

Resistencia a la fractura de una conexión implante–pilar en implantes con conexiones hexagonales internas y conexiones cónicas internas bajo carga compresiva oblicua: estudio *in vitro*

Abilio Ricciardi Coppedé, DDS, MSc¹/Edmilson Bersani, DDS, MSc¹/

Maria da Gloria Chiarello de Mattos, DDS, MSc, PhD²/Renata Cristina Silveira Rodrigues, DDS, MSc, PhD³/
Ivette Aparecida de Mattias Sartori, DDS, MSc, PhD⁴/Ricardo Faria Ribeiro, DDS, MSc, PhD²

El **objetivo** de este estudio consistió en verificar si las diferencias en el diseño de los sistemas de conexión para implantes con conexiones hexagonales internos (HI) y con conexiones cónicos internos (CI) influyen en la resistencia a la fractura bajo fuerzas compresivas oblicuas. Se emplearon 20 uniones implante-pilar: 10 con conexiones HI y 10 con conexiones CI. La fuerza de deformación máxima para los implantes con CI ($90,58 \pm 6,72$ kgf) fue estadísticamente superior a la obtenida con los implantes con HI ($83,73 \pm 4,94$ kgf) ($P = 0,0182$). La fuerza de fractura para los implantes con HI fue de $79,86 \pm 4,77$ kgf. Ninguno de los implantes con CI llegó a fracturarse. Los mecanismos de fricción-cierre y el sólido diseño de los pilares CI proporcionaron una resistencia a la deformación y a la fractura bajo una carga compresiva oblicua superior a la obtenida con los pilares HI. *Prótesis Estomatológica* 2010;1:55-58.

The **objective** of this study was to verify if differences in the design of internal hex (IH) and internal conical (IC) connection implant systems influence fracture resistance under oblique compressive forces. Twenty implant-abutment assemblies were utilized: 10 with IH connections and 10 with IC connections. Maximum deformation force for IC implants (90.58 ± 6.72 kgf) was statistically higher than that for IH implants (83.73 ± 4.94 kgf) ($P = .0182$). Fracture force for the IH implants was 79.86 ± 4.77 kgf. None of the IC implants fractured. The friction-locking mechanics and the solid design of the IC abutments provided greater resistance to deformation and fracture under oblique compressive loading when compared to the IH abutments.

Las conexiones hexagonales internas fueron diseñadas para aumentar el área de la superficie de contacto implante-pilar, con objeto de mejorar la estabilidad del pilar. Se ha demostrado que los implantes hexagonales internos proporcionan una mejor distribución de las fuerzas si se comparan con los implantes hexagonales externos¹. Sin embargo, no existe un bloqueo por fricción entre las partes de unión del pilar y del implante, y el tornillo de precarga podría resistir la mayor parte de estas fuerzas¹. Si se excede la precarga, el tornillo tenderá a aflojarse o a fracturarse.

Las conexiones cónicas internas proporcionan un contacto implante-pilar más profundo que se supone que mejorará la estabilidad mecánica del pilar y evitará el aflojamiento del pilar². Entre las funciones del tornillo no están las de asegurar la fijación y la estabilidad de estos sistemas, que estarán garantizados a través de la resistencia a la fricción que resultará del contacto entre las partes cónicas ensamblables del pilar y el implante². La buena estabilidad obtenida con este sistema parece proporcionar una

elevada resistencia frente a las fuerzas de flexión en la interfase implante-pilar³.

El objetivo de este estudio consistió en determinar si la diferencia en el diseño, dimensiones y propiedades mecánicas de los pilares y de las conexiones implante-pilar en los distintos sistemas de conexión con hexágono interno y cónico interno influye en la resistencia a las fracturas bajo una carga compresiva oblicua.

Materiales y métodos

Para este estudio se emplearon dos sistemas de implantes: Alvim II Plus (Neodent Implante Osseointegrável) con una conexión con hexágono interno de 1,5 mm de altura, (HI) y Alvim CM (Neodent Implante Osseointegrável) con una conexión cónica interna de 11,5 grados y 1,5 mm de altura (CI). Los implantes tenían un diámetro de 4,3 mm y una longitud de 13 mm. Los pilares HI eran Universal Abutment II Plus (Neodent Implante Osseointegrável), un pilar de dos piezas con un tornillo de fijación (figuras 1a y 1b). Los pilares CI eran Universal Abut-

¹Graduate Student, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Dental School of Ribeirão, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

²Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Dental School of Ribeirão, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

³Assistant Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Dental School of Ribeirão, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

⁴Assistant Professor, Latin-American Dental Research Institute (ILAPEO), Curitiba, PR, Brazil.

Correspondencia: Prof Dr Ricardo Faria Ribeiro, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Dental School of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Av. do Café, sn- Monte Alegre 14040-904, Ribeirão Preto, SP, Brazil. Fax: +55 16 3602 0547. e-mail: rribeiro@forp.usp.br

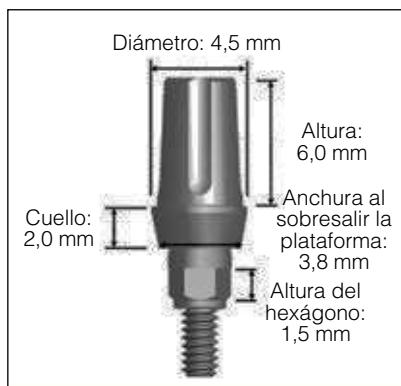


Figura 1a Pilar HI con sus dimensiones.

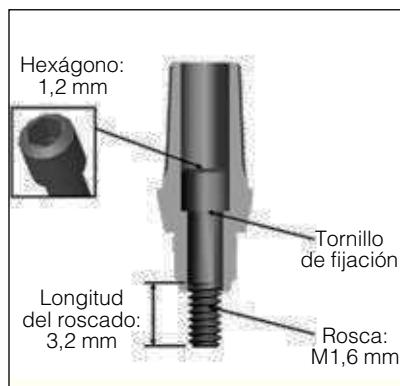


Figura 1b Sección longitudinal del pilar HI con sus dimensiones.

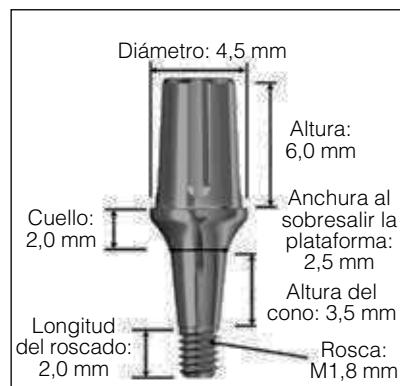


Figura 1c Pilar CI con sus dimensiones.



a



b



Figuras 2a - 2c (a) Unión implante-pilar para el sistema con CI; (b) unión implante-pilar para el sistema con HI; (c) montaje de las muestras colocadas en la máquina de pruebas para realizar las pruebas con cargas compresivas oblicuas (a 45 grados).

Tabla 1 Valores medios (desviaciones estándar) para la fuerza de deformación máxima y la fuerza de fractura (kgf) de los sistemas de conexión con hexágono interno y con cono interno*

	Hexágono interno	Cono interno
Fuerza de deformación máxima	83,73 (4,94)	90,58 (6,72)
Fuerza de fractura	79,86 (4,77)	–

*Los valores que no están conectados a la misma letra son significativamente diferentes ($P = 0,0182$).

ment CM (Neodent Implante Osseointegrable), un pilar compacto de una sola pieza con una parte apical roscada (figura 1c). Para cada tipo de sistema se utilizaron 10 uniones implante-pilar (figuras 2a y 2b). Se emplearon torques de instalación de 10 Ncm para los pilares HI y de 20 Ncm para los pilares con CI, de acuerdo con las instrucciones del fabricante, medidos con un torquímetro digital (TQ680, Instruetherm). La diferencia existente en los valores de precarga se debió a los diferentes tipos de roscas de cada sistema (ISO M1,60 mm para el sistema con HI e ISO M1,80 mm, para el sistema con CI).

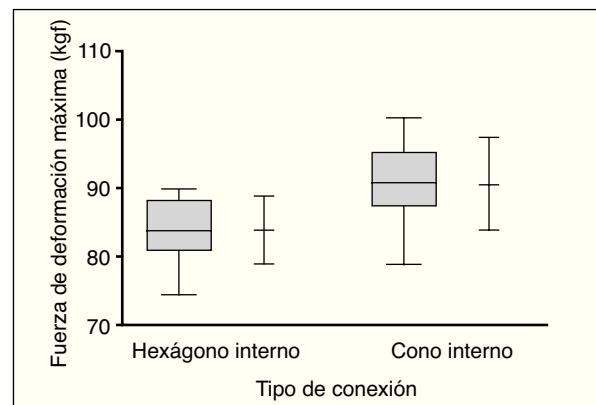
Los implantes fueron insertados mediante un cilindro de acero inoxidable de 21,3 mm de diámetro y una altura

de 25,6 mm. La profundidad de inserción del implante fue de 10 mm, lo que simulaba una reabsorción ósea de 3 mm⁴. Mediante una máquina de pruebas universal (DL-2000, EMIC) se realizaron pruebas de carga compresiva oblicua. La carga se llevó a cabo con especímenes (muestras) situados con un ángulo de 45° empleando para ello una carga de 500 kgf con una dislocación de 1 mm/min (figura 2c). El punto de carga se hallaba situado a una distancia de 11 mm respecto a la superficie del cilindro (longitud del brazo). En cada prueba se analizaron dos valores: la fuerza de deformación máxima (FDM) y la fuerza de la fractura (FF) de cada unión implante-pilar bajo una carga compresiva de 45 grados. Todos los resultados se analizaron con la ayuda de un programa de software estadístico (JMP para la versión 5.1 de Windows, SAS Institute). Los valores de la FDM se evaluaron utilizando la prueba de la *t* de Student ($P < 0,05$).

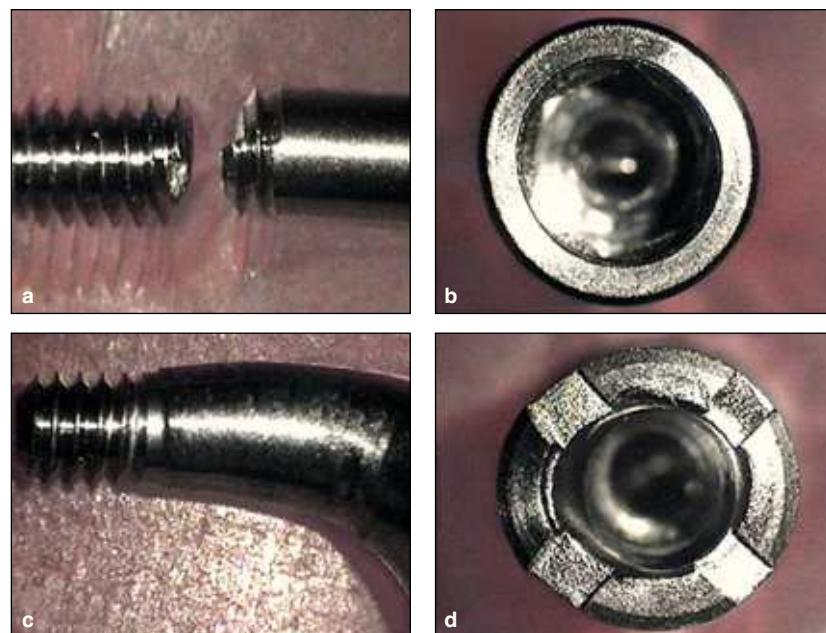
Resultados

Se registraron los valores de la FDM y la FF de cada unión implante-pilar; en la tabla 1 se detallan los valores medios y las desviaciones estándar. En todas las muestras la FDM se produjo durante la fase de deformación plástica; una vez superada la FDM, se produjeron tanto fracturas de los com-

Figura 3 Valores de fuerza de deformación máxima con los sistemas de conexión con hexágono interno y con cono interno.



Figuras 4a - 4d (a) Fractura del cuello del tornillo HI, cercana a la parte no rosada del tornillo, tras efectuar una prueba con carga compresiva oblicua; (b) deformación permanente de la plataforma del implante con HI; (c) aspecto del pilar con CI tras efectuar una prueba con carga compresiva oblicua: deformación permanente del cuello del pilar pero sin fracturas; (d) deformación permanente de la plataforma del implante con CI.



ponentes (en el sistema con HI) como una disminución considerable de la fuerza de resistencia causada por la deformación continuada del componente del implante (en el sistema con CI). Fue con el sistema de CI con el que se obtuvieron los valores más altos de FDM ($90,68 \pm 6,72$ kgf) seguido del sistema con HI ($83,73 \pm 4,94$ kgf) (figura 3). La prueba de la *t* de Student reveló una diferencia significativa ($P < 0,0182$) entre ambos sistemas. Únicamente se produjeron fracturas con las conexiones HI, de las que se logró registrar su FF ($79,86 \pm 4,77$ kgf). Las micrografías ópticas mostraron que las fracturas en los pilares con HI se producían siempre en los tornillos de fijación, mientras que en las plataformas de los implantes se producían deformaciones permanentes. Los pilares con CI mostraron deformaciones permanentes en el cuello. También las plataformas de los implantes presentaban deformaciones permanentes de los pilares con CI: no se detectaron fracturas ni en los pilares ni en los implantes (figuras 4a y 4b).

Discusión

En todos los implantes HI utilizados en este estudio se produjeron fracturas en los tornillos de fijación, mientras que en los implantes con CI no se observó fractura alguna. Ambos sistemas emplearon principios de función mecánica diferentes⁵. En la configuración con HI, la precarga axial del tornillo para fijar el pilar constituía un factor primordial para alcanzar la estabilidad de la conexión, y simplemente el tornillo ya aseguraba el pilar⁵. No existía una forma de bloqueo ni un cierre positivo mediante el hexágono interno que absorbiera la carga lateral⁵. De modo que, cuando se aplicaron las fuerzas oblicuas a la unión implante-pilar durante las pruebas, el punto de deformación de las uniones equivalió básicamente al punto de deformación de los tornillos. En las conexiones CI, los principales factores fueron la forma del cierre y la fricción. La interfase cónica principalmente permitió resistir la carga lateral, previniendo así las fracturas de los pilares.

En la literatura médica se han registrado las fuerzas masticatorias normales, a unos intervalos que oscilan entre 30 y 50 kgf en las regiones posteriores. En todas las muestras estudiadas, las deformaciones plásticas empezaron a producirse bajo cargas compresivas oblicuas superiores a 80 kgf. De manera que ambos sistemas presentaron una resistencia adecuada, lo que indica que, en condiciones oclusales normales, ambos sistemas habrían desarrollado una situación clínica satisfactoria.

La FDM puede emplearse como un parámetro para determinar la carga oblicua que cada sistema es capaz de resistir antes de que se produzca una situación destructiva. A pesar de que los valores de FDM fueron estadísticamente diferentes entre los sistemas, estas diferencias no fueron suficientemente elevadas como para ser consideradas significativas desde el punto de vista clínico. Si estos sistemas estuvieran sujetos a fuerzas compresivas oblicuas que excedieran su FDFM, probablemente se producirían fracturas en los tornillos de los pilares con HI, mientras que sería altamente probable que en los cuellos de los pilares con CI se produjeran deformaciones permanentes. En cualquiera de los casos, ambos sistemas presentarían, con toda probabilidad, deformaciones permanentes en las plataformas de los implantes, hecho que terminaría por provocar el fracaso del tratamiento. Estos hallazgos refuerzan la importancia que debe darse a una planificación meticulosa y a los ajustes oclusales exactos, evitando, a la vez, las excesivas cargas oblicuas. Es necesario realizar más estudios que comparan la resistencia a la fatiga en ambos sistemas bajo carga dinámica cíclica, de manera que proporcionen datos más rigurosos en cuanto a la resistencia a la fractura a largo plazo.

Conclusión

Bajo las condiciones establecidas para esta investigación llevada a cabo *in vitro*, los resultados indican que la mecánica de fricción-unión y un diseño sólido de los pilares de una sola pieza para el sistema de conexión con CI proporcionaron una deformación y una resistencia a la fractura superiores a la unión implante-pilar bajo una carga compresiva oblicua, si se compara con el sistema de conexión con HI. Es necesario llevar a cabo más investigaciones clínicas y estudios *in vitro* para evaluar la resistencia a la fatiga de estos sistemas bajo una carga dinámica cíclica a largo plazo.

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a Neodent Implante Osseointegrable (Curitiba, Brasil) por haber proporcionado los componentes implantológicos.

Bibliografía

1. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75–78.
2. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38:87–97.
3. Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458–464.
4. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604–610.
5. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519–526.