

¿Es la conexión externa una opción de tratamiento?



Vigil de Quiñones Otero, Carlos
Licenciado en Odontología UAX.
Máster en Cirugía Oral, Implantología y Periodoncia UAX.
Curso Superior en Implantoprotésis URJC.

Acevedo Ocaña, Rosa
Licenciada en Odontología UCM.
Máster en Prótesis Bucal UCM.
Experta en Implantología URJC.
Profesora del Máster en Cirugía Oral, Implantología y Periodoncia UAX.

Indexada en / Indexed in:
- BAE
- BECS
- LATINDEX
- GOOGLE ACADÉMICO

VIGIL DE QUIÑONES, C., ACEVEDO, R. ¿Es la conexión externa una opción de tratamiento? Cient Dent 2010;7:3:209-216.

RESUMEN

En la práctica clínica se han empleado tradicionalmente implantes de conexión externa debido a que fueron los primeros en aparecer y por tanto los más extendidos. Sin embargo diversos estudios apuntan a unos mejores resultados en los implantes de conexión interna.

Valorando factores como el comportamiento biomecánico, el ajuste de los componentes a la filtración bacteriana se ha podido comprobar cómo los implantes de conexión interna presentan una mejor absorción y distribución de las fuerzas y por tanto menor índice de aflojamiento y fractura del tornillo de retención. Además los sistemas que se benefician de la teoría del cono morse consiguen que implante, pilar y tornillo actúen como un monobloque consiguiendo los mejores resultados en comparación con los implantes de conexión externa y los de interna sin con morse.

PALABRAS CLAVE

Conexión interna; Conexión externa; Biomecánica; Pilar mecanizado; Filtración bacteriana.

Is the external connection a treatment option?

ABSTRACT

In clinical practice, traditionally external connection implants have been used because they were the first to appear and, therefore, the most used. However, different studies point to some improved results in internal connection implants. Evaluating factors such as biomechanical performance, adjustment of the components and bacterial filtration, it has been verified that internal connection implants present better absorption and distribution of the stresses and, therefore, a lower index of loosening and fracture of the set screw. In addition, the systems that benefit from the Morse taper theory achieve that the implant, pillar and screw act as a single block, providing better results in comparison with the external connection implants and the internal ones without Morse taper.

KEY WORDS

Internal connection; External connection; Biomechanics; Mechanized pillar; Bacterial filtration.

Correspondencia:

C/ Raimundo Fernández Villaverde 55 4ª derecha 28003 Madrid.
c_v_q@hotmail.com



INTRODUCCIÓN

Desde que a mediados del siglo XX el Dr. Branemark descubriera, casi por casualidad, que el titanio se adhería firmemente al hueso, los implantes han sufrido una gran evolución desde sus comienzos, desarrollando multitud de implantes de diferentes formas, materiales y basados en diversas teorías.¹

Además las indicaciones de los implantes continúan incrementándose, ofreciendo una elevada tasa de éxito y predictibilidad para el tratamiento de pacientes tanto parcial como totalmente desdentados.²

Inicialmente se consideró necesario que para obtener una adecuada osteointegración debía colocarse el implante y esperar un tiempo de cicatrización de 6 meses en el maxilar y 3-4 meses en mandíbula (Protocolo Branemark), periodo durante el cual los implantes debían permanecer sumergidos. Por definición era necesaria una segunda fase quirúrgica.

Tras más de 20 años de práctica implantológica, actualmente la osteointegración no es un factor que deba preocuparnos, pero sin embargo la estética y el éxito a largo plazo de nuestras rehabilitaciones sí.³

Inicialmente se diseñó un hexágono externo de 0,7mm de altura. En sus inicios este diseño tenía sentido, porque facilitaba la inserción durante la cirugía.³ Dado que la conexión externa fue la primera en crearse su uso ha sido el más extendido, sin embargo ha dado lugar a un importante número de complicaciones.⁴ Para mitigar estos problemas, la conexión hexagonal, sus conexiones transmucosas, y sus tornillos de retención han sido sometidos a una serie de modificaciones.⁵

La conexión interna surgió para solventar todos los problemas derivados del uso de la conexión externa, buscando una mayor estabilidad a nivel de la junta protésica pilar-implante, un mejor sellado bacteriano y un menor microgap.

Según el tipo de conexión pilar-implante podemos diferenciar entre la conexión interna o externa. El factor distintivo que separa los 2 tipos es la presencia o ausencia de una figura geométrica que se extiende sobre la superficie de la corona del implante.

A día de hoy existen en el mercado una gran variedad de implantes, solo en España hay más de 50 casas diferentes, casas que por descontado poseen individualmente subtipos para que su cliente pueda elegir.

Entonces, ¿qué se debería tener en cuenta a la hora de elegir un implante? La respuesta a esta pregunta no es fácil ya que no sólo está determinado por un factor sino por

muchos. El macro y microdiseño, el comportamiento biológico, el tipo de conexión pilar-implante, los materiales y técnicas de fabricación o las soluciones protésicas son sólo algunos ejemplos.

OBJETIVOS

El objetivo principal de esta revisión fue estudiar los diferentes tipos de conexiones existentes en el mercado y determinar cuál de ellos es el más indicado para la práctica clínica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó una extensa búsqueda bibliográfica, a través de Pubmed empleando los términos: dental implants, internal and external dental implant connection.

Se consultaron 94 fuentes de las cuales se han seleccionado 57 que han aportado información acerca del comportamiento mecánico, transmisión de fuerzas, deformación elástica, opciones protésicas y restauradoras, materiales, procedimientos de fabricación...

TABLA 1	
Fuente	Nº de Artículos
Clinical Oral Implants Research	9
Journal Periodontology	2
International Journal of Oral & Maxillofacial Implants	21
International Journal of Prosthodontics	6
International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry	4
Quintessence International	2
Otros.	13

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Una vez revisada la literatura disponible para poder realizar la comparativa entre un tipo u otro de conexión se decidió valorar diferentes aspectos como son:

Biomecánica: factores tensionales y distribución de fuerzas.

Ajuste a nivel de la junta pilar-implante.

Capacidad de sellado.

Otras consideraciones: Toma de impresiones, Técnica quirúrgica y Tipo de pilar.

1. BIOMECÁNICA: FACTORES TENSIONALES Y

DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS

Se define biomecánica como aquella disciplina que estudia la interacción entre un elemento artificial (el implante osteointegrado y sus diferentes componentes) y un ente biológico (los tejidos periimplantarios).⁶

Una vez que el implante está colocado en boca, tras ser cargado, se encuentra continuamente sometido a cargas mul-



tidireccionales (compresión, tracción y cizalla) que pueden afectar a su integridad y por lo tanto al éxito del tratamiento a corto y largo plazo.^{7,8,9}

Resende y cols en 2008 realizaron un estudio con el objetivo de comparar la integridad de los hexágonos los implantes tras la colocación de la prótesis ante la aplicación de diferentes fuerzas.¹⁰

Para ello emplearon 60 implantes de 4,1mm de diámetro, 30 de conexión interna, y 30 de conexión externa, que a su vez se dividieron en 3 grupos a los cuáles aplicaron diferentes fuerzas de 45, 60 y 80 N/cm².

Primero midieron el ángulo de rotación en libertad (movimiento del pilar antes de ejercer ninguna fuerza y sin tornillo) de cada uno de los implantes para descartar fallos de fabricación.

Para ello emplearon un trinquete quirúrgico torquemeter y una óptica microscópica Carl Zeiss.

Tras ejercer las fuerzas de 45, 60 y 80 N/cm² volvieron a medir para ver las deformaciones que se habían producido. Los resultados fueron que en fuerzas de 45 N/cm² no había diferencias significativas pero según se aumentaba la fuerza, 60 N/cm² y sobre todo en 80 N, los implantes de hexágono externo comenzaban a tener deformación en los ángulos del hexágono.

Concluyeron que para casos en los que el implante fuese a recibir un par alto de fuerzas (> 60 N/cm²) es preferible el uso de un sistema de conexión interna. Los implantes de conexión externa, cuando son sometidos a fuerzas elevadas, presentan deformación y por tanto mayor ángulo de rotación entre pilar e implante. Esto produce mayor transferencia de estrés y micro movimientos al tornillo y al propio implante, pudiendo causar rotura del tornillo o pérdida de la Osteointegración respectivamente.¹⁰

Segundo y cols en 2007 realizaron un estudio de elementos finitos para comprobar la distribución de las fuerzas en implantes de hexágono externo, tornillos y coronas en la región posterior. El análisis fue realizado con un modelo virtual 3D desarrollado por Pro-Engineer System. Con una precarga de 35 N/cm² aplicada a la cabeza de un implante 3i de 4.0x 11,5 mm de conexión externa.

La carga aplicada fue de 382 N/cm² con una angulación de 15° a lo largo del eje del implante a 6mm de centro.

Se observaron diferentes puntos de tensión en el complejo tornillo-implante y que la mayor carga se producía en la interfaz entre la plataforma del implante y el pilar. También en la primera rosca del tornillo interior al aplicar carga lateral.

Se observó como estas fuerzas podrían incluso llegar a deformar el hexágono y girar la corona. Concluyendo que

los futuros implantes deberían incluir un número menor de ángulos agudos en el cuello (lugares donde queda más débil el metal por falta de grosor) así como paredes más gruesas y refuerzos a modo de arandela interna para mejorar la resistencia a las tensiones.

Otro estudio realizado en 2008 por la casa comercial Life-core Biomedical In, comparó la conexión de sus implantes Prima Conex frente a la conexión de Nobel Biocare Replace y la conexión de 3i Osseotite Certain Implants. Todos ellos de conexión interna. Para ello emplearon 12 implantes de cada fabricante sometidos a cargas cíclicas. Los resultados demostraron que todos los sistemas podían soportar cargas de 60 a 70 libras, superado este límite se producía la fractura de la parte más débil de la conexión.

Chun y cols en 2006, empleando un sistema de análisis de elementos finitos y modelos simulando 3 tipos de implantes (implante de una pieza, conexión interna y externa) observaron que al aplicar la fuerza en un tipo de implante u otro ésta se absorbe y distribuye de manera diferente.⁸

En los implantes de hexágono externo las fuerzas se distribuyen peor y producen una mayor sobrecarga mientras que los implantes de hexágono interno consiguen crear una mayor armonía de fuerzas. De este modo, habrá mayor parte del tornillo y pilar encargado de soportar esas fuerzas pero la cantidad recibida por cada punto en concreto es menor ya que hay un área mayor absorbiendo la carga.⁸

Por otra parte, también se debe tener en cuenta que no sólo implante, tornillo y pilar reciben fuerzas, el hueso de soporte también sirve como amortiguador. En la documentación revisada no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en lo que se refiere a la transmisión de fuerzas al hueso de soporte entre implantes de conexión interna y externa. Tanto en las fuerzas axiales como laterales ambos sistemas de implantes experimentan un comportamiento parecido no considerándose un factor determinante en lo que se refiere a la Osteointegración.⁹

El hecho de emplear un sistema u otro no hará que el implante se osteointegre mejor o peor ya que durante esta fase el comportamiento en uno y otro caso será similar. Será en la parte protésica donde se crearán diferencias, cuando el implante comience a recibir cargas el comportamiento sí será diferente y ahora sí, aunque como efecto secundario a los micromovimientos, podría verse afectada la Osteointegración.

2. AJUSTE DE LOS COMPONENTES

Otro factor fundamental a tener en cuenta es el perfecto ajuste entre los diferentes componentes de los implantes. El hecho de usar un tipo u otro de conexión no es un factor

clave en este sentido ya que el resultado dependerá de la precisión en la fabricación de los diferentes componentes.^{12,13,14}

Kano y cols. En 2004 realizaron un estudio para comparar el ajuste marginal de diversos tipos de cilindros protésicos en función del mecanismo y material de fabricación.

Emplearon cilindros mecanizados de paladio y dos tipos de cilindros colados: uno de plástico con base de níquel-cromo y otro con base de cromo-cobalto y realizaron mediciones de la discrepancia vertical, horizontal y de la profundidad de la brecha generada o microgap.

El mejor resultado se consiguió con la estructura mecanizada seguido de níquel-cromo y cromo-cobalto respectivamente.¹⁵

	Vertical (A)	Horizontal (B)	Profundidad (C)
Mecaniz. Paladio	4,13µm	14,5µm	6,93µm
Colado Ni-Cr	23,18µm	33,2µm	88µm
Colado Cr-Co	25,6µm	51,8µm	114,54µm

Vigolo y cols. en 2008 realizaron un estudio para comprobar la precisión en el ajuste pilar-implante con pilares mecanizados tipo UCLA de oro y CAD/CAM de titanio colocados en implantes de conexión externa e interna (de la casa 3i).

Realizaron 15 muestras de Pilar UCLA sobre conexión interna, 15 de Pilar UCLA con conexión externa, 15 de CAD/CAM sobre conexión interna y 15 CAD/CAM sobre conexión externa y cuantificaron la rotación en libertad de todos los pilares en relación con la plataforma del implante.

Concluyeron que no se observaban diferencias estadísticamente significativas entre ninguno de los 4 grupos.¹⁴ La opción de poder contar con pilares mecanizados mejora el ajuste pasivo de los pilares y reduce al máximo las discrepancias, además la principal ventaja del titanio es que posee el mismo diferencial que los implantes y por tanto la corrosión es mínima.

De todas formas, aunque haya mejores y peores opciones y con las nuevas tecnologías CAD-CAM hayan mejorado

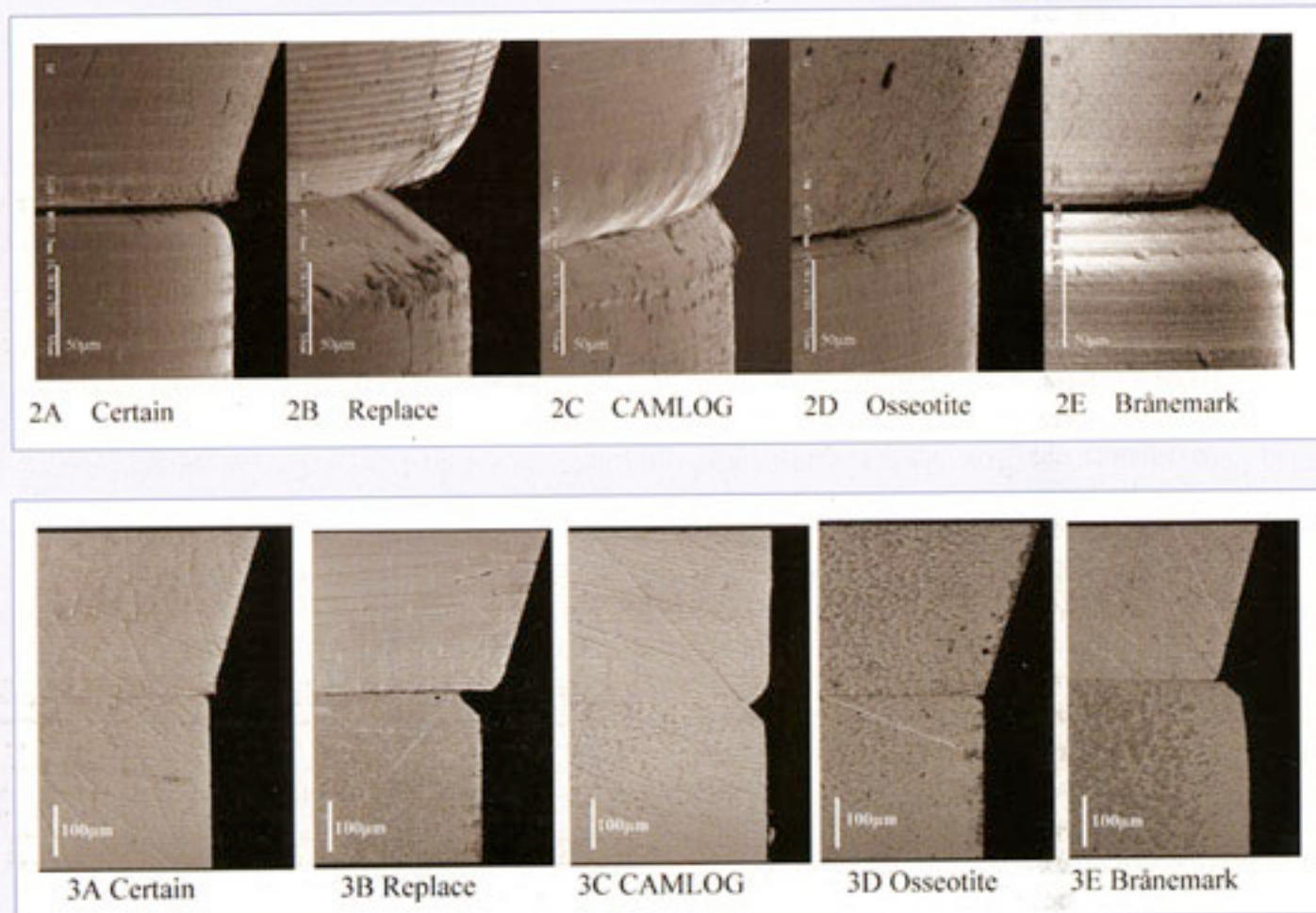


Fig.1. Tsuge y cols. 2008: Ajuste entre superficies de titanio mecanizado.



los resultados, es cierto que siempre queda un "gap" entre los diferentes componentes protésicos y por tanto habrá que intentar usar los métodos más fiables para conseguir reducir lo máximo posible el movimiento del pilar sobre el implante.^{14,16,17}

Tsuge y cols. en 2008 realizaron un estudio en el que analizaban el ajuste de distintos sistemas de implantes entre la plataforma de los mismos y el pilar empleando para ello microscopía electrónica.

Vieron como independientemente del sistema y aun teniendo en cuenta que siempre se trataba de estructuras mecanizadas siempre se producía un "gap" entre ambas superficies.¹²

Se han intentado varios métodos para compensar esta discrepancia sin resultado positivo. En general todos los estudios revisados, como por ejemplo el realizado por Duyck en 2002 intentaban interponer un aditamento extra (un anillo) entre el implante y el pilar para compensar e igualar la diferencia. El problema es que cuantos más elementos usemos más probabilidades de fallo hay (pasamos de una a dos juntas) ya que esta discrepancia no está producida por algún error sino porque a día de hoy, el método más exacto de fabricación produce discrepancias de entre 100 y 200 micras al juntar 2 superficies "lisas".¹⁸

De este modo y para solucionar el problema de la discrepancia y los micromovimientos, nació en la década de los 90 y bajo la dirección del grupo ITI el diseño del "cono morse". Esta configuración característica asegura una alta precisión y un incremento en la protección contra la pérdida debido al área de superficie específica y a un ángulo de 8°. Básicamente crea un cierre por fricción similar al cono morse utilizado en ingeniería mecánica e industrias relacionadas. Cualquier superficie metálica cónica acoplada a otra bajo un ángulo menor de 8° crea un ajuste por fricción que cierra mecánicamente.^{19,20,21}

El principal problema del sistema es que era un cono y por tanto no disponía de ningún mecanismo de reposicionamiento. Esto daba lugar a grandes problemas a la hora de confeccionar la prótesis. Así, como evolución de esta teoría nació el actual sistema Synocta. La idea fue incorporar un octógono en la base del cono de manera que pudiese reposicionarse el pilar con total exactitud sin perder las ventajas de la fusión fría por fricción.^{22,23,24}

El resultado fue un pilar compuesto por un octógono superior (que servirá para ensamblar la corona protésica) un cono de 8° en la parte media (que ajustará por fricción a la superficie interna del implante) y otro octógono inferior (para el perfecto reposicionamiento del pilar sobre el implante).

Este sistema presenta los mejores resultados mecánicos en comparación con los sistemas de hexágono externo y también sobre los de hexágono interno sin "cono morse". El resultado es que todos los componentes actúan como un único bloque proporcionando la mejor distribución de fuerzas y minimizando al máximo los micromovimientos, que al igual que el aflojamiento de tornillos, en este caso tiende a cero. Así la zona de mayor carga del implante (interfase pilar-implante y primera rosca del tornillo de retención) queda protegida y por tanto el índice de fracasos por fractura es el más bajo de todos los sistemas conocidos hasta la fecha.

El sistema de fusión por fricción lo emplean en la actualidad todas las principales casas comerciales del mercado: Astra, Nobel, 3i, Zimmer...

3. FILTRACIÓN BACTERIANA

Uno de los factores que condicionan el éxito a largo plazo de un implante es la ausencia de bacterias alrededor del mismo, sin embargo, muchos estudios demuestran la presencia de bacterias tanto fuera como entre los componentes de los implantes y en el interior de los mismos.

Quirynen y cols. en 1993 realizaron un estudio para determinar la presencia de microorganismos en la parte interna del implante.

Se tomaron 9 pacientes rehabilitados previamente con implantes Branemark, colocados al menos 2 años antes, sin historia de pérdida marginal, PS máxima de 3,5mm buena salud oral y ausencia de antibioticoterapia previa.

Tras la remoción de la prótesis fija, 2 de los pilares (test) fueron desatornillados. El implante fue lavado con Digluconato de Clorhexidina 0,2% y los tornillos fueron esterilizados con alcohol. Se colocaron pilares nuevos y 3 meses después (con higiene oral habitual) se tomaron muestras de microbiología.

Se retiraron los tornillos test manteniendo los pilares. La parte apical de cada tornillo se agitó en un vial que contenía suero salino, evitando el contacto con la parte más coronal del tornillo y se realizó la dispersión bacteriana y la posterior observación con microscopio de campo oscuro realizando un video de cada muestra con una cámara montada en el microscopio.

Los resultados mostraron la presencia de Cocos (86,2%), Bacterias no móviles (12,3%), Bacterias móviles (1,3%) y Espiroquetas (0,1%).

Concluyeron que una filtración bacteriana en la interfase pilar-implante es probablemente el origen de esta contaminación.²⁵

En esta línea, los mismos autores en 1994 realizaron un estudio para averiguar las diferentes rutas de penetración bacteriana en los implantes. Para ello emplearon 32 implantes Branemark y un medio líquido que previamente había sido inoculado con microflora bacteriana.

De esta forma, 8 fueron sumergidos hasta la interfase pilar-implante dejando la zona del tornillo de retención seca, otros 8 fueron sumergidos hasta el mismo punto pero rellenando la parte coronal al tornillo. 8 se sumergieron por completo sin rellenar el tornillo y por último, 8 fueron totalmente sumergidos incluyendo la zona superior al tornillo.

A los 7 días se tomaron las muestras, se cultivaron y se identificaron las colonias y observaron que los implantes sumergidos mostraron ligeramente mayor penetración (CFU 6,5) que los parciales (CFU 0,7). La combinación que mostró menos penetración fue la parcialmente inmersa con la parte interior del tornillo seca. Por tanto se deduce que tanto la interfase pilar-implante como el agujero del tornillo de retención son vías de entrada de microorganismos al interior del implante.

Así mismo este estudio también analizó la composición bacteriana ratificando los resultados del estudio anterior ya que se encontraron especies bacterianas que comprendían desde gran+ a bacilos gran-.²⁶

En 1997 Volker y cols compararon 12 tipos de implantes con intención de determinar si las diferentes interfaces pilar-implante eran capaces de evitar la penetración bacteriana.

Emplearon implantes Astra, Ankyos, Bonefit con pilar cónico, Bonefit con pilar Octa, Branemark, Calcitec, Frialt-2, Ha-Ti + base de corona, Ha-Ti con poste telescópico, IMZ con TIE, IMZ con IMC-insert y Semados. Algunos sistemas eran con interfase cónica, otros plana y con pilar de una o mas piezas.

Se rellenó la parte interna de los implantes con 0,5 micro-litros de suspensión con E.Coli (que tiene un diámetro de 1.1-1.5 micras y longitud de 2-6 micras) y se colocaron los pilares. Posteriormente se introdujeron en una solución y se mantuvieron a 37° tomándose muestras a los 1, 3, 5, 7, 10 y 14 días.²⁷

Y en otro estudio realizado en 1999 por Gross y cols además de comparar diferentes casas de implantes (en este caso Spline, ITI, CeraOne, Steri-Oss y 3i) y la presencia o no de filtración se realizaron mediciones en función del torque de inserción (a 10 N/cm², 20 N/cm² y el torque recomendado por el fabricante) y del tiempo transcurrido desde la inmersión (se tomaron registros a los 5, 20 y 80 minutos).²⁸

Los resultados de ambos estudios mostraron que ningún tipo de sistema presentaba ausencia de filtración, si bien, las conexiones internas cónicas mostraban resultados más favorables.

Por otro lado el resultado obtenido en función al torque de inserción refleja un mayor infiltrado a 10 N/cm² que a 20 N/cm², y estos a su vez presentan mayores tasas de filtración que cuando sometemos al pilar al torque recomendado por el fabricante.

En función del tiempo transcurrido cabe destacar que desde la primera medición (a los 5 minutos) se observó filtración y que esta tasa se veía aumentada en función del paso del tiempo.

4. OTRAS CONSIDERACIONES

4.1. Impresiones

El resultado en la toma de Impresiones en implantoprótesis viene condicionado por los materiales y técnicas utilizados y no está influido por el tipo de conexión del implante. Ante casos de rehabilitaciones sobre varios implantes de conexión interna será necesario tomar la impresión a pilar cónico intermedio y no directamente a cabeza de implante, de este modo será posible ferulizar de forma rígida y tomar una impresión que se podrá desinsertar de forma pasiva gracias a la paralelización que nos proporcionan los pilares intermedios.

Los mejores resultados se obtienen con la técnica de cubeta abierta aunque la técnica Snap-on de Straumann presenta unos resultados similares, ambos superiores a los obtenidos con cubeta cerrada. Además los materiales de impresión también son un factor clave por lo que el uso de siliconas de adición o poliéteres se recomienda por encima de otros materiales.^{29,21,24}

4.2. Técnica quirúrgica

Los implantes de conexión interna y externa presentan el mismo comportamiento en el acto quirúrgico. Levantar o no colgajo, hacer el procedimiento en una o dos fases o la utilización de cualquier técnica quirúrgica específica para cada caso presentará las ventajas o inconvenientes de dicha técnica no viéndose influenciada por el tipo de conexión.³⁰

Ante la actual técnica de Platform Switching (cambio de plataforma) hay que decir que tanto unos sistemas como otros presentan la opción de realizarla. Un estudio comparó ambos sistemas de implantes con cambios de plataformas de 1, 2 y 3 mm y no encontró diferencias estadísticamente significativas entre ambos. Se necesitan

más estudios al respecto para poder dar una validez sólida a los resultados.³¹

4.3. Tipo de pilar

Es indispensable que cuente con un mecanismo antirrotacional que dará estabilidad al complejo y lo dotará de la posibilidad de reposicionamiento anteriormente mencionada. Este mecanismo lo emplean por igual ambos sistemas de implantes, la diferencia está en que ese ajuste por fricción nunca podrá ser conseguido con un hexágono externo ya que no dispone de esas paredes lisas con las que crear esa fusión por fricción.^{32,33,34,35}

El tipo de material empleado para la confección del pilar influye en el resultado pero también es independiente del tipo de conexión. Para ambas por igual se dispone de los mismos materiales (Titanio, cromo cobalto, Zirconio, Alúmina...) dando estos mismos sus propios resultados.^{36,16,37} También se dispone de pilares angulados o con cambio de ángulo para conexiones internas y externas por lo que en ese aspecto tampoco se observan diferencias estadísticamente significativas.^{21,38}

5. CONCLUSIONES

- Los implantes de conexión interna presentan una mejor absorción y distribución de las fuerzas y por tanto menor índice de aflojamiento y fractura del tornillo de retención.
- Los sistemas basados en la teoría del cono morse consiguen reducir a cero los micromovimientos y discrepancias entre los componentes gracias a la fusión fría por fricción que se produce entre tornillo, pilar e implante y por tanto actúa como un monobloque presentando los mejores resultados en comparación con los implantes de conexión externa y los de interna sin cono morse.
- La transmisión de fuerzas al hueso ejercida por los dos tipos de implantes no presenta diferencias estadísticamente significativas por lo que no se considera un factor determinante en la osteointegración.
- Parece ser que la única justificación para optar por un sistema de conexión externa es que al ser el primer diseño de IOI que se creó es el más extendido (universalidad) y que resulta más económico. Factores que consideramos que no deben ser los fundamentales a la hora de elegir el sistema ideal. ➤

BIBLIOGRAFÍA

1. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a ten year period. *Scand J Plastic Reconst Surg* 1977;11(suppl).
2. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implantabutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003 Sep;15(8):625-634.
3. Binon PP. (2002) Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Max Impl* 15: 76-91.
4. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-585.
5. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: A comprehensive overview. *Implant Dent* 1992;1:273-283.
6. Giménez Fábrega J. Consideraciones biomecánicas y de oclusión en prótesis sobre implantes. *ROE* 1996; 1(1):63-76.
7. Segundo RM, Oshima H, Silva I, Junior L, Mota E, Coelho L. Stress distribution on external hexagonal implant system using 3D element analysis. *Acta Odontol Latinoamericana* 2007; vol 20, nº 2: 79-81.
8. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Max Impl* 2006; 21: 195-202.
9. Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal cone implants. *Int J Periodont Rest Dent* 2008; 28: 391-399.
10. Resende L, Ruiz A, Rocha S, Amaral de Araujo C, Domingues F. In vitro integrity of implant hexagonal hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008; 22(2): 125-31.
11. Primaconex implantabutmentconnection proves 17% stronger than Novel Biocare Replace select or 3i Osteotite Certain implants.
12. Tsuge T, Haniwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dental Materials* 2008; 27(1): 29-34.
13. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Max Impl* 2007; 22: 575-579.
14. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordoli G. Evaluation of Gold Machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with a hexagonal external connection and with a internal connection. *Int J Oral Max Impl* 2008; 23: 247-252.
15. Carvalho Kano S, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. (2004) Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 12(4): 337-343.
16. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the procera custom abutment and various implant system. *Int J Oral Max Impl* 2003; 18: 652-658.
17. Fuster-Torres MA, Albalat S, Alcañiz M, Penarocha M. CAD/CAM Dental systems in implants dentistry: Update. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2009; Mar 1:14 (3) E: 141-5.
18. Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 389-396.
19. Meng JC, Everts JE, Qian F, Phil M, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 623-625.
20. Mert BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-Degree taper compared to a Butt joint Connection. *Int J Oral Max Impl* 2000; 15: 519-526.
21. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordoli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: and in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Max Impl* 2005; 20: 455-460.
22. Scacchi M. The development of the ITI dental implant system. Part 1: a review of the literature. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11(suppl): 8-21.
23. Scacchi M. The development of the ITI dental implant system. Part 2: Steps into the next millennium. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11(suppl): 22-32.
24. Taylor TD, Belser U, Merckx-Stern R. Prosthodontics consideration. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11(suppl): 101-107.
25. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vitro study. *Clin Oral Implant Res* 1993; 4: 158-161.
26. Quirynen M, Bollen CML, Eysen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implants components of the Branemark System. An in vitro study. *Clin Oral Implant Res* 1994; 5: 239-244.
27. Volker K, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Max Impl* 1997; 12: 527-540.

28. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Max Impl* 1999; 14: 94-100.
29. Choi JH, Lim JJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Max Impl* 2007; 22: 761-768.
30. Ibañez JC, Tahhan MJ, Zamar JA. Performance of double acid-etched surface external hex titanium implants in relation to one and two stage surgical procedures. *J Periodontol* 2003; 74: 1575-1581.
31. Novaes AB, Oliveira RR, Muglia VA. The effects of interimplant distances on papilla formation on crestal resorption in implants with a cone morse connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *J Periodontol* 2006;77: 1839-1849.
32. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Max Impl* 2007; 22: 249-257.
33. Heldén LB, Ericson G, Olson CO. The crescobridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment free, passively fitting superstructures. *Int Periodontics Restorative Dent* 2005; 25: 89-94.
34. Gehrke P, Dhoni G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cycling loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37: 19-26.
35. Romero AR, Bretón JM, Tamayo MC, Bautista GR. Evaluación de la resistencia tensil y de las diferencias dimensionales de dos tipos de abutments cerámicos: Estudio piloto. *Revista Científica* 2005 Vol 11, nº 2.
36. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Max Impl* 2007; 22: 249-257.
37. Hyun K, Han JS, Seol Y, Butz F, Caton J, Rhyu I. The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital Subtraction radiographic evaluation. *Int J Periodont Rest Dent* 2008; 28: 137-143.
38. Kallus T, Henry P, Jemt T, Jorneus L. Clinical evaluation of angulated abutments for the Brånemark system: A pilot Study. *Int J Oral Max Impl* 1990; 5: 39-45.
39. Garg AK. *Renova internal hex dental sistem: surgical and restorative versatility. The international forum for continuing education.* July 2005, vol 17 nº 7.
40. Dr. Niznick. *Screw-vent implant and patented internal connection* 1986.
41. Wenz HJ, Ulrich H, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implants impressions techniques in a multi-implant system with a internal hex connection. *Int J Oral Max Impl* 2008; 23: 39-47.
42. Paes de Barros G, Pires R, Nelson C. Comparison of external and internal hex implants rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2005;18:165-166.
43. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI morse taper implant abutment design with an internal modification. *Int J Oral Max Impl* 2003;18: 865-872.
44. Carlson B, Jonsson G, Sandahl L, Nordin T, Hising P, Nelvig P, et al. A 1 year clinical report of a one piece implant abutment. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 159-163.
45. Strub JR, Gerds T. Fracture Strength and failure mode of five different single tooth implant abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 167-171.
46. Dittmann B, Rammenberg P. Survival of abutment teeth used of telescopic abutment retainers in removable partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 319-321.
47. Tan KB, Nicholls JL. Implant abutment Screw joint Preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Max Impl* 2001; 16: 367-377.
48. Nawas BA, Walgner W, Grotz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant system in an animal model with loaded implants. *Int J Oral Max Impl* 2006; 21: 726-732.
49. Savion I, Saucier CL, Rues S, Sadan A, Blatz M. The pier abutment: A review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int* 2006; 37: 345-352.
50. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC. (1997) Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 78: 43-47.
51. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. (2009) Prospective clinical evaluation of 1920 morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implant Res* 20: 254-261.
52. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. (1992) Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Max Impl* 7: 35-39.
53. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. (1999) Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Max Impl* 14: 94-100.
54. Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT. (2002) Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. *Int J Oral Max Impl* 17: 220-224.
55. Tan KB, Nicholls JL. (2002) The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Max Impl* 17: 175-183.
56. Ricciardi A, Chiarello MG, Silveira RC, Faria R. (2009) Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implant Res* 20: 624-632.
57. Tosches NA, Bragger U, Lang NP. (2009) Marginal fit of cemented and screwretained crowns incorporated on the Strauman (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implant Res* 20: 79-86.