



Universidad de Valparaíso  
Facultad de Odontología  
Escuela de Graduados  
Programa de Especialización  
en Rehabilitación Oral



## **REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA: CONEXIÓN CONO MORSE, SUS CARACTERÍSTICAS Y COMPARACIÓN CON LAS CONEXIONES EXTERNA E INTERNA CONVENCIONAL**

**Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de  
Especialista en Rehabilitación Oral**

**Residente:**

Dr. Vicente Alfaro Figueroa

**Docente Guía:**

Prof. Dr. Ramón Madariaga

Valparaíso-Chile

2015

## AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad; muchos de mis logros se los debo a su devoción, amor, confianza, compromiso, generosidad, formándome con libertades y reglas que al final de cuentas, me motivaron para seguir siempre por el camino a realizar mis sueños.

Al dedicado equipo docente que con mucha vocación y paciencia me llevaron a aprender e internalizar a cabalidad que significa tener la responsabilidad de ser un Rehabilitador Oral.

## INDICE

INTRODUCCIÓN.....	4
MATERIALES Y MÉTODOS.....	6
DESARROLLO.....	7
• Conexión Externa.....	7
• Conexión Interna.....	9
• Conexión Cono Morse.....	10
• Características de la conexión Cono Morse.....	12
• Comparación entre conexión externa, interna y cono morse.....	17
CONCLUSIÓN.....	22
BIBLIOGRAFÍA.....	24

## INTRODUCCIÓN

Hoy en día, la implantología gana más y más terreno en la odontología, como la alternativa ideal, predecible, y exitosa para rehabilitar parcial o completamente un arco dentario, con un background de más de 40 años de evidencia científica, desde que el Prof. Branemark en 1982 en la convención en Toronto, presentó una estadística de más de 4.000 implantes funcionando de hace 15 o 20 años atrás.

Actualmente el tema a discutir ya no es la muy estudiada oseointegración, sino el pronóstico y estabilidad de los tejidos a largo plazo. El éxito a largo plazo del tratamiento implantológico, ya sea un diente unitario o un arco completo, depende de muchos factores, principalmente de la integración y equilibrio biológico logrado alrededor de la conexión implante-pilar.

Es justamente la conexión implante-pilar el eslabón más débil de esta cadena, y la que debe oponerse a fuerzas tanto físicas como biológicas. La formación de una interface en esta conexión, eventualmente podría llevar a una infiltración bacteriana con la consecuente pérdida ósea marginal y la indeseada inestabilidad de los tejidos.

En esta búsqueda, la industria implantológica ha ido evolucionando sus sistemas desde la conexión externa, hasta conexiones como morse indexadas.

Según la literatura, dentro de las conexiones más estables, y que más cercana está de lograr el equilibrio necesario para lograr una estabilidad a largo plazo de los tejidos periimplantarios es la conexión

cono morse. Sin embargo, no hay sistema que pueda tener un sellado completo de la interface implante-pilar (1, 41, 44), y esto sigue siendo un problema clínico importante.

El objetivo de esta revisión es conocer más a fondo el sistema Cono Morse, sus características y sus principales diferencias con las conexiones convencionales, que está rompiendo paradigmas y poco a poco convirtiéndose en una nueva forma de pensar en implantología.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Estrategia de búsqueda:

### Motores de búsqueda

#### 1. Cochrane

- a. CDSR (Cochran Database of Systematic Review),
- b. The Cochrane Central Register of Controlled Trials
- c. The Cochran Review Groups.

#### 2. MEDLINE

#### 3. EMBASE

#### 4. GOOGLE ACADÉMICO

La búsqueda electrónica se realizó utilizando las siguientes palabras o frases clave, además de los conectores AND, OR y sus respectivas combinaciones

- Morse taper
- Implant connections
- Dental implant
- Morse connection
- Comparison implant connections
- Morse taper connection
- External connection
- Internal connection

Además para enfocar la búsqueda en la conexión cono morse, la búsqueda también se hizo a través de **marcas comerciales**, que utilizan dicha conexión, combinada con las palabras clave anteriores:

- Alphatec (Alemania)
- Ankylos (Alemania)

- Astratech (Alemania)
- Bicon (Alemania)
- Cortex (Israel)
- Conelog (Alemania)
- Neodent (Brasil)
- Neoss (Alemania)
- Nobel Biocare (Suecia)
- Straumann (Suiza)

## DESARROLLO

### CONEXIONES:

Es la interface o unión implante-pilar, es el eslabón más débil del sistema. Sin embargo, determina la fuerza de unión, y estabilidad lateral y rotacional. Es así como los esfuerzos se han enfocado en ir evolucionando tanto el diseño del implante como de la conexión.

### CONEXIÓN EXTERNA:

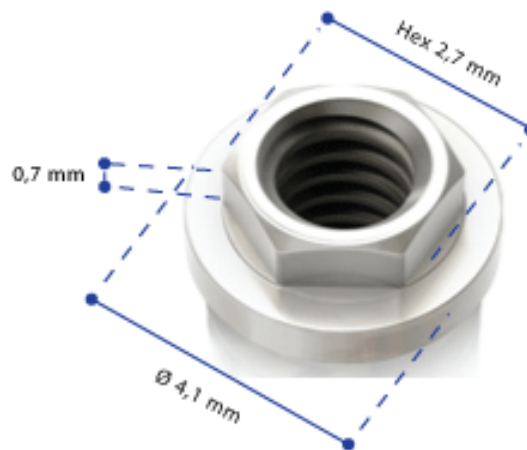


Figura. Muestra la conexión externa estándar, con la que partió el Prof. Branemark.

Primer tipo utilizado con el protocolo original del Prof. Brånemark, el que requería varios implantes para restaurar arcos totalmente desdentados, unidos a través de una barra de metal con una prótesis fija. (7, 8)

En este protocolo, el hexágono externo estaba presente para ayudar a atornillar el implante en su lugar. De hecho, para los totalmente desdentados, con prótesis atornilladas a los implantes, el hexágono no engranaba como mecanismo antirrotacional, la única parte del implante que hace contacto con el pilar es la periferia de la plataforma. (2). Cuando más tarde, los implantes se utilizaron para casos parcialmente desdentados o unitarios, el hexágono se usó para evitar la rotación del pilar y la corona individual.

El hexágono externo estándar, tiene 0.7mm de altura y 2.7mm de diámetro, no fue diseñado para soportar y distribuir las fuerzas dirigidas hacia la corona. Por lo tanto, los fabricantes tenían que compensar esto cambiando el tipo de tornillo utilizado (geometría, altura, área de superficie), la precisión del ajuste sobre el hexágono, y la cantidad de torque utilizado. Estos cambios han permitido a este tipo de implantes ser utilizado con gran confianza, aunque tales esfuerzos todavía requieren que el profesional verifique que radiográficamente los pilares están completamente asentados. (4, 15)

#### CONEXIÓN INTERNA:



Figura. Muestra una conexión interna típica hexagonal

La conexión interna surgió para resolver los problemas derivados del uso de la conexión externa en diferentes sentidos; buscando una mayor estabilidad a nivel de la unión protésica pilar-implante, un mejor sellado bacteriano y un menor microgap\*.

\*MICROGAP: Microespacio que se produce entre el pilar y la plataforma del implante, por una incongruencia entre las partes. Mientras más precisa es la maquinación de las piezas, menor será el MICROGAP.

Uno de los primeros implantes de conexión interna fue diseñado con 1.7mm de profundidad debajo de un bisel en 45° de 0,5mm de ancho. (26, 27) Sus características fueron pensadas para distribuir las fuerzas dentro del implante, proteger el tornillo de retención del exceso de carga, y para reducir el potencial de microinfiltración. También proporcionan una resistencia superior a la conexión implante-pilar. Esto dado principalmente no solo por la profundidad de la conexión, que comparado con la conexión externa aumenta casi un 150%, sino también por la posición de la conexión que la lleva dentro del cuerpo del implante transmitiendo las fuerzas hacia el interior del implante(4, 23, 27)

Desde la introducción del concepto de conexión interna, se han realizado otras mejoras de diseño en un intento por mejorarla, es por esto que hoy encontramos: hexágonos, trilóbulos, octógonos, dobles hexágonos, con diferentes alturas entre ellos, el concepto de friction-fit de la marca Zimmer, entre otros.

Incluido en estos esfuerzos es que nace la conexión cónica o **Cono Morse**.

#### CONO MORSE:

Cono Morse es un término creado en la industria de las herramientas mecánicas, que designa un mecanismo de conexión o encastre, en el cual dos elementos efectúan una acción que deriva en

contacto íntimo con fricción, cuando un elemento cónico “macho” es instalado en una “hembra” también cónica. (6, 36)



Figura. Imagen esquemática del sistema cono morse (morse taper)

Este tipo de encastre fue inventado por Stephen A. Morse y era ampliamente utilizado para apretar una fresa o mandril de máquinas de corte como, por ejemplo, taladros. El ángulo Cono Morse se determina según las propiedades mecánicas de cada material, en éste existe una relación entre los valores del ángulo y la fricción entre las piezas. Éste es un mecanismo de encaje bicónico. En el que la efectividad se incrementa significativamente debido a la precarga\* generada por las superficies de contacto, del cono interno al implante y del tornillo del intermediario, resultando en el control, el mantenimiento y la estabilidad del apriete. (6, 36)

PRECARGA: Este concepto propone que hay torque óptimo al cual debe apretarse el tornillo protésico. Según esto, la precarga previene la separación de los componentes, protegiendo así el tornillo de fractura.

Ha sido utilizada con éxito por más de 29 años en implantología desde que la marca Bicon lanzo sus implantes cortos de 1.5° de angulación de conexión, en 1985. Luego otras marcas comerciales han copiado el concepto perfeccionándolo cada vez más, es así como Dentsply en su línea Ankylos (Alemania), viene trabajando hace mucho tiempo su conexión cónica al igual que Neodent (Brasil), Nobel Biocare con sus líneas NobelReplace y NobelParallel, MIS implant, Straumann con su conexión Crossfit, Conelog, Astratech, Neoss, entre otras. (3)



Figura. Imagen esquemática de la conexión con morse, en el cual se ve el cono “hembra” del implante.

Para que este sistema funcione tiene que cumplir con estas características: (34)

- Altura de la conexión de mínimo 2mm
- Angulación menor a 6° (por lado)
- Fresado de precisión

La conexión cónica al día de hoy independiente de la marca comercial, demuestra una mejor estabilidad de los tejidos a largo plazo por **cinco factores fundamentales**: (34)

- **Ausencia de micromovimientos entre el implante y el aditamento**

El implante y el aditamento son dos estructuras distintas que deben funcionar como uno. Mientras más perfecta sea la conexión o unión entre estas dos estructuras, mejor será el funcionamiento en cuanto a la transmisión de fuerzas y tensión, reduciendo los micromovimientos en esta unión.

- **GAP implante-aditamento**

El GAP es el microespacio que habría entre la cara interna de la conexión (implante), y la parte exterior del aditamento (este espacio es la sumatoria de las zonas en que el aditamento y el implante NO se tocan). Este espacio puede tener una apertura mayor o menor de acuerdo a cargas y según el tipo de conexión.

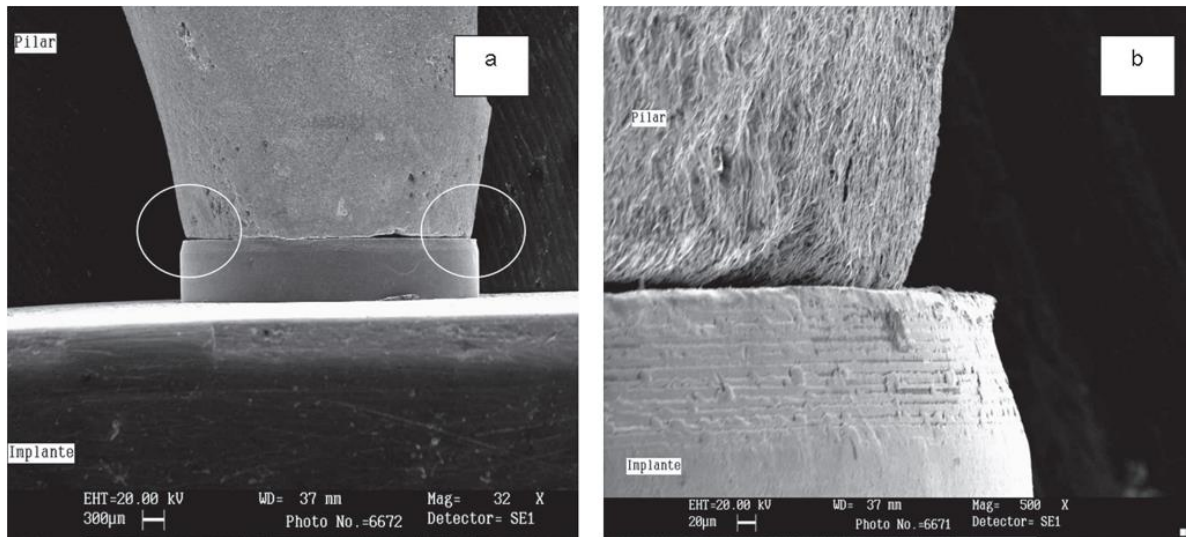


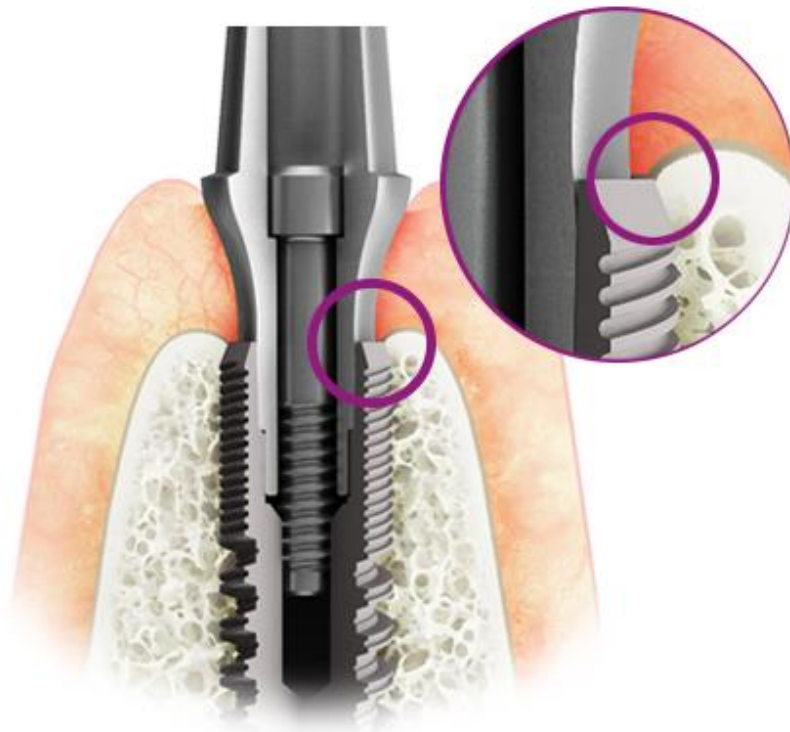
Figura. A) Se observa un aditamento UCLA, detallando el espacio que hay en la interface, b) aumento de 500x de la imagen A.

- **Platform switching**

El concepto de platform switching o "cambio de plataforma" se refiere a la utilización de un pilar de menor diámetro que la plataforma del implante; esta conexión desplaza el perímetro de la unión implante-pilar (UIP) hacia adentro, hacia el eje central, es decir, hacia el medio del implante. (19)

Lazzara y Porter teorizan que el mover hacia el interior de la UIP de esta manera, también desplaza el infiltrado de células inflamatorias hacia el interior y lejos del hueso crestal adyacente, lo que limita la reabsorción del mismo. (19)

La conservación del hueso crestal se ha reportado en otros diseños de implantes disponibles comercialmente, supuestamente atribuidos a microrroscas en el la parte coronal del implante, diseños de conexión, esquemas oclusales o combinaciones de los mismos. (13, 24). Sin embargo, el cambio de plataforma por sí solo no es capaz de eliminar la inflamación alrededor de la unión implante-aditamento.



- **Ubicación subcrestal:**

Barros et al 2009, demostró que en los implantes instalados subcrestalmente, el hueso crestal periimplante, se conservaba en mayor cantidad que en los implantes instalados paracrestales.



Figura A



Figura B

Figura A. Imagen esquemática de un implante subcrestal, con pilar y corona,

Figura B. Imagen quirúrgica de implantes como morse instalados subcrestalmente.

- **Superficie tratada hasta la interface (plataforma)**

La superficie tratada ha sido ampliamente estudiada como promovedor de una oseointegración más rápida y eficiente. Hay muchos mecanismos para crear esta superficie en los implantes siendo por adición de elementos o sustracción de titanio, por ejemplo tratamiento ácido, arenado, bombardeo con distintos materiales, los más comunes óxido de titanio y óxido de aluminio, inclusión de algunos biomateriales tales como hidroxiapatita, hasta oxidación anódica, entre otros; cualquiera de estos métodos logra producir una superficie rugosa que tiene las siguientes características:

- Aumenta el área de contacto superficial
- Mejora la respuesta ósea
- Estimula el crecimiento óseo en forma perpendicular al implante
- Mejora el comportamiento biomecánico
- Favorece la migración, función celular, depósito y mineralización de la matriz celular

*Implant surface modification: review of literature. The Internet Journal of Dental Science 2009: Volume 7 Number 1*

## COMPARACIÓN DE LA CONEXIÓN CÓNICA CON LAS CONEXIONES EXTERNA E INTERNA CONVENCIONAL.

De acuerdo a la literatura actual, podemos comparar estas tres conexiones respecto a:

- Microsellado
- Fatiga a la carga/resistencia
- Momento de flexión/resistencia a carga máxima
- Ajuste/pérdida de torque/soldadura en frío
- Estrés/distribución de la tensión

### **Microsellado.**

El desempeño de acuerdo al sellado de la interface implante-pilar fue diferente en cada sistema de implante, independientemente de la conexión, y la microinfiltración bacteriana fue significativamente menor en sistemas de implantes con conexión cónica pura en comparación con otros sistemas. (1,18, 44, 45, 47)

Sin embargo, aunque los sistemas de conexión cónica fueron capaces de reducir contaminación bacteriana significativamente, todavía eran incapaces de evitar la microinfiltración de endotoxinas microbianas. (12)

Nascimento et al. Mostró una infiltración significativamente menor de saliva humana en la interfase de implantes con conexión cono morse. (25)

Se detectaron microgaps en todos los sistemas con el escaneo microscopio electrónico, pero eran generalmente menos de 10  $\mu\text{m}$  para todas las conexiones a prueba. (14)

El microgap promedio fue significativamente mayor para los sistemas de interface plana en comparación con sistema cónico 45. Usando el análisis de elementos finitos (FEM), Merz et al. demostró la formación de un microgap para sistemas de conexión externa sobre el lado de tensión del implante bajo una simulación de carga horizontal u oblicua. (21)

Pessoa et al. también demostró la formación de microgap en las zonas de tensión para sistemas de conexión tanto interna como externa. Los sistemas de Cono morse no parecen desarrollar microgaps. (22,37)

### **Fatiga a la carga / resistencia.**

Cehreli et al. 2004, probó el rendimiento de la interface implante-pilar en cuanto a la fatiga bajo una carga utilizando un número máximo de 500.000 ciclos usando el sistema Periotest para medir los llamados valores Periotest (PTVs). No pudieron demostrar falla tanto en la conexión Cono Morse como en la conexión octogonal, incluso después de ciclos 500000 de carga / descarga. Hubo una tendencia hacia valores elevados de PTV para ambos diseños de conexión donde no hubo diferencia significativa entre cualquiera de los sistemas de conexión considerados.

Khraisat et al. demostró una diferencia significativa entre el Cono Morse y el sistema de conexión hexagonal externa (Branemark), en la que no se observaron fracturas para el grupo Cono Morse mientras que la tasa de fractura media para el grupos de conexión externa fue entre 1733 y 1778 ciclos. (16)

Se concluyó que la mayoría de las fallas eran dependientes del sistema y se producían principalmente en la región del punto más débil, los tornillos, las piezas roscadas, o entre las piezas roscadas o no roscadas de los aditamentos. (16, 39, 40)

## **Momento de flexión / resistencia ante carga máxima.**

Coppede et al. Midió la fuerza máxima de deformación (MDF) y la fuerza de fractura (FF) de las muestras, bajo una carga de compresión en 45° respecto a la vertical para conexión cónica y hexagonal interna. Los valores promedio más altos de MDF fueron arrojados por la conexión cónica, comparada con la conexión hexagonal interna. (9)

Fracturas sólo ocurrieron en el grupo hexágono interno en el punto más débil; la parte roscada del tornillo. No se detectaron fracturas en los pilares o implantes. (9)

El sistema Branemark (Nobel BiocareVR), con la conexión de hexágono externo demostró la menor resistencia a la flexión.

Otro estudio también documentó una significativamente mayor resistencia a las fuerzas de flexión para sistemas que utilizan conexiones cónicas en comparación con aquellos que utilizan conexiones internas octogonales. (10)

## **Ajuste/pérdida de torque y soldadura en frío**

Ding et al. demostró que había pérdida inicial de torque después de dar el torque final; Sin embargo, esta pérdida fue significativamente menor en el grupo de conexión cónica en comparación con el grupo de conexión interna octogonal. (10)

Norton et al. No encontró soldadura en frío en la extracción del aditamento para sistemas de conexión implante-pilar Cono Morse con valores de torque aplicado entre 20 y 40 Ncm. Superior valores de torque de inserción (> 100 Ncm) aumentaron la tasa de soldadura en frío, sin embargo, así también la tasa de fracturas. El entorno (seco y húmedo) no influyó en estos resultados. (31)

Se midió una pérdida de torque como resultado de múltiples aprietes consecutivos utilizando diferentes conexiones. Se demostró que mientras se aumenta en ciclos de apriete y remoción, se reduce concomitantemente el torque requerido para retirar el aditamento. (41, 48)

También se ha estudiado el efecto de la carga en el torque requerido para remover el aditamento. Esto demostró que los sistemas de conexión cónica tuvieron significativamente menos pérdida de torque en comparación con los sistemas de conexión interna octogonales así como los sistemas de conexión externa. (33) También se demostró que la carga puede provocar la soldadura en frío que se produzca entre el implante y el pilar en los sistemas cónicos. (18, 41, 42)

Sin embargo, concluyeron que el diseño de la conexión no fue un factor significativo en la pérdida torque sino, más bien, el diseño del tornillo de manera que el uso de un tornillo con un vástago de espesor más grueso y un muñon, proporciona la menor pérdida de par de torsión después de varios ciclos de apriete y afloje.

### **Estrés/distribución de la tensión.**

Pessoa et al. Documentó que había un menor estrés sobre la cresta ósea periimplante alrededor de la conexión cónica comparada con las conexiones interna y externa. (37) Lo mismo encontró Quaresma et al. demostró tensiones más bajas a nivel óseo en el grupo como morse en comparación con el grupo hexágono interno. (38)

Lin et al. y Hansson et al. Reportaron que los sistemas de conexión cónica tuvieron un comportamiento mejor en cuanto a la transmisión de fuerzas que los sistemas de conexión externa e interna. El mayor estrés producido en la conexión externa, está dada primero por la poca altura y la posición de esta que la ubica por fuera del

implante, es por esto que la distribución de la fuerza la hace el tornillo protésico por lo que no hay una distribución pareja a lo largo del implante como si lo existe en las conexiones interna y bicónica, siendo esta última superior en este sentido ya que tiene la mayor altura de conexión, está diseñada hacia dentro del cuerpo del implante y el engrane de sus partes hace que la distribución de una carga lateral o vertical sea mucho mayor lo que resulta en la reducción del peak de estrés y transmisión de la fuerza a lo largo del implante y el hueso periimplante. (11, 20)

En cuanto a la distribución de tensiones en la interface implante-pilar, varios autores documentaron tensiones más altas cuando se utilizan sistemas de conexión externa en comparación a la conexión cónica e interna. (22,37)

Además, con el uso de sistemas cónicos se encontró más estabilidad del aditamento, también con un menor microgap en comparación con la conexión hexagonal interna y externa. (17, 22, 37, 49)

Con sistemas de conexión externa, se mostraron los mayores movimientos rotacionales y formación de microgap. (17, 22)

## CONCLUSIÓN

La conexión cono morse es un tipo de conexión interna, que basa su funcionamiento a la fricción de dos conos, uno macho y el otro hembra, que deben calzar perfectamente. Este calce perfecto sólo se logra mediante el fresado de precisión computarizado y utilizando piezas maquinadas. Cabe destacar la importancia de este punto, ya que cualquier discrepancia entre las partes produce microgaps.

En comparación con las conexiones más comunes que existe en el mercado implantológico, siendo estas la conexión externa e interna verificamos que: (43)

- No hay conexión que tenga un total sellado bacteriano. Sin embargo, la evidencia demostró que los sistemas de conexión cónicos parecen ser superior en términos de sellado bacteriano.
- Sistemas cónicos parecen ser más resistentes a los movimientos del aditamento y la microapertura del gap bajo carga. Las conexiones hexagonales interna y externa parecen inferiores en estos términos.
- Sistemas de conexión cónica tienen una mayor resistencia a la pérdida de torque que otros sistemas.
- Sistemas de conexión cónica tienen una alta resistencia a la fatiga en carga y de flexión máxima.
- El cono morse compensa altas tensiones distribuyéndolas de mejor manera a lo largo del implante y protege el tornillo de sobrecarga.
- La geometría de la interface implante-pilar parece influir en el factor de estrés y la tensión de transmisión alrededor del implante.

Para que esta conexión pueda funcionar como tal debe cumplir con:  
(34)

- Tener altura de mínimo 2mm
- Angulación menor a 6° (por lado)
- Fresado de precisión

El éxito superior en comparación con la conexión externa e interna convencional en cuanto a la resistencia biomecánica, sello microbiológico, mantención de los tejidos duros y blandos se basa en cinco factores fundamentales que deben estar juntos, por separado cada uno no es suficiente:

- Ausencia de micromovimientos entre el implante y el aditamento
- Virtual ausencia de GAP implante-aditamento
- Platform switching
- Ubicación subcrestal
- Superficie tratada hasta la interface

Son necesarios más estudios en cuanto como ir mejorando el mecanismo donde se conecta el aditamento o pilar a la fijación intraósea o implante. Es este punto, el que seguirá evolucionando hasta casi alcanzar la idealidad. Estamos cerca o lejos, no lo sabemos, pero el cono morse está derribando cada vez más paradigmas en la implantología moderna.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. Bacterial leakage in implants with different implant– abutment connections: An in vitro study. *J Periodontol* 2011.
2. Beaty K. The role of screws in implant systems.
3. Bicon History LIT-015-ES R1013 US Patent No. 6,227,857/2013
4. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-178.
5. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent* 1996;3(1):3-13.
6. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36 (11): 1649-1658.
7. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing, Carol Stream, IL:1985.
8. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50(3):399-410.
9. Coppede AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant– abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009;22:283–286.
10. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865–872.
11. Hansson S. Implant–abutment interface: Biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:33–41.
12. Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant–abutment connection—in vitro investigation of tightness of internal conical implant–abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 2010;14:427–432.
13. Harold Baumgarten, Roberto Cocchetto, Tiziano Testori, Alan Meltzer, Stephan Porter. A new implant design for crestal

- bone preservation: initial observations and case report. *pract proced aesthet dent* 2005;17(10):735-740
14. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant–abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527–540.
  15. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-208.
  16. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604–610.
  17. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;75:457–463.
  18. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant–abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *J Periodontol* 2011;82:613–618.
  19. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling post-restorative bone levels. Accepted for Publication, 2006 *Int J Perio Rest Dent*.
  20. Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci* 2007;115:408–416.
  21. McGuff HS, Heim-Hall J, Holsinger FC, Jones AA, O'Dell DS, Hafemeister AC. Maxillary osteosarcoma associated with a dental implant: report of a case and review of the literature regarding implant-related sarcomas. *J Am Dent Assoc* 2008;139:1052–1059.
  22. 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.
  23. Mollersten L, Lockowandt P, Linden L-A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent* 1998;78:582-591.
  24. Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: Survival to 18 months. *J Oral Implantol* 2001;27(4):164-173.

25. Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Goncalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Albuquerque RF, Jr. Leakage of saliva through the implant–abutment interface: In vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:551–560.
26. Niznick GA. The Core-Vent™ implant system. The evolution of the osseointegration implant. *Oral Health* 1983;73(11):13-17.
27. Niznick GA. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. *Compend Cont Educ Dent* 1991;12:932-937.
28. Norton M. In-vitro evaluation of the strength of the conical implant- abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567-571.
29. 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.
30. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290–298.
31. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:159–166.
32. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;83:567–571.
33. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont* 2010;19:458–464.
34. Paul Weigl, Dr. Dietmar Weng. *Curso: Concept, indication and Handling of Ankylos Implant System*. 2013
35. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542-549.
36. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant–abutment connectors—A comparison of the standard cone with a novel

- internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542–549.
37. Pessoa RS, Muraru L, Junior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:219–234.
  38. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: Stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1–6.
  39. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant–abutment interface designs: Effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:253–262.
  40. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant–abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci. Revista FOB*. 2011;19:413–420.
  41. Ricciardi Coppede A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:624–632.
  42. Ricomini Filho AP, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant–abutment connection systems. *Braz Dent J* 2010;21:123–129.
  43. Schmitt et al. Performance of conical implant–abutment connection systems. *journal of biomedical materials research*. vol 00a, issue 00 23; 2013
  44. Teixeira W, Ribeiro RF, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: An in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:56–62.
  45. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture–abutment interface: An in vitro study. *J Periodontol* 2009;80:1991–1997.

46. Tomé G, Herman C. Artículo científico: Intermediarios para selección y utilización de implantes Cono Morse. 2010
47. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant–abutment connections. *Implant Dent* 2012;21:335–339.
48. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194–199.
49. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on periimplant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012;28:1126–1133.