

Evaluación de torque de remoción en implantes dentales 3i, B&W y Tree-Oss. Estudio experimental en conejos

Evaluation of removal torque in 3i, B&W and Tree-Oss dental implants. An experimental study in rabbits

Presentado: 23 de agosto de 2016
Aceptado: 30 de septiembre de 2016

Sebastián Bustos Malberti,^a Diego Correa Patiño,^a Ignacio Crespo,^a María Agustina Juaneda,^b María Constanza Ibáñez,^b Juan Carlos Ibáñez^b

^aPráctica privada, Córdoba, Argentina

^bCarrera de Especialización en Implantología Oral, Facultad de Medicina, Universidad Católica de Córdoba, Argentina

Resumen

Objetivo: Evaluar el torque de remoción de tres implantes con superficies diferentes, colocados en fémur de conejo, a los 60 días de su inserción. Además, comparar su coeficiente de estabilidad al momento de la colocación y a los 60 días.

Materiales y métodos: Se midió la frecuencia de resonancia inicial y final, y torque de remoción a los 60 días, en 18 implantes: Biomet 3i (Palm Beach Gardens, FL, Estados Unidos), n=6; B&W (Buenos Aires, Argentina), n=6; Tree-Oss (Buenos Aires, Argentina), n=6; todos de 8,5 mm de longitud y 4 mm de diámetro, colocados en fémur de 6 conejos. Los datos fueron sometidos al test no paramétrico de Mann-Whitney, al de Kruskal-Wallis y al de Wilcoxon.

Resultados: La media de torque de remoción fue de

82,58 Ncm para implantes Biomet 3i; de 78,08 Ncm para B&W; y de 69 Ncm para Tree-Oss, sin diferencias estadísticamente significativas ($p=0,220$). La media de ISQ inicial y final fue de 57,17 y 70,33 para Biomet 3i; de 56,33 y 62,67 para B&W; y de 58,17 y 54,5 para Tree-Oss.

Conclusión: Los tres grupos de implantes presentan valores de torque de remoción similares, sin diferencias estadísticamente significativas, pero con diferencias significativas en relación a ISQ final.

Palabras clave: Análisis de frecuencia de resonancia, arenado, doble grabado ácido, superficies microrrugosas, torque de remoción.

Abstract

Aim: To evaluate the removal torque of three implants with different surfaces placed in rabbit femur, 60 days after insertion and to compare the implant stability quotient right after insertion and 60 days later.

Materials and methods: Initial and final resonance frequency analysis and removal torque were measured at day 60, in 18 parallel wall implants: Biomet 3i (Palm Beach Gardens, FL, USA), n=6; B&W (Buenos Aires, Argentina), n=6; Tree-Oss (Buenos Aires, Argentina), n=6; of 8.5 mm in length and 4 mm in diameter, placed in the femur of 6 rabbits. Data

collected were analyzed by nonparametric Mann-Whitney, Kruskal-Wallis and Wilcoxon tests.

Results: The mean removal torques were 82,58 Ncm for Biomet 3i, 78,08 Ncm for B&W and 69 Ncm for Tree-Oss. Differences were not statistically significant ($p=0,220$). In assessing initial and final ISQ, the averages obtained for Biomet 3i were 57.17 and 70.33, respectively; for B&W 56.33 and 62.67, and 58.17 and 54.5 for Tree-Oss.

Conclusion: It is concluded that the three groups presented similar removal torque values with no statistically sig-

nificant differences between them, but there were significant differences in relation to final ISQ.

Key words: Dual acid etched, micro-roughened surfaces, removal torque, resonance frequency analysis, sandblasted.

Introducción

La oseointegración puede definirse como la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional.¹⁻³ Este concepto se basa fundamentalmente en investigaciones realizadas con implantes de titanio mecanizado comercialmente puro (CP).⁴

A partir de este concepto se llevaron a cabo numerosos intentos de mejorar la fijación implante/hueso. Cochran *et al.*⁵ y Buser *et al.*⁶ analizaron diferentes variables que podrían influir en el anclaje del implante en el hueso, y mostraron que el tratamiento de superficie de los implantes tuvo un efecto significativo en la integración ósea. Varias investigaciones⁷⁻¹⁰ probaron que la rugosidad de la superficie tiene incidencia en el éxito a largo plazo de los implantes, y que influye en el porcentaje de contacto implante/hueso. Actualmente, está aceptado que el uso de implantes de titanio con macroestructura roscada y superficie rugosa mejora el comportamiento en los distintos tipos de hueso.¹¹⁻¹³

Una de las superficies más estudiadas es la Osseotite® (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, Estados Unidos), obtenida por doble grabado ácido-sulfúrico y clorhídrico a temperatura: el porcentaje de contacto implante/hueso es muy elevado en comparación con el que se alcanza con la superficie maquinada, la superficie HA y con TPS.¹⁴ Cordioli *et al.*¹⁵ la evaluaron en relación con la superficie Tioblast (arenada con óxido de titanio); Sul *et al.*,¹⁶ con la superficie TiUnite (anodizada); y Buser *et al.*,⁶ con la superficie SLA (arenada y grabada con ácido), en función del torque de desinserción o de remoción de los implantes en animales de experimentación.

El torque de remoción es un test biomecánico de valoración de la oseointegración que describe la estabilidad del implante tras la cicatrización, midiendo el umbral crítico de torque en el que se destruye el contacto hueso/implante (*bone implant contact* - BIC). Los valores del torque de remoción (VTR) fueron utilizados como una medida indirecta del BIC y de la oseointegración.¹⁷ Para la medición del torque de remoción, se emplea una aparatología que expresa sus resultados en Ncm como unidad de fuerza. Así es que los torquímetros de precisión digital son los ideales para su cuantificación. Este test se

realiza en animales de experimentación, en especial en conejos (en los que la tibia y el fémur son las ubicaciones más frecuentes según la literatura), seguidos por perros Beagle y –en menor proporción– cerdos minipig, cabras y mandriles. Buser fija VTR mayores de 20 Ncm como oseointegración exitosa, ya que en su estudio ningún implante pudo ser extraído a 20 Ncm o menos.⁶

En la mayoría de los estudios publicados, el tiempo de cicatrización medio para valorar el comportamiento de una superficie es de 2 meses, aunque se han llevado a cabo estudios en tiempos menores (1 mes).¹⁸

Al comparar la superficie Osseotite con una superficie obtenida por arenado con TiO₂, los valores de VTR fueron de 40,85 y 26,85 Ncm, respectivamente.¹⁵ Al compararla con una superficie TiUnite, fueron de 25 Ncm y 35 Ncm, respectivamente.¹⁶ Buser *et al.*⁶ informaron resultados superiores para SLA, con una media entre 109 y 196 Ncm, mientras que para Osseotite la media osciló entre 62 y 96 Ncm. Bancho y Conterno¹⁹ compararon la superficie de implantes Tree-Oss (arenado, grabado ácido y tratamiento térmico) con la superficie Osseotite y la superficie maquinada: los valores de torque de remoción fueron de 47,5 Ncm, 43,25 Ncm y 39,06 Ncm, respectivamente.

Otro procedimiento para analizar la oseointegración es el descrito por Meredith *et al.*,²⁰ quienes propusieron el análisis de frecuencia de resonancia (AFR), procedimiento clínico no invasivo para medir la estabilidad del implante una vez colocado en el hueso. Se basa en un test de flexión donde un transductor (Osstell®; Integration Diagnosis AB, Gotemburgo, Suecia) aplica una fuerza de flexión extremadamente pequeña a la interfaz implante/hueso, cuantificando los registros en una escala centesimal denominada coeficiente de estabilidad del implante (ISQ, por *implant stability quotient*), es decir, transformando la unidad de medida KHZ en valores ISQ, que se miden en un rango de 1 a 100. Valores grandes en esta escala indican estabilidad alta, mientras que valores pequeños señalan estabilidad baja. Balleri *et al.*²¹ establecieron los valores normales de ISQ para un implante clínicamente integrado. Por otro lado, algunos investigadores²²⁻²⁴ mostraron que los valores

podrían variar en función de las distintas posiciones del transductor, por lo cual recomendaron estandarizar las mediciones.

Tozum *et al.*²⁵ establecieron que la geometría superficial del implante tiene influencia directa sobre los valores de estabilidad medidos con el AFR. En este sentido, no sólo la macroestructura sino también la modificación de la microestructura de la superficie de los implantes producen diferencias estadísticamente significativas si se los compara con implantes de superficie maquinada.^{26,27}

Turkylmaz *et al.*²⁸ encontraron correlaciones estadísticamente significativas entre la densidad ósea y los valores de torque de inserción, entre la densidad ósea y los valores ISQ, y entre los valores de torque de inserción y los de ISQ.

Nedir *et al.*²⁹ realizaron un trabajo que establece la capacidad predictiva del AFR en el proceso de oseointegración y su relación con los protocolos de carga. Aunque Abrahamsson *et al.*³⁰ no hallaron correlación entre los valores del AFR y los parámetros histológicos de oseointegración, Scarano *et al.*³¹ sugirieron que comparar el ISQ de diferentes implantes, una vez que éstos se han integrado, podría expresar una correlación con el porcentaje de contacto implante/hueso de la superficie de los implantes.

Por todo lo expuesto, el torque de inserción y el análisis de frecuencia de resonancia son considerados métodos fiables para analizar el comportamiento de la oseointegración, una combinación de procedimientos invasivos y no invasivos que permite establecer valores para el contacto hueso/implante y cuantificar la integración.

Si bien diferentes sistemas de implantes ya han sido estudiados por medio de estas técnicas,^{6,14,15,32,33} no se han encontrado publicaciones que investiguen desde estos puntos de vista el sistema de implantes B&W con superficie con doble grabado ácido –de ácido nítrico y clorhídrico (B&W, Buenos Aires, Argentina)³⁴ y el sistema Tree-Oss con superficie Oxalife® obtenida por arenado para macrorrugosidad, grabado ácido para microrrugosidad, y tratamiento térmico para una capa aumentada de óxido de titanio (Tree-Oss, Buenos Aires, Argentina).³⁴

El objetivo del presente estudio prospectivo experimental fue evaluar el torque de remoción de tres tipos de implantes con superficies microrrugosas diferentes: Biomet 3i con superficie Osseotite® obtenida por doble grabado ácido a temperatura, con ácidos sulfúrico y clorhídrico (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, Estados Unidos); B&W con superficie obtenida por doble grabado ácido, con ácidos nítrico y

clorhídrico (B&W, Buenos Aires, Argentina); y Tree-Oss con superficie Oxalife® obtenida por arenado, grabado ácido y tratamiento térmico (Tree-Oss, Buenos Aires, Argentina).

Además, se buscó comparar el coeficiente de estabilidad de los implantes en el momento de colocación (ISQ inicial o mecánico) y a los 60 días (ISQ final o biológico), justo antes de su remoción.

Materiales y métodos

Se realizó un estudio prospectivo experimental, desde mayo hasta septiembre de 2014, para evaluar el torque de remoción de tres sistemas de implantes con superficies microrrugosas diferentes. Grupo 1: Biomet 3i con superficie Osseotite®, obtenida por doble grabado ácido a temperatura, con ácidos sulfúrico y clorhídrico (Biomet 3i; Palm Beach Gardens, FL, Estados Unidos); Grupo 2: B&W con superficie obtenida por doble grabado ácido, con ácido nítrico y clorhídrico (B&W, Buenos Aires, Argentina); Grupo 3: Tree-Oss con superficie Oxalife® obtenida por arenado, grabado ácido y tratamiento térmico (Tree-Oss, Buenos Aires, Argentina); colocados en fémur de conejo tras 60 días de cicatrización. Además, se compararon los coeficientes de estabilidad inicial y final de los tres sistemas de implantes.

Se operaron 10 conejos hembras de la variedad híbrido francés de un año de edad, de entre 4,5 y 5 kg de peso corporal. A cada uno se le colocaron 3 implantes, uno de cada marca. Dado que algunos especímenes murieron y otros sufrieron fractura de fémur en el sitio de colocación del implante, se consiguió trabajar sólo con 6 conejos. Por lo tanto, la muestra final sobre la que se realizó el estudio fue de 18 implantes (6 de cada tipo).

El protocolo fue aprobado por la Comisión de Bioética y Bienestar Animal de la Facultad de Ciencias Agropecuarias de la Universidad Católica de Córdoba (dictamen CBBA 01.2014 UCC). Además, la investigación se llevó a cabo respetando el protocolo de cuidado de animales de experimentación del Institute of Laboratory Animal Research y del Council for International Organizations of Medical Sciences (CIOMS).

Los animales fueron operados en las instalaciones de la Clínica Veterinaria de la Facultad de Ciencias Agropecuarias de la Universidad Católica de Córdoba (UCC), adonde fueron trasladados entre 7 y 10 días antes de las cirugías para que se adaptaran al nuevo hábitat y así disminuir el estrés emocional.

Protocolo quirúrgico. Se administró como medicación preoperatoria y anestésica xilacina (2 mg/kg),

morfina (0,5 mg/kg) y ketamina (25 mg/kg), por vía intramuscular.

Luego de la sedación de los especímenes, se administró por vía endovenosa fluidoterapia (10 ml/kg/hora) durante todo el procedimiento quirúrgico. Previamente a la inducción, se administró oxígeno con máscara con un flujo de 4 l/min, y enrofloxacina (5 mg/kg) por vía intramuscular para terapia antimicrobiana prequirúrgica.

La inducción se realizó con propofol y ketamina a efecto (alrededor de 3 mg/kg y 10 mg/kg, respectivamente) por vía endovenosa.

El mantenimiento se llevó a cabo con ketamina (30 mg/kg/hora) y propofol (24 mg/kg/hora). Durante el procedimiento anestésico se administró oxígeno con máscara con un flujo de 4 l/min. El monitoreo anestésico se realizó utilizando electrocardiografía, oximetría de pulso y presión arterial no invasiva. Los parámetros medidos se mantuvieron en un rango normal durante todo el procedimiento anestésico.

Las cirugías fueron realizadas por médicos veterinarios (un anestesista y un cirujano) de la Clínica Veterinaria de la Facultad de Ciencias Agropecuarias de la UCC y por odontólogos de la Carrera de Especialización en Implantología Oral de la Facultad de Medicina de la UCC y el Círculo Odontológico de Córdoba.

En primera instancia, se desinfectó con iodopovidona al 10% la zona por intervenir y se la afeitó.

Se realizó incisión con bisturí Bard Parker con hoja número 12 y el decolado de los planos hasta el tejido óseo. Se colocó una plantilla acrílica como guía anatómica para efectuar las marcas de las trepanaciones y la colocación de los implantes. La trepanación se llevó a cabo con contraángulo W&H (20:1) accionado con un fisiodispenser 3i DU 1000 con control de torque de 50 Ncm, utilizando las fresas para cada sistema y siguiendo la secuencia indicada por los fabricantes. El fresado se terminó con fresa espiral recta de 3,85 mm en el caso de los implantes 3i y con fresa espiral recta de 3,8 mm para los B&W y los Tree-Oss.

Se instalaron los tres grupos de implantes. Grupo 1: 10 implantes Biomet 3i (Osseotite), Grupo 2: 10 implantes B&W, y Grupo 3: 10 implantes Tree-Oss, todos de paredes paralelas con conexión externa, de 8,5 mm de longitud, 4 mm de diámetro y 4,1 mm de plataforma. La distribución fue de 3 implantes en cada cuarto trasero, en los fémures derechos, siguiendo el orden de la plantilla de distribución: implantes 3i en posición superior, B&W en posición media, y Tree-Oss en posición inferior, para lo que se tuvo en cuenta posición anatómica del conejo (figs. 1-4).

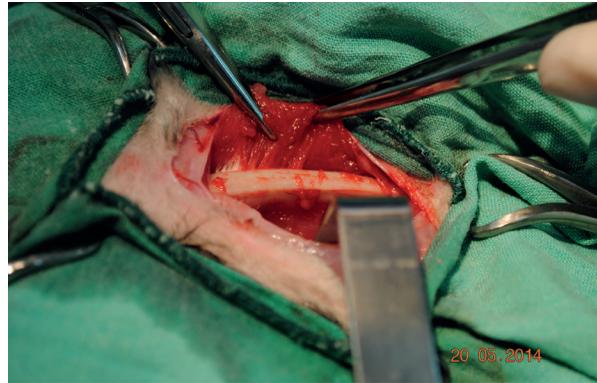


Figura 1. Fémur expuesto.



Figura 2. Plantilla quirúrgica de distribución.

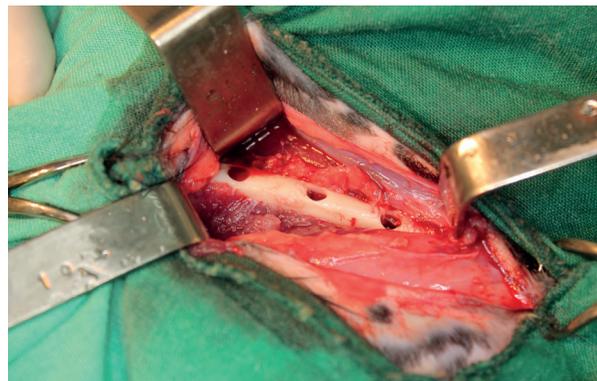


Figura 3. Lechos óseos preparados para la colocación de implantes.

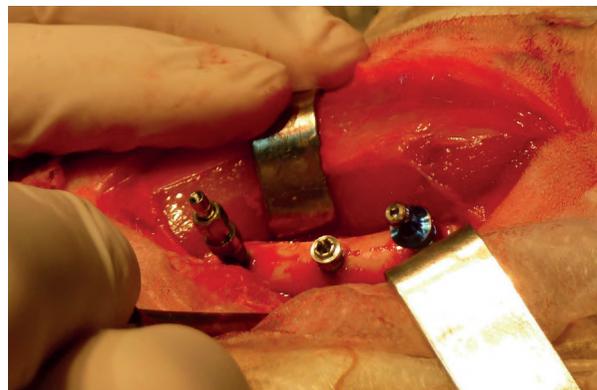


Figura 4. Implantes 3i, B&W y TreeOss.

Una vez instalados los implantes, se realizó el análisis de la frecuencia de resonancia para medir el coeficiente de estabilidad inicial (ISQ inicial) con el dispositivo Osstell ISQ (Osstell, Integration Diagnosis AB, Gotemburgo, Suecia) y el SmartPeg tipo 1 (Integration Diagnostics, Gotemburgo, Suecia) (figs. 5 y 6).

Luego se reposicionaron los colgajos y se suturaron por planos separados: los planos profundos, con sutura reabsorbible (Vicryl 4-0, Ethicon, Alemania); la zona cutánea, con sutura no reabsorbible (Prolene 5-0, Ethicon, Alemania).

Finalizado el procedimiento quirúrgico, los animales se recuperaron en una sala apropiada y fueron monitoreados hasta que pudieron mantenerse en decúbito esternal. La suplementación de oxígeno se suspendió cuando se constató que respiraban con normalidad. La vía endovenosa fue retirada una vez que los animales estuvieron conscientes. Fueron aislados, en sala de recuperación, para realizar controles y curaciones durante 7 días; luego se los mantuvo identificados y separados bajo condiciones ambientales adecuadas, en jaulas, con otros conejos, con alimentación balanceada y agua *ad libitum* durante 60 días.

Como medicación analgésica posquirúrgica se indicó tramadol (3 mg/kg/12 horas) y meloxicam (0,1 mg/kg/24 horas) por vía intramuscular durante 3-5 días. La antibioticoterapia fue con enrofloxacin (5 mg/kg/12 horas) durante 7 días.

Medición de torque de remoción y estabilidad final. Se provocó la eutanasia de los animales a los 60 días de la cirugía, siguiendo protocolos y normas: se los anestesió con 2 mg/kg de xilocaína al 2%, 2 mg/kg de midazolam al 0,5% y 20 mg/kg de ketamina al 10% intramuscular. Una vez anestesiados, se les colocó pentobarbital sódico al 40% y difenilhidantoína al 5% (Euthanyl 1 ml/10 kg) por vía endovenosa por medio de un catéter de teflón colocado en la vena cefálica antebraquial.

Luego, se realizó la exposición de los implantes mediante una segunda cirugía de disección por planos hasta ubicar las articulaciones y proceder a la remoción del fémur. El tejido blando se quitó cuidadosamente a fin de obtener una zona libre para las mediciones (fig. 7).

Se midió el coeficiente de estabilidad final de los implantes a través de análisis de frecuencia de resonancia, de igual manera que en la primera cirugía (fig. 8).

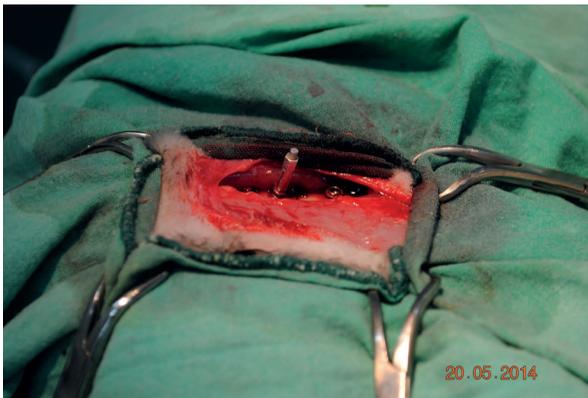


Figura 5. SmartPeg de Osstell ISQ en posición.



Figura 7. Fémur con implantes.



Figura 6. Medición de ISQ mecánica con Osstell.



Figura 8. Osstell y medición de ISQ biológico en implantes.

Por último, se midió el torque de remoción de los implantes. Para esto, se reposicionaron los portaimplantes ajustándolos manualmente, y se estabilizaron los fémures sobre una mesa sosteniéndolos por los extremos. Se ajustó el torquímetro Mark-10 de precisión digital (Marks-10, Digital Torque Gauge Series TTT, modelo MTT03-50, serie 1234567, versión 1.0;® Mark 10 Corp., Estados Unidos) al portaimplante, y los implantes fueron removidos mediante rotación inversa, obteniendo el valor pico de torque de desinserción expresado en Ncm (fig. 9).

Análisis estadístico. Se realizó sobre una muestra final de 18 implantes (6 de cada tipo), en un total de 6 conejos, debido a la muerte de 2 especímenes y a la fractura de fémur al colocar el implante en otros 2 especímenes.

Se aplicó estadística descriptiva de los valores de ISQ inicial, ISQ final y torque de desinserción según marca: recuento de casos, media, desviación estándar, mínimo, mediana, máximo; y se estableció la diferencia entre medias y la significación de contraste estadístico con el test no paramétrico de Mann-Whitney ($p > 0,05$) en torque de desinserción, el test no paramétrico de Kruskal-Wallis (p-valor) para ISQ inicial y final, y el test estadístico no paramétrico de Wilcoxon para muestras relacionadas (p-valor) en variaciones de ISQ inicial y final.

Resultados

Los valores de torque de inserción, torque de remoción, ISQ inicial e ISQ biológico, según marca de implantes, se expresan en tabla 1.

En las tablas 2 A y B se detallan los resúmenes de casos según las tres marcas contrastadas.

Como puede observarse en la tabla 3, las diferencias de ISQ mecánico entre las tres marcas evaluadas no resultaron estadísticamente significativas ($p = 0,920$).



Figura 9. Torquímetro Mark-10 e implante con portaimplante colocado para la medición de torque de desinserción.

Las diferencias de ISQ biológico, en cambio, resultaron estadísticamente significativas ($p = 0,021$). Por lo tanto, se sugiere que la estabilidad final de los implantes varía significativamente según las características de cada marca (tabla 4).

Los contrastes de a pares realizados indicaron diferencias significativas sólo en las marcas 3i y Tree-Oss en cuanto a los valores de ISQ biológico.

Las diferencias de los valores de torque de desinserción entre las tres marcas no resultaron estadísticamente significativas ($p = 0,220$) (tabla 5).

Por último, las diferencias de estabilidad no arrojaron valores estadísticamente significativos ($p > 0,05$) en ninguno de los casos. En los implantes 3i, la estabilidad se incrementó ligeramente con el tiempo, en tanto que en los Tree-Oss los valores disminuyeron levemente en la mayoría de los casos al finalizar el período (tabla 6).

Discusión

En la actualidad, las superficies mecanizadas han sido superadas por las superficies tratadas.^{11-13,35} London *et al.*¹⁴ compararon el porcentaje de contacto implante/hueso en tibias de conejos y obtuvieron una media de BIC para Osseotite de $38,9 \pm 3,9\%$; maquinadas, $31,0 \pm 4,3\%$; TPS, $24 \pm 4,6\%$; HA, $22,5 \pm 3,9\%$.

Los valores cuantitativos de la rugosidad han sido propuestos por algunos autores como Wennenberg *et al.*,⁸ Orsini *et al.*,³³ Rodríguez *et al.*,³⁶ Martin *et al.*,³⁷ y Peñarrocha *et al.*;³⁸ éstos son superiores al micrómetro necesario para conseguir buena estabilidad osteoblástica.

En el presente trabajo se compararon, mediante torque de remoción, implantes de superficie tratada con ácidos sulfúrico y clorhídrico (Osseotite), con ácido clorhídrico y ácido nítrico (B&W), e implantes con superficie arenada, grabada con tratamiento térmico (Oxalife). Se obtuvieron valores de 70 a 100,5 Ncm (media = 82,58 Ncm) para los primeros, de 59 a 91,5 Ncm (media = 78,08 Ncm) para los segundos, y de 50,5 a 78 Ncm (media = 69 Ncm) para los terceros. Las diferencias no fueron estadísticamente significativas.

Klokkevold¹⁰ estudió el comportamiento biomecánico mediante torque de desinserción a las 8 semanas en fémures de conejos, utilizando implantes de 3,25 de diámetro y 4 mm de longitud con superficie Osseotite e implantes de superficie maquinada. Los resultados mostraron valores cuatro veces superiores para la superficie Osseotite (20,3 Ncm) en relación con la maquinada (4,85 Ncm). Cordio-

Tabla 1. Valores de torque de inserción, torque de remoción, ISQ inicial e ISQ biológico, según marca.

Conejos	Torque de inserción (Ncm)			ISQ mecánico (inicial) (kHz)			Torque de desinserción (a 60 días) (Ncm)			ISQ biológico (a 60 días) (kHz)		
	Biomet 3i	B&W	Tree-Oss	Biomet 3i	B&W	Tree-Oss	Biomet 3i	B&W	Tree-Oss	Biomet 3i	B&W	Tree-Oss
A	45	35	35	43	41	70	82,5	66	78	64	46	56
B	10	20	10	71	70	53	70	59	50,5	58	56	52
C	40	40	30	77	69	68	100,5	91,5	73,5	78	67	51
D	20	25	25	65	72	77	92	88,5	76	73	65	60
E	25	25	25	70	37	30	73	74	67	75	60	53
F	30	35	35	17	49	51	77,5	87	69	74	82	55

Tabla 2 A. Valores de torque de inserción y torque de desinserción, según marca.

Conejos	Torque de inserción (N)			Torque de desinserción (N)		
	3i	B&W	Tree-Oss	3i	B&W	Tree-Oss
A	45	35	35	82,5	66	78
B	10	20	10	70	59,5	50,5
C	40	40	30	100,5	91,5	73,5
D	20	25	25	92	88,5	76
E	25	25	25	73	74	67
F	30	35	35	77,5	89	69

Tabla 2 B. Valores de estabilidad inicial (ISQ mecánico) y estabilidad final (ISQ biológico), según marca.

Conejos	ISQ mecánico			ISQ biológico		
	3i	B&W	Tree-Oss	3i	B&W	Tree-Oss
A	43	41	70	64	46	56
B	71	70	53	58	56	52
C	77	69	68	78	67	51
D	65	72	77	73	65	60
E	70	37	30	75	60	53
F	17	49	51	74	82	55

Tabla 3. Valores estadísticos descriptivos de ISQ inicial (mecánico), según marca.

Marca	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo	p-valor
3i	6	57,17	22,91	17	67,5	77	0,92
B&W	6	56,33	15,85	37	59	72	
Tree-Oss	6	58,17	17,1	30	60,5	77	

DE: desviación estándar; n: recuento de casos; p-valor: significación de contraste estadístico no paramétrico de Kruskal-Wallis.

Tabla 4. Valores estadísticos descriptivos de ISQ final (biológico), según marca.

Marca	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo	p-valor
3i	6	70,33	7,66	58	73,5	78	0,021
B&W	6	62,67	12,06	46	62,5	82	
Tree-Oss	6	54,5	3,27	51	54	60	

DE: desviación estándar; n: recuento de casos; p-valor: significación de contraste estadístico no paramétrico de Kruskal-Wallis.

Tabla 5. Valores estadísticos descriptivos de torque de remoción, según marca.

Marca	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo	p-valor
3i	6	82,58	11,71	70	80	100,5	0,22
B&W	6	78,08	13,53	59,5	81,25	91,5	
Tree-Oss	6	69	9,97	50,5	71,25	78	

DE: desviación estándar; n: recuento de casos; p-valor: significación de contraste estadístico no paramétrico de Kruskal-Wallis.

Tabla 6. Valores estadísticos descriptivos de ISQ inicial y final, según marca.

Marca	n	Media	DE	Mínimo	Mediana	Máximo	Dif. entre medias	p-valor
3i	Inicial	57,17	22,91	17	67,5	77	-13,167	0,219
	Final	70,33	7,66	58	73,5	78		
B&W	Inicial	56,33	15,85	37	59	72	-6,333	0,688
	Final	62,67	12,06	46	62,5	82		
Tree-Oss	Inicial	58,17	17,1	30	60,5	77	3,667	0,656
	Final	54,5	3,27	51	54	60		

DE: desviación estándar; n: recuento de casos; p-valor: significación de contraste estadístico no paramétrico de Kruskal-Wallis.

li *et al.*¹ también compararon, entre otras, la superficie Osseotite con la superficie grabada con óxido de titanio (Tioblast). Instalaron 12 implantes de 3,75 mm de diámetro y 4 mm de longitud de cada superficie, en tibias de conejo, y evaluaron los resultados a las 5 semanas. Los valores de torque de remoción obtenidos fueron significativamente superiores para las superficies grabadas con ácido –Osseotite, 40,85 Ncm– en comparación con las superficies arenadas con TiO₂ –26,85 Ncm–. El estudio histomorfométrico mostró una correlación positiva entre ambos análisis. Sul *et al.*¹⁶ compararon, también en tibias de conejo, la superficie de implantes TiUnite (3,75 × 7 mm) con la superficie de implantes Osseotite (3,75 × 8 mm), a las 6 semanas, las cuales evidenciaron valores de torque de remoción de 36,4 Ncm y 21,5 Ncm, respectivamente.

Los valores obtenidos en el presente estudio son mayores a los de los trabajos citados recientemente. Esto podría deberse a los diferentes tamaños de los implantes utilizados.

Buser *et al.*⁶ compararon implantes con superficie SLA e implantes maquinados (3,75 × 10 mm de longitud) en cerdos minipig, y obtuvieron valores de torque de remoción de 8 a 10 veces superiores en los casos de superficie SLA (139 Ncm contra 13-26 Ncm). Bancho y Conterno¹⁹ compararon implantes Tree-Oss (arenado, grabado ácido y tratamiento tér-

mico) de 3,3 × 10 mm con implantes de superficie maquinada de 3,3 × 10 mm e implantes con superficie Osseotite de 3,25 × 10 mm, colocados en zona proximal de fémur de conejos, a 60 y 90 días. A los 60 días, obtuvieron valores de torque de remoción de 47,5 Ncm para Tree-Oss, 43,25 Ncm para Osseotite y 39,06 Ncm para maquinados. A los 90 días, registraron 50 Ncm, 50,88 Ncm y 36,5 Ncm, respectivamente.

En relación con el ISQ, en el presente estudio se compararon los ISQ iniciales en los tres implantes, que mostraron valores similares, sin diferencias estadísticamente significativas (p=0,920).

A los 60 días, antes de la remoción, se midió ISQ final, y los valores obtenidos en los 3 grupos mostraron diferencias estadísticamente significativas (p=0,021). Sin embargo, de acuerdo al contraste de muestras apareadas, sólo los 3i y los Tree-Oss difirieron estadísticamente.

Entre las marcas evaluadas, los valores de estabilidad se incrementaron ligeramente en el tiempo para los Grupos 1 y 2, en tanto que en el Grupo 3 las tendencias fueron opuestas, ya que hubo una disminución de los valores al finalizar el período evaluado.

Meredith *et al.*²⁰ sostienen que valores de ISQ altos indican alta estabilidad, por lo que valores bajos señalan baja estabilidad. Sin embargo, Abrahamsson *et al.*³⁰ no encontraron correlación entre los valores

del AFR y los parámetros histológicos de oseointegración, por lo que cuestionaron la capacidad del AFR para medir la estabilidad del implante en el tiempo. Koh *et al.*³⁹ estudiaron el torque de remoción de implantes con superficie SLA, con anodizada, con capa de Ca-P y con maquinada, colocados en tibia de conejo. Los valores de ISQ medios al momento de la cirugía fueron: 62,2 para superficie maquinada, 63,3 para SLA, 59,6 para Ca-P, y 57,4 para anodizada. Los valores de ISQ medios a las 2 semanas de cicatrización fueron: 67,6 para maquinada, 69,1 para SLA, 69,8 para Ca-P, y 66,7 para anodizada. Sul *et al.*²⁵ compararon valores de ISQ, al momento de la cirugía y a las 6 semanas, en implantes con magnesio incorporado a la superficie, de cuatro marcas comerciales (Osseotite, TiUnite, SLA Y TioBlast), colocados en tibia de conejos. Mostraron que todos los implantes tuvieron un incremento estadísticamente significativo en los valores de estabilidad con respecto a la medida inicial. En otro trabajo, Sul *et al.*⁴⁰ compararon la superficie maquinada con diferentes superficies anodizadas con diferencias en sus capas de óxido en términos de VTR y de ISQ. Tomaron cinco grupos (I: maquinados; II: anodizados hasta 100 V; III: anodizados hasta 200 V; IV: anodizados hasta 280 V; V: anodizados hasta 380 V) y encontraron que los valores medios del AFR luego de 6 semanas aumentaron, observando una tendencia del incremento de los valores del AFR a medida que aumentaba la capa de óxido.

Conclusión

Los tres grupos de implantes presentan valores similares de torque de remoción, sin diferencias estadísticamente significativas. Los valores de ISQ inicial (mecánico) y final (biológico) para cada marca tampoco presentan diferencias estadísticamente significativas.

En el contraste de ISQ final biológico entre los grupos 1 y 3 se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Agradecimientos: A Luis Crohare (Área de Biología Odontológica, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba), por su colaboración relacionada con el análisis estadístico de la información en este estudio.

Los autores declaran no tener conflictos de intereses en relación con este estudio y afirman no haber recibido financiamiento externo para realizarlo.

Referencias

1. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001;10:96-101.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
3. Matsuno H, Yokoyama A, Watari F, Uo M, Kawasaki T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhodium. *Biomaterials* 2001;22:1253-62.
4. Lindhe J, Karring T, Lang NP. Oseointegración: Antecedentes históricos y conceptos actuales. Periodontología clínica e implantología odontológica. En: Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Clinical periodontology and implant dentistry*. 4ª ed., Médica Panamericana, 2005, pp. 845-55.
5. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998;40:1-11.
6. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:611-9.
7. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:515-27.
8. Wennerberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:486-94.
9. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23:844-54.
10. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Davies JE, Caputo A, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res* 2001;2:350-7.
11. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:675-90.
12. Gupta A, Dhanraj M, Sivagam G. Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview. *Indian J Dent Res* 2010;21:433-8.
13. Martínez-González JM, Cano J, Campo J, Martínez MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: estado actual. *Av Periodon Implantol* 2002;14:129-36.
14. London RM, Roberts FA, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB. Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:369-76.
15. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 diffe-

- rent titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:668-74.
16. Sul YT, Johansson C, Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces. *Int J Prosthodont* 2006;19:319-28.
 17. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:179-85.
 18. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral* 2002;14:129-36.
 19. Banchoero RJ, Conterno G. Evaluación in vivo del torque de extracción de implantes dentales con diferentes tratamientos de superficie [en línea]. Disponible en: www.tree-oss.com/descargas/Estudio_OXALIFE.pdf
 20. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261-7.
 21. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:128-32.
 22. Park JC, Kim HD, Kim SM, Kim MJ, Lee JH. A comparison of implant stability quotients measured using magnetic resonance frequency analysis from two directions: a prospective clinical study during the initial healing period. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:591-7.
 23. Pattijn V, Jaecques SVN, De Smet E, Muraru L, Van Lierde C, Van der Perre G, et al. Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Med Eng Phys* 2007;29:182-90.
 24. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on Osstell™ stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9:60-4.
 25. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:194-20.
 26. Sul YT, Jönsson J, Yoon GS, Johansson C. Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnite®, Osseotite®, SLA® and TiOblast® implants. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1146-55.
 27. Sul YT. The significance of the surface properties of oxidized titanium to the bone response: special emphasis on potential biochemical bonding of oxidized titanium implant. *Biomaterials* 2003;24:3893-907.
 28. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:113-9.
 29. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:113-9.
 30. Abrahamsson I, Linder E, Lang NP. Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:313-8.
 31. Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Correlation between implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:218-22.
 32. Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP. Etched implants: a comparative surface analysis of four implant systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;69:46-57.
 33. Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:779-84.
 34. Sezin M, Croharé L, Ibáñez JC. Microscopic study of surface microtopographic characteristics of dental implants. *Open Dent J* 2016;10:139-47.
 35. Ahn S, Vang MS, Yang HS, Park SW, Lim HP. Histologic evaluation and removal torque analysis of nano- and microtreated titanium implants in the dogs. *J Adv Prosthodont* 2009;1:75-84.
 36. Rodríguez-Rius D, García-Saban FJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005;10:58-65.
 37. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* 1995;29:389-401.
 38. Penarrocha M, Guarinos J, Sanchis JM, Balaguer J. A retrospective study (1994-1999) of 441 ITI (r) implants in 114 patients followed-up during an average of 2.3 years. *Med Oral* 2002;7:144-55.
 39. Koh JW, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *J Adv Prosthodont* 2009;1:107-12.
 40. Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:252-9.

Contacto:

JUAN CARLOS IBÁÑEZ

juancarlos.ibanez@ibaimplantes.com

Obispo Oro 414, Barrio Nueva Córdoba (X5000BFJ)
Provincia de Córdoba, Argentina