivo del presente estudio es la obtención de una metodología para la evaluación cuantitativa y cualitativa de la presencia de tejido óseo en amplias superficies metálicas. Se utilizaron 10 ratas Wistar las que, bajo anestesia, fueron sujetas a la colocación de implantes laminares en ambas tibias. Los animales se sacrificaron a los 30 días, se les resecaron las tibias, una se la procesó para su posterior inclusión en metacrilato de metilo y la otra para ser evaluada mediante EDAX.

PALABRAS CLAVES: Osteointegración, EDX, implantes dentales, SEM.



IMPLANTES LISOS Y ROSCADOS INTRAMEDULARES EN TIBIA MURINA. MODELO EXPERIMENTAL.

Kokubu G*, Grena D†, Domínguez FV‡, García M§, Maresca B¶, Merlo A#, Miño J*, Patiño O*

*Área de Investigación. Facultad de Medicina. USAL

†Cátedra de Patología. Escuela de Odontología. USAL

‡Carrera de Cirugía Plástica y Reconstructiva. Facultad de Medicina. USAL

§Cátedra de Endodoncia. Facultad de Odontología. UBA.

INTRODUCCIÓN

La utilización del titanio, como material biocompatible, tanto en implantes dentales como en prótesis ortopédicas ha cobrado en los últimos años una gran importancia. El éxito o fracaso de un tratamiento implantológico depende en gran medida del fenómeno conocido como osteointegración. El mismo ha sido definido por Branemark "como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional. La creación y mantenimiento de la osteointegración por lo tanto, depende del conocimiento de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelado de los tejidos" (1).

Con el objeto de acelerar el mencionado fenómeno y garantizar el éxito del implante se han instituido un sinúmero de tratamientos difíciles de evaluar clínicamente. Cobrando importancia en este sentido el empleo de modelos experimentales que reduzcan la variabilidad de los distintos parámetros, como por ejemplo la carga genética, similares condiciones dietéticas, ambientales, clínicas, que en pacientes humanos sería imposible de lograr. Estos modelos servirán para evaluar la acción de distintas drogas o tratamientos físicos, como por ejemplo el electromagnetismo radiofrecuencia, etc., sobre la cronodinámica de la osteointegración y además permitirán aumentar los conocimientos sobre la cicatrización y remodelado óseo.



El objetivo del presente trabajo fue desarrollar un modelo experimental en ratas Wistar, colocándoles implantes de titanio lisos y roscados en cresta tibial para su posterior evaluación clínica-radiográfica e histológica mediante cortes por desgaste.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplearon ratas Wistar de ambos sexos de 150-250 g de peso provenientes de la colonia interna de la Facultad de Medicina - U Sal. Los animales se mantuvieron de acuerdo a normas internacionales con un régimen de higiene diaria de 12-12hs, alimentados con balanceado (Cargill) y agua ad libitum.

Los implantes de titanio lisos eran de 1.5 mm de diámetro por 2 mm de alto; siendo los roscados de 2 x 2 mm. El trámamido de superficie de los mismos fue idéntico al empleado en los implantes de uso clínico ("implant Vei").

Los animales fueron anestesiados con una mezcla de clorhidrato de ketamina (10 mg/kg) y propionilpromazine (0.5 mg/kg) IP. Se realizó una incisión a lo largo de la cresta tibial de 8-10 mm previa tricotomía y desinfección de la zona. Luego de descubrir la cresta tibial se perforó la misma con una fresa de 1.5 mm de diámetro. Los implantes lisos se colocaron en la cavidad por presión, mientras que para colocar los otros implantes se confeccionó la rosca en el orificio recién hecho con un mecho-roscar. Los tejidos se cerraron con seda quirúrgica 4.0.

Las radiografías se efectuaron con un equipo Siemens odontológico de 14 mA y 60 KV a los 7-14-21 y 30 días.

Los cortes por desgaste se efectuaron con la técnica habitual, brevemente, las tibias fijadas en formol y desprovistas de otros tejidos se incluyeron en metacrilato de metilo, el cuál una vez polimerizado se cortó y desgastó con material abrasivo de distinto grano hasta lograr un corte histológico de 60-80 μ ; el mismo fue evaluado sin colorear con luz transmitida y polarizada a 25 y 100 aumentos. Se evaluaron cortes de 10 y 30 días.



RESULTADOS

Implantes roscados: En los dos períodos del ensayo se observó osteoformación densa a nivel cervical, de origen perióstico y endostal. También se observó inducción de la osteogénesis endomedular, revistiendo las hiladas y la base del implante.

Las diferencias de espesor en el hueso integrado al implante son evidentes entre los dos tiempos.

Implantes lisos: Tanto a los 10 como a los 30 días se observó activa osteogénesis medular y recubrimiento de la superficie implantaria profunda y apical. En las zonas cervicales la formación ósea fue menos activa que en los implantes roscados. A los 30 días se pudo apreciar una importante osteogénesis de origen endostal.

DISCUSION

Los implantes pueden incorporarse en los tejidos por contacto directo entre el implante y el hueso, es decir por oseointegración o por una capa de tejido conectivo (pseudoligamento)(2).

No hay una adecuada explicación hasta el momento del proceso de integración del hueso con el titanio, y es por ello particularmente importante el desarrollo de modelos animales adecuados (3).

El modelo experimental desarrollado ha demostrado preliminarmente su utilidad y practicidad. Este modelo sería de elección para probar distintos tratamientos sobre el fenómeno de la osteo-integración, ya sea físicos (como las ondas electromagnéticas o el ultrasonido) o farmacológicos.

Se ha comunicado un 95% de éxito de los implantes en el modelo de tibia de rata (4), comparable a lo descrito en implantes clínicos en humanos (3).

1.- Branemark PI. Introducción a la oseointegración. En: Prótesis tejido-integradas. La oseointegración en la odontología clínica. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Eds. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlín 1987.

2.-Hong L, Klein CPAT, de Groot K. Histological observations of coated and prestressed dental implants under flexible or rigid loading conditions. Biomaterials 1994, 15:390-395.



UNIVERSIDAD DEL SALVADOR
BUENOS AIRES, ARGENTINA



- 3.-Clokie CML, Warshawsky H. Morphologic and radioautographic studies of bone formation in relation to titanium implants using the rat tibia as a model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:155-165.
- 4.-Clokie CML, Warshawsky H. Development of a rat tibia model for morphological studies of the interface between bone and titanium implants. *Compend* 1995; 16:56-68

ACTUALIZACION BIBLIOGRAFICA

¿Por qué fallan los implantes?

ABDEL SALAM EL ASCARY, BDS* ROLAND M. MEFFERT, DDS "TERENCE GRIFFIN, DMD"
Implant Dentistry - Volume 8 - Number 2 - 1999

Desde la introducción de los conceptos de osteointegración, el éxito de los implantes ha aumentado, debido al mejor entendimiento de las respuestas del hueso y los conceptos de carga. Esto fue demostrado en estudios longitudinales. La selección inadecuada de pacientes, la acumulación de placa bacteriana, la oclusión traumática, los restos retenidos, la restauración protésica inapropiada, y la preparación del hueso sin el uso de refrigeración interna, alto torque, velocidades adecuadas en las piezas de mano, fueron factores contribuyentes para conspirar en contra del éxito de los implantes.

El concepto de fracaso también incluye la estética, la funcionalidad, y la fonética como razones de fallas.

DEFINICION DE FRACASO O FALLA DE LOS IMPLANTES

Es definida como una falla total para cumplir sus propósitos ya sea (funcional, estética o fonética) debido a razones mecánicas o biológicas.

Los implantes dentales pueden fracasar por diferentes causas. Algunas de las más comunes a considerar en la falla de un implante serían:

1. La pérdida de tornillos de conexión.
 2. La fractura de los tornillos de conexión.
 3. El sangrado y el agrandamiento gingival.
 4. El exudado purulento de bolsas profundas.
 5. El dolor (no muy común).
 6. La fractura de los componentes protésicos
- a. Fractura de hueso angular notada radiográficamente
b. Infecciones de larga duración e inflamación de tejidos blandos durante la 1ra. etapa de cicatrización de la 1ra. etapa quirúrgica.

RAZONES DE FALLAS EN IMPLANTES DENTALES

La clasificación de las fallas o fracasos de los implantes dentales se dividieron en 7 categorías.

- A. De acuerdo a la etiología (la categoría A es concerniente a las razones etiológicas incluyendo fracasos debido a factores hostiles colocación quirúrgica, selección del implante y problemas restaurativos.)
- B. De acuerdo al tiempo de falla.
- C. De acuerdo a la condición de la falla.
- D. De acuerdo al personel responsable.
- E. De acuerdo al modo.
- F. De acuerdo a los tejidos involucrados.
- G. De acuerdo al origen.

FACTORES DEL HUESPED

Estado médico general

- Osteoporosis y otras enfermedades óseas:

La osteoporosis esqueletal post-menopausica es una de ellas en donde hay una disminución de la densidad, y de la masa ósea. Esto es considerado una contraindicación relativa para la osteointegración.

HABITOS

Fumadores: Estudios han mostrado que uno de los factores primarios que llevan a la falla de los implantes es el paciente fumador.

El fumador de larga data presenta una pobre calidad ósea que afecta directamente la sobre vida de los implantes. La reducción de la vascularización del hueso es el mecanismo predominante.

HABITOS PARAFUNCIONALES

El Bruxismo y el apretamiento crean complicacio-

ACTUALIZACION BIBLIOGRAFICA

nes relacionadas con los componentes protéticos, materiales y el estado de oseointegración. El bruxismo es una mal función multidireccional en cambio, el apretamiento ocurre en una sola dirección (vertical). El bruxismo por lo tanto es más agresivo.

El Bruxismo comúnmente se manifiesta con la pérdida o aflojamiento de los tornillos de conexión debido a la sobrecarga. Las fuerzas involucradas son excesivas. El bruxismo no representa una contraindicación para los implantes pero influye en el plan de tratamiento.

ESTADO BUCAL

Pobre cuidado: Hay una relación directa establecida entre la acumulación de placa y la progresión de una gingivitis. La placa dental es uno de los principales factores que conducen a la falla de implante. Debido a que las fibras de tejido conectivo supraóseo están orientadas en forma paralela respecto a la superficie del implante, éste es más susceptible al ingreso de bacterias por acumulación de placa. Además, la naturaleza de la superficie del implante parece influenciar la colonización bacteriana. Esto podría explicar las diferentes respuestas de los diferentes sistemas de implantes a la placa bacteriana.

Se recomienda llamar al paciente para control cada 3 meses. Recoger índices periodontales, sangrado, profundidad de bolsa, evaluación radiográfica.

Finalmente debe ser diseñado un buen programa de mantenimiento.

PERIODONTITIS JUVENIL Y RAPIDA PROGRESIVA

Al parecer hay una fuerte relación pacientes periodontales comprometidos con fallas en los implantes.

Por lo tanto la necesidad de un protocolo clínico que incluya la eliminación de la enfermedad, es imprescindible para tratar pacientes con implantes.

Terapia Irradiante:

La relación entre las fallas de los implantes y la irradiación de pacientes no es clara.

La irradiación para el tratamiento de un cáncer oral no parece reducir la sobrevida de los implantes. El principal problema con los pacientes irradiados es la disminución del flujo salival, la predisposición a infecciones debido a la disminución de la circulación y la posibilidad de una osteoradionecrosis.

COLOCACION QUIRUGICA

Colocación fuera de eje (Severa angulación)

La inadecuada colocación del implante puede resultar en un diseño con compromiso estético y una inadecuada distribución de fuerzas sobre los implantes.

FALTA DE ESTABILIDAD INICIAL

El uso de fuerza excesiva durante la osteotomía, la mala posición de las manos del cirujano, la pobre calidad ósea, el no uso de un apoyo durante la osteotomía. Son factores que pueden conducir a una osteotomía sobredimensionada.

CICATRIZACION DISMINUIDA E INFECCION DEBIDO A UN DISEÑO DE COLGAJOS INADECUADO U OTROS

La cicatrización es una de las consideraciones básicas en cirugía. Un problema con la cirugía de implantes es que la mayoría son insertados en un campo contaminado de la cavidad oral. Un inadecuado diseño del colgajo nos llevará a una infección temprana.

También algunas condiciones sistémicas como la diabetes melitus, anemia, uremia, etc. juegan un papel importante en la cicatrización.

SOBRECALENTAMIENTO Y EXAGERADA PRESION

La elevación de temperatura mínima durante el fresado es un factor clave para una técnica quirúrgica atraumática. Por lo tanto el control de la temperatura durante el fresado es un factor muy importante ya que a temperaturas de 47°C y mayores se produce la necrosis de las células óseas, cuando el fresado es producido durante 1 minuto.

MINIMO ESPACIO ENTRE IMPLANTES

Se recomienda un espacio de 4mm a 7mm entre

ACTUALIZACION BIBLIOGRAFICA

implantes vecinos para conseguir el suficiente espacio biológico y evitar la necrosis que ocurre debido a la pobre irrigación. También el espacio suficiente nos permitirá mantener los protocolos de higiene adecuados.

COLOCACION DEL IMPLANTE EN HUESO INMADURO EN SITIOS RECIEN INJERTADOS

Una de las causas más comunes de fallas protésicamente relacionadas es la carga rápida de los implantes.

El problema de la colocación de implantes en zonas injertadas, es el tiempo si el implante es cargado antes que el hueso que lo rodea madure.

COLOCACION DEL IMPLANTE EN UN ALVEOLO INFECTADO O EN UNA ZONA PATHOLOGICA

Los implantes dentales pueden fallar por:

1. Colocación dentro de un alvéolo infectado (Implante inmediato).
2. Colocación con una lesión patológica existente (quistes).
3. Migración de la infección de un diente vecino vía espacios medulares.

CONTAMINACION DEL IMPLANTE ANTES DE LA INSERCIÓN

El manejo de un implante contaminado en un pobre protocolo puede alterar la superficie química del mismo. El implante puede contaminarse debido a errores de manipulación por el operador, por el uso del instrumental que no sea de titanio o por bacterias de la cavidad oral.

SELECCION DEL IMPLANTE

La tecnología moderna ha provisto a los cirujanos dentales e implantólogos con una variedad de sistemas de implantes y diseños. Esto permite su uso en cualquier tipo de hueso y en todas localizaciones en la arcada con un mínimo índice de fallas o fracasos.

LONGITUD DEL IMPLANTE

Una gran variedad de longitudes de implantes existen hoy en un rango que va desde los 7mm. hasta los 20mm. en donde los más usados van des-

de los 10mm. a los 16mm.

Algunos estudios revelaron que el mayor porcentaje de fracasos se produjo en implantes de menos de 10mm. de longitud.

ANCHO DEL IMPLANTE

El diámetro del implante es considerado un factor contribuyente al éxito o fracaso del mismo. Obviamente esto está muy relacionado a la disponibilidad ósea. Misch recomienda que, tanto por lingual como por vestibular debe quedar 1mm de hueso alrededor del implante para mantener la suficiente circulación sanguínea.

NUMERO DE IMPLANTES

Muchos autores concuerdan en que el mayor número de implantes que soportan una prótesis reduce el índice de fracasos. Esto llevará a una mejor distribución de las cargas, a una disminución de la sobrecarga, a una mayor estabilidad en algunos casos lo que conducirá a lograr un mayor éxito de sobrevivencia de los implantes.

INADECUADO DISEÑO DEL IMPLANTE

El diseño del implante parece afectar el porcentaje de éxito de los implantes dentales.

Parece que los implantes huecos tienen un índice más negativo que los sólidos cilíndricos debido a que en éstos quedan espacios muertos susceptibles a infecciones. También parece que los cilíndricos o roscados son mejores que los cónicos por una mejor distribución del stress.

CONCLUSION

Las fallas de los implantes dentales pueden ser atribuidas a muchas razones durante las diferentes etapas del tratamiento.

Habrá que investigar sobre la etiología de la falla y reducirla al máximo.

Una lista de chequeo de las fallas en los implantes puede ser de gran ayuda para lograr prevenir fracasos. □

Traducción y Resumen
Od. Julián Andrés Cancela

**REUNION
ANUAL**

XXVIII

V

I

I

INTERNATIONAL ASSOCIATION
FOR DENTAL RESEARCH
DIVISION ARGENTINA

**XXVIII
REUNION ANUAL**

**19 - 21 DE OCTUBRE DE
1995**

**PARANA - ENTRE RIOS
ARGENTINA**

**PROGRAMA
Y RESUMENES**



23 *

Respuesta Osteogénica Peri-implante ante Diferentes Dosis de Dexametasona.
S.WERNER, J. TESSLER, B.GUGLIELMOTTI, R.L. CABRINI. Cat. Anatomía
Patológica y Cat. Farmacología, Facultad de Odontología, UBA.

En estudios previos demostramos (J Dent Res 74 (3): 436; 74 SI:740, 1995) que la osteogénesis peri-implante se incrementa bajo la acción de la dexametasona (DXM). El objetivo del presente estudio es evaluar el efecto de diferentes dosis de DXM administradas inmediatamente post-implante. Se utilizaron 10 grupos, de 6 ratas Wistar cada uno (\times 200g), a las que bajo anestesia con éter se les colocó, en la tibia, un implante laminar de Titanio*, siguiendo la metodología desarrollada previamente por nosotros (Imp Dent 2: 264- 267, 1993). A los 5 grupos experimentales se les inyectó por vía I.P. 60, 120, 240, 480, 960 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{día}$ de DXM (Sidus, Argentina), mientras que a los 5 grupos controles se les inyectó volúmenes equivalentes del vehículo (solución fisiológica). Todos los animales se sacrificaron a los 14 días post-implantación, se resecaron las tibias, radiografiaron y se procesaron para su posterior inclusión en metacrilato de metilo. Los valores histomorfométricos fueron evaluados estadísticamente mediante el test "t" de Student. En todos los grupos experimentales se evidenció un mayor porcentaje de tejido oseointegrado con respecto a los controles, como así también una mayor respuesta osteogénica peri-implantaria, siendo mayor con la dosis de 240 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{día}$ ($115 \pm 33 \text{ cm}^2$ vs control $7 \pm 2 \text{ cm}^2$ $p < 0,01$). La densidad ósea, en los animales inyectados con DXM fue menor que en los controles, incrementándose con las dosis más altas ($0,49 \pm 0,06$, con $60 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{día}$; $0,88 \pm 0,02$, con $960 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{día}$). En el modelo empleado se evidencia que la respuesta ósea se incrementa bajo la administración de DXM. Es de destacar que existe una relación inversa entre el volumen y la calidad de hueso formado, evidenciándose menor volumen y mayor densidad ósea al aumentar la dosis.

Subsidio UBA OD 018 *Implant - Vel

25 *

Efecto de un Bifosfonato(Etano-1-Hidroxi1,1 Bifosfonato) en la Osteogénesis
Peri-Implante.G.A. Giannunzio, H.V.Mendoza,M.B. Guglielmotti y R.L.Cabrini.
Cátedra de Anatomía Patológica.Facultad de Odontología.U.B.A.

La capacidad de oseointegración de un implante depende, entre otros factores, del proceso reparativo peri-implante. Factores locales y sistémicos inciden en dicho microentorno peri-implante. En tal sentido el objetivo del presente estudio fue evaluar el efecto de diferentes dosis de etano-1-hidroxi-1,1 bifosfonato (EHBP) administrados inmediatamente post-implante. Se utilizaron treinta ratas machos Wistar ($\times 100\text{g}$). Los animales fueron divididos en tres grupos iguales. Bajo anestesia con eter, se les colocó en la tibia un implante laminar de Titanio (Ti)*, siguiendo la metodología previamente desarrollada por nosotros (Imp. Dent. 2: 264-7, 1993). Al grupo I y II se les inyectó por vía intraperitoneal 10 y 7.5 mg/kg./día dosis de EHBP (Gador) respectivamente durante 10 días. El grupo control (grupo III) recibió un volumen equivalente de agua destilada. Todos los animales fueron sacrificados a los 15 días post-implantación. Las tibias fueron resecadas, radiografiadas y procesadas para su posterior inclusión en Metacrilato de Metilo. En los grupos I y II se evidenció un mayor porcentaje de tejido oseointegrado (69 y 81% respectivamente), comparado con el grupo control (grupo III) (57%), como así también una mayor respuesta osteogénica peri-implantaria. En el modelo experimental empleado se evidencia que la osteogénesis peri-implante se incrementa ante la administración inmediatamente post-implante de 10 y 7.5 mg/ Kg de peso de EHBP.

Subsidio UBA OD 018.

*Implant Vel.

IMPLANTES INTRAMEDULARES LISOS Y ROSCADOS EN TIBIA MURINA. MODELO EXPERIMENTAL.

**Kokubu G+, Grana D*, Domínguez FV+, García M #,
Maresca B#, Merlo A*, Miñó J*, Patiño O***

* Área de Investigación. Facultad de Medicina. USAL

+ Cátedra de Patología. Escuela de Odontología. USAL

† Carrera de Cirugía Plástica y Reconstructiva. Fac. Med. USAL

Cátedra de Endodoncia. Facultad de Odontología. UBA.

INTRODUCCION

La utilización del titanio, como material biocompatible, tanto en implantes dentales como en prótesis ortopédicas ha cobrado en los últimos años una gran importancia. El éxito o fracaso de un tratamiento implantológico depende en gran medida del fenómeno conocido como osteo-integración. El mismo ha sido definido por Branemark y colaboradores como el tejido óseo que se encuentra en contacto directo con el metal (interface hueso-metal). Con el objeto de acelerar el mencionado fenómeno y garantizar, el éxito del implante se han instituido un sinnúmero de tratamientos difíciles de evaluar clínicamente. Cobrando importancia en este sentido el empleo de modelos experimentales que reduzcan la variabilidad de los distintos parámetros, como por ejemplo similares carga genética, condiciones dietéticas, ambientales, clínicas, que en pacientes humanos sería imposible de lograr. Estos modelos servirán para evaluar la acción de distintas drogas o tratamientos físicos, como por ejemplo el electromagnetismo, radiofrecuencia, etc., sobre la cronodinámica de la osteo-integración.

El objetivo del presente trabajo fue desarrollar un modelo experimental en ratas Wistar, colocándoles implantes de titanio lisos y roscados en cresta tibial para su posterior evaluación clínico-radiográfica e histológica mediante cortes por desgaste.

MATERIAL Y METODOS

Se emplearon 20 ratas Wistar de ambos sexos de 150-250 g de peso provenientes de la colonia interna de la Facultad de Medicina-USAL. Los animales se mantuvieron de acuerdo a normas internacionales con un régimen de luz/oscuridad de 12-12hs, alimentados con balanceado (Cargill) y agua ad libitum.

Los implantes de titanio lisos eran de 1,5 mm de diámetro por 2 mm de alto, siendo los rosados de 2 x 2 mm; su tratamiento de superficie fue idéntico al empleado en los implantes de uso clínico ("Implant Vel").

Los animales se anestesiaron con clorhidrato de ketamina (10 mg/kg) y propionilpromazina (0,5 mg/kg) IP. Se realizó una incisión a lo largo de la cresta tibial de 8-10 mm previa tricotomía y desinfección de la zona. Luego de descubrir la cresta tibial se perforó la misma con una fresa de 1,5 mm de diámetro. Los implantes lisos se colocaron en la cavidad por presión, mientras que para colocar los rosados se confeccionó la rosca en el orificio recién hecho con un macho-rosco.

Las radiografías se hicieron con un equipo Siemens odontológico de 14 mA y 60 Kv a los 7-14-21 y 30 días.

Los cortes por desgaste se efectuaron con la técnica habitual: las tibias fijadas en formol y desprovistas de otros tejidos se incluyeron en metacrilato de metilo, el cuál una vez polimerizado se cortó y desgastó con material abrasivo de distinto grano hasta lograr un corte histológico de 80-80 μ , que fue evaluado sin colorear con luz transmítica y polarizada a 25 y 100 aumentos. Se evaluaron cortes de 10 y 30 días.

RESULTADOS

Implantes rosados: En los dos períodos del ensayo se observó osteoformación densa a nivel cervical, de origen periférico y endosteal. También se observó inducción de la osteogénesis endomedular, revistiendo las hiladas y la base del implante. Las diferencias de espesor en el hueso integrado al implante fueron evidentes entre los dos tiempos.

Implantes lisos: Tanto a los 10 como a los 30 días se observó activa osteogénesis medular y recubrimiento de la superficie implantaria profunda y apical. En las zonas cervicales la formación ósea fue menos activa que en los implantes rosados. A los 30 días se pudo apreciar una importante osteogénesis de origen endosteal.

COMENTARIO

El modelo experimental desarrollado ha demostrado preliminarmente su utilidad y practicidad. Este modelo sería de elección para probar distintos tratamientos sobre el fenómeno de la osteo-integración, ya sea físicos (como las ondas electromagnéticas o el ultrasonido) o farmacológicos.

BONE HEALING UNDER EXPERIMENTAL ANEMIA IN RATS

M.J.Giglio , A.Gorustovich and M.B.Guglielmotti

Departments of Clinical Pathology I, and Oral Pathology, Faculty of Dentistry,
University of Buenos Aires, Argentina

Abstract

The effects of anemia on different physiological parameters have been the object of permanent study.

There are no studies in the literature on the effects of this disorder on the process on bone healing.

The aim of the present study was to evaluate, histologically and histomorphometrically, the process of osteogenesis in the post-extraction alveolus of the lower molar, and in the peri-implant environment of rats. Twenty male Wistar rats (body weight (b.w): 60 ± 7 g) were grouped into two experimental sets. The control group (n:10) was given 0.5 mL saline solution i.p.

The anemic group (n:10) was injected with 6 mg/100 g of b.w. or 3 mg/100 g b.w. phenylhidrazine, a well known hemolytic agent. Under ketamine-xylazine anesthesia the rats were submitted to extraction of the first lower molars, and to implantation in the tibia in keeping with the "laminar test" procedure.

Other parameters, i.e. body weight (b.w), food intake (FI), hematocrit (Htc), and hemoglobinemia (Hb) were monitored every 48 hs.

The results showed a reduction in b.w., FI, Htc and Hb in the experimental group.

The histological and histomorphometrical data show that the condition of anemia affects osteogenesis qualitatively in the post-extraction alveolus and peri-implant microenvironment. Both bone reparative situations showed that osteogenesis is "sensitive" to anemia and /or the associated conditions, causing a delay in bone healing.

Key words: anemia, phenylhidrazine, bone healing, implants, osseointegration.

CICATRIZACIÓN OSEA EN RATAS CON ANEMIA EXPERIMENTAL

Resumen

Los efectos de la anemia sobre diferentes variables fisiológica ha sido motivo de permanentes estudios.

La revisión bibliográfica muestra la inexistencia de estudios en relación a esta alteración y el proceso de cicatrización ósea.

El objetivo del presente trabajo fue evaluar, en ratas, histológicamente e histomorfológicamente el proceso de osteogénesis en el alvéolo post-exodoncia de los molares inferiores y en el microentorno peri-implante.

Se utilizaron 20 ratas Wistar macho ($x: 60 \pm 7$ g). El grupo control ($n=10$) recibió 0.5 mL de salina por vía i.p. El grupo anémico ($n=10$) fue inyectado con 6 mg/100 g ó 3 mg/100 g de peso corporal, de fenilhidracina (FH), reconocido agente hemolítico.

El peso corporal (b.w), consumo de alimento (FI), hematocrito (Htc) y hemoglobínemia (Hb) fueron determinados cada 48 hs.

Los animales de ambos grupos, bajo anestesia de ketamina y xylacina, fueron sometidos a exodoncia de los primeros molares inferiores y se les implantó en la tibia, con el método del "laminar test" un implante de titanio.

Los animales fueron sacrificados por sobredosis de éter a los 30 días post-cirugía.

Los animales con anemia inducida por PHZ mostraron una disminución del b.w., FI, Htc, y la Hb. Los resultados histológicos e histomorfológicos obtenidos evidencian que en este modelo experimental la anemia afecta cualitativamente la osteogénesis en el alvéolo post-exodoncia y en el microentorno peri-implante. Ambos modelos experimentales mostraron ser "sensibles" a la anemia y / o condiciones fisiológicas asociadas determinando un atraso en la cicatrización ósea.

Palabras clave: anemia, fenilhidracina, cicatrización ósea, implantes, oseointegración.

INTRODUCTION

Bone is one of the tissues in the adult human body with the ability to regenerate its form and function after injury¹. However, several local and / or systemic factors may influence the degree of bone formation, e.g., peptide hormones, steroid hormones, cytokines, growth factors, drugs, radiation, infections, inflammation, blood flow, toxic agents, among others (2-6).

Blood supply and oxygenation are well-recognized factors affecting wound healing (7).

Phenylhydrazine (PHZ) is well known for its ability to produce red blood cells hemolysis in rats and humans.(8-11) The administration of PHZ produces hemolytic anemia, tissue hypoxia and increase in the erythropoietin-dependent erythrocyte production rate (8).

The present study was carried out to determine the effect of PHZ-induced anemia on bone healing in the post-extraction alveolus and on peri-implant osteogenesis in the rat.

The evaluation was performed by radiographic, histologic and histometric methods.

MATERIALS AND METHODS

Twenty male Wistar rats (b.w.: 60 ± 7 g) were grouped into two experimental sets (Fig. 1).

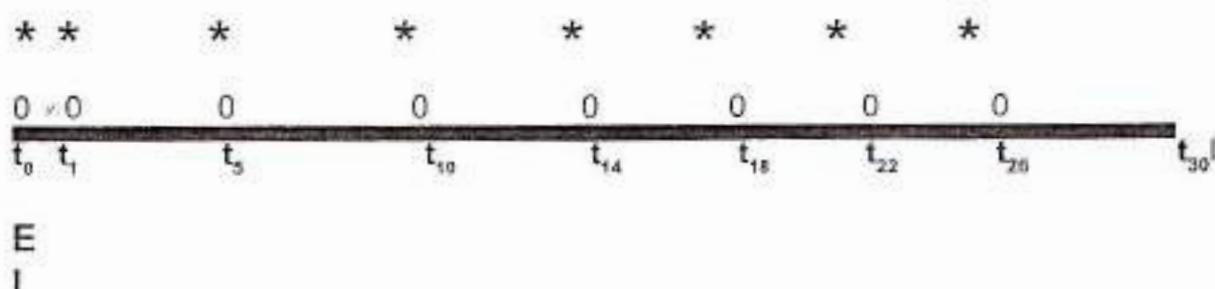


Fig. 1: Schedule of experimental procedure. E: tooth extraction, I: implant
0: saline administration (Control group). * PHZ administration (Experimental group)

The control group (C n:10) was given 0.5 mL saline solution i.p. The anemic group (A n:10) was injected with 6 mg/100 g of b.w. or 3 mg/100 g b.w. phenylhidrazine (PHZ).

At t_0 both groups, under ketamine-xylazine anesthesia, were submitted to a) extraction of the right first lower molars (12), and b) implantation in the tibia in keeping with the "laminar implant test" procedure (13).

The animals were not given a special diet or antibiotics, and were fed with rat chow and water *ad libitum*.

Body weight (b.w), food intake (FI), hematocrit (Htc) and hemoglobinemia (Hb) were monitored every 48 hs.

The animals were sacrificed 30 days post-surgery by ether overdose.

The right hemimandibles were dissected, fixed in 20% formalin solution, radiographed, decalcified, and embedded in paraffin.

Sections were made at the level of the mesial socket of the first molar in a buccolingual orientation and stained with hematoxylin and eosin.

The tibiae were resected and fixed in 20% formalin solution. Radiographs were taken and the tibiae were processed for embedding in poly (methyl methacrylate). Three cross sections were made transverse to the major axis of the implant and three ground sections (50 μ m) were obtained and stained with toluidine blue.

A histomorphometric analysis was performed employing a Kontron MOP-AM 03 (Carl Zeiss-Germany) image analyzing system.

Total alveolar volume and volume density of trabecular bone, were measured in the sockets as previously described (12).

The peri-implant bone volume and the percentage of osseointegration were histomorphometrically evaluated as previously described (13).

Results are presented as mean \pm S.D. Statistical significance was determined by Student's t test ($p < 0.05$).

RESULTS

Body weight, food intake, and hematocrit values were significantly lower in experimental animals (28%, 22%, and 42% respectively), than in controls.

Radiographs showed the alveoli almost completely occupied by radiopaque tissue in the control animals, while in the rats injected with PHZ the alveoli exhibited a radiopaque image in the area corresponding to the apical third of the alveoli (Fig. 2 A-B).

The radiographic images of the tibiae in both groups revealed no differences and showed that all implants remained *in situ* in the diaphyseal area (Fig. 3).

Histological findings revealed that PHZ treated animals showed a reduction in bone formation as compared to controls both for alveolar bone healing and peri-implant osteogenesis.

The histologic sections revealed that in control animals the alveolus was completely filled by lamellar bone and that the mucosa completely covered the wound surface (Fig. 4 A-B).

The sockets of animals in the experimental group were occupied by bone that only filled the apical half. Volume density of trabecular bone was lower than in control animals. The epithelium completely covered the wound surface in all the groups (Fig. 5 A-B).

Histological observations revealed bone formation surrounding the implants, both in control and experimental animals. Control animals exhibited lamellar bone close to the implant (Fig. 6 A-B). PHZ treated animals showed reduced peri-implant osteogenesis and osseointegration capacity as compared to control animals (Fig. 7 A-B).

Histometric values corresponding to total alveolar volume and volume density of trabecular bone in the sockets were lower in the experimental group than in the control group (Table I). The differences were statistically significant.

Histomorphometric studies revealed a lower percentage of osseointegration, and volume of peri-implant bone tissue in experimental animals as compared to controls (Table 1).

		Total Alveolar Volume mm ³	Volume Density of Trabecular Bone
Post-extraction Socket	C	4593 ± 367	0.80 ± 0.07
	E	3507 ± 577*	0.64 ± 0.04*

		Bone Volume mm ³	Osseointegration %
Peri-implant	C	1900 ± 140	71 ± 3
	E	1400 ± 100*	63 ± 4*

Table I: Histomorphometric Study. X ± S.D., * p<0.05, C: control, E: experimental

DISCUSSION

According to previous studies reported in the literature, oxygen often plays a controlling role in the reparative process, and it is one of the critical nutrients in wound healing (7).

Bone has the potential to restore its original structure completely, provided that some basic preconditions are fulfilled, i.e. the presence of bone forming cells, blood supply, and mechanical stability provided by a solid base, among others (4-6).

The accuracy of the methodology used in this experiment has been repeatedly verified both in terms of the procedure of tooth extraction, and the histometric methods (12). This methodology was employed in the study of alveolar wound healing under local or systemic conditions, affording a quantitative characterization of the process (12, 14-16).

The laminar implant test allows for the study of *de novo* bone formation which stems from medullary compartment cells. We used this experimental model to study the effect of local and / or systemic factors that affect osseointegration i.e. corticosteroids, corrosion, diabetes, radiation (17-22).

The results presented herein show that PHZ induced anemia alters bone healing, and would determine a delay in the repair process.

The findings reported herein must be taken into account in terms of their clinical relevance given that bone healing disorders as a result of oxygen supply to bone tissue and / or the conditions associated to anemia would be responsible for the effects observed.

ACKNOWLEDGMENTS

This study was supported by Grants TO 06 and TO 09 of the University of Buenos Aires, and Grants PICT 01747 and PICT 02075 of the National Agency for the Promotion of Science and Technology (ANPCyT).

The valuable technical assistance of Ms Alicia Araoz is acknowledged.

CORRESPONDENCE

Dr. Máximo J. Giglio
Cátedra de Patología y Clínica Bucodental 1
Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires.
M.T. de Alvear 2142 – (C1122AAH) Buenos Aires - Argentina

REFERENCES

- YUDELL RM, BLOCK MS. Bone gap healing in the dog using recombinant human bone

- morphogenetic protein-2. *J Maxillofac Surg* (2000) 58:761-766.
2. FITZPATRICK LA. Metabolic and nontumorous bone disorders. In: Damjanov I, Linder J (eds.) *Anderson's Pathology Vol.2*. 10th ed. St Louis: Mosby, (1996) 2574-2611.
 3. GALLIN JI, GOLDSTEIN IM, SNYDERMAN R (eds.) *Inflammation: Basic principles and clinical correlates*. 2nd ed. New York: Raven Press (1992), pp 1186.
 4. SCHENK RK. Bone regeneration: Biologic basis. In: Buser D, Dahlin C, Schenk RK (eds.). *Guided bone Regeneration in Implant Dentistry*. Chicago: Quintessence Books, (1994), pp 49-100.
 5. SCHMID J, WALLKMAN B, HÄMMERLE CHF, GOGOLEWSKI S, LANG NP. The significance of angiogenesis in guided bone regeneration. A case report of a rabbit experiment. *Clin Oral Impl Res* (1997) 8:244-248.
 6. RABIE AM, URIST MR (eds.) *Bone Formation and Repair*. Amsterdam: Elsevier (1997), pp 222.
 7. LA VAN FB, HUNT TK. Oxygen and wound healing. *Clin Plast Surg* (1990) 17:463-472.
 8. CRISWELL KA, SULKANEN AP, HOCHBAUM AF, BLEAVINS MR. Effects of phenylhydrazine or phlebotomy on peripheral blood, bone marrow and erythropoietin in Wistar rats. *J Appl Toxicol* (2000) 20:25-34.
 9. DORNFEST BS, NAUGHTON BA, JOHNSON R, GORDON AS. Hepatic production of erythropoietin in a phenylhydrazine-induced compensated hemolytic state in the rat. *J Lab Clin Med* (1983) 102:274-285.
 10. DORNFEST BS, LAPIN DM, ADU S, NAUGHTON BA. Dexamethasone suppresses the generation of penylhydrazine-induce anemia in the rat. *Proc Soc Exp Biol Med* (1992) 199:491-500.
 11. OGISO T, ITO Y, IWAKI M, NAKANISHI K, SAITO H. Effect of phenylhydrazine-induced structural alterations of human erythrocytes on basic drug penetration. *Chem Farm Bull* (1989) 37:430-434.
 12. GUGLIELMOTTI MB, CABRINI RL. Alveolar wound healing and ridge remodeling after tooth extraction in the rat: A histologic, radiographic, and histometric study. *J Oral Maxillofac Surg* (1985) 43:359-364.
 13. CABRINI RL, GUGLIELMOTTI MB, ALMAGRO JC. Histomorphometry of initial bone healing around zirconium implants in rats. *Implant Dent* (1993) 2:264-267.
 14. GUGLIELMOTTI MB, UBIOS AM, CABRINI RL. Alveolar wound healing after X-radiation: A histologic, radiographic, and histometric study. *J Oral Maxillofac Surg* (1986) 44:972-976.
 15. UBIOS AM, GUGLIELMOTTI MB, CABRINI RL. Effect of diphosphonate on the prevention of X-radiation-induced inhibition of bone formation in rats. *J Oral Pathol* (1986) 15:500-505.
 16. GUGLIELMOTTI MB, ALONSO C, ITOIZ ME, CABRINI RL. Increased osteogenesis in alveolar wound healing elicited by demineralized bone powder. *J Oral Maxillofac Surg* (1990) 4:487-490.

17. WERNER SB, TESSLER J, GUGLIELMOTTI MB, CABRINI RL. Effect of dexamethasone on osseointegration: A preliminary experimental study. *J Oral Implantol* (1996) 22:216-219.
18. GUGLIELMOTTI MB, RENOU S, CABRINI RL. A histomorphometric study of tissue interface by laminar implant test in rats. *Int J Oral Maxillofac Implants* (1999) 14:565-570.
19. GUGLIELMOTTI MB, RENOU S, CABRINI RL. Evaluation of bone tissue on metallic implants by energy dispersive X-ray analysis (EDX). An experimental study. *Implant Dent* (1999) 8:303-309.
20. DUFFÓ G, BARREIRO M, OLMEDO D, CROSA M, GUGLIELMOTTI MB, CABRINI RL. An experimental model to study implant corrosion. *Acta Odont Latinoamer* (1999) 12:3-10.
21. GIGLIO MJ, GIANNUNZIO G, OLMEDO D, GUGLIELMOTTI MB. Histomorphometric study of bone healing around laminar implants in experimental diabetes. *Implant Dent* (2000) 9:143-149.
22. RENOU S, GUGLIELMOTTI MB, DE LA TORRE A, CABRINI RL. Effect of total body irradiation on peri-implant tissue reaction: an experimental study. *Clin Oral Impl Res* (2001) 12 [in press]

Legends to figures:

Fig. 2 : Radiographic appearance 30 days post-extraction. A: Control: The edentulous area has been replaced by radiopaque tissue making the socket walls indistinguishable,

B: Experimental: The edentate ridge exhibits radiopaque tissue in the apical half of the socket.

Fig. 3: Radiographic appearance 30 days post-implantation. Frontal and lateral views of the tibiae with the laminar implant.

Fig. 4 : Control. Microscopic section of the first mesial molar socket 30 days after surgery.

A: Note the socket filled with lamellar bone tissue. (H-E) orig. mag. X50. B: At a higher magnification the characteristics of bone density are shown. (H-E) orig. mag. X100.

Fig. 5 : Experimental. Microscopic section of the first mesial molar socket 30 days after surgery. A: The socket is not completely filled with lamellar bone tissue. (H-E) orig. mag. X50. B: Bone filling exhibited reduced volume density. (H-E) orig. mag. X100.

Fig. 6: Control. Ground section of a titanium implant 30 days post-implantation.

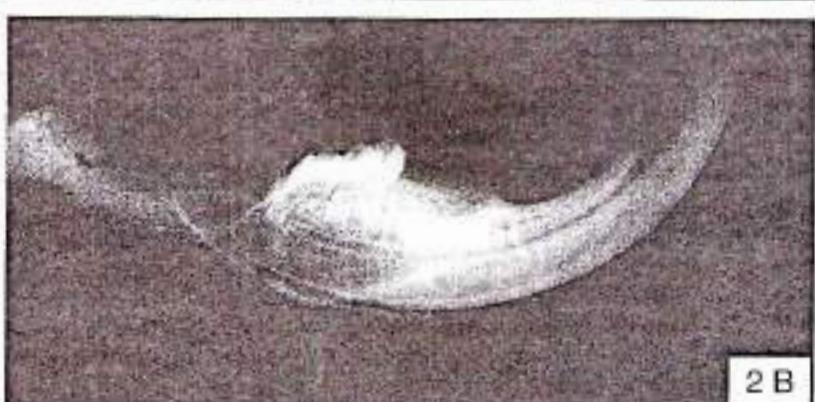
A-B: Low-power and high-power magnifications evidenced close bone apposition to titanium implant. (toluidine blue) orig. mag. X 400 and X1000 respectively.

Fig. 7. Experimental. Ground section of a titanium implant 30 days post-implantation.

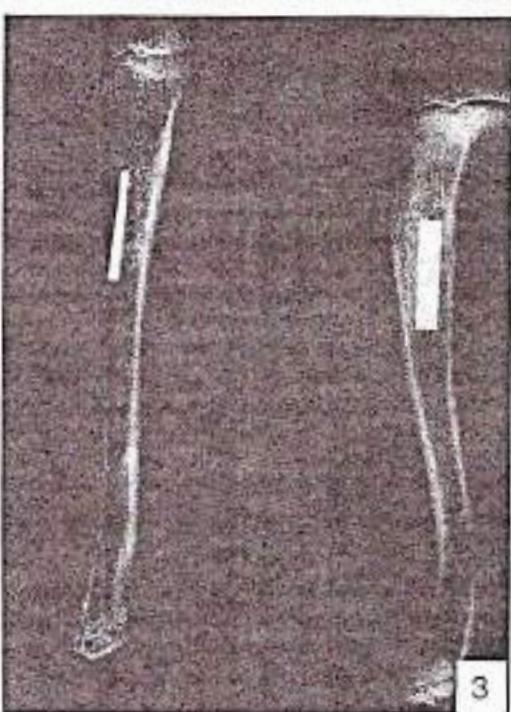
A-B: Low-power and high-power magnifications showed absence of osseointegration, and reduced peri-implant bone as compared to controls. (toluidine blue) orig. mag. X400 and X1000 respectively.



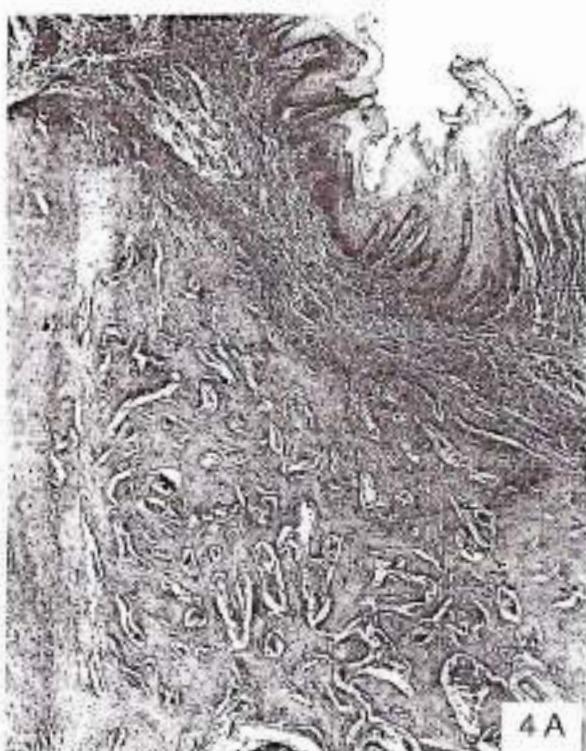
2 A



2 B

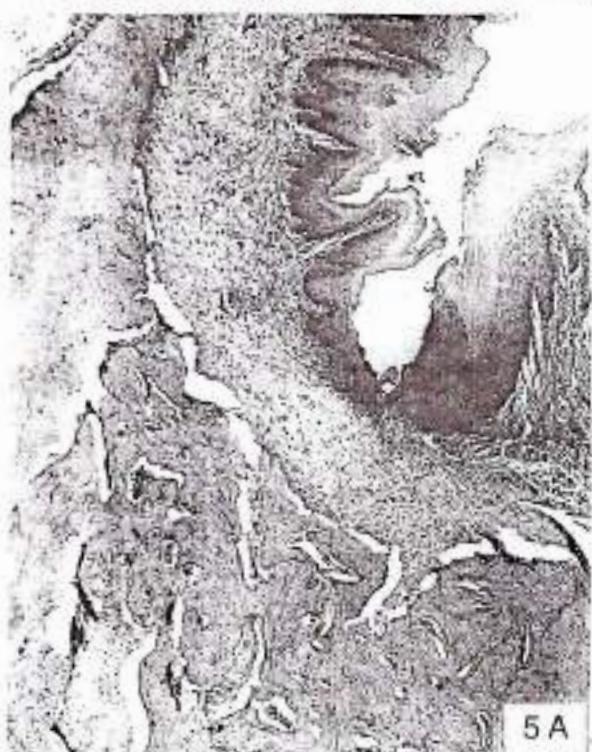


3



4 A

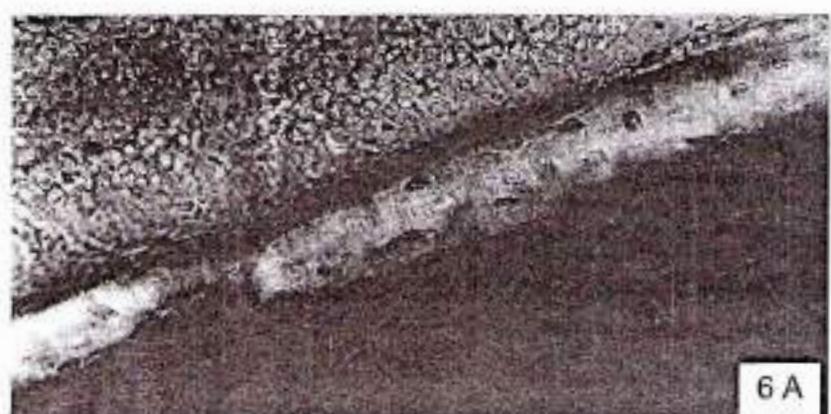
4 B



5 A



5 B



1- Local effect of titanium implant corrosion: an experimental study in rats

D.G. Olmedo, G. Duffó, R.L. Cabrini and M.B. Guglielmotti.

*International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery Volume 37, Issue 11, November 2008,
Pages 1032-1038*

2- Electrical field effect on peri-implant osteogenesis: a histologic and histomorphometric study.

Giannunzio GA, Speerli RC, Guglielmotti MB.

Implant Dent. 2008 Mar;17(1):118-26.

PURPOSE: Tissue response to injury, as occurs during wound healing, is a well-organized biologic event. Both clinical and experimental studies have shown external electrical stimulation to enhance tissue repair. The effect of *in situ* electrical stimulation has been studied in experimental models of fracture healing, ostectomy, osteogenic distraction, and implants. The aim of the present study was to evaluate the effect of an electrical field on peri-implant wound healing, using an experimental model that involved placing a metallic laminar implant in rat tibia.

MATERIALS: Forty male Wistar rats weighing approximately 100 g were used. A titanium laminar implant (6 x 1 x 0.1 mm³) (Implant Vel, Buenos Aires, Argentina) was inserted through the hole and placed in the medullary compartment. The tissues were then repositioned and sutured carefully. An electric field generator (ECCEL, DAM, Argentina) was used to deliver the electric stimulus. The electric field plate was placed on the skin of both hind limbs. In sham group, the animals were subjected to the same procedure without connecting the plate to the electric field generator. All the animals were killed by ether overdose at 15 days of postimplantation. The tibiae were resected, fixed in 20% formalin, radiographed, and processed for embedding in methyl methacrylate. The ground sections were stained with 1% toluidine blue.

The following parameters were evaluated: peri-implant bone volume and percentage of osseointegration. Statistical analysis of the results was performed using ANOVA ($P < 0.05$).

RESULTS: Application of external positive or negative electrical fields using the experimental model (post-titanium implant bone healing in rat tibia), under the conditions stated herein, was found to enhance peri-implant lamellar bone volume compared with sham-treated animals.

CONCLUSION: The use of a device generating a positive/negative electrical field resulted in the presence of woven bone.

3- Bone healing under experimental anemia in rats.

Giglio MJ, Gorustovich A, Guglielmotti MB.

Acta Odontol Latinoam. 2000;13(2):63-72.

Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, M.T. de Alvear 2142-(C1122AAH)
Buenos Aires, Argentina.

The effects of anemia on different physiological parameters have been the object of permanent study. There are no studies in the literature on the effects of this disorder on the process on bone healing. The aim of the present study was to evaluate, histologically and histomorphometrically, the process of osteogenesis in the post-extraction alveolus of the lower molar, and in the peri-implant environment of rats. Twenty male Wistar rats (body weight (b.w.): 60 +/- 7 g) were grouped into two experimental sets. The control group (n:10) was given 0.5 mL saline solution i.p. The anemic group (n:10) was injected with 6 mg/100 g of b.w. or 3 mg/100 g b.w. phenylhidrazine, a well known hemolytic agent. Under ketamine-xylazine anesthesia the rats were submitted to extraction of the first lower molars, and to implantation in the tibia in keeping with the "laminar test" procedure. Other parameters, i.e. body weight (b.w.), food intake (FI), hematocrit (Htc), and hemoglobinemia (Hb) were monitored every 48 hs. The results showed a reduction in b.w., FI, Htc and Hb in the experimental group. The histological and histomorphometrical data show that the condition of anemia affects osteogenesis qualitatively in the post-extraction alveolus and peri-implant microenvironment. Both bone

reparative situations showed that osteogenesis is "sensitive" to anemia and/or the associated conditions, causing a delay in bone healing.

4- Influence of age and gender on peri-implant osteogenesis. Age and gender on peri-implant osteogenesis.

Pien DM, Olmedo DG, Guglielmotti MB.

Acta Odontol Latinoam. 2001;14(1-2):9-13.

Department of Oral Pathology, School of Dentistry, University of Buenos Aires.

Among the local and systemic factors affecting bone repair, great interest is focused on age and gender. The aim of this work was to perform a histomorphometric evaluation of peri-implant bone healing response in male and female rats aged 1 and 3 months. Forty Wistar rats were i.p. anesthetized with xylazine and ketamine. A c.p. Ti implant (Implant Vel, Buenos Aires-Argentina) was placed in the right tibia following the method described by Cabrini et al. (Implant Dent 1993; 2:264-267). Group I: (G1, n = 10) female rats aged 1 month; Group II: (GII, n = 10) female rats aged 3 months; Group III: (GIII, n = 10) male rats aged 1 month; Group IV: (GIV, n = 10) male rats aged 3 months. All the animals were killed by ether overdose 30 days post-implantation. The tibiae were resected, radiographed and embedded in methylmethacrylate. Ground sections perpendicular to the longer axis of the tibia were obtained and stained with toluidine blue. Percentage of osseointegration and peri-implant bone tissue volume were evaluated. No differences in peri-implant bone tissue histology were observed among groups. No statistically significant differences in peri-implant bone volume and percentage of osseointegration were observed between GII (adult females) and GIV (adult males). Peri-implant bone volume and percentage of osseointegration were markedly greater in GIV (adult males) than in GIII (young males) ($14 \pm 1 \text{ mm}^2$ and $8 \pm 2 \text{ mm}^2$) $p < 0.01$ and (49 $\pm 6\%$ and 24 $\pm 9\%$) $p < 0.01$ respectively. Using this experimental model, differences in peri-implant osteogenesis (bone volume and percentage of osseointegration) associated to gender were only observed in the young rats, and differences associated to age were found between the groups of males.

5- Effect of platelet-rich plasma on the peri-implant bone response: an experimental study.

Fontana S, Olmedo DG, Linares JA, Guglielmotti MB, Crosa ME.

Implant Dent. 2004 Mar;13(1):73-8.

Department of Oral Histology and Embryology, School of Dentistry, National University of Córdoba, Argentina.

Platelet-rich plasma (PRP) is used as a source of growth factors to stimulate and accelerate bone formation and soft tissue healing. The use of PRP in boneregeneration, both around dental implants and in periodontic treatments, has become particularly appealing. The aim of this study was to evaluate the effect of PRP in an experimental model of osteogenesis around laminar implants. Fifteen male Wistar rats, weighing $90 \pm 10 \text{ g}$, were used in this study. One milliliter of blood was obtained from each animal by intracardiac puncture and transferred into Eppendorf tubes containing 10% sodium citrate. The tubes were centrifuged at 1500 rpm for 15 minutes and PRP was prepared. The laminar test was used to evaluate the bone peri-implant response. PRP and a titanium laminar implant were introduced into the right tibia (Ti/PRP group), whereas the left tibia (control) received only a laminar implant (Ti group). Thirty days postimplantation, the tibiae were resected, radiographed, and processed for embedding in acrylic resin. Ground sections (50 microm) were stained with toluidine blue. The peri-implant bone volume was evaluated histomorphometrically. Statistical analysis of the data was performed. The amount of newly formed bone in the Ti/PRP group ($30 \pm 7 \text{ cm}^3$) was significantly greater than in the Ti group ($16 \pm 3 \text{ cm}^3$). A greater volume of peri-implant bone was observed when PRP was used in the laminar implant test model.