

Resistencia de diferentes implantes y componentes sometidos a sobre torque. Estudio *in-vitro*

Resistance of different implants and components subjected to high torque. An in vitro study

Presentado: 12 de enero de 2021
Aceptado: 21 de septiembre de 2021

Tomás Villa Romero,^a  María Constanza Ibáñez,^b  Hugo Marengo,^b  Juan Carlos Ibáñez^b 

^a Facultad de Medicina, Universidad Católica de Córdoba, Córdoba, Argentina

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

Resumen

Objetivo: Describir las fallas en diferentes sistemas de implantes al ser sometidos a fuerzas de torsión creciente, determinar el torque en el cual aparece un daño medible en el implante o alguno de sus componentes y especificar la falla más frecuente.

Materiales y métodos: Se realizó un estudio experimental *in vitro*. Se utilizaron 88 implantes agrupados según diseño y marca comercial (Federa, Rosterdent, Biomet 3i, Tree-Oss, B&W, ML) en 11 grupos de 8 implantes cada uno. Éstos fueron inmovilizados en acrílico y fijados en una prensa. Se aplicó una fuerza de torsión creciente con torquímetro de precisión digital hasta la aparición de alguna falla en el implante o sus componentes. Se registró el torque en el que se produjo la falla. Se realizó estadística descriptiva para el análisis de datos.

Resultados: El 100% de los implantes o alguno de sus componentes mostraron una falla detectable al ser sometidos

a fuerzas de torsión creciente (rango de torque: 83,5 Ncm –implante con conexión como morse 8 grados– a 384 Ncm –implante de conexión interna sin montar–). El torque promedio más bajo en el que aparecieron los daños fue 103,75 ($\pm 8,08$) Ncm para implantes de conexión interna tipo como morse, mientras que el más alto fue 279,87 ($\pm 89,73$) Ncm para implantes de conexión interna sin montar. La falla más frecuente (28,4%) fue la fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono externo simultáneamente.

Conclusión: Las fallas detectables a fuerzas de torsión creciente ocurrieron entre 83,5 Ncm y 384 Ncm. La falla reiterada fue la fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono simultáneamente.

Palabras clave: daños mecánicos, fractura por sobrecarga, implantes dentales, resistencia mecánica, torque de inserción.

Abstract

Aim: To describe the failures in different implant systems when subjected to increasing torsional forces, determine the torque at which measurable damage occurs to the implant or one of its components, and determine the most frequent failure.

Materials and methods: This was an experimental *in vitro* study. A total 88 implants were used, grouped according to design and trademark (Federa, Rosterdent, Biomet 3i, Tree-Oss, B&W, ML) into 11 groups of 8 implants each. The implants were immobilized in Duralay acrylic and fixed in a vice. Increasing torsional force was applied with a digital precision torque wrench until the occurrence of any failure in the implants or their components. The torque at which the failure

occurred was recorded. Descriptive statistics were performed for data analysis.

Results: 100% of the implants or any of their components showed a detectable failure when subjected to increasing torsional forces (force range: 83.5 Ncm in an implant with 8-degree Morse taper connection to 384 Ncm in an implant with unmounted internal connection). The lowest average torque at which damage occurred was 103.75 (± 8.08) Ncm for conical implants with Morse internal connection, while the highest was 279.87 (± 89.73) Ncm for implant with unmounted internal connection. The most frequent failure (28.4%) was fracture of the implant retaining screw and distortion of the external hexagon simultaneously.

Conclusion: Detectable failures at increasing torsional forces occurred between 83.5 Ncm and 384 Ncm. The repeated failure was the fracture of the implant retaining screw and simultaneous distortion of the hexagon.

Key words: dental implants, insertion torque, mechanical damage, mechanical strength, stress fracture.

Introducción

Han sido numerosos los progresos en el campo de la Implantología y han provocado altos porcentajes de éxito. Un ejemplo de ello son las mejoras en las superficies de implantes que permiten más rápida integración, diseños con mayor estabilidad y el desarrollo de biomateriales óseo-artificiales.¹

Whicker *et al.*² han expresado que un implante dental es un dispositivo hecho de un material biológicamente inerte que es insertado mediante cirugía en el hueso alveolar y que sustituye la raíz de un diente ausente. Éstos se componen de un cuerpo que es la porción diseñada para ser introducida en el hueso con el fin de anclar los componentes protésicos; generalmente, presenta un aspecto de tornillo que posee tres porciones: el módulo de cresta (porción superior), el cuerpo propiamente dicho (porción intermedia) y el ápice;³ y ofrecen dos tipos de conexión con la porción protésica, interna y externa.^{4,5}

Numerosas investigaciones⁶⁻⁸ han identificado un gran número de procesos químicos que pueden ocurrir en las interfaces de los implantes, como el transporte iónico, la disolución (corrosión) del óxido, la absorción, la fragmentación de biomoléculas, la incorporación de iones minerales en óxido, la oxidación metabólicamente dirigida, la desnaturalización de proteínas, los procesos catalíticos, etc.

La importancia de dichos procesos motivó seleccionar al titanio como material para la fabricación de los implantes dentales⁹ así como sus características de biocompatibilidad, resistencia por tensión máxima y fatiga, no toxicidad y resistencia a la corrosión.¹⁰

En general, el tipo de titanio seleccionado para la confección de la mayoría de los implantes es el titanio comercialmente puro; sin embargo, otros fabricantes utilizan aleaciones de titanio, que han sido muy estudiadas.¹¹⁻¹³

La oseointegración es sensiblemente influida por la capacidad del implante para soportar mecánica y funcionalmente fuerzas.¹⁴ O'Sullivan *et al.*,¹⁵ Ottoni *et al.*¹⁶ y Trisi *et al.*¹⁷ sugirieron que un elevado torque de inserción de los implantes es deseable para mejorar los fenómenos de oseointegración, y que el torque tiene relación proporcional con la estabilidad primaria.¹⁸ De esta manera, ante la necesidad de lograr una alta estabilidad primaria se busca aumentar

la fuerza de torsión en la que el implante se inserta en el hueso.

Es necesario definir el concepto de torque como el "momento de torsión" o medida de la capacidad de una fuerza para hacer girar un cuerpo. En este sentido, el torque de inserción promueve un giro en el implante sobre el cual se aplica la fuerza siendo expresada en unidades Ncm.¹⁹

Sin embargo, un elevado torque de inserción también se ha asociado con la posible aparición de sobrecompresión ósea y necrosis ósea, que podría ocasionar la pérdida de fijación del implante dental al hueso.²⁰ Barone *et al.*²¹ sugirieron que los implantes insertados a alto torque (≥ 50 Ncm) en crestas óseas cicatrizadas mostraron más periimplantitis y recesión de los tejidos blandos que cuando los implantes son insertados con torque regular (< 50 Ncm). Por otro lado, Li *et al.*,²² en un metaanálisis de la literatura acerca de la correlación entre la pérdida ósea marginal y el alto torque de los implantes, revelaron que ninguno de los metaanálisis mostraron diferencias estadísticamente significativas entre el alto torque (> 50 Ncm) y el torque convencional en términos del efecto sobre la reabsorción ósea marginal.

Hasta el momento, la influencia del alto torque de inserción sobre el hueso y la remodelación de las crestas óseas alrededor del implante ha sido bastante estudiada.²⁰⁻²⁴ Pero poco se sabe sobre los efectos del alto torque en la estructura del implante propiamente dicha. Es decir, los implantes podrían sufrir interna y/o externamente cambios morfológicos durante la torsión de inserción.

Teixeira *et al.*²⁵ mostraron que sometidos a una torsión de 80 y 120 Ncm se produce una deformación de los componentes de los implantes cónicos Titaniumfix al analizar los tres tipos de conexiones (hexágono interno, externo y cono morse). Nary Filho *et al.*²⁶ cuantificaron la resistencia al torque de inserción de diferentes sistemas de implantes (Biomet 3i Osseotite, Biomet 3i Certain, Bonelike 2, Bonelike 3, Nobel Biocare) y de sus dispositivos de conexión en ensayos de torsión *in vitro*. Concluyeron que a mayor área de contacto sobre la que se construye el sistema y mayor resistencia al torque de inserción, los implantes de hexágono interno y los implantes de

hexágono externo con dispositivo de montaje mostraron mayor resistencia al torque de inserción.

Es importante contar con un método preciso para medir clínicamente el torque de inserción al alcance del implantólogo. Los métodos más utilizados son: llave quirúrgica dinamométrica electrónica de acción manual¹⁹ y torquímetros de alto torque, unidades de control eléctrico o unidades quirúrgicas con contrángulo con control de torque,²⁷ e incluso aparatos dinamométricos industriales utilizados en investigaciones en animales de experimentación.²⁸

Según lo mencionado hasta aquí, cada sistema de implantes podría tener una resistencia específica a la fuerza de alto torque de inserción, ya que algunos fabricantes recomiendan que el torque para colocar los implantes no debería superar los 50 Ncm. Por eso, se realizó esta investigación experimental *in vitro* cuyos objetivos fueron describir las fallas en diferentes sistemas de implantes al ser sometidos a fuerzas de torsión creciente, determinar el torque en el cual aparece un daño medible en el implante o alguno de sus componentes y especificar la falla más frecuente.

Materiales y métodos

Diseño experimental

Se realizó una investigación de tipo experimental *in vitro* desde agosto de 2014 a diciembre de 2015. Se determinaron las fallas mecánicas y el momento de fuerza de torsión (medida en Ncm) en que se produjeron las mismas en 88 implantes agrupados según diseño de la conexión y marca comercial: Federa® (Federa S.R.L., C.A.B.A., Argentina), Rosterdent® (Rosterdent, Buenos Aires, Argentina), Biomet 3i® (Biomet 3i, Implant Innovations Inc. Palm Beach Gardens, FL), Tree-Oss® (Tree-Oss, C.A.B.A., Argentina), B&W® (B&W, Buenos Aires, Argentina), ML® (Ml Implant System®, Buenos Aires, Argentina), sometidos a fuerzas de torsión creciente.

Los criterios de inclusión fueron: implantes de conexión interna, externa y cono morse independientemente si variaba el diámetro o la longitud o diseño del cuerpo de éstos.

Los implantes fueron agrupados según marca comercial y diseño en 11 grupos de 8 implantes cada uno:

Grupo 1: Federa modelo Estándar/Estético (conexión cono morse de 8 grados) 4,1 mm de diámetro copa 4,8 mm.

Grupo 2: Rosterdent modelo HEX (conexión hexagonal externa) 4 mm de diámetro.

Grupo 3: Rosterdent modelo CONICAL (conexión interna tipo cono morse 8 grados) 3,5 mm de diámetro.

Grupo 4: Rosterdent modelo CONICAL GOLD (conexión interna tipo trilob) 3,5 mm de diámetro.

Grupo 5: Biomet 3i modelo paredes paralelas (conexión hexagonal externa) 5 mm de diámetro.

Grupo 6: TREE OSS modelo RAPID CE (conexión hexagonal externa) 4 mm de diámetro.

Grupo 7: B&W modelo CIH (conexión hexagonal interna) 4 y 5 mm de diámetro.

Grupo 8: ML modelo SHe (conexión hexagonal externa sin montar) 3,7; 4 y 4,7 mm de diámetro.

Grupo 9: ML modelo SHi (conexión hexagonal interna sin montar) 4,2 y 5 mm de diámetro.

Grupo 10: ML modelo SHe (conexión hexagonal externa montado) 3,7; 4 y 4,7 mm de diámetro.

Grupo 11: ML modelo SHi (conexión hexagonal interna montado) 3,7; 4,2 y 5 mm de diámetro.

Los grupos fueron conformados de forma tal que cada uno tuviera el mismo tipo de conexión independientemente de la superficie, longitud y en algunos casos diámetro de los implantes, ya que el diámetro de la conexión es exactamente igual según los datos aportados por los fabricantes (figs. 1 y 2).

Las características de los implantes y aditamentos utilizados se detallan en la tabla 1.

Cada implante fue sumergido hasta la mitad de su longitud en un taco de acrílico Duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth IL, USA) en estado plástico, de forma tal que al momento del fraguado del acrílico el implante haya quedado fijado y sea capaz de resistir fuerzas de torsión. Posteriormente, se colocaron en una prensa marca Silver Shadow de 50 mm (Silver Shadow-India) para mantener el taco firme en posición y se sometieron a fuerzas crecientes de torsión, por medio de un torquímetro industrial Mark-10 de precisión digital (Mark-10., USA., Digital Torque Gauge Series TTT/Modelo No: MTT03-50/ Serie No: 1234567/ versión 1.0 © Mark 10 Corp. USA) (fig. 3).

Antes de comenzar el ensayo, cada uno de los sistemas de implante –el implante, montador (y tornillo) o llave montadora– se observó macroscópicamente para verificar que no estuvieran dañados.

La fuerza de torsión se aplicó sobre los implantes según su diseño, ya sea sobre el portaimplante, la montura o directamente sobre la conexión a través de una llave montadora (*driver*) (figs. 4 y 5).

A medida que las fuerzas de torsión fueron en aumento, se registró lo ocurrido con cada tipo de implante y el lugar en donde se produjo la falla (implante, porta implante o llave montadora). Se registró el momento de resistencia máxima a la torsión en que se produjo la falla. Se consideró falla de alguno de



Figura 1. Implantes utilizados correspondientes a los grupos 1, 2, 3, 4, 5, 6.



Figura 2. Implantes utilizados correspondientes a los grupos 7, 8, 9, 10 y 11.

Tabla 1. Características y material de los implantes y aditamentos.

GRUPO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Marca de implante	Federa	Rosterdent			Biomet 3i	Tree-Oss	B&W	ML			
Diseño	Estándar / Estético	HEX	CONICAL	CONICAL GOLD	paredes paralelas	RAPID CE	HEX INT (PUNTA CIH)	SHe SIN MONTAR	SHi SIN MONTAR	SHe MONTADO	SHi MONTADO
Conexión	cono morse de 8 grados	hexagonal externa	interna tipo cono morse 8 grados	interna tipo trilob	hexagonal externa	hexagonal externa	hexagonal interna	hexagonal externa	hexagonal interna	hexagonal externa	hexagonal interna
Composición implante	titanio grado 4	titanio grado 5	titanio grado 5	titanio grado 5	titanio comercialmente puro CP4	titanio grado 4	titanio grado 4	titanio grado 4	titanio grado 4	titanio grado 4	titanio grado 4
Tornillo del portaimplante	acero inoxidable quirúrgico	titanio grado 5	acero inoxidable	titanio grado 5	titanio grado 4	titanio grado 5	n/c	n/c	n/c	titanio grado 5	titanio grado 5
Portaimplante/pilar	titanio grado 5	titanio grado 2	titanio grado 2	titanio grado 4	titanio grado 4	titanio grado 5	n/c	n/c	n/c	titanio grado 4	titanio grado 4
Llave o montador	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable AISI 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420	acero inoxidable 420

n/c (no corresponde): se indica en el material del tornillo y portaimplante en aquellos implantes que solo se colocan con una llave o montador y, por lo tanto, no utilizan estos aditamentos.



Figura 3. Torquímetro digital.



Figura 4. Ejemplificación del momento de torque de implantes grupo 5 (Implante Biomet 3i).



Figura 5. Ejemplificación de falla: Grupo 5 de implantes Biomet 3i. Fractura del tornillo del portaimplante por encima del nivel del hexágono que permite observar los ángulos falseados tanto del implante como del portaimplante.

los componentes del sistema en el momento en el que el torquímetro digital marcó un corte y dejó de medir.

El rango de torque aplicado en el cual se encontraron fallas en alguno de los componentes del siste-

Análisis estadístico de los datos

Los datos fueron analizados con estadística descriptiva.

Resultados

En el 100% de los implantes o en alguno de sus componentes se detectaron fallas macroscópicas cuando fueron sometidos a fuerzas de torsión creciente.

La falla más común fue la fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono en el mismo momento (28,40%), luego la fractura del tornillo del portaimplante (18,18%), el falseo de la llave montadora (18,18%) y por último la fractura del portaimplante y de su tornillo (18,18%) (Tabla 2).

Tabla 2. Distribución de los daños o fallas frecuentes.

DAÑOS O FALLAS	CASOS (n)	PORCENTAJE (%)
Fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono	25	28,00%
Fractura del tornillo del portaimplante	16	18,18%
Falseo de la llave montadora	16	18,18%
Fractura del portaimplante y del tornillo	16	18,18%
Falseo del hexágono	8	9,09%
Fractura del portaimplante	5	5,68%
Falseo del portaimplante	2	2,27%
Total	88	100%

ma de implantes fue entre 83,5 Ncm en un implante del grupo 1 (marca Federa diseño Estándar/estético conexión cono morse de 8 grados) y 384 Ncm en un implante del grupo 9 (marca ML modelo SHi de conexión hexagonal interna sin montar).

Los resultados para cada grupo en particular sobre el rango de torque, como así también la falla más frecuente y el torque promedio donde se produjeron estas, se muestran en la tabla 3.

Discusión

El 100% de los implantes o alguno de sus componentes estudiados sufrieron una falla detectable cuando fueron sometidos a fuerzas de torsión creciente, superiores a las indicadas por el fabricante. El rango de torque aplicado en el cual se encontraron fallas fue entre 83,5 Ncm en un implante del grupo 1 (marca Federa, diseño Estándar/Estético y conexión cono morse de 8 grados) y 384 Ncm en un implante del grupo 9 (marca ML, diseño SHi de conexión hexagonal interna sin montar). Conocer el valor mínimo de torque que debe ser respetado según cada diseño/tipo de conexión de implante es relevante

desde el punto de vista clínico, para evitar complicaciones mecánicas. La falla más común fue la fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono en el mismo momento (28,4% de los casos estudiados). Teixeira *et al.*²⁵ evaluaron la deformación de los componentes de implantes Titaniumfix conexión hexágono interno, externo y cono morse, sometidos a test de deformación entre 80 y 120 Ncm. Concluyeron que todos los implantes sufrieron deformación en la plataforma del implante; los implantes cono morse mostraron menor deformación que los de hexágono interno y externo. Indicaron que altos valores de torque amenazarían y pondrían en riesgo la plataforma del implante. Similares resultados se obtuvieron en el presente trabajo, ya que en el 100% de los implantes o sus componentes se detectaron fallas; sin embargo, los implantes con cono morse (grupo 1 y grupo 3) mostraron fallas a fuerzas de torsión más bajas (83,5 Ncm y 90,5 Ncm, respectivamente) que los grupos con conexión hexagonal interna y externa.

Otro estudio²⁹ de torsión en implantes MPI Privilage de hexágono externo medidos con llave dinámométrica, obtuvo un valor medio de 183 Ncm, con

Tabla 3. Análisis de los grupos estudiados según la falla más frecuente, el rango de torque y el torque promedio en los que se produjeron las fallas.

Grupo de implante	Conexión del implante	n	Falla más frecuente	Rango de Torque (Ncm)	Torque Promedio (Ncm)	Desviación estándar
1	FEDERA	8	fractura del tornillo del portaimplante	83,5 a 125 Ncm	105,12 Ncm	12,72
2	ROSTER HEX	8	fractura del tornillo del portaimplante	158 a 239 Ncm	187,63 Ncm	21,41
3	ROSTER CONICAL	8	fractura del tornillo del portaimplante	90,5 a 118 Ncm	103,75 Ncm	8,08
4	ROSTER CONICAL GOLD	8	fractura del portaimplante y tornillo	113 a 205 Ncm	179,37 Ncm	26,15
5	BIOMET 3i OSS Y LTX	8	fractura del tornillo del portaimplante	156 a 260 Ncm	229 Ncm	32,12
6	TREE OSS RAPID CE	8	fractura del tornillo	131 a 199 Ncm	167,37 Ncm	24,12
7	B&W CIH	8	la punta (llave) gira y queda trabada al implante	105 a 373 Ncm	278,75 Ncm	89,73
8	ML SHe SIN MONTAR	8	falseo de la llave	93 a 249 Ncm	139,87 Ncm	43,85
9	ML SHi SIN MONTAR	8	falseo de la llave	101 a 384 Ncm	279,68 Ncm	79,26
10	ML SHe MONTADO	8	rotura del tornillo	166 a 212 Ncm	184,37 Ncm	14,59
11	ML SHi MONTADO	8	rotura del tornillo	141 a 178 Ncm	164,37 Ncm	11,65

una tolerancia de ± 17 . En el presente trabajo los implantes ML SHe montados y Rosterdent HEX (ambos conexión hexagonal externa) presentaron valores similares (184,37 y 187,63 Ncm, respectivamente), mientras que los otros sistemas de conexión hexagonal externa Tree-Oss Rapid y ML SHe sin montar presentaron valores más bajos (167,37 y 139,87 Ncm, respectivamente); Biomet 3i de conexión hexagonal externa mostró un valor promedio (229 Ncm) más próximo al valor máximo encontrado en los implantes MPI Privilage.

Gehrke *et al.*³⁰ estudiaron el efecto del torque de inserción en la estructura de los implantes dentales Implacil De Bortoli, de 3,5 y 4 mm de diámetro, con tres conexiones diferentes (hexágono interno, hexágono externo y cono morse) sometidos a 4 intensidades de torque 60, 80, 100 y 120 Ncm. Los resultados mostraron que los implantes de conexión cono morse soportaron los mayores valores de torque. En todas las muestras de los grupos al aplicar un torque de 60 y 80 Ncm, solo se observaron marcas en las paredes donde el destornillador hace contacto con el implante, sin generar mayores daños. Al aplicar 100 y 120 Ncm, todas las muestras mostraron redondeo de los ángulos donde el destornillador hace la fuerza sobre el implante. En los implantes de diámetro estrecho de los grupos de hexágono interno y externo además del redondeo se observaron fisuras en los hexágonos de los implantes. Mientras que en ambas muestras de los grupos de cono morse, el dodecágono mostró redondeo de sus ángulos. Por último, en los implantes que recibieron máximo torque, de hexágono interno y externo, se presentaron fracturas de los hexágonos y en los implantes de cono morse los aditamentos de inserción se rompieron. Por lo tanto, concluyeron que los valores de alto torque generaron daños mecánicos en los implantes estudiados. En el presente trabajo, cuando se aplicaron valores de alto torque también ocurrieron fallas mecánicas en los implantes o sus componentes, en cuyo caso la falla más común fue la fractura del tornillo del portaimplante y el falseo del hexágono en el mismo momento (28,4% de los casos estudiados). Sin embargo, los implantes con cono morse (grupo 1 y grupo 3) mostraron fallas a fuerzas de torsión más bajas (83,5 y 90,5 Ncm, respectivamente) que los grupos con conexión hexagonal interna y externa.

En un estudio sobre integridad de los hexágonos de conexión interna y externa, tras la colocación de la prótesis ante la aplicación de diferentes torques, Davi *et al.*³¹ indicaron que ante un torque de 45 Ncm no había diferencias significativas, pero según aumenta-

ba el torque a 60 Ncm y a 80 Ncm, los implantes de hexágono externo comenzaban a tener deformación en los ángulos del hexágono. Por lo tanto, concluyeron que en los casos en que el implante fuese a recibir un torque > 60 Ncm es preferible el uso de un sistema de conexión interna. Según la presente investigación, en los implantes de conexión externa estudiados las fallas más comunes fueron la fractura del tornillo del portaimplante y el falseo del hexágono, en concordancia con lo propuesto por estos autores.

Teixeira *et al.*³² evaluaron el perfil de implantes de 11,5 x 3,75 sujetos a test de torsión de 4 tipos de conexiones de implantes: A) Master Porous (MP cilíndrico de hexágono externo con superficie de doble porosidad); B) Master Screw (MS cilíndrico de hexágono externo superficie maquinada); C) Conect Conic (CC conexión cónica) cilíndrico de hexágono externo maquinado; D) Master Conect AR (CA hexágono interno, cilíndrico, con doble porosidad). El test de torsión causó una deformación visible en el perfil externo del implante. Hubo diferencias estadísticamente significativas entre los implantes antes y después de la torsión. Se observaron cambios a la altura de las plataformas de CC y CA, fractura de implantes CA, fractura de conectores en MP y MS. Los implantes CA mostraron la media de torque más alta ($1,498 \pm 0,327$ Nm) hasta que la fractura se produjo a la altura de corte del implante (donde se fija el tornillo al banco). Sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre MP y MS con torques medios de $1,298 \pm 0,294$ y $1,254 \pm 0,217$ Nm, respectivamente. Los implantes de hexágono externo colocados con conectores con carga aplicada directamente a la conexión estuvieron sujetos a las deformaciones en la región del hexágono cuando el torque excedió los 55 Ncm y al falseo del hexágono cuando el torque se acercó a los 70 Ncm. Los implantes de hexágono interno soportaron torques de alrededor de 80 Ncm sin deformarse y el torque de ruptura fue por encima de los 150 Ncm y presentaron mejor rendimiento mecánico. Por lo tanto, los valores encontrados por Teixeira *et al.*³² fueron inferiores a los encontrados en el presente trabajo para implantes de conexión externa. En relación con los de conexión interna, la ruptura se presentó siempre a más de 150 Ncm mientras que en los sistemas testeados en el presente trabajo los valores de ruptura fueron superiores para conexión interna hexagonal e inferiores para conexión de tipo cono morse.

Soares *et al.*³³ mostraron que no hubo ruptura de los componentes del implante de hexágono externo sometidos a torque de 129,8 Ncm, y en los tornillos

de implantes de hexágono interno el valor ascendió a 149,8 Ncm. La mayor resistencia a la fuerza de torsión en conexión interna puede ser debido a la mayor área interna de la conexión. En el presente trabajo los implantes de conexión interna que presentaron valores concordantes a los obtenidos por Soares *et al.*³³ fueron Rosterdent Conical Gold, B&W CIH, ML SHi montado y sin montar mientras que en los sistemas Federa y Rosterdent Conical los valores fueron menores, teniendo en cuenta que son una conexión cono morse y no interna hexagonal.

Conclusión

En base a los resultados, las fallas detectables a fuerzas de torsión creciente ocurrieron entre 83,5 Ncm en un implante de conexión cono morse de 8 grados y 384 Ncm en un implante de conexión hexagonal interna sin montar. La falla más común fue la fractura del tornillo del portaimplante y falseo del hexágono externo en el mismo momento.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses en relación con este artículo científico.

Fuentes de financiamiento

Este estudio fue financiado exclusivamente por los autores.

Contribución de roles de autoría

TVR, HM y JCI contribuyeron en la concepción de la idea y el diseño del estudio; TVR y JCI participaron en el proceso de investigación y recolección de los datos; TVR, MCI y JCI contribuyeron en el análisis e interpretación de los datos. Todos los autores contribuyeron en la redacción del artículo y aprobaron la versión final para ser publicada.

Identificadores ORCID

TVR  0000-0002-8181-5732
MCI  0000-0002-5085-3437
HM  0000-003-1967-1376
JCI  0000-0001-6857-4818

Referencias

- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106:527-51. <https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.t01-2.-x>
- Whicker T. Glossary of implant terms. AAID nomenclature committee. *J Oral Implantol* 1990;16:57-63.
- Gil FJ, Crespo A, Aparicio C, Peña J, Marsal M y Planell JA. Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental - prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias. *Anales de mecánica de la fractura* 2003 [citado el 14 de octubre de 2020];20:491-94. Disponible en: <http://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/30155/Tesis+-de+doctorado.pdf;jsessionid=EB0727A23BA8E94DA-5C682B01A4FA7DE?sequence=1>
- Vigil de Quiñones C, Acevedo R. ¿Es la conexión externa una opción de tratamiento? *Cient Dent* 2010;7:209-16.
- Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-9.
- Guglielmotti MB, Cabrini RL, Olmedo DG. Biomateriales para implantes intraóseos: contribución y desafío en el área biomédica. *Revista Facultad de Odontología UBA* 2010 [citado el 22 de enero de 2021];25:47-51. Disponible en: <https://ri.conicet.gov.ar/handle/11336/15281>
- Cabrini R. Estudio de la interfaz del tejido óseo con biomateriales. *Rev Asoc Arg Ortop y Traumatol* 1999 [citado el 12 de marzo de 2021];64:237-41. Disponible en: https://www.aaot.org.ar/revista/1993_2002/1999/1999_3/640311.pdf
- Vanegas JC, Landinez P NS, Garzón-Alvarado DA. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. *Rev Cubana Invest Bioméd* 2009 [citado el 7 de octubre de 2020];28:130-46. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002009000300011
- Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2014;22:CD003815. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003815.pub4>
- Yang J, Xiang H-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech* 2007;40:2377-85. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.019>
- Adell R, Hansson BO, Brånemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1970;4:19-34. <https://doi.org/10.3109/02844317009038440>
- Elias CN, Fernandes DJ, Resende CR, Roestel J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dent Mater* 2015;31:e1-e13. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.002>
- Shah FA, Trobos M, Thomsen P, Palmquist A. Commercially pure titanium (cp-Ti) versus titanium alloy (Ti6Al4V) materials as bone anchored implants I: one truly better than the other? *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016;62:960-6. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.01.032>
- Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004;75:1233-41. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.9.1233>

15. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent and Relat Res* 2000;2:85-92. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00110.x>
16. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:769-76.
17. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:467-471. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01679.x>
18. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:113-18. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02142.x>
19. Ruiz Gomez B, Blanco Jerez L. Alto torque de inserción en Implantología. Tesis doctoral. España: Departamento Estomatología III (Cirugía Bucal), Universidad Complutense de Madrid; 2013.
20. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang H-L. Implant Compression Necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol* 2009;80:700-704. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.080581>
21. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, Covani U. The effect of insertion torque on the clinical outcome of single implants: a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18:588-600. <https://doi.org/10.1111/cid.12337>
22. Li H, Liang Y, Zheng Q. Meta-analysis of correlations between marginal bone resorption and high insertion torque of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:767-72. <https://doi.org/10.11607/jomi.3884>
23. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, Jacobs R, Naert I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:877-84. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.01895.x>
24. Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piatelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:778-81. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01599.x>
25. Teixeira AB, Shimano AC, Macedo AP, Valente ML, dos Reis AC. Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms. *Implant Dent* 2015;24:281-6. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000247>
26. Nary Filho H, Guirado JL, Matsumoto MA, Bresola MD, Aur R. Biomechanical evaluation of resistance to insertion torque of different implant systems and insertion driver types. *Implant Dent* 2015;24:211-6. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000211>
27. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007;11:257-65. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0115-2>
28. Martínez-González JM, García-Sabán F, Ferrándiz-Bernal J, Gonzalo-Lafuente JC, Cano-Sánchez J, Barona-Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E281-5.
29. Gamella del Barrio C. Conjunto montura, tornillo e implante dental de conexión externa hexagonal. Resultados de resistencia al par de rotura. Medical Precision Implants, S.A. Getafe, Madrid; 2012 [citado el 4 de octubre de 2020] Informe. Disponible en: <https://docplayer.es/10860283-Conjunto-montura-tornillo-e-implante-dental-de-conexion-externa-hexagonal-resultados-de-resistencia-al-par-de-rotura.html>
30. Gehrke SA, Pereira GMA, Gehrke AF, Junior NB, David BA. Effects of insertion torque on the structure of dental implants with different connections: experimental pilot study in vitro. *PLoS One* 2021;16:e0251904. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0251904>
31. Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008;22:125-31. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242008000200006>
32. Teixeira AB, Beja G, Shimano A, Macedo AP, Ferraz Olisovicz N, Dos Reis A. Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. *Braz Dent J* 2013;24:213-217. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302165>
33. Soares MAD, Ciuccio RL, Filho AJ, Lenharo A, Luiz NE. Implant cone morse self-drilling implant with internal torque - Part I: product development. *Innov Implant J Biomater Esthet* 2006 [citado el 14 de octubre de 2020];1:63-9. Disponible en: <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-561055>

Cómo citar este artículo

Villa Romero T, Ibáñez MC, Marengo H, Ibáñez JC. Resistencia de diferentes implantes y componentes sometidos a sobre torque. Estudio *in-vitro*. *Rev Asoc Odontol Argent* 2021;109:149-157. <https://doi.org/10.52979/raoa.1148>

Contacto:

JUAN CARLOS IBÁÑEZ
juancarlos.ibanez@ibaimplantes.com
 Obispo Oro 414 (X5000BFJ)
 Córdoba, Argentina