

Evaluación de la formación y osteointegración de hueso nuevo Alrededor de implantes de titanio subperiósticos con Histometría y nanoindentación

Noel Claffey, BDS, MDentSc ¹ / Haitham Bashara, DDS, MDentCh ² /
Peter O'Reilly, MSc, MIEI ³ / Ioannis Polyzois, DMD, PhD ⁴

Objetivo: Evaluar la calidad y cantidad de hueso recién formado alrededor de implantes subperiósticos de titanio de superficie rugosa estabilizados con dos técnicas de fijación diferentes e investigar la nanoindentación como método para medir las propiedades elásticas del hueso alrededor de estos implantes. **Materiales y métodos:**

En este estudio se utilizaron diez conejos blancos de 6 meses de edad. Un fémur recibió un implante subperióstico fijado al hueso con tornillos. El otro fémur recibió un implante subperióstico estabilizado con un canal (lecho) en la zona del hueso, más tornillos de fijación. Después de un período de curación de 3 meses, se sacrificaron los animales y se reseco cada placa de titanio junto con el hueso circundante. Se realizaron mediciones histométricas de osteointegración en 16 placas de titanio, y se evaluaron cualitativamente 16 placas de titanio (dureza y módulo de elasticidad) con nanoindentación. Se utilizó un modelo de regresión para analizar los datos. **Resultados:** Los implantes subperiósticos colocados en un canal tuvieron un rendimiento significativamente mejor que los colocados en la parte superior del hueso cortical en términos de porcentaje de hueso en contacto directo con la placa de titanio, longitud del hueso nuevo y porcentaje de área de hueso nuevo. Las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad, dureza) del hueso recién formado por encima de la placa medidas a nivel microestructural fueron significativamente inferiores a las del hueso cortical maduro debajo de la placa. **Conclusión:** Los implantes subperiósticos colocados en un canal obtuvieron mejores resultados que los colocados en la parte superior del hueso cortical, pero parece que 3 meses de curación no son suficientes para lograr una integración óptima y la maduración ósea alrededor de ellos. La nanoindentación puede ofrecer información valiosa sobre las propiedades elásticas del componente microestructural del hueso. ¹ Nuevo Testamento JO ral METRO axillOfac | Mplantas 2015; 30: 1004–1010.

doi: 10.11607 / jomi.3647

Palabras clave: nanoindentación, subperióstico, implante de titanio

Titanio subperióstico de gestión de presiones de este

El signo evolucionó hasta finales de la década de 1980. Eran principalmente

¹ Profesor, Departamento de Odontología Restauradora y Periodoncia, Escuela y Hospital de Odontología de Dublín, Trinity College de Dublín, Irlanda.

² Estudiante de posgrado, Departamento de Odontología Restauradora y Periodoncia, Escuela y Hospital de Odontología de Dublín, Trinity College de Dublín, Irlanda.

³ Oficial Experimental Senior, Escuela de Ingeniería Mecánica y de Fabricación, Trinity College Dublin, Irlanda.

⁴ Conferencista / Consultor, Departamento de Odontología Restauradora y Periodoncia, Escuela y Hospital de Odontología de Dublín, Trinity College de Dublín, Irlanda.

Correspondencia a: Dr. Ioannis Polyzois, Departamento de Odontología Restauradora y Periodoncia, Facultad y Hospital de Odontología de Dublín, Trinity College Dublin, Dublín 2, Irlanda. Envíe por fax: + 353-11-6127297. Correo electrónico: ioannis.Polyzois@dental.tcd.ie

© 2015 por Quintessence Publishing Co Inc.

fabricados con una aleación de cobalto-cromo, y los profesionales estaban inicialmente satisfechos con su rendimiento. Sin embargo, se observó una clara caída en los resultados después de 5 y 10 años, y desde la introducción de los implantes endoóseos de gran éxito en la década de 1960, la popularidad de los implantes subperiósticos ha disminuido drásticamente. ¹⁻³ Sin embargo, los implantes endoóseos tienen algunas limitaciones; por ejemplo, se necesita una cantidad significativa de aumento para usarlos en pacientes con mandíbulas muy reabsorbidas. Los injertos en bloque autógenos para este propósito generalmente se obtienen de la cadera o tibia del paciente y se aseguran en diferentes partes del maxilar o la mandíbula. Esto significa que se requieren múltiples procedimientos antes de poder colocar los implantes endoóseos.

Debido a los avances en biomateriales e imágenes, los implantes subperiósticos podrían representar una buena alternativa y una opción atractiva para el tratamiento de mandíbulas atroficas. ^{4,5} La técnica subperióstica estándar requiere dos procedimientos quirúrgicos: el primero en replicar la anatomía ósea con una impresión, que siempre ha sido

considerado muy sensible a la técnica; y el segundo para colocar el implante. Con el avance de la tecnología de tomografía computarizada tridimensional y la estereolitografía, la primera cirugía ya no es necesaria. ⁶

Además de los avances antes mencionados en la obtención de imágenes y la reproducción tridimensional de la anatomía ósea, se han logrado mayores grados de osteointegración y resistencia estructural con nuevas aleaciones de titanio y superficies de implantes mejoradas. Debido a que la cantidad de hueso que cubre los implantes subperiósticos es sustancialmente menor que la cantidad de hueso que cubre un implante endoóseo típico, la calidad de este hueso es de suma importancia.

Aunque el análisis histomorfométrico ha sido el método estándar de oro para medir la cantidad de osteointegración, recientemente se introdujo la nanoindentación como una forma fiable de medir las propiedades biomecánicas del tejido óseo alrededor de los implantes. ⁷⁻⁹

En nanoindentación, se usa una máquina para colocar hendiduras de tamaño nanométrico en la superficie de un material. Esto es similar en principio a una máquina de ensayo de dureza básica. Como tal, se permite que un penetrador incida sobre la superficie de una muestra bajo la acción de una carga controlada. La principal ventaja de utilizar esta máquina es que puede obtener valores de dureza precisos, así como valores de módulo de elasticidad (rigidez) para el material probado. Además, debido a que el método opera en la nanoescala, puede medir diferencias en la dureza y el módulo elástico de diferentes fases contenidas dentro de una muestra del material, cada una de las cuales puede tener un tamaño de solo unas pocas micras. ¹⁰

El objetivo de los autores era investigar la posibilidad de osteointegración superficial de titanio y evaluar la calidad y cantidad de hueso recién formado alrededor de implantes subperiósticos de titanio de superficie rugosa 3 meses después de su colocación en el hueso cortical de tibias de conejo.

MATERIALES Y MÉTODOS

El protocolo de este estudio se ajustó a las políticas de investigación con animales del Departamento de Salud y Niños de Irlanda. En este estudio se utilizaron diez conejos blancos hembras de 6 meses que pesaban alrededor de 2 kg cada uno y se alojaron en grupos de dos en la casa de animales de la Unidad de Bio-recursos del Trinity College Dublin. Todos los conejos tuvieron acceso libre a comida (comida de laboratorio) y agua en todo momento. La instalación de mantenimiento de animales estaba en un ciclo de luz / oscuridad de 12 horas y la temperatura ambiente se mantuvo entre 20 ° C y 23 ° C.

Cada animal recibió tratamiento en ambos fémures. Un fémur recibió un implante subperióstico (placa de fijación) que se ancló al hueso con fijación



Figura 1 Diseción subperióstica de un fémur de conejo, seguida de la colocación de un implante.

tornillos (2 × 4 mm) (Libinger / Stryker). El otro fémur recibió un implante subperióstico idéntico que se ancló con un canal (lecho) en la zona del hueso, junto con los mismos tornillos de fijación. Esta artesa fue creada "a mano alzada" pero siempre con el mismo tamaño de fresa para asegurar que todas las artesas fueran de tamaño similar. El ancho de cada implante era de 2,5 mm y la altura de 1 mm (Fig. 1). Los implantes se pulieron con chorro de arena para aumentar su rugosidad. Se obtuvo la aprobación ética y una licencia para realizar el estudio.

Procedimiento quirúrgico

La anestesia se logró con una inyección intramuscular de una mezcla 1: 1 de clorhidrato de xilacina (2%) y ketamina a una dosis de 0,15 ml / 100 g (Sigma-Aldrich). La piel de las patas traseras se afeitó y se rocío libremente con alcohol al 70%. La parte medial de cada fémur se expuso mediante una incisión en la piel y una cuidadosa disección subperiostal. Las perforaciones en la corteza subyacente se realizaron con una fresa de 1 mm y el implante se fijó con dos tornillos de fijación de 4 mm. El periostio y las capas musculares se reposicionaron y suturaron. Los colgajos de piel de ambos lados se cerraron luego con suturas interrumpidas de seda negra 3-0 (Ethicon, Johnson & Johnson) para lograr el cierre completo de la herida. Se realizó un procedimiento similar en el fémur contralateral, pero se hizo un canal y se usó como descanso para el implante de titanio antes de insertar los dos tornillos de fijación. El lecho tenía una profundidad de 0,5 mm y se preparó con una fresa redonda de 1 mm. Inmediatamente después de la cirugía, se administró a cada conejo una única inyección intramuscular de oxitetraciclina (50 mg / kg, Aldrich Chemical Company).

Cada conejo se controló posoperatoriamente y se administraron antibióticos (gentamicina, 0,05 ml / kg, Hospira).

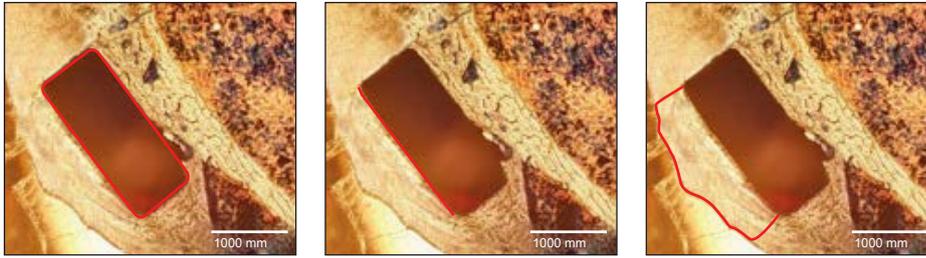


Figura 2 (izquierda) Medida lineal del porcentaje de hueso en contacto directo con la placa de titanio.

Fig. 3 (centrar) Medida lineal del porcentaje de hueso que cubre la placa de titanio.

Figura 4 (derecho) Porcentaje de área de hueso nuevo formado en contacto con la placa de titanio.

administrado por vía intramuscular una vez al día durante 5 días. La analgesia se administró postoperatoriamente y posteriormente según fue necesario. Durante el período de recuperación, los animales fueron alojados en la Unidad de Bio-recursos bajo supervisión veterinaria. Dos animales murieron durante el período de curación.

Preparación de muestras

Después de 3 meses de curación, los ocho animales restantes se sacrificaron mediante inyección intravenosa de 200 mg / kg de fenobarbitona (Rhône Mérieux). Cada placa de titanio se reseco junto con el hueso circundante de cada tibia usando un disco (Superlex, Edenta) montado en una pieza de mano recta a 100 rondas por segundo usando agua como refrigerante.

Todos los procedimientos de deshidratación e inclusión de las muestras se realizaron de acuerdo con el protocolo utilizado en el Royal College of Surgeons de Irlanda y fueron descritos en detalle por O'Brien y O'Reilly.^{11,12} Se obtuvo un bloque de hueso que contenía el miniimplante y aproximadamente 5 mm de hueso circundante para cada sitio experimental. El tejido blando que rodea el fémur se eliminó por completo utilizando un bisturí con un no. 15 hojas (Swann-Morton). A continuación, se deshidrataron las muestras de hueso. Cada muestra se sumergió primero por completo en un vial que contenía etanol al 80% durante 4 días. La solución de etanol al 80% se cambió luego a soluciones de etanol al 95% y 100%, respectivamente, durante 1 día cada una. Se aplicó una nueva solución de etanol al 100% durante 1 día más. Finalmente, las muestras se sumergieron en acetona durante 2 días.

Todos los fémures se incrustaron por separado en un polímero de metacrilato de metilo (MMA) (Sigma-Aldrich). El polímero de MMA constaba de un monómero (MMA puro, 200 ml), un suavizante (ftalato de dibutilo, 50 ml) y un catalizador (peróxido de benzoilo, 7 g). El suavizante se añadió al monómero para evitar la fragilidad del polímero acabado, mientras que el catalizador provocó que la solución se polimerizara cuando se aumentó la temperatura. Cada bloque de fémur se colocó en un vial separado y se filtró con la solución de MMA a temperatura ambiente bajo desecación al vacío (50 mm Hg) durante un período de 3 días. El polímero se cambió con MMA nuevo.

solución diaria. A continuación, las muestras se colocaron en un horno a 55 ° C durante 4 días para completar la polimerización.¹¹

Para obtener tres secciones de 150 a 200 µm de espesor desde el medio de cada sitio experimental, los bloques incrustados se montaron en una sierra de diamante (Minitom, Struers). Se hizo un corte verticalmente a través del centro de cada implante y se seccionó el bloque. Se utilizó una pieza para nanoindentación; del otro, se obtuvieron tres secciones (300 µm de espesor) para análisis histomorfométricos.

Cada sección se colocó sobre una hoja de no. Papel de carburo de silicio 400 (papel abrasivo impermeable húmedo y seco, D. O'Sullivan & Company Ltd). Otro trozo de papel de carburo se envolvió alrededor del portaobjetos de vidrio y la sección se trituró manualmente con agua corriente. El espesor se comprobó regularmente usando un tornillo micrométrico hasta que se obtuvo un espesor de 150 a 200 µm. Las muestras se lavaron con agua corriente, se colocaron en un tubo de ensayo y se lavaron con agua destilada. A continuación, las muestras se secaron usando papel y se montaron en portaobjetos de vidrio usando medio de montaje DPX (medio de montaje de Eukitt) bajo un cubreobjetos de vidrio.

Histometría

Los portaobjetos se ampliaron bajo un microscopio óptico por $\mu 12,5$ y las imágenes se capturaron con una cámara de microscopio digital con distribuidor de carga acoplada Optronic. El software de análisis (Scion Image Beta 4.02Win, placas Scion PCI Frame Grabber) se calibró para presentar todas las medidas en milímetros.

Se llevó a cabo un análisis histométrico para cada sitio de las placas de titanio como sigue. Se evaluaron dieciséis placas de titanio y se midió la cuantificación del contacto del hueso con la placa de titanio tanto para el hueso original como para el hueso recién formado mediante tres mediciones en cada sección: (1) medición lineal del porcentaje para la periferia de la placa de titanio en contacto directo con el hueso (Fig. 2); (2) medición lineal del hueso en contacto con la cara superficial de la placa de titanio (Fig. 3); y (3) área calculada (en milímetros cuadrados) de hueso nuevo formado superficialmente a la placa de titanio (Fig. 4).

Se utilizó el análisis de varianza (ANOVA) para evaluar las diferencias entre las medias de los grupos. Dependiendo de la dirección de cada sección, se observaron pequeñas diferencias en la longitud y altura de cada implante. Esto se tuvo en cuenta y se incluyó en los análisis estadísticos para corregir cualquier posible efecto que estas diferencias pudieran tener en los resultados (análisis de regresión).

Nanoindentación

Antes de colocar cada bloque en el nanoindentador, se pulió su superficie con papel de pulido de silicona (grano 800) y dos discos de pulido de diamantes (Fig. 5). La suavidad final fue de 1 μm . Cada bloque incrustado tuvo que permanecer en el nanoindentador durante 17 horas.

Se aplicó una carga de 50 mN tres veces consecutivas en cada lugar de sangría utilizando un indentador Berkowitz (MTS Nanoindenter XP). Los valores de módulo elástico y dureza se obtuvieron de la última curva de descarga de cada muestra. La carga se aplicó tres veces para eliminar cualquier efecto de viscoelasticidad. Se observó que la histéresis disminuía con cada sangría. Esta carga de 50 mN produjo una profundidad de aproximadamente 1.800 nm o 1,8 μm .

La nanoindentación es una forma novedosa de ver el proceso de osteointegración y probar las características mecánicas del hueso recién formado. Estas propiedades se probaron en tres áreas y 12 sitios: área 1 (cuatro sitios de hueso "internos"), área 2 (cuatro sitios de hueso "periféricos") y área 3 (cuatro sitios de "hueso nuevo") (Fig 6).

Se utilizó ANOVA para evaluar las diferencias entre las medias de los grupos y se utilizó un modelo de regresión para medir los efectos de cualquier factor, como el área y el animal, sobre estas diferencias.

RESULTADOS

Contacto directo del hueso con la periferia de la placa

Los valores para el porcentaje de hueso en contacto directo con la superficie de la placa de titanio se muestran en la Tabla 1. Para los sitios sin depresión, los valores oscilaron entre el 70,5% y el 83,1% y 76,5% (desviación estándar [DE], 3,79%). Para los sitios con valle, los valores variaron de 78,5% a 89,9% y la media (DE) fue 86,5% (3,46%). Hubo diferencias significativas entre las medias de los grupos (ANOVA; razón $F = 14.1536$, $P < .0005$).

Los resultados de las pruebas de efectos se muestran en la Tabla 1. Una diferencia significativa ($P = .0002$) para la modalidad (valle versus sin valle) después de controlar la longitud histológica de la placa de titanio.

Contacto directo del hueso y la superficie superficial de la placa

Los valores del hueso en contacto directo con el aspecto superficial de la superficie de la placa de titanio se muestran en la Tabla 1. Para los sitios sin depresión, los valores variaron de 1,41 a 1,53 mm y la media (DE) fue de 1,50 mm (0,006 mm). Para sitios con valle, los valores variaron de 1,71 a 1,86 mm y la media (DE) fue 1,78 mm (0,002 mm). Hubo diferencias significativas entre las medias de los grupos (ANOVA; índice $F = 40,8492$, $P < .0001$).

El resultado de las pruebas de efectos se muestra en la Tabla 1. Una diferencia significativa ($P = .0001$) para la modalidad (valle versus sin valle) después de controlar la longitud histológica de la placa de titanio.



Figura 5 Bloque empotrado.

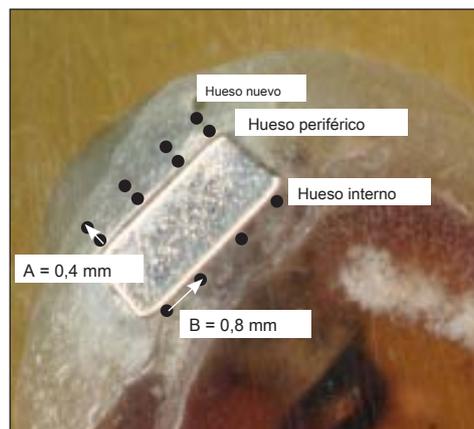


Figura 6 Sitios de medición para la osteointegración en hueso recién formado. Las mediciones se realizaron en ocho puntos, cada 0,8 mm de distancia, a lo largo de la longitud de la placa (periférico e interno), así como en cuatro puntos, a 0,8 mm de distancia y 0,4 mm en el hueso recién formado (hueso nuevo) en el ex- superficie terna de la placa (distancia A = 0,4 mm; distancia B = 0,8 mm; espesor de la placa = 1 mm; longitud de la placa = 2,5 mm).

Área proyectada de hueso nuevo superficial a la placa

Los valores para el hueso en contacto directo con el aspecto superficial de la superficie de la placa de titanio se muestran en la Tabla 1. Para los sitios sin depresión, los valores oscilaron entre 1,27 hasta 1,4 mm², y la media (DE) fue 1,30 mm² (0,006 milímetros²). Para los sitios con un valle, los valores oscilaron entre 1,88 y 1,95 mm², y la mediana (SD) fue de 1,78 mm² (0,002 mm²). Hubo diferencias significativas entre las medias de los grupos (ANOVA; razón $F = 1160.071$, $P < .0001$).

Los resultados de la prueba de efectos se muestran en la Tabla 1. Una diferencia significativa ($P = .0001$) para la modalidad (valle frente a no valle) después de controlar la longitud histológica de la placa de titanio.

Tabla 1 Valores histométricos para 16 muestras examinadas

Modalidad/ especimen no.	Longitud de la placa (mm)	BIC (%) *	Longitud de hueso nuevo (mm) †	Área (mm ²) ‡
1 (sin comedero)				
1	6,9	80,5	1,53	1,28
2	6.1	70,5	1,48	1,32
3	6.02	83,1	1,68	1,29
4	6,88	75	1,41	1,34
5	6,96	75,5	1,48	1,27
6	6.01	76,6	1,56	1,31
7	6	76	1,52	1,32
8	6,98	75,2	1,49	1,28
2 (comedero)				
1	6.02	88,5	1.8	1,91
2	6	78,5	1,78	1,89
3	6,96	89,4	1,71	1,93
4	6.08	86,4	1,86	1,88
5	6,99	86,8	1,72	1,94
6	6,98	85,7	1.8	1,92
7	6.1	88,5	1,85	1,9
8	6,09	88,2	1,78	1,95

* ANOVA: relación $F = 14,15$, $P = 0,0005$; prueba de efecto: relación $F = 25,75$, $P = 0,0002$.

† ANOVA: relación $F = 40,84$, $P < 0,0001$; pruebas de efecto: relación $F = 55,54$, $P < 0,0001$.

‡ ANOVA: Relación $F = 1,160,071$, $P < 0,0001$; prueba de efectos: relación $F = 1,999,68$, $P < 0,0001$.

Tabla 2 Valores medios de dureza y módulo de Elasticidad de las tres áreas para los 16 bloques integrados

	Hueso nuevo (área 1)	Periférico hueso (área 2)	Hueso interno (área 3)
Módulo de elasticidad	33,2 GPa	32,5 GPa	38,9 GPa
Dureza	0,44 GPa	0,63 GPa	0,80 GPa

Tabla 3 Valores medios (GPa) de dureza y módulo de Elasticidad para los ocho animales

	1	2	3	4	5	6	7	8
Módulo de elasticidad	27,2	36,1	36,2	38,5	34,7	27,0	32,5	42,5
Dureza	0,6	0,8	0,7	0,7	0,6	0,5	0,6	0,6

Tabla 4 Prueba de efectos para el módulo de elasticidad

	DF	Relación F	Probabilidad
Área	2	25,9	<.0001
Animal	8	18,9	<.0001
Área / animal	dieciséis	4,7	<.0001

Tabla 5 Prueba de efectos para dureza

	DF	Relación F	Probabilidad
Área	2	107,9	<.0001
Animal	8	9,2	<.0001
Área / animal	dieciséis	5,9	<.0001

Los resultados muestran que hubo diferencias significativas en la cantidad de osteointegración, así como en la cantidad de hueso que cubre los implantes de titanio entre las dos modalidades de tratamiento. Parece que los implantes subperiósticos colocados en un canal obtuvieron mejores resultados que los colocados en la parte superior del hueso cortical. Las diferencias en la longitud de la placa histológica causadas por las diferentes orientaciones de las secciones se incluyeron en los análisis estadísticos y se encontró que no influían en los resultados.

Valores medios para el módulo de dureza y elasticidad

Los valores medios de dureza y módulo de elasticidad para las tres áreas probadas se muestran en las Tablas 2 y 3, respectivamente. ANOVA mostró que hubo diferencias significativas entre los valores medios de las tres áreas y para ambas durezas (relación $F = 14,86$, $P < 0,0001$) y módulo de elasticidad (relación $F = 10,83$, $P < 0,0001$).

En la prueba de efectos para ambas medidas, el hueso interno a la placa mostró un valor apreciablemente más alto. Ambos estudios de efectos (área y animales) fueron significativamente diferentes tanto para el área como para los animales (Tablas 4 y 5).

Se demostró que, aunque se logró la integración de las miniplacas al hueso del fémur de conejo y se formó una cantidad significativa de hueso sobre las placas durante un período de 3 meses, las propiedades mecánicas del hueso recién formado medidas a nivel microestructural fueron inferiores a los del hueso cortical maduro debajo de la placa.

DISCUSIÓN

La intención de los autores era investigar la posibilidad de una osteointegración superficial de titanio y evaluar la cantidad y la calidad del hueso recién formado alrededor de los implantes subperiósticos de titanio de superficie rugosa que podrían usarse en el futuro como parte de una malla subperióstica. En el presente estudio se utilizó un enfoque experimental multimodal que combinó las mediciones de nanoindentación

con examen histológico. Las mediciones se realizaron de forma continua en la placa de titanio, así como en el hueso recién formado en la superficie externa de la placa 12 semanas después de la inserción de la placa.

Cuando se colocan implantes subperiósticos, se espera que solo una pequeña cantidad de hueso los cubra en comparación con los implantes endoósicos estándar. Esto se confirmó histológicamente en este estudio, donde solo una fina capa de hueso cortical cubría los implantes. Se observó más hueso sobre los implantes que se habían colocado en un canal. Para compensar esta falta de volumen óseo, un estudio en seres humanos en 1972 y una serie de estudios realizados unos años más tarde mostraron resultados alentadores cuando el injerto óseo se realizó simultáneamente con la colocación de implantes subperiósticos.¹³⁻¹⁵ Sin embargo, los resultados a largo plazo no mostraron diferencias significativas entre los sitios injertados y no injertados. Un informe de caso reciente demostró que la atrofia mandibular severa se trató con un implante subperióstico recubierto de hidroxiapatita (HA) especialmente diseñado que permitió el injerto simultáneo con proteína 2 morfogenética ósea humana recombinante y aloinjerto mineralizado. Después de 32 meses de cicatrización, las imágenes de tomografía computarizada de haz cónico mostraron regeneración ósea debajo del implante. Sin embargo, la literatura disponible es limitada y, en algunos casos, controvertida.^{dieciséis} La medida lineal del porcentaje de hueso en contacto directo (BIC) con la placa de titanio calculada en los portaobjetos histológicos osciló entre el 70,5% y el 89,5% y es similar a lo que se ha presentado en la literatura internacional para root- form Implantes de superficie rugosa.^{17,18}

La falta de la cantidad necesaria de hueso necesaria para proporcionar estabilidad a los implantes subperiósticos hace que las propiedades mecánicas (calidad) del hueso que rodea a estos implantes sean más importantes. Parece que 3 meses de cicatrización no son suficientes para lograr una integración y una maduración óseas óptimas alrededor de estos implantes. Debido a que no hay suficiente evidencia para apoyar que las técnicas de nanoindentación midan con precisión las propiedades del hueso dependientes del tiempo, una posible dirección para la investigación futura sería medir la maduración del hueso cortical alrededor de un implante subperiosteal similar a lo largo del tiempo y en el largo plazo.¹⁹ De esta manera, es posible identificar el momento más apropiado para la carga, así como los efectos a largo plazo de esta carga.

Tanto el módulo de elasticidad como la dureza fueron mayores dentro del hueso establecido que dentro del hueso recién formado. No se sabe si este resultado diferiría durante un período de tiempo más largo.

Un estudio reciente investigó la evolución de la dureza y el módulo de indentación del tejido óseo recién formado en función del tiempo de curación.⁷ Los autores utilizaron una muestra de tres discos de titanio, que se colocaron en tres conejos, y realizaron pruebas tanto histológicas como de nanoindentación a las 4, 7 y 13 semanas. Los resultados de este estudio demostraron que las propiedades biomecánicas del hueso recién formado eran

diferentes a los del tejido óseo maduro, lo que está de acuerdo con el estudio actual.

En otro estudio reciente con animales, se colocaron 10 implantes roscados en 10 conejos para examinar el efecto de la superficie de un implante recubierto de HA a nanoescala sobre la oseointegración después de 3 semanas de curación. Estos implantes se compararon con otros 10 implantes (granallados, grabados con ácido y tratados térmicamente). Si bien ambos implantes mostraron un BIC similar, la nanoindentación fue lo suficientemente sensible como para demostrar que la calidad del tejido se mejoró significativamente alrededor del Implantes recubiertos de HA.⁸

Baldassarri et al evaluaron los cambios a largo plazo en el módulo elástico y la dureza del hueso cortical alrededor de los implantes formados de raíz recuperados. Se recuperaron treinta implantes después de 0,3 a 24 años de carga funcional. Tanto la dureza como el módulo elástico presentaron valores incrementados con el tiempo después de la colocación del implante, pero más allá de los 5 años después de la colocación, estos valores se estabilizaron.⁹

El estudio se suma al cuerpo de evidencia existente y demuestra que el método de nanoindentación puede ofrecer información valiosa sobre las propiedades elásticas del componente microestructural del hueso y mejorar la comprensión de los complejos mecanismos biológicos que tienen lugar alrededor de los implantes subperiósticos.

CONCLUSIONES

En este estudio hubo una diferencia significativa entre la cantidad de osteointegración y la cantidad de hueso que recubre los implantes de titanio entre las dos modalidades de tratamiento. En promedio, los implantes subperiósticos colocados en un canal funcionaron mejor que los colocados en la parte superior del hueso cortical. También se demostró que a los 3 meses, las propiedades mecánicas del hueso recién formado medidas a nivel microestructural eran inferiores a las del hueso cortical maduro debajo de la placa.

EXPRESIONES DE GRATITUD

Los autores no informaron conflictos de intereses relacionados con este estudio.

REFERENCIAS

1. James RA, Lozada JL, Truitt PH, Foust BE, Jovanovic SA. Implantes subperiósticos. CDA J 1988; 16: 10-14.
2. Bodine R, Yanase R. Informe de 30 años sobre 28 prótesis dentales insertadas entre 1952 y 1959. Simposio internacional sobre cirugía preprotésica, Palm Springs, CA, 1985.
3. Zwerger S, Abu-Id MH, Kreusch T. Resultados a largo plazo de la colocación de implantes subperiósticos: Informe de doce casos de pacientes. Mund Kiefer Gesichtschir 2007; 11: 359-362.
4. McAllister M. Aplicación de la estereolitografía a la fabricación de implantes subperiósticos. J Oral Implantol 1998; 24: 89-92.

5. Kusek E. El uso de tecnología láser (Er; Cr: YSGG) y estereolitografía para ayudar en la colocación de un implante subperióstico: estudio de caso. *J Oral Implantol* 2009; 35: 5–11.
6. Stoler A. Tomografía computarizada helicoidal para la construcción de implantes subperiósticos CAD / CAM. *J Oral Implantol* 1996; 22: 247–257.
7. Vayron R, Barthel E, Mathieu V, Anagnostou ESF, Haiat G. Mediciones de nanoindentación de propiedades biomecánicas en tejido óseo maduro y recién formado que rodea un implante. *J Biomech Eng* 2012; 134: 260–266.
8. Jimbo R, Coelho PG, Bryington M, et al. Los implantes recubiertos de nanohidroxiapatita mejoran las propiedades nanomecánicas del hueso. *J Dent Res* 2012; 91: 1172–1177.
9. Baldassarri M, Bonfante E, Suzuki M, et al. Propiedades mecánicas del hueso humano que rodea a los implantes de forma de raíz de meseta recuperadas después de 0,3 a 24 años de funcionamiento. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 2012; 100B: 2015–2021.
10. Oliver W, Pharr G. Una técnica mejorada para determinar la dureza y el módulo elástico usando experimentos de detección de indentación de carga y desplazamiento. *J Mater Res* 1992; 7: 1564–1583.
11. O'Brien FJ. Microfisuras y comportamiento de fatiga del hueso compacto [tesis]. Dublín, Irlanda: Universidad de Dublín, 2000.
12. O'Reilly P. Fatiga torsional del hueso cortical [tesis]. Dublín, Irlanda: Universidad de Dublín, 2002.
13. Kratochvil FJ, Boyne P. Uso combinado de implante subperióstico e injerto de médula ósea en una mandíbula desdentada deficiente: informe preliminar. *J Prosthet Dent* 1972; 27: 645–653.
14. Kratochvil FJ, Boyne P, Bump RL. Rehabilitación de mandíbulas muy deficientes con implantes subperiósticos combinados e injerto óseo. *J Prosthet Dent* 1976; 35: 452–461.
15. Golec TS, Cutri AA. Tratamiento de la mandíbula atrófica aguda con un implante subperióstico combinado e injerto óseo. *J Oral Implantol* 1982; 10: 371–378.
16. Loperfido C, Mesquida J, Lozada JLL. Atrofia mandibular severa tratada con implante subperióstico e injerto simultáneo con rhBMP-2 y aloinjerto mineralizado: Reporte de un caso. *J Oral Implantol* 2014; 40: 707–713.
17. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Aposición ósea alrededor de dos superficies diferentes de implantes de titanio arenado y grabado con ácido: un estudio histomorfométrico en mandíbulas caninas. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 233–241.
18. Buser D, Broggini M, Wieland RK, et al. Aposición ósea mejorada a una superficie de titanio SLA modificado químicamente. *J Dent Res* 2004; 83: 529–533.
19. Isaksson H, Malkiewicz M, Nowak R, Helminen HJ, Jurvelin JS. El tejido óseo cortical de conejo aumenta su rigidez elástica pero se vuelve menos viscoelástico con la edad. *Bone* 2010; 47: 1030–1038.