

Osteointegración de implantes subperiósticos utilizando sustituto óseo bovino y diversas membranas

Aaboe M, Schou S, Hjørting-Hansen E, Helbo M, Vikjær D. Osteointegración de implantes subperiósticos utilizando sustituto óseo bovino y varias membranas.

Clin Oral Impl Res 2000; 11: 51–58. C Munksgaard 2000.

Un estudio anterior reveló una osteointegración incompleta de implantes subperiósticos de titanio fabricados individualmente cubiertos por membranas de ePTFE y fijados a la superficie del hueso tibial del conejo. Además, el hueso recién formado estaba dominado por grandes espacios medulares. En este estudio posterior, también se fijaron implantes subperiósticos en la superficie ósea de ambas tibias de 9 conejos Copenhagen White. Bio-Oss[®] las partículas se empaquetaron densamente cubriendo toda la superficie del implante. Una de las 3 membranas diferentes cubría el implante y las partículas. Las membranas utilizadas fueron la degradable Polyglactin 910[®] malla, una membrana de colágeno bicapa degradable y la membrana de ePTFE no degradable. Se prepararon secciones sin descalcificar para la evaluación histológica después de un período de observación de 12 semanas. Los 18 implantes subperiósticos fueron completamente osteointegrados. Además, los espacios medulares se redujeron en comparación con nuestro estudio anterior. El Bio-Oss[®] las partículas demostraron ser biocompatibles y osteoconductoras. Las membranas de ePTFE no revelaron signos de colapso ni infiltración adyacente de células inflamatorias. La malla de Polyglactin 910 y las membranas de colágeno bicapa colapsaron ligeramente. Hubo signos de reabsorción de la superficie del hueso recién formado debajo de las membranas degradables. No se puede documentar la causa de la reabsorción.

Merete Aaboe 1, **Søren Schou** 1,
Erik Hjørting-Hansen 1,
Mogens Helbo 2, **Daniel Vikjær** 1

1 Departamentos de Cirugía Oral y Maxilofacial, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Copenhague y Hospital Universitario (Rigshospitalet), Copenhague

y 2 Práctica privada, Copenhague, Dinamarca

Palabras clave: osteointegración - implante subperióstico - sustituto óseo - hueso bovino - hueso guiado regeneración - histología - conejos

Merete Aaboe, Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial, Facultad de Odontología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Copenhague, 20 Nørre Allé, DK-2200 Copenhague N, Dinamarca Tel.: +45 35 32 67 00 Fax: +45 35 32 66 25

Aceptado para su publicación el 10 de enero de 1999

El pronóstico de la instalación de implantes en maxilares atróficos es generalmente muy bueno (Albrektsson et al. 1986). Sin embargo, es necesaria cierta cantidad y calidad de hueso. Los injertos óseos autógenos se utilizan ampliamente para el aumento de maxilares extremadamente atrofiados, antes o simultáneamente con la colocación del implante. Sin embargo, estudios experimentales preliminares han indicado que los implantes subperiósticos abandonados anteriormente podrían ser de interés (Schmid et al. 1991) en el tratamiento de maxilares extremadamente atróficos (Hjørting-Hansen et al. 1995; Schmid et al.

1991). Implantes subperiósticos cubiertos por membranas de ePTFE (Gore-Tex[®], WL Gore and Associates, Flagstaff, AZ, EE. UU.) Se utilizaron en estos estudios para evitar que células no deseadas invadan los tejidos que rodean el implante. Osteo-

La integración de los implantes subperiósticos se observó en el estudio de Schmid y colaboradores (1991), mientras que en nuestro estudio los implantes sólo estaban cubiertos parcialmente por hueso recién formado (Hjørting-Hansen et al. 1995). Además, se observaron grandes espacios medulares en el espacio entre el implante y la membrana.

Se han utilizado sustitutos óseos para mejorar la reparación de defectos óseos (Klinge et al. 1992; Ripamonti 1992; Thaller et al. 1993) y en varios procedimientos de aumento (Block & Kent 1985; Berglundh & Lindhe 1997; Frame 1987; Gotfredsen et al. 1991; Moy et al. 1993; Wetzell et al. 1995; Zitzman et al. 1997). Varios estudios experimentales y clínicos han documentado las características osteoconductoras y altamente biocompatibles de Bio-Oss[®] a par-

Aaboe y col.

artículos (Geistlich Pharma, Wolhusen, Suiza) (Klinge et al. 1992; Storgaard-Jensen et al. 1996; Thaller et al. 1993). En consecuencia, el uso concomitante de implantes subperiósticos y Bio-Oss^A cubierto por una membrana puede establecer las condiciones óptimas para la osteointegración de los implantes subperiósticos.

Por lo tanto, el propósito del presente experimento fue estudiar si la osteointegración completa de implantes subperiósticos de titanio fabricados individualmente podría obtenerse concomitantemente con la prevención de la formación de grandes espacios medulares en el hueso recién formado mediante el uso de un sustituto óseo bovino y varios tipos de membranas. .

material y métodos

Se obtuvo una licencia para realizar el estudio del Inspector Nacional de Animales Experimentales de Dinamarca.

Animales experimentales

Nueve hembras adultas de conejos blancos de Copenhague (*Oryctolagus Cuniculus*) con placas epifisarias cerradas. Los animales se mantuvieron en jaulas individuales y se alimentaron con una dieta estándar seca para conejos (Slangerup Foderstofforretning, Slangerup, Dinamarca) y agua ad libitum.

Administración de fármacos y anestesia

Los animales recibieron estreptomycin-bencilpenicilina (Streptocillin Vet^A, 200.000 iu / ml, Novo Industries, Dinamarca, 0,25 ml / kg, im) justo antes del procedimiento quirúrgico. La anestesia general fue inducida por fluanison (Hypnorm^A, Janssen Pharma- ceutica, Beerse, Bélgica, 0,5 ml / kg, im) y diazepam

(Stesolid^A, Dumex, Copenhague, Dinamarca, 0,4 ml / kg, im). El sitio de la cirugía se infiltró preoperatoriamente con 1 ml de lidocaína adrenalina (Xylocain^A adrenalina, 20 mg / ml π 12,5 metro g / ml, Astra, Södertälje, Suecia). En el posoperatorio, la estreptomycin-bencilpenicilina (Streptocillin Vet^A, Se administraron 200.000 iu / ml, Novo Industries, Dinamarca, 0,125 ml / kg, im) durante los 3 días siguientes.

Procedimiento quirúrgico

Las patas traseras de los conejos se afeitaron inicialmente y se lavaron con digluconato de clorhexidina acuoso al 0,1%. La parte medial de ambas tibias se expuso mediante una incisión en la piel y una cuidadosa disección subperióstica. Para facilitar la posterior localización precisa del implante, se hizo una señal en la superficie del hueso con una fresa. Se realizó una impresión de la superficie ósea con Impregum^A (ESPE, Seefeld, Alemania). los

El periostio y las capas musculares se reposicionaron y suturaron con suturas no degradables (Miralene^A, Braun Melsungen, Alemania). La piel fue suturada con suturas degradables (Vicryl^A, Ethicon, Norderstedt, Alemania). Las impresiones se utilizaron para fabricar estructuras individuales de titanio comercialmente puro en 48 h. El grosor de la estructura fue de 0,9 mm. Se colocaron dos postes centrales con una altura de 2 mm para asegurar el espacio entre la membrana y el implante y para imitar los pilares. Se hizo un agujero en ambos extremos para tornillos de fijación. Después de la colada, la estructura se trató con ácido, se lavó y esterilizó.

Dos días después de la primera operación, los animales se volvieron a anestesiarse. Ambas tibias se expusieron a través de la incisión original y el implante de titanio se colocó de forma inequívoca según el signo de localización realizado previamente con total congruencia con la superficie ósea. Se colocó un implante en cada tibia. Las perforaciones en la cortical subyacente se realizaron con una fresa de 1 mm de acuerdo con las fenestraciones del implante (Fig. 1). El espacio entre los postes se rellenó con un sustituto de hueso bovino empapado en sangre (Bio-Oss^A,

spongiosa, 1–2 mm, Geistlich Pharma, Wolhusen, Suiza) (Fig. 2). El implante y Bio-Oss^A

Las partículas se cubrieron al azar con un aumento de politetrafluoroetileno expandido (ePTFE). membrana (Gore-Tex^A, Gore, Flagstaff, AZ, EE. UU.), Una malla degradable Polyglactin 910 (Vic- ryl^A, Ethicon, Norderstedt, Alemania) (PG), o una membrana de colágeno bicapa degradable (Bio-Gide^A, Geistlich, Wolhusen, Suiza) (BC). Hubo 6 observaciones para cada membrana, 18 en total. El tamaño de la membrana se ajustó para cubrir el implante extendiéndose 5 mm más allá de los bordes del implante. El implante y la membrana se fijaron con dos tornillos de 5 mm (W.Lorens Micro System, Martin Medizin-Technik, Tuttlingen, Alemania

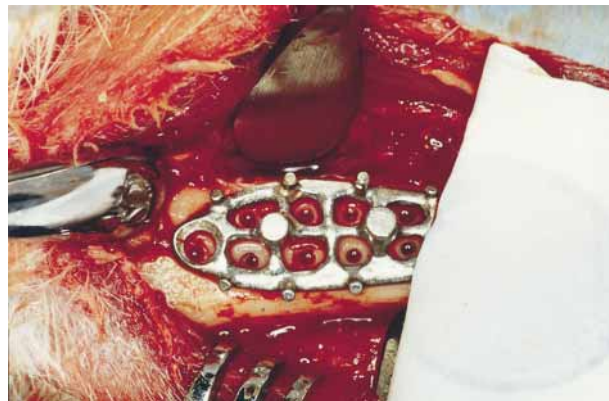


Figura 1. Implante subperióstico de titanio puro fabricado individualmente y colocado en la superficie del hueso. El hueso cortical se perfora a través de las fenestraciones del implante.

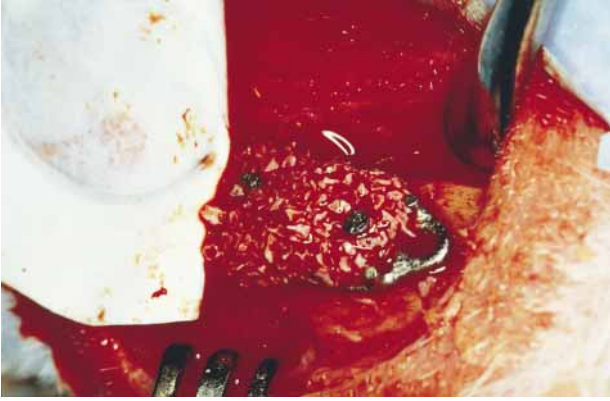


Figura 2. Implante cubierto por Bio-Oss A partículas empapadas en sangre. Este implante debe estar cubierto por una membrana de ePTFE.

muchos). El periostio, la capa muscular y la piel se reposicionaron y suturaron como se describió anteriormente. Se realizó un procedimiento similar en la tibia contralateral.

Sin grupo de control, cubriendo un implante con una membrana pero sin Bio-Oss A partículas, se incluyó debido a los resultados obtenidos en nuestro estudio anterior (Hjørtting-Hansen et al. 1995). El resultado del estudio anterior fue una osteointegración incompleta de los implantes subperiósticos cubiertos por membranas de ePTFE y ninguna integración de los implantes no cubiertos por una membrana de ePTFE.

Procesamiento de tejidos

Los animales fueron sacrificados después de 12 semanas con una sobredosis de pentobarbital (Mebumal A, Hospital Universitario (Rigshospitalet), Dinamarca). Ambas tibias se resecaron a 5 mm mesial y distalmente de los extremos del implante y se fijaron en formaldehído tamponado neutro al 4% durante 4 semanas después de que se expuso la médula ósea extrayendo el hueso cortical lateral y dividiendo el implante en 2 partes para facilitar fijación, deshidratación e incrustación en metacrilato. Al menos de 3 a 4 secciones de tierra con un grosor de 25-30 metro m se prepararon a partir de cada implante paralelo al eje largo de la tibia. Todas las secciones se tiñeron con fucsina básica y verde claro (Gotfredsen et al. 1989).

Resultados

El postoperatorio de los 9 animales no tuvo eventos.

Histología

Implantes cubiertos de membrana expandida de politetrafluoroetileno. Todos los implantes subperiósticos fueron completamente osteointegrados en hueso tejido (Fig. 3).

Además, la mayoría de Bio-Oss A también se integraron partículas en tejido de hueso (Fig. 4). Las partículas restantes se integraron en los espacios de la médula y se cubrieron con costuras de osteoide y osteoblastos. La superficie del hueso tejido que rodea a los implantes y las partículas estaba cubierta por costuras osteoide y osteoblastos irregulares. El hueso tejido fue reemplazado en algunas áreas por hueso fibrado paralelo sin un patrón claro. Sin embargo, se pudo observar la reabsorción del hueso tejido en un lado y la colocación del hueso en el otro lado en otras áreas. A nivel de los postes, se anotaron espacios medulares. La médula hematopoyéticamente activa constaba de un gran número de células formadoras de sangre y algunas células grasas. Se observaron numerosos vasos en el hueso recién formado.

Algunas de las perforaciones del hueso cortical creadas quirúrgicamente fueron ocupadas por Bio-Oss A partículas, tejido hematopoyético en contacto con la médula de la tibia o pequeñas cantidades de tejido óseo (Fig. 5).

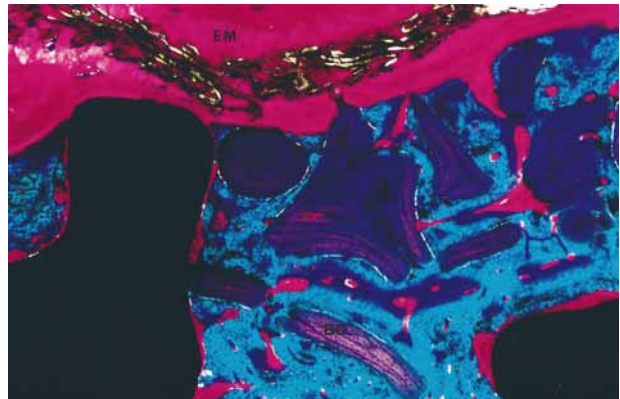


Fig. 3. Osteointegración de un implante de titanio subperióstico cubierto por Bio-Oss A partículas (BO) y una membrana de ePTFE (EM). Ampliación original $\times 23$.

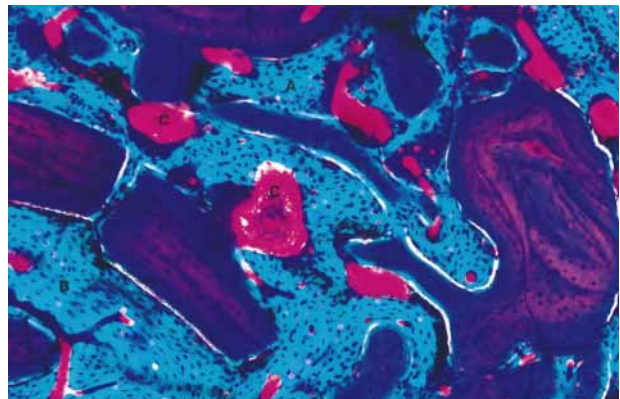


Figura 4. Bio-Oss A partículas rodeadas de tejido de hueso. El área A muestra hueso tejido, el área B muestra hueso fibroso paralelo. Se anotan los conos de corte (C). Ampliación original $\times 58$.

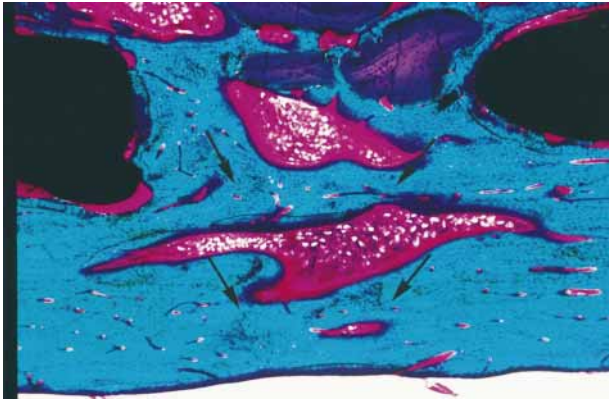


Figura 5. Una perforación anterior creada quirúrgicamente (flechas) con una mezcla de tejido de hueso y tejido hematopoyético. La realización proporcionó comunicación entre la médula de la tibia y el área experimental. Ampliación original \times 23.

Los osteoclastos o procesos de reabsorción no se pudieron identificar en la superficie de Bio-Oss A partículas. Además, no se identificaron células inflamatorias adyacentes a las partículas. Sin embargo, se pudieron notar conos cortantes en las superficies y en el centro de las partículas. Estos conos estaban rellenos de tejido óseo u osteoide y osteoblastos (Fig. 4).

Las membranas de ePTFE fueron *en el lugar* en todos los ejemplares. No hubo signos de colapso de las membranas. Además, todas las membranas estaban cubiertas por una fina capa de tejido conectivo en ambas superficies sin infiltración de células inflamatorias. En realidad, se observó formación de hueso en 2 de las 6 muestras de la superficie exterior de la membrana.

Implantes cubiertos con membrana de colágeno y poliglactina 910. Las características histológicas de los implantes cubiertos por membranas PG o BC fueron bastante similares. En consecuencia, se describirán simultáneamente.

Todos los implantes fueron osteointegrados en hueso tejido (Fig. 6a). Sin embargo, los postes del implante no estaban completamente integrados en el hueso. La parte superior de los postes estaba integrada en tejido conectivo fibroso. Las costuras de osteoide y osteoblastos se pueden notar en la superficie del hueso tejido. Sin embargo, no se identificaron osteoides ni osteoblastos en la superficie del hueso recién formado situado justo debajo de las membranas anteriores. La superficie estaba crenada, con un sorprendente aspecto de lagunas de How- nae. (Figura 6b). Se identificaron algunos osteoclastos. Sin embargo, no hubo signos de remodelación. A nivel del poste, se pudieron notar espacios medulares. Las perforaciones creadas quirúrgicamente se rellenaron con Bio-Oss A partículas, tejido hematopoyético y tejido óseo. Se observaron numerosos vasos en áreas con formación de hueso nuevo, así como en el tejido conectivo fibroso. El Bio-Oss A Las partículas en contacto cercano con el implante estaban rodeadas.

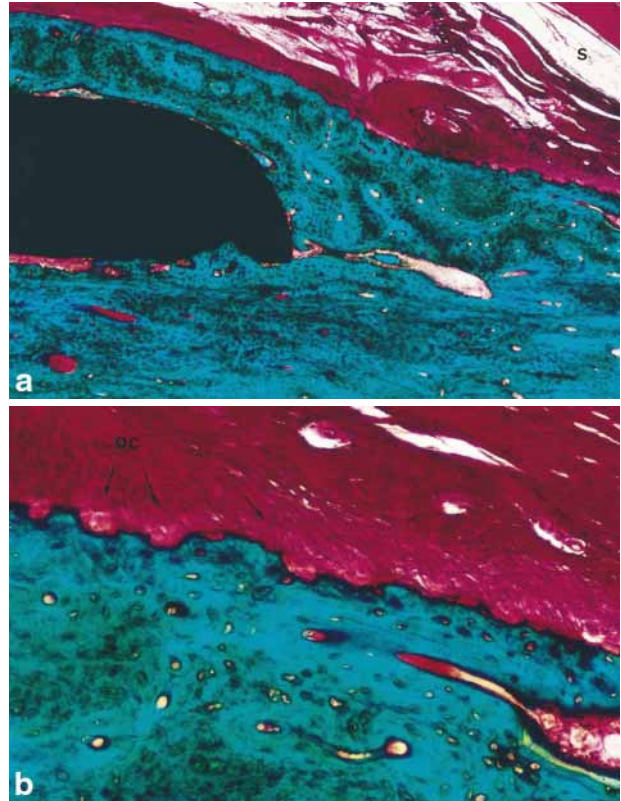


Figura 6. (a) Osteointegración de un implante subperióstico cubierto por Bio-Oss A y una membrana de poliglactina 910. Se puede observar el espacio (S) que anteriormente ocupaba la membrana. Ampliación original \times 30. (b) Mayor aumento del área A en la figura 6a. El hueso recién formado debajo de la membrana degradada muestra un patrón irregular. La misma imagen podría observarse bajo membranas de colágeno bicapa degradadas. Se pueden observar osteoclastos (OC). Ampliación original \times 115.

por hueso tejido. Se notaron cortes de conos con hueso tejido. Las partículas situadas al nivel del poste se integraron en el tejido conectivo fibroso y estaban rodeadas sólo por un pequeño borde de osteoide. No se pudo ver reabsorción de las partículas. Además, no se pudieron demostrar las células inflamatorias o los restos de las 2 membranas. Sin embargo, un espacio en el tejido conectivo suprayacente indicó el espacio donde se habían situado las membranas anteriores (Fig. 6a). Hubo signos de colapso menor de ambos tipos de membranas. El tejido suprayacente parece poder desplazar las membranas hacia abajo en el área entre los 2 postes. Hubo signos de rotura de una de las membranas de colágeno.

Discusión

El propósito del experimento preliminar fue estudiar si la osteointegración completa de un implante subperióstico de titanio comercialmente puro fabricado individualmente podría obtenerse de forma concomitante sin grandes espacios medulares mediante el uso de Bio-Oss A

y varios tipos de membranas. Un estudio anterior mostró una osteointegración incompleta de los implantes subperiósticos cubiertos por membranas de ePTFE y la integración fibrosa de los implantes subperiósticos sin membranas de ePTFE (Hjørting-Hansen et al. 1995). El sustituto óseo en este estudio se utilizó para ocupar el espacio entre el implante y la membrana, para sostener la membrana suprayacente y actuar como material osteoconductor. La evaluación histológica documentó que todos los implantes subperiósticos estaban completamente osteointegrados independientemente del tipo de membrana utilizado. Se observaron tres etapas de maduración ósea, a saber, hueso tejido, hueso tejido reemplazado por hueso fibroso paralelo en algunas áreas y, finalmente, en otras áreas, resorción ósea del hueso en una superficie y aposición ósea en la otra superficie. La ocurrencia de tejido de hueso con costuras osteoide y osteoblast, también observado alrededor del Bio-Oss A las partículas indicaron que se podría esperar una mayor osteogénesis si se extendía el período de observación.

Las propiedades osteoconductoras de Bio-Oss A También se han documentado en estudios anteriores (Berglundh y Lindhe 1997; Klinge et al. 1992; Thaller et al. 1993; Storgaard-Jensen et al. 1996). Se formaron cantidades considerables de hueso nuevo en contacto directo con Bio-Oss A partículas. En la superficie de las partículas se pueden observar signos de conos cortantes. Aunque no se identificaron osteoclastos, como en estudios previos (Klinge et al. 1992; Storgaard-Jensen et al. 1996), hubo evidencia de reabsorción más temprana debido a la formación de hueso nuevo en la parte central de algunas de las partículas y en lagunas en la superficie de las partículas. En consecuencia, parece que las partículas estaban participando en los procesos generales de remodelación. Aunque este estudio no es un estudio estereológico imparcial, sino un estudio histológico descriptivo, los grandes espacios medulares como se señaló en un estudio anterior (Hjørting-Hansen et al. 1995) disminuyeron considerablemente independientemente del tipo de membrana de cobertura. El uso combinado de Bio-Oss A cubierto por una membrana parece asegurar una mayor formación de hueso (Hürzeler et al. 1998; Hämmerle et al. 1997) en comparación con el uso de solo una membrana, como se documentó previamente (Hjørting-Hansen et al. 1995). Esto también está de acuerdo con las experiencias en aumentos verticales en humanos, informadas por Simion y colaboradores (1994, 1998). Mediante la adición de partículas de hueso autógeno o aloinjerto liofilizado desmineralizado, estos autores lograron un aumento del aumento vertical del proceso alveolar edéntulo en casi un 100% cuando los chips antes mencionados se utilizaron como relleno junto con el uso de membranas (Simion et al. 1994; Simion et al.

1998).

El estudio se realizó utilizando tibia de conejo.

y mandíbula atrófica no reabsorbida. Por tanto, la formación de hueso se debería a la neogénesis más que a la regeneración. Levantar y reposicionar el periostio inducirá una reacción ósea subperióstica en individuos jóvenes. Esto no ocurre en adultos (Melcher 1971; Melcher y Accursi 1971). Linde y colaboradores (1993) colocaron domos de ePTFE en la superficie de la calva de 3 ratas. Se extirpó el periostio para reducir la tensión del tejido blando suprayacente. No se pudo observar formación de hueso nuevo. Por el contrario, si una cúpula de ePTFE estaba cubierta por periostio, se producía nueva formación de hueso (Linde et al.

1993). Esto indicó que el efecto del periostio es necesario para la formación de hueso. Sin embargo, estudios que utilizan diferentes tipos de dispositivos de titanio han indicado que no hay necesidad de un periostio para inducir la formación de hueso (Lundgren et al. 1995; Schmid et al. 1994). En el presente estudio se realizaron perforaciones en el hueso cortical para permitir que las células osteoprogenitoras de la médula tibia emergieran al área experimental. Este procedimiento está de acuerdo con algunos estudios (Alberius et al. 1996; Buser et al. 1990; Hämmerle et al. 1997; Linde et al. 1993; Schmid et al. 1991; Schmid et al.

1994, Schmid y col. 1997a; Schmid y col. 1997b), mientras que otros estudios informaron formación de hueso más allá de la envoltura esquelética sin perforación del hueso cortical (Kostopoulos y Karring 1994a; Kostopoulos y Karring 1994b; Lundgren et al. 1995). Las perforaciones creadas quirúrgicamente se rellenaron con tejido de hueso y tejido hematopoyético en contacto con la médula de la tibia, lo que indica que las células osteoprogenitoras tenían posibilidades de invadir el área suprainplantaria. Hasta donde sabemos, no se tienen estudios cuantitativos que comparen la cantidad de hueso recién formado con o sin perforar la superficie del hueso.

La estabilidad del área de la herida y / o la estabilidad de la membrana también es un punto crucial en la formación de hueso. Linde y colaboradores concluyeron que cuanto más rígido es el material de la cúpula, mayor es la formación de hueso nuevo (Linde et al. 1993). Esto está de acuerdo con estudios de dispositivos de titanio (Lundgren et al. 1995; Schmid et al. 1994) y estudios donde la membrana es estabilizada por un sustituto óseo (Hürzeler et al. 1998; Hämmerle et al. 1997; Schmid et al. 1997a ; Schmid y col. 1997b).

Las membranas de ePTFE no mostraron signos de colapso ni reacciones inflamatorias adyacentes. En consecuencia, el material volvió a demostrar ser altamente biocompatible (Becmeur et al. 1990; Dahlin et al. 1988; Dahlin et al. 1990; Schenk et al. 1994). Ocasionalmente se observó hueso recién formado en la superficie externa de la membrana. Las 2 membranas degradables mostraron signos de colapso menor. El colapso no afectó la formación ósea debido al soporte Bio-Oss A partículas. Había

Aaboe y col.

signos de reabsorción del hueso recién formado que había estado en contacto anterior con ambas membranas degradables. Un estudio anterior no mostró tales signos (Aaboe et al. 1998). Sin embargo, el período de observación fue de solo 8 semanas en ese estudio. Por lo tanto, el período de observación prolongado podría explicar la reabsorción ósea debida a una etapa de degradación más avanzada. Hürzeler y colaboradores (1998) trataron las roscas de implantes expuestas en monos con Bio-Oss^A y Bio-Gide^A o membranas de ePTFE. Reabsorción de Bio-Oss^A partículas que se encuentran directamente debajo del Bio-Gide^A la membrana se notó después de 6 meses. Esto no se observó de Bio-Oss^A partículas bajo una membrana de ePTFE (Hürzeler et al. 1998). Es posible que los productos de degradación creen un entorno que atraiga células similares a osteoclastos. Otra razón para la reabsorción podría ser el contacto obtenido con el periostio después de la degradación. Sin embargo, no es posible documentar las posibilidades mencionadas anteriormente.

Se desconoce si el hueso recién formado persiste en un área donde normalmente no se espera. Un estudio realizado en la superficie lateral de la mandíbula de rata ha indicado la persistencia del hueso recién formado después de 6 meses (Lioubavina et al.

1994). Sin embargo, no se han realizado estudios sobre la carga del hueso formado más allá de la envoltura esquelética. La pregunta es: ¿persistirá el hueso formado en una mandíbula extremadamente atrofica alrededor de un implante subperióstico? ¿Persistirá si se carga? Se sabe que el hueso autógeno trasplantado se reabsorbe hasta cierto punto (Baker et al. 1979; Burchardt 1987; Swart y Allard 1985). Sin embargo, la reabsorción del hueso normal se reducirá si los implantes se insertan y se cargan (von Wowern et al. 1990). Esto podría ser lo mismo para el hueso formado alrededor de un implante subperióstico osteointegrado cargado.

Conclusión

Cabe destacar que el presente estudio es un estudio histológico preliminar descriptivo. No se ha realizado ningún análisis estadístico. Sin embargo, el uso combinado de un sustituto óseo junto con diferentes membranas aseguró la completa osteointegración de los implantes subperiósticos. Además, los espacios de la médula parecen disminuidos. Los estudios adicionales deben centrarse en la carga de los implantes subperiósticos osteointegrados.

Reconocimiento

Se agradece profundamente la ayuda de DPNova, Malmö Suecia con la fabricación del marco de titanio. Además, también estamos en deuda con Martin Medizin-Technik, Alemania, Johnson & Johnson Dental, Dinamarca, y Geistlich Pharma, Suiza por el suministro de micro-tornillos, Vicryl^A malla, Bio-Oss^A y Bio-Gide^A membranas. El estudio fue apoyado por becas

del Consejo Danés de Investigación Médica (J. No. 12-2023-1), la Fundación de Investigación Astra Tech AB para Implantología Oral y Biomateriales y la Fundación de la Asociación Dental Danesa para el Apoyo a la Investigación Científica (FUT).

Reanudar

Une étude précédente a mis en évidence une ostéointégration incomplète d'implants individuels en titane sous-périostés recouverte par une membrane en téflon et fixés à la surface osseuse du tibia du lapin. Le nouvel os formé était en plus dominé par de larges espaces spongieux. Dans l'étude présente des implants sous-périostés ont également été fixés sur la surface osseuse de deux tibias de neuf lapins blancs de Copenhague. Des particules de Bio-Oss^A ont été condensées pour recouvrir l'entière de la surface implantaire. Au dessus, une des trois membranes suivantes a été placée: la Polyglactin 910^A bioabsorbible, une membrane collagène à double couche bioabsorbable et la membrane en téflon. Des coupes sans décalcification ont été préparées pour l'évaluation histologique après douze semaines d'observation. Les 18 implants étaient complètement ostéointégrés. De plus les espaces de l'os spongieux étaient réduits comparés à ceux observés dans l'étude précédente. Les particules de Bio-Oss^A étaient biocompatibles et ostéoconductives. Les membranes en téflon ne montraient pas de signe d'affaissement, ni d'infiltration adjacente de cellules inflammatoires. La membrane Polyglactin 910^A et la membrane collagène à double couche s'étaient légèrement affaissées. Il y avait des signes de résorption à la surface de l'os néoformé sous les membranes dégradables. La cause de cette résorption n'a pu être prouvée.

Zusammenfassung

Eine frühere Studie zeigte bei individuell hergestellten subperiostalen Titanimplantaten, die mit einer ePTFE-Membran abgedeckt und auf der Knochenoberfläche der Tibia eines Kaninchens fixiert worden waren, eine unvollständige Osseointegration.

Zusätzlich wurden die neugebildeten Knochen vornehmlich aus grossen Markräumen. In der nachfolgenden Studie wurden ebenfalls subperiostale Implantate auf die Oberfläche der zwei Tibiaknochen von 9 weissen Kaninchen fixiert. Dann kondensierte homogene Bio-Oss^A-Partikel dicht um das Implantat herum, sodass die Oberfläche vollständig bedeckt war. Eine von drei verschiedenen Membranen bedeckte das Implantat und die Partikel. Die verwendeten Membranen waren ein abbaubares Polyglactin 910^A-Netz, eine abbaubare doppellagige Kollagenmembran und eine nicht abbaubare ePTFE-Membran. Nach einer 12-wöchigen Beobachtungsphase wurden nichtentkalkte Schnitte für die histologische Untersuchung vorbereitet. Alle 18 subperiostalen Implantate waren vollständig osseointegriert. Zusätzlich konnte der Markraumanteil gegenüber unseren vorhergehenden Studien reduziert werden. Muere Bio-Oss^A-Partikel erwiesen sich als biokompatibel und osteokonduktiv. Die ePTFE-Membranen zeigten weder Anzeichen eines Kollabierens, noch eine randständige Infiltration von Entzündungszellen. Muere die polyglactin^A-Netze und die doppellagigen Kollagenmembranen kollabierten leicht. Man fand Anzeichen einer oberflächlichen Resorption der abbaubaren Membranen und des darunterliegenden neugebildeten Knochens. Die Ursache der Resorption kann nicht dokumentiert werden.

Resumen

Un estudio anterior demuestra una osteointegración incompleta de implantes de titanio subperiosticos hechos individualmente cubiertos por ePTFE y fijados a la superficie del hueso tibial del conejo. Además, el hueso neoformado estaba dominado por grandes espacios de médula. En el siguiente estudio también se

fijaron implantes subperiósticos en la superficie ósea de ambas tibias de 9 conejos blancos de Copenhague. Se compactaron partículas de Bio-Oss cubriendo toda la superficie implantaria. Una de tres diferentes membranas cubrió el implante y las partículas. Las membranas usadas fueron una malla de Polyglactin 910A degradable, una membrana de colágeno degradable de doble capa y una membrana no degradable de ePTFE. Se prepararon secciones no descalcificadas para evaluaciones histológicas tras un período de observación de 12 semanas. Todos los 18 implantes subperiósticos estaban completamente osteointegrados, además, los espacios medulares se redujeron comparados con el estudio anterior. Las partículas de Bio-Oss demostraron ser biocompatibles y osteoconductoras. Las membranas de ePTFE no revelan signos de colapso ni de infiltración adyacente de células inflamatorias. La malla de Polyglactin 910 y la membrana de colágeno de doble capa se colapsaron ligeramente. Hubo signos de reabsorción de la superficie del hueso neoformado bajo las membranas degradables. La causa de la reabsorción no puede ser documentada.

要旨

前回の研究では個々に製作し、ePTFE メンブレンで被覆し、家兎の脛骨表面に固定したチタン製骨膜下インプラントの骨性統合は不完全であった。さらに新生骨の多くは大きな髄腔が占めていた。

前回に続く本研究では、骨膜下インプラントを9匹の Copenhagen White rabbit の脛骨表面に固定した。インプラント表面全体を覆うように Bio-Oss® の粒子を緻密に埋めこんだ。三種の異なるメンブレンの一つを用いて、インプラントと粒子を被覆した。使用したメンブレンは、吸収性の Polyglactin 910®メッシュ、吸収性二層性コラーゲン・メンブレン、及び非吸収性の ePTFE メンブレンであった。12週間の観察期間後、非脱灰切片を準備して組織学的評価を行った。

18個の骨膜下インプラントは全て完全に骨性統合を達成した。さらに我々の前回の研究に比べて髄腔は減少した。Bio-Oss® の粒子は生体適合性があり骨伝導性であることが証明された。

ePTFE メンブレンに、圧壊や隣接部の炎症細胞浸潤の徴候はなかった。Polyglactin 910 メッシュ及び二層性コラーゲン・メンブレンはわずかに圧壊していた。吸収性メンブレン下の新生骨表面には吸収の徴候が認められた。吸収の原因は究明できなかった。

Referencias

- Aaboe, M., Pinholt, EM, Schou, S. y Hjørting-Hansen, E. (1998) Regeneración ósea incompleta de defectos de calota de conejo utilizando diferentes membranas. *Investigación clínica sobre implantes orales* 9: 313-320.
- Alberius, P., Gordh, M., Lindberg, L. y Johnell, O. (1996) Efecto de perforaciones corticales tanto del injerto como del lecho huésped en la incorporación del recubrimiento a la tibia de la rata. *Revista europea de ciencias orales* 104: 554-561.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. y Eriksson, AR (1986) La eficacia a largo plazo de los implantes dentales utilizados actualmente: una revisión y criterios de éxito propuestos. *Revista Internacional de Implantes Orales y Maxilofaciales* 1: 11-25. Baker, RD, Terry, BC, Davis, WH y Cannole, PW (1979) Resultados a largo plazo del aumento de la cresta alveolar. *Revista de Cirugía Oral* 37: 486-489.
- Becmeur, F., Geiss, S., Laustriat, S., Bientz, J., Marcellin, L. y Sauvage, P. (1990) Histología del teflón. *Urología europea* 17: 299-300.
- Berglundh, T. y Lindhe, J. (1997) Curación alrededor de implantes colocado en defectos óseos tratados con Bio-Oss. Un estudio experimental en el perro. *Investigación clínica sobre implantes orales* 8: 177-124.
- Block, MS y Kent, JN (1985) Curación de la cresta mandibular aumentos con hidroxiapatita con y sin hueso en perros. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* 43: 3-7. Burchardt, H. (1987) Biología del trasplante óseo. *Ortopédicas pediátricas de América del Norte* 18: 187-196.
- Buser, D., Brägger, U., Lang, NP y Nyman, S. (1990) Regeneración y agrandamiento del hueso de la mandíbula mediante regeneración tisular guiada. *Investigación clínica sobre implantes orales* 1: 22-32. Dahlin, C., Linde, A., Gottlow, J. y Nyman, S. (1988) Curación de defectos óseos por regeneración tisular guiada. *Revista de Cirugía Plástica y Reconstructiva* 81: 672-767.
- Dahlin, C., Gottlow, J., Linde, A. y Nyman, S. (1990) Curación de defectos óseos maxilares y mandibulares utilizando una técnica de membrana: un estudio experimental en monos. *Revista escandinava de cirugía plástica y reconstructiva de la mano* 24: 13-19.
- Frame, JW (1987) Aumento de crestas utilizando sólidos y porosos partículas de hidroxiapatita con y sin hueso o yeso autógeno. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* 45: 771-777.
- Gotfredsen, K., Budtz-Jørgensen, E. y Nimb Jensen, L. (1989) Un método para preparar y teñir secciones histológicas que contienen implantes de titanio para microscopía óptica. *Tecnología de tinción* 64: 121-127.
- Gotfredsen, K., Warrer, K., Hjørting-Hansen, E. y Karring, T. (1991) Efecto de las membranas y la hidroxiapatita sobre la cicatrización de defectos óseos alrededor de implantes dentales de titanio. *Investigación clínica sobre implantes orales* 2: 172-178.
- Hjørting-Hansen, E., Helbo, M., Aaboe, M., Gotfredsen, K. y Pinholt, EM (1995) Osteointegración de implantes subperiósticos mediante regeneración tisular guiada. Un estudio piloto. *Investigación clínica sobre implantes orales* 6: 149-154.
- Hürzeler, MB, Kohal, RJ, Naghsbandi, J., Mota, LF, Conradt, J., Hutmacher, D. y Caffesse, RG (1998) Evaluación de una nueva barrera biorreabsorbible para facilitar la regeneración ósea guiada alrededor de las roscas del implante expuestas. Un estudio experimental en el mono. *Revista Internacional de Cirugía Oral y Maxilofacial* 27. (En prensa.)
- Hammerle, CHF, Olah, AJ, Schmid, J., Flückiger, L., Gogolewski, S., Winkler, JR & Lang, NP (1997) El efecto biológico del mineral óseo natural sobre la neoformación ósea en el cráneo del conejo. *Investigación clínica sobre implantes orales* 8: 198-207. Klinge, B., Alberius, P., Isaksson, S. y Jönsson, J. (1992) Ósea buena respuesta al mineral óseo natural implantado y la cerámica sintética de hidroxiapatita en la reparación de defectos experimentales del hueso del cráneo. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* 50: 241-249.
- Kostopoulos, L. y Karring, T. (1994a) Aumento de la mandíbula de rata mediante regeneración tisular guiada. *Investigación clínica sobre implantes orales* 5: 75-82.
- Kostopoulos, L., Karring, T. y Uraguchi, R. (1994b) Formación de las tuberosidades de la mandíbula mediante la regeneración tisular guiada. Un estudio experimental en la rata. *Investigación clínica sobre implantes orales* 5: 245-253.
- Lioubavina, N., Kostopoulos, L. y Karring, T. (1994) Long

Aaboe y col.

- estabilidad a largo plazo de las tuberidades de los huesos de la mandíbula producidas según el principio de "regeneración tisular guiada". Un experimento en la rata. Resumen: 51 Europerio 1, París, 1994. Linde, A., Thorén, C., Dahlin, C. y Sandberg, E. (1993) Creación de hueso nuevo mediante una técnica de membrana osteopromotriz: un estudio experimental en ratas. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* **51**: 892–897.
- Lundgren, D., Lundgren, AK, Sennerby, L. y Nyman S. (1995) Aumento del hueso intramembráneo más allá de la envoltura esquelética utilizando una barrera de titanio oclusiva. *Investigación clínica sobre implantes orales* **6**: 67–72.
- Melcher, AH (1971) Curación de heridas en monos (*Macaca Irus*) mandíbula: efecto de la elevación del periostio sobre la formación de callo subperióstico. *Archivos de biología oral dieciséis*: 461–464. Melcher, AH y Accursi, GE (1971) Capacidad osteogénica de Colgajos periósticos y osteoperiósticos elevados del hueso parietal de la rata. *Archivos de biología oral dieciséis*: 573–580. Moy, P., Lundgren, S. y Holmes, RE (1993) Seno maxilar Aumento: análisis histomorfológico de materiales de injerto para el aumento del piso del seno maxilar. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* **51**: 857–862.
- Ripamonti, U. (1992) Reconstrucción del calvario en babuinos con hidroxiapatita porosa. *Revista de cirugía craneofacial* **3**: 149–159.
- Schenk, RK, Buser, D., Hardwick, WR y Dahlin, C. (1994) Patrón de curación de la regeneración ósea en defectos protegidos por membranas: un estudio histológico en la mandíbula canina. *Revista internacional de implantes orales y maxilofaciales* **9**: 13–29.
- Schmid, J., Hämmerle, CHF, Stich, H. y Lang, NP (1991) Supraplante ^A, un novedoso sistema de implantes basado en el principio de generación ósea guiada. Un estudio preliminar en el conejo. *Investigación clínica sobre implantes orales* **2**: 199–202.
- Schmid, J., Hämmerle, CHF, Olah, AJ y Lang, NP (1994) La permeabilidad de la membrana es innecesaria para la generación guiada de hueso nuevo. Un estudio experimental en el conejo. *Investigación clínica sobre implantes orales* **5**: 125–130.
- Schmid, J., Hämmerle, CHF, Flückiger, L., Winkler, JR, Olah, AJ, Gogolewski, S. & Lang, NP (1997a) Espacios llenos de sangre con y sin materiales de relleno en rellenos óseos guiados Generacion. Un estudio experimental comparativo en el conejo utilizando membranas bioabsorbibles. *Investigación clínica sobre implantes orales* **8**: 75–81.
- Schmid, J., Wallkamm, B., Hämmerle, CHF, Gogolewski, S. & Lang, NP (1997b) La importancia de la angiogénesis en la regeneración ósea guiada. Reporte de caso de un experimento con conejos. *Investigación clínica sobre implantes orales* **8**: 244–248.
- Simion, M., Trisi, P. y Piattelli, A. (1994) Vertical ridge augmentation mediante una técnica de membrana asociada a implantes osteointegrados. *Revista Internacional de Periodontología y Odontología Restauradora* **14**: 497–511.
- Simion, M., Jovanovic, SA, Trisi, P., Scarano, A. y Piattelli, A. (1998) Aumento de crestas verticales alrededor de implantes dentales utilizando una técnica de membranas y hueso autógeno o balsas de aloj en humanos. *Revista Internacional de Periodoncia y Odontología Restauradora* **18**: 9–23.
- Storgaard-Jensen, S., Aaboe, M., Pinholt, EM, Hjørting-Hansen, E., Melsen, F. y Ruyter, IE (1996) Reacción tisular y características del material de cuatro sustitutos óseos. *Revista internacional de implantes orales y maxilofaciales* **11**: 55–66.
- Swart, JGN y Allard, RHB (1985) Onlay subperióstico augmentation de la mandíbula: una encuesta clínica y radiográfica. *Revista de Cirugía Oral y Maxilofacial* **43**: 183–187. Thaller, SR, Hoyt, J., Bonjeson, K., Dart, A. y Tesluk, H. (1993) Reconstrucción de defectos calvariales con mineral óseo bovino anorgánico (Bio Oss) en un modelo de conejo. *El diario de cirugía craneofacial* **4**: 79–84.
- von Wovern, N., Harder, F., Hjørting-Hansen, E. y Gotfredsen, K. (1990) Implantes ITI con sobredentaduras: ¿una prevención de la pérdida ósea en mandíbulas edéntulas? *Revista Internacional de Implantes Orales y Maxilofaciales* **5**: 135–139.
- Wetzel, AC, Stich, H. y Cafesse, RG (1995) Aposición ósea sobre implantes orales en la zona de los senos paranasales rellenos con material de injerto diferente. *Investigación clínica sobre implantes orales* **6**: 155–163.
- Zitzmann, NU, Naef, R. y Schärer, P. (1997) Versión reabsorbible sus membranas no reabsorbibles en combinación con Bio Oss ^A para la regeneración ósea guiada. *Revista Internacional de Implantes Orales y Maxilofaciales* **12**: 844–852.