

Evaluación de las combinaciones de los implantes de titanio, zircona y alumina con dos rellenos de hueso en perros

Jean-Hermann Dubruille, Dr.*/Eric Viguier, Dr.**/Giles Le Naour***/
Marie-Thérèse Dubruille, Dra.****/Michèle Auriol, Dra.*****/
Yves Le Charpentier, Dr.*****

La calidad de la interfase del implante de tejido se evaluó mediante un microscopio de escáner de electrones y análisis morfométrico. Se le implantaron tres tipos de implantes dentales (de titanio, zircona o alumina) a nueve perros. Se colocó un total de veinticuatro implantes en el hueso de la mandíbula previamente relleno con carbonato cálcico coralino o hidroxiapatita. El estudio consiste en dividir el concepto de la oseointegración en dos fases: la *oseoaptación*, que sólo concierne a la interfase (contacto físico entre los implantes y el hueso sin proceso de interpenetración), y la *oseocoalescencia*, que se basa en una interpenetración en el material bioactivo, que casi siempre desaparece, y sustituyéndolo por un hueso formado nuevamente. No hubo ninguna diferencia estadística entre los tres tipos de implantes. Ambos rellenos mostraron buenas propiedades de oseocoalescencia. Sin embargo, la hidroxiapatita provocó un enquistamiento que impidió la oseoaptación de los implantes, al contrario que el relleno de carbonato cálcico.

(INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1999;14:271-277)

Palabras clave: materiales de relleno de hueso, implantes, oseocoalescencia, oseoaptación.

* Profesor y Director, Departamento de Implantología, Universidad de París VI, Instituto de Odontología, Cirugía Plástica y Maxilofacial, Hospital de la Pitié Salpêtrière, París, Francia.

** Profesor Asistente, Departamento de Cirugía, Escuela de Veterinaria, Maisons-Alfort, Francia.

***Técnico, Departamento de Patología, Universidad París VI, Instituto de Odontología, Cirugía Plástica y Maxilofacial, Hospital de la Pitié Salpêtrière, París, Francia.

****Profesora y Directora de Departamento de Implantología, Universidad de París VI, Instituto de Odontología, Cirugía Plástica y Maxilofacial, Hospital de la Pitié Salpêtrière, París, Francia.

*****Doctora, Departamento de Patología, Universidad de París VI, Hospital de la Pitié Salpêtrière, París, Francia

*****Profesor y Director, Departamento de Patología, Universidad de París VI, Departamento de Patología, Hospital de la Pitié Salpêtrière, París, Francia.

Reimpresión: Dr J. H. Dubruille, 12, Rue de l'Abbaye, 75006 París, Francia.

COPYRIGHT © 2000 por QUINTESSENCE PUBLISHING CO, S.A.. La impresión de éste documento está restringida sólo para el uso personal. Está prohibido reproducir o transmitir este artículo o parte de él de cualquier forma sin la autorización por escrito del editor.

Revista Internacional de Implantes Orales y Maxilofaciales

Durante los últimos años, se han introducido muchos tipos de implantes dentales y rellenos de hueso¹. Entre ellos, los implantes de titanio son más usados que los de alumina y zircona. Los rellenos de hueso se utilizan normalmente para preparar el lugar del implante. Los sustitutos del hueso² y los chips de hueso autólogo³ se utilizan para aumentar o restaurar el volumen de hueso disponible junto con los implantes en el campo de la implantología maxilofacial⁴⁻⁶. La extracción del hueso autólogo del hueso parietal o de la sínfisis mandibular a veces resulta difícil. El uso de un hueso alogénico⁷ y xenogénico conlleva problemas éticos y riesgos de transmisión de virus^{8,9} (VIH, hepatitis, BSB, etc.). Se han sugerido implantes de materiales inviables, como la cerámica¹⁰ y materiales animales como el coral o los extractos de madreperla (Pinctada Maxima, Aria Dental, Nice, France). En la familia de los materiales de cerámica se incluyen: los óxidos bionierres no reabsorbibles, como la alumina (Al₂O₃) o la zircona (ZrO₂), que también son utilizados como implantes dentales. Los materiales de cerámica bioactivos, en su mayoría creados a partir de sales cálcicas, incluyen¹¹: (1) hidroxiapatita (HA), que posee algunas propiedades de reabsorción según el grado de

porosidad; (2) fosfatos cálcicos (fosfato tricálcico [TCP]), que son muy reabsorbibles en la forma de presentación (polvo compacto); y (3) combinaciones de HA y TCP, que son más reabsorbibles si la proporción de TCP aumenta.

Además de esta serie de productos artificiales, hay otra categoría de materiales: sales cálcicas de origen animal, como el coral y la madreperla.

Se componen principalmente de carbonatos cálcicos de aragonita, que son altamente reabsorbibles. Clínicamente, la mayoría de los implantes y los rellenos de hueso pueden proporcionar unos resultados satisfactorios cuando se usan por se parado pero cuando se combinan, los resultados pueden ser diferentes y necesitan una mayor investigación¹². La interfase entre el implante y el hueso depende de la naturaleza del implante y la calidad del hueso¹³. Aunque el objetivo de este trabajo era evaluar la calidad de la *oseoaptación* de tres clases diferentes de implantes situadas en cavidades anteriormente rellenas con coral y comparar los resultados con aquellos obtenidos mediante la utilización de HA como relleno de hueso. La *oseoaptación* es el concepto que asocia la interfase entre el implante el hueso, lo que no demuestra un proceso de interpenetración.

Materiales y Métodos

Se necesitaron nueve perros sabuesos (de entre 15 y 26 meses) para la investigación. Estaban vacunados correctamente y los exámenes biológicos y físicos fueron normales. Todos los perros se aclimataron (aislados en un recinto de entorno controlado), antes de someterlos a la cirugía durante catorce días como mínimo. Los rellenos de hueso utilizados fueron: hidroxiapatita (HA) (granulación Alveoform 50/400 μ m, Zimmer sa, Vitry Sur, Seine, Francia) y carbonato cálcico de origen animal, Coral (Coral 450, Biocoral, Inoteb Noyal-Pontivy, Francia), en polvo. Los implantes dentales utilizados en la investigación fueron: titanio puro comercial de grado 1 (Weber Métaux, Paris, Francia), un implante de cerámica de alumina Cerasand (Sandhaus, Incermed, Lausanne, Suiza) y un implante de cerámica de zircona Sigma (Sandhaus, Incermed). El diseño de los implantes era idéntico para todos los materiales para así excluir los parámetros de dimensión y geometría. Los implantes de titanio se trabajaron a máquina para cambiarlos de la forma de hebra al titanio puro comercial de grado 1. Después de una limpieza por sonicación y desgrase, los implantes fueron sometidos a esterilización por calor seco.

Cirugía

Los perros fueron premedicados por vía intravenosa con sulfato atropino (0.025 mg/kg) y la anestesia fue inducida con un 5% de sodio tiopental (10 mg/kg). Se les intubó y se les conectó a un ventilador. La anestesia se mantuvo mediante flutano (1% to 1.5%) y oxígeno. Además, se les administró una solución de Lactato de Ringer (10 mL/kg/h) por vía intravenosa durante la anestesia quirúrgica.

Los implantes se colocaron en nueve perros adultos. Todos los perros fueron anestesiados y colocados en posición de recumbencia lateral. La extracción de los premolares mandibulares se llevó a cabo mediante la técnica quirúrgica menos invasiva posible. Los rellenos de hueso se colocaron en las cavidades (18 con coral, 6 para cada tipo de implante dental; 6 con HA para cada 6 implantes de alumina) y se suturó la mucosa. Veinticuatro semanas después, se colocaron los implantes en las mandíbulas derecha e izquierda mediante el mismo procedimiento en todos los perros. Se les practicó una incisión mesiodistal en la parte bucal de la cresta alveolar a través del mucoperiostio y la gíngiva añadida. Se utilizó un elevador periostial para levantar el periostio y dejar el hueso expuesto. A través del estudio, se utilizó un taladro de motor de baja velocidad con un sistema de irrigación externa para preparar los lugares de los implantes. Se utilizó una punta de broca para ayudar a emplazar los implantes en los sitios preparados para ello. Se suturó la gíngiva sobre los implantes sumergidos. Después de la cirugía, se administraron los antibióticos y analgésicos adecuados. A los animales se les permitió realizar cualquier actividad dentro de sus jaulas y se les administró una dieta blanda durante el proceso de recuperación. Diez meses después de la implantación, los nueve animales fueron sacrificados. Las cabezas fueron perfusionadas con una solución salina con 200mL más formalina neutra al 10% a través de las arterias carótidas comunes. Los bloques que contenían los implantes fueron rápidamente extraídos después de la fijación por perfusión.

Procedimientos histológicos

Las secciones de los implantes del bloque y su hueso de alrededor se dividieron en dos partes longitudinalmente. Una de las partes se estudió mediante un microscopio de luz. Después de la fijación con formalina y la descalcificación por una mezcla de ácido pícrico y nítrico, los implantes fueron extraídos con cuidado para minimizar el daño en el tejido. Después los ejemplares fueron sometidos a un proceso de preparación histológica y colocados en parafina. Las secciones de entre 5 y 7 μ m de grosor fueron cortadas longitudinalmente y tintadas con hematoxilina-eosina. La otra parte no descalcificada se analizó mediante un microscopio de escáner de electrones (SEM). Las secciones calcificadas de 5mm de grosor se fijaron con una solución glutaraldehida al 3,5%, aclarada en salina buferada con fosfato y posteriormente fijada durante 4 horas en tetróxido de osmio al 1% en agua. Después de la post fijación, los ejemplares fueron aclarados en el buferado y deshidratado en una serie ascendente de alcohol. Todos los ejemplares del SEM fueron desecados hasta un punto crítico, montados sobre piezas de metal, cubiertos por una capa gruesa de 100-Å de paladio de oro y examinados con un microscopio de escáner de electrones Hitachi S 430 (Hitachi, Tokyo, Japón).

Análisis Histomorfométrico

Las imágenes obtenidas por el SEM permitieron un examen preciso de la interfase del hueso y el implante. Se examinaron tres zonas de la interfase: la cervical, la central y la apical. La zona cervical corresponde a la parte superior del implante de la corteza mandibular. La zona cervical corresponde tanto a la mandíbula cortical como a la zona esponjosa de la mandíbula. La zona apical es la parte distal entre el implante y que a veces está rodeada por el nervio alveolar inferior. Para calcular el porcentaje del contacto directo entre el hueso y el implante, las imágenes analógicas que se obtuvieron mediante el microscopio de escáner de electrones fueron transformadas en imágenes numéricas. Para el proceso de la información se utilizó un sistema informático de análisis de imágenes (Cambridge Instruments Q 520, Leica sa, Rueil Malmaison, Francia). El valor calculado se utilizó para la histomorfometría global. Este valor es el principal de los 3 valores previos.

Análisis estadístico

Se llevó a cabo un análisis de la varianza y los tests *t* (Excel 7, Microsoft, Redmond, WA).

Primer procedimiento experimental: combinación de los implantes con el material de relleno en polvo de origen viable (CaCO₃).

Para esta parte del estudio, se utilizaron cinco perros (de entre 14kg y 16kg) para evaluar los implantes endóseos de titanio, alumina y circonita situados en la mandíbula y rellenos con coral (n=18). Después de la extracción de los cuatro premolares de cada lado, las cavidades se rellenaron con coral. La mucosa fue tatuada con tinta china sobre los sitios de relleno para asegurar la implantación en los mismos sitios. El proceso de recuperación no tuvo ningún incidente. Seis meses después, se le colocó a cada animal tres o cuatro de los implantes mandibulares no sumergidos (al menos uno de cada uno de titanio, alumina y circonita). No se colocaron implantes en las cavidades que habían sido rellenas con coral en la parte derecha de dos de los perros.

Resultados

El examen de los ejemplares obtenidos a los 10 meses mediante métodos de macrofotografía, radiografía, microscopios de luz y microscopios de escáner de electrones mostró algunas diferencias entre los implantes, particularmente en el estudio histomorfométrico.

Examen macroscópico

Las medidas de la anchura transversal de la mandíbula en su parte media fueron llevadas a cabo mediante un cuadrado calibrador en el lado con sitios rellenos. Éstos fueron comparados con el lado cuyos alvéolos se habían dejado vacíos. A pesar de su imprecisión, las medidas clínicas tendieron a mostrar que los sitios rellenos eran de entre 1mm y 1,5mm de ancho aunque esto sugería que el volumen del hueso disponible estaba reservado a cierta extensión. El examen macroscópico aseguró la habilidad de los implantes para oseointegrarse en las cavidades con coral y evaluó la presencia de hueso con o sin tejido fibroso alrededor de los implantes.

La oseoaptación (M.O.C) se graduó en una escala de 0 (oseoaptación nula) y 3 (oseoaptación excelente). El resultado final fue el total de los grados de los implantes de un

tipo específico (Tabla 1). Todos los implantes rellenos con coral presentaron una coaptación de buena a excelente (Fig. 1); los implantes de circonita y alumina mostraron una mejor oseocoaptación que los implantes de titanio, con una buena correlación entre los resultados radiográficos y la histomorfometría global.

Examen microscópico (microscopio de luz y de escáner de electrones)

Se calculó que la histomorfometría global (promedio del contacto directo entre el hueso y el implante), fue del $68\% \pm 13,9\%$ en los implantes de alumina, del $64,6\% \pm 12,7\%$ en los implantes de circonita y del $54\% \pm 12,9\%$ en los implantes de titanio (Tabla 2). No se vio ninguna diferencia estadística significativa entre los tres tipos de implantes. Por otra parte, el estudio de las zonas específicas del implante (cervical, central y apical) revelaron diferencias interesantes (Tabla 3). Los tres tipos de implantes presentaron un mejor porcentaje del contacto directo con el hueso en la zona cervical que en las zonas central y apical. A pesar del mayor porcentaje de contacto directo con el hueso de la alumina ($88,8\% \pm 9,3\%$ frente al del titanio: $88,5\% \pm 11,4\%$ o del de la circonita: $84,4\% \pm 19,8\%$) (Tabla 2), no se observó ninguna diferencia estadística significativa entre estos tres tipos de implantes. Los valores del contacto con el hueso fueron más bajos en la zona apical. En la zona central, el contacto con el hueso fue mayor para la alumina ($72\% \pm 19,3\%$) y la circonita ($64,8\% \pm 21,3\%$) que para el titanio ($44,2\% \pm 22,7\%$) (Tabla 2). Hubo una diferencia estadística significativa entre los implantes de alumina y titanio y una diferencia (estadísticamente no significativa) entre los de circonita y del titanio (Tabla 3). Los implantes de cerámica parecen presentar un mayor contacto con el hueso que los de titanio en la zona central. En la zona apical, los valores de contacto con el hueso fueron los más bajos, con una gran desviación estándar (circonita $44,8\% \pm 17,5\%$; alumina, $43,1\% \pm 27,6\%$; y titanio, $29,4\% \pm 20,5\%$) (Tabla 2).

Tabla 1 Valores totales de integración en el hueso para 6 implantes de titanio, 6 implantes de alumina y 6 implantes de circonita:

	Titanio	Alumina	Circonita
R.OC	13	14	12
M.OC	14	16	17

R.OC= radio-oseocoaptación; M.OC = macro-oseocoaptación.

Tabla 2 Porcentajes de la oseocoaptación entre el hueso y el implante en los implantes situados en las cavidades rellenas con coral:

	Cervical	Central	Apical	Global
Titanio	$88,5 \pm 11,4$	$44,2 \pm 22,7$	$29,4 \pm 20,5$	$54 \pm 12,9$
Alumina	$88,8 \pm 9,3$	$72 \pm 19,3$	$43,1 \pm 27,6$	$68 \pm 13,9$
Circonita	$84,4 \pm 19,8$	$64,8 \pm 21,3$	$44,8 \pm 17,5$	$64,6 \pm 12,7$

Valores principales representados \pm desviación estándar

Tabla 3 Comparación entre los porcentajes de oseocoaptación entre el hueso y el implante en los implantes situados en las cavidades rellenas con coral:

	Cervical	Central	Apical	Global
Titanio/alumina	0,96	0,05	0,35	0,10
Titanio/circonita	0,67	0,14	0,19	0,18
Alumina/circonita	0,63	0,55	0,91	0,67



Fig. 1

Macrofotografía de una sección calcificada de un implante de circonita situado en una cavidad rellena con coral. El contacto entre el hueso y el peri-implante es muy bueno en los tres tipos de implantes, especialmente en las zonas cervical y central próximas al hueso cortical.



Fig. 2

Micrografía de la zona cervical (implante de titanio situado en una cavidad rellena con coral). Se da una buena calidad del contacto con el hueso además de un contacto epitelial no inflamatorio. (Aumento x40). I= implante



Fig. 3

Micrografía de la zona central (implante de circonita situado en una cavidad rellena con coral). Excelente oseocoaptación con una osteogénesis cortical típica. (Aumento x40) I=implante

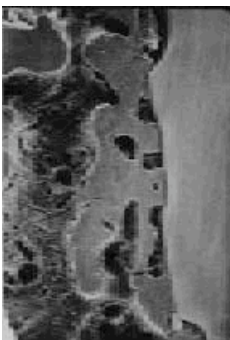


Fig. 4

Micrografía de escáner de electrones de la zona central (implante de circonita situado en una cavidad rellena con coral). Buena oseocoaptación con osteogénesis esponjosa. (Aumento x40) I=implante



Fig. 5

Micrografía de escáner de electrones de la zona apical mostrando valores bajos y heterogéneos debido a un hueso canceloso etéreo y debido a la forma del canal mandibular (implante de circonita situado en una cavidad rellena con coral. Todas estas fotografías muestran la desaparición total del coral. (Aumento x40) I=implante.

Discusión

El examen histológico reveló que no quedaba rastro del polvo de coral. Después de 3 y 6 meses, varias biopsias de las cavidades sin implantes mostraron que no quedaba rastro de coral en el hueso mandibular. En algunos casos se vieron pequeños gránulos de relleno en la cara interna de la capa mucosa. El coral fue remodelado por completo e integrado en el implante asociado con el hueso nuevamente formado sin ningún signo negativo en el proceso de osificación.

El contacto entre el peri-implante y el hueso medido mediante histomorfometría fue muy bueno en los tres tipos de implantes, especialmente en la zona cervical próxima al hueso cortical. La buena calidad del contacto con el hueso se asoció a la buena calidad, continua y no inflamatoria del contacto epitelial (Fig. 2)

En la zona central, el contacto con el hueso fue ligeramente menor pero muy parecido al valor medio. La mayor parte de la interfase fue entre el implante y el hueso canceloso y, por lo tanto, presentaba una densidad menor. La proximidad entre los implantes y el hueso cortical mandibular pueden dar cuenta de los altos valores del porcentaje del contacto con el hueso en los tres tipos de implantes. La desviación estándar fue más alta en la zona central debido a estas variaciones en la estructura (Fig. 3 y Fig. 4). En la zona central, la oseocoaptación de los implantes de circonita fue significativamente mejor que la de los implantes de titanio de alrededor (titanio/alumina: $P = .05$). Los implantes de alumina tenían una tendencia a una mejor oseocoaptación que los implantes de titanio (titanio/circonita: $P = .14$) (Tabla 3). En la zona apical, se encontraron valores heterogéneos bajos debido a la peor calidad del hueso canceloso y debido a la forma del canal mandibular (Fig. 5).

Los valores histomorfométricos (promedio de las tres zonas), fueron bastante homogéneos con una desviación estándar baja. El titanio presentaba el menor contacto con el hueso así como la oseocoaptación macroscópica más baja. No se observó ninguna diferencia estadística significativa entre los tres tipos de implantes a pesar de la aparente diferencia entre el titanio y las cerámicas (titanio/alumina: $P = .10$; titanio/ circonita: $P = .18$).

Los valores histomorfométricos de la zona central y los valores histomorfométricos globales presentaron una buena correlación con una oseocoaptación evaluada microscópicamente pero no se practicó un examen radiográfico.

El análisis radiográfico proporcionó una evaluación visual del perfil mandibular y de la densidad ósea y no tuvo en cuenta el contacto entre el hueso y el implante. La radiografía es un buen medio para evaluar la oseocoaptación o la oseosclerosis pero no de la oseocoaptación. Sólo puede asegurar la falta de oseocoaptación cuando el peri implante no ha funcionado bien.

Materiales y métodos: segundo procedimiento experimental

El segundo procedimiento experimental incluía una combinación de implantes y materiales de origen inerte (HA) en forma pulverizada (50/400 μ m). Se utilizaron cuatro perros para estudiar los biomateriales de cerámica de origen inerte en combinación con implantes de alumina. A la vez y en los mismos perros, se realizó un estudio en las cavidades libres. Después de la extracción de los cuatro premolares de cada lado, las cavidades fueron rellenas con polvo de HA y se tatuó la mucosa con tinta china en los sitios rellenos. El proceso de recuperación se desarrolló normalmente. Seis meses después, se colocaron 6 implantes de alumina en el sitio

de la HA y 6 implantes de alumina en combinación con HA en las cavidades frescas de la mandíbula. Las observaciones se realizaron a los 10 meses mediante los procedimientos anteriormente descritos.

Resultados

Este trabajo demuestra que la extracción del relleno fresco de las cavidades con HA impide el taladrado para la implantación y, por lo tanto, no se puede hacer. De los otros 6 implantes con HA situados simultáneamente, después de 10 meses, uno fracasó y cinco estaban rodeados de una cápsula fibrosa que impidió la oseocoaptación.

En un examen macroscópico, la oseocoaptación de la HA asociada con los implantes de alumina fue baja. Las radiografías mostraron una oseocoaptación graduada de intermedia a buena. Los valores histomorfométricos de oseocoaptación del implante con HA fueron bajos. El valor global es del 22,5% con HA frente al 68% con coral (Tabla 4).

Discusión

Comparando los dos experimentos, se puede observar lo siguiente: en la primera parte, los gránulos de coral fueron reabsorbidos por completo y, por lo tanto, cada implante presentó una oseocoaptación excelente, conllevando la oseointegración; en la segunda parte, los gránulos de HA no fueron reabsorbidos y la integración del implante se vio alterada (ver Tabla 4). Se puede ver una red fibrosa del peri implante constante en las zonas central y apical (Figs. 6 y 7).

Sin importar la región, se dio una diferencia significativa en la oseointegración en la interfase del implante y del hueso entre el peri implante relleno con coral y el peri implante relleno con HA (zona cervical $P < .00004$, zona central $P < .001$, zona apical $P = .02$, y global $P < .0001$). Ya que la osteogénesis que rodeaba cada gránulo debido al proceso de osteoconducción, fue evidente que la HA mostraba una buena coalescencia (Fig. 8). Pero cuando se utilizó HA con los implantes, éste impedía la oseointegración de los implantes. En consecuencia, la aplicación clínica de tal procedimiento de implantación no es factible.

Tabla 4 Porcentaje de oseocoaptación del implante de hueso y alumina en las cavidades rellenas con coral o HA:

	Cervical	Central	Apical	Global
Alumina+coral	88,8± 9,3	72 ± 19,3	43,1 ± 27,6	68 ± 13,9
Alumina+HA	38,2 ± 13,1	23,8 ± 12,2	5,4 ± 8,5	22,5 ± 8,9



Fig. 6

(Izquierda) Sección histológica de un implante de alumina (I) con una combinación de HA que muestra la presencia de una pantalla fibrosa alrededor del implante. (Hematoxilín-eosina, aumento x120)

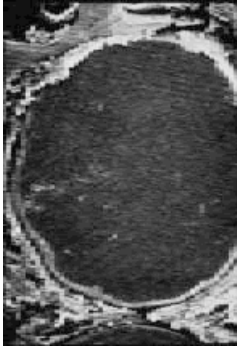


Fig. 7

(Derecha) Sección histológica de un gránulo de HA cerca de un implante que demuestra la presencia de una pantalla fibrosa alrededor del gránulo. (Aumento x130)



Fig. 8

Sección histológica que muestra una osteoconducción excelente y una remodelación del hueso mediante sistemas harvesianos alrededor de los gránulos de HA aislados. (Hematoxilina-eosina, aumento x120)

Conclusión

A partir de este estudio experimental llevado a cabo en nueve perros y veintitrés implantes, se puede llegar a la conclusión de que el coral (carbonato cálcico), debido a su capacidad de reabsorción y disolución, desaparece completamente. El nuevo hueso no inhibe de ningún modo la oseocoaptación de los implantes, ya sean de titanio, alumina o circona.

El porcentaje principal del contacto entre el implante y el hueso fue mejor en los implantes de cerámica que en los implantes de titanio. En su zona central, los implantes de alumina presentaron una oseocoaptación estadísticamente más significativa que los implantes de titanio. En la zona cervical, la oseocoaptación fue especialmente buena en todos los implantes. En la zona apical, la oseocoaptación fue pobre y dependía de la anatomía mandibular (debido al canal mandibular). El relleno de las cavidades mandibulares con material de HA en polvo condujo a una osteoconducción de los gránulos de HA pero también a un enquistamiento fibroso de los implantes.

Agradecimientos

Los autores les dan las gracias a Sami Sandhaus, G. Daculsi y a S.Szmukler-Moncler por su ayuda; al Laboratorio de Cirugía Experimental; al Anfiteatro de anatomía de los hospitales de París; al Colegio de Cirugía y al Profesor Y. Aigrain, Asistencia Pública, Hofivaux de París, Francia.

Bibliografía

1. Dubruille JH, Goudot P, Vanhakendover S. Réhabilitation orale et implantologie. Encyclopédie Médico-Chirurgicale Stomatologie 1994;23:395A10:1-24.
2. Muster D. Biomatériaux et biomatériels en chirurgie osseuse et dentaire. Encyclopédie Médico-Chirurgicale Stomatologie 1993; Part 1:22014F10:1-27; Part 2:22014F15:1-26.

3. Becker W, Becker BE, Polizzi G, Bergström C. Autogenous bone grafting of bone defects adjacent to implants placed into immediate extraction sockets in patients: A prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:389–396.
4. Becker W, Lekholm U, Dahlin C, Becker BE, Donath HK. The effect of loading on bone regenerated by GTAM barriers. A study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:305–313.
5. Dahlin C, Andersson L, Lindhe A. Bone augmentation at fenestrated implants by an osteopromotive membrane technique. A controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:159–165.
6. Nyman S, Lang NP, Buser D, Brägger U. Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: A report of two cases. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:9–14.
7. Pinho EM, Haanaes HR, Donath K, Bang G. Titanium implant insertion into dog alveolar ridges augmented by allogenic material. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:213–219.
8. Carlson ER, Marx RE, Buck BE. The potential for HIV transmission through allogeneic bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1995;80:17–23.
9. Marx RE, Carlson ER. Tissue banking safety. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51:1372–1379.
10. Graves GH, Hentrich RL, Stein HG, Bajpai PK. Resorbable ceramic implants. *J Biomed Mater Res* 1972;2(symposium): 91–115.
11. Passuti N, Daculsi G. Les céramiques en phosphate de calcium en chirurgie orthopédique. *Presse Med* 1989;18:28–31.
12. Chomette G, Le Naour G, Auriol M, Dubruille JH. Mesenchymal reactions and mechanism of ossification around biomaterials (implants and filling-up material) introduced in jaws of dog. *Oral Maxillofac Surg* 1991;16:855–879.
13. Szmukler-Montcler S, Dubruille JH. Is osseointegration a requirement for success in implant dentistry? *Clin Mater* 1990;5:201–208.