



Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Escuela de Graduados
Especialidad en Rehabilitación Oral

RETENCIÓN PROTÉSICA
ATORNILLADA VS CEMENTADA
EN
REHABILITACIÓN SOBRE IMPLANTES

RESIDENTE
Dr. Eduardo Gatica Aliaga
PROFESOR RESPONSABLE
Prof. Dr. Ramón Madariaga Fuentes

VALPARAÍSO – CHILE

ÍNDICE

ÍNDICE	4
INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS.....	4
GENERAL	4
ESPECÍFICOS	4
MÉTODO.....	5
DESARROLLO	6
Retención.....	7
Recuperabilidad.....	9
Efectos sobre la salud periimplantar	11
Ajuste pasivo.....	14
Oclusión	16
Facilidad técnica y costos.....	17
DISCUSIÓN.....	19
CONCLUSIONES	24
ANEXO 1	26
CONEXIÓN CONO MORSE.....	26
Mecánica y Transmisión de Fuerzas	26
Contaminación bacteriana	28
Pérdida Ósea.....	29
Éxito y Sobrevida de Implantes, Estudios Prospectivos y Retrospectivos	29
Otras Variables y su Relación a la Conexión Cono Morse	30
RESUMEN.....	32
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	33

INTRODUCCIÓN

Uno de los avances más importantes de la odontología moderna ha sido la terapia de rehabilitación sobre implantes oseointegrados, mejorándose con ello una serie de aspectos de la rehabilitación protésica tradicional, como la preservación de hueso alveolar, reducción de tamaño del aparato protésico, aumento en las tasas de sobrevida protésica, eliminación de la necesidad de alterar dientes adyacentes al vano desdentado, mayor confort y salud psicológica. Estas numerosas razones consolidaron a la implantología dental, tanto en la profesión como en los pacientes en general, y la tendencia actual es a seguir ampliándose en su utilización (Misch, 2006^{VII}).

El desarrollo de la historia moderna en la terapia sobre implantes lleva poco más de tres décadas y tuvo sus orígenes cuando, posterior a experimentaciones en perros, el año 1965 en la clínica de Goteborg, Suecia, el primer paciente humano recibió implantes dentales de titanio para soportar prótesis dentales. Posteriormente, durante la década del 70 Schroeder en Suiza y Schulte en Alemania realizaron investigaciones en forma simultánea e independiente, acumulando suficiente información sobre la predictibilidad de la oseointegración como para permitir pasar, en los centros de Europa, de lo experimental a la aplicación clínica (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

En Norteamérica, la Universidad de Toronto, Canadá, fue el primer centro en usar implantes oseointegrados en pruebas clínicas, y la replicación del éxito obtenido en Suecia condujo a la realización en 1982 de la “Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry” precisamente en la ciudad canadiense. Allí, el profesor Per Ingvar Branemark expuso las bases científicas de los conceptos de oseointegración y el éxito clínico logrado en Suecia y Toronto, marcando así, lo que se acepta hoy como el comienzo de la era contemporánea de la implantología dental (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

La aplicación exitosa inicial de los implantes oseointegrados se basó en el tratamiento de mandíbulas edéntulas, donde el concepto original denominado “Ad Modem Branemark”, contemplaba la instalación de 4 a 6 implantes cilíndricos de titanio en la región anterior mandibular entre los forámenes. Después de 3 a 4 meses de oseointegración bajo la mucosa, los implantes eran expuestos y restaurados con prótesis fijas de acrílico sobre una estructura metálica, retenida por tornillos, y que incluía una extensión posterior en cantilever (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

Desde aquella presentación del sistema y protocolo original de Branemark hasta la actualidad, se han desarrollado continuamente una serie de modificaciones e innovaciones en los sistemas de rehabilitación sobre implantes, como por ejemplo: su uso en rehabilitación de maxilares y en brechas desdentadas; aplicación unitaria; uso de implantes no sumergidos; implantación inmediatamente posterior a la extracción dentaria; aplicación de cargas prematuras sobre los implantes; desarrollo de una amplia gama de pilares protésicos y diseños del cuerpo implantar; incorporación de distintos materiales de restauración y oclusales; desarrollo de aditamentos y técnicas para la consecución de precisión y ajuste protésico; y entre otras tantas más, la incorporación del método de retención protésica por cementación, además del original por tornillos (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

En cuanto al último punto, relacionado al uso de tornillo o cemento como sistema de retención protésica, la corriente filosófica en el diseño y restauración desde los 80s hasta comienzo de los 90s reflejó una fuerte preferencia en la utilización de tornillos por sobre el cemento, principalmente por como los implantes y sus restauraciones fueron introducidos. Además, el material clínico proveniente de Europa parecía virtualmente excluir la retención por medio de la cementación, y los primeros cursos de entrenamiento de *Nobelpharma* e *IMZ*

mostraban sólo restauraciones atornilladas. Y aunque hubo algunas excepciones como *Core-Vent* en USA y *Straumann* en Suiza, el foco primario durante la primera década de oseointegración estuvo marcadamente en el uso de restauraciones atornilladas (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

Entre 1989 y 1990 se introdujo el implante *Swiss Bonofit* en el mercado de USA (después llamado implante *ITI, Straumann USA, Waltham, Mass.*), basado exclusivamente en un sistema de pilar cementado para la retención de la corona. Y aproximadamente al mismo tiempo la compañía sueca *Nobel Biocare* introdujo el componente restaurativo *Cera-One*, para el reemplazo de dientes unitarios, basado en una corona cementada sobre un pilar atornillado. Poco después muchos fabricantes de implantes incorporaron la alternativa del cementado como retención (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

En las décadas posteriores, el uso del sistema de retención por cemento se intensificó, en parte por una serie de características que algunos autores le atribuyeron como ventajas sobre el sistema atornillado, mencionándose la reducción de costos, obtención de mayor pasividad, eliminación del agujero oclusal de entrada al tornillo protésico favoreciendo la oclusión y estética, y al prescindir del tornillo protésico la eliminación de toda posible complicación mecánica del mismo; por otro lado, el aumento en la utilización de sistemas cementados se encuentra en la intención de la industria por extender el uso rutinario de rehabilitaciones sobre implantes a los dentistas generales, por medio de procedimientos simplificados como el caso de la cementación, que se acerca mucho a la técnica convencional sobre piezas dentarias (Taylor y Agar, 2002^{IX}).

Desde la existencia de ambos tipos de retención protésica, el análisis de las ventajas al utilizar el sistema atornillado o sistema cementado, ha sido recurrente y se ha transformado en un continuo debate entre partidarios de una y otra filosofía. Actualmente, sigue consignando el interés de la investigación en implantología y cuenta con una serie de trabajos que aportan evidencia en favor de uno u otro sistema, sin haberse dado por superada aún la controversia (Chee y cols., 1999^{IX}; Gómez R. y cols., 2000^{VIII}; Taylor y Agar, 2002^{IX}; Michalakakis y cols., 2003^{VII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Dantas y Ramalho, 2010^{IX}).

Se debe dejar establecido que el análisis y discusión desarrollados, se basa en información proveniente de coronas o supraestructuras atornilladas al pilar protésico o directamente al implante. Mientras para el sistema cementado, provendrá de coronas o supraestructuras cementadas sólo sobre el pilar protésico. Esto, ya que en la conexión de cualquier elemento al implante no se utilizan cementos, realizándose exclusivamente a través del atornillado ó en base a un sistema de fricción denominado Cono Morse (Valbao y cols., 2001^{VIII}; Misch, 2006^{VII}) que puede incorporar o no un tornillo.

Este sistema Cono Morse se basa en pilares o coronas integradas al pilar, que se retienen directamente al implante mediante un bloqueo por conicidad que hace que las superficies metálicas del aditamento y la conexión interna del implante (fabricados con idéntica angulación), se friccionen tan íntimamente al contactarse, que se rompe la capa de óxido de titanio y se fusionan las superficies en una especie de soldadura en frío (Urdaneta y cols., 2008^{IV}). A pesar de que no constituye un objetivo de este trabajo analizar este tipo de conexión al implante, dada su creciente relevancia y masificación, se ha decidido anexar una revisión de literatura actualizada, a modo de presentación del sistema y para facilitar su comprensión (ver ANEXO 1).

Hoy en día, coexisten múltiples marcas comerciales de implantes con sus respectivos sistemas restauradores, introducidos y masificados en gran parte por sus propios fabricantes, lo que constituye una necesidad prioritaria para el profesional tratante, manejar información científica que respalde la toma de decisiones clínicas y le permita la adecuada selección e indicación del mejor sistema implante-rehabilitación. En este sentido, el presente trabajo pretende

realizar un aporte a través del análisis actualizado de la evidencia científica relacionada a los sistemas de retención protésica en rehabilitación sobre implantes.

OBJETIVOS

GENERAL

Analizar y comparar las ventajas y desventajas de los tipos de retención protésica atornillada y cementada a pilares sobre implantes, y determinar cual es mejor.

ESPECÍFICOS

Determinar factores de análisis para la selección del sistema de retención protésica atornillada y/o cementada en rehabilitación sobre implantes

Determinar ventajas y desventajas del tipo de retención protésica atornillada en rehabilitación sobre implantes

Determinar ventajas y desventajas del tipo de retención protésica cementada en rehabilitación sobre implantes

MÉTODO

Se realizó una revisión bibliográfica de la literatura relacionada a los tipos de retención protésica sobre implantes: atornillada y cementada. Para ello, se efectuó una búsqueda de investigaciones, publicadas entre los años 1997 y 2010, en las bases de datos Medline y Cochrane, haciendo referencia en idioma inglés a una o más de las siguientes combinaciones de palabras claves en el título y/o resumen: [retención y/o prótesis y/o cementada y/o atornillada y/o pilar]. Posteriormente se amplió la búsqueda manualmente agregando reportes en español y portugués, siempre que proviniesen de revistas científicas.

Se utilizó un total de 85 artículos para dar la estructura general a este trabajo. Se agrupó la información y procesó en base a 6 criterios que permitieran un análisis comparativo estructurado, los cuales fueron: Retención, Recuperabilidad, Efectos sobre la Salud Periodontal, Ajuste Pasivo, Estética, Facilidad Técnica y Costos.

Todas las investigaciones utilizadas en el trabajo, fueron clasificadas según el Diseño de la investigación y el peso en Evidencia que ello representa, para lo cual se ocupó el sistema publicado en el libro “Rehabilitación Protésica” de Preti y cols. (Preti y cols., 2008), que se basa en el artículo “Jerarquización de diseños de investigación para categorizar la fuerza de la evidencia en respuesta a problemas clínicos”, publicado en el Journal of Prosthetic Dentistry, del año 2000 por Jacob y Carr (Jacob y Carr, 2000).

Para facilitar al lector la ponderación de la información entregada, en el texto se incluyó junto al número de referencia bibliográfica, y en número romano la categoría del diseño al cual pertenece cada artículo.

En la siguiente tabla se muestran cada uno de los grupos, y la cantidad de artículos utilizados por cada categoría (vea Tabla 1).

Tabla 1. Número de artículos por Categorías de Diseños.

Categoría	Tipos de Diseño de Investigaciones	N° Artículos
I	Estudios clínicos analíticos experimentales	03
II	Estudios clínicos analíticos observacionales	03
III	Estudios clínicos descriptivos prospectivos	03
IV	Estudios clínicos descriptivos	10
V	Estudios clínicos sobre animales	01
VI	Estudios <i>in vitro</i>	33
VII	Libros, Revisiones de literatura narrativa	08
VIII	Reportes de caso	16
IX	Opiniones, Editoriales, comunicaciones personales	04
M(#)	M# Metanálisis (letra M seguida de categoría de estudios comparados)	02

DESARROLLO

Las rehabilitaciones sobre implantes oseointegrados de titanio han visto incrementado progresivamente su uso y éxito clínico a través de las décadas (Gómez R. y cols., 2000^{VIII}; Taylor y Agar, 2002^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Jung y cols., 2008^{M2}). Y así como en el desarrollo temprano se presentaban altas tasas de falla (Hebel y Gajjar, 1997^{VII}), actualmente es posible predecir resultados suficientemente exitosos, siempre y cuando sea indicada y aplicada en relación a protocolos terapéuticos soportados en evidencia confiable (Brägger y cols., 2001^{IV}; Gapski y cols., 2008^{VIII}; Jung y cols., 2008^{M2}).

Las altas tasas de falla en la implantología temprana, obligaban a la necesidad de remoción frecuente y fácil de las prótesis, justificándose así su recuperabilidad (Hebel y Gajjar, 1997^{VII}; Bernal y cols., 2003^{VI}), característica principal de los sistemas atornillados. Posteriormente al incrementarse el conocimiento y mejorar las técnicas quirúrgicas y protésicas, se elevó la tasa de supervivencia de los implantes del 50 a más del 90%, y junto con ello la recuperabilidad perdió la misma significancia clínica (Hebel y Gajjar, 1997^{VII}). A pesar de ello, los mecanismos atornillados continúan estando disponibles en casi todas las líneas de productos de los fabricantes (Tosches y cols., 2009)^{VI} y siendo aún muy utilizados (Dantas y Ramalho, 2010^{IX}).

Por otro lado, el aumento progresivo de tratamientos en pacientes parcialmente desdentados, contribuyó al desarrollo de nuevos conceptos restaurativos, entre ellos las prótesis cemento retenidas, que inicialmente limitadas en documentación científica, fueron incluso cuestionadas en la eficacia del diseño al desviarse de los protocolos descritos por Branemark (Guichet y cols., 2000^{VI}). En las décadas posteriores, llegaron a posicionarse como un método establecido de tratamiento (Preiskel y Tsolka, 2004^{IV}; Naik y cols., 2009^{VI}) y de amplia utilización (Chee y cols., 1999^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}). Aún así, este sistema supuestamente más sencillo y menos costoso, no está exento de preocupaciones (Gómez R. y cols., 2000^{VIII}).

Al enfrentar la problemática de seleccionar el sistema de retención protésica, se observa que es un tema de alta complejidad, sujeto a numerosas variables difíciles de aislar y controlar, tanto en su estudio como en la aplicación de los criterios clínicos.

Actualmente, la mayoría de las marcas comerciales de implantes disponibles, ofrecen los dos sistemas de retención, tanto atornillada como cementada (Zarone y cols., 2007^{VI}), y ambos son utilizados en gran medida (Dantas y Ramalho, 2010^{IX}).

Para dimensionar la relevancia de la selección del sistema de retención protésico, es necesario concebir a la rehabilitación sobre implantes en forma integral. Entendiéndose por ello, como objetivo de la fase quirúrgica obtener una estructura adecuada para el funcionamiento de la prótesis a largo plazo. La selección del sistema de retención debe ser diseñado previo a la cirugía (Misch, 2006^{VII}) y debe ser considerado un factor supremo para el éxito a largo plazo (Zarone y cols., 2007^{VI}). Así la respuesta a este cuestionamiento clínico, debiera idealmente estar basado en evidencia suficientemente fuerte como para decidir los procedimientos con altos niveles de recomendación (Jacob y Carr, 2000), situación que no siempre se cumple (Chee y cols., 1999^{IX}; Vigolo y cols., 2004^I).

La decisión de utilizar un sistema en desmedro del otro afectará al comportamiento clínico del aparato protésico a través de diferentes factores, en los cuales se basa este trabajo para realizar el análisis comparativo, y que se describen a continuación.

Retención

A pesar de la temprana incorporación del cementado en prótesis sobre implantes (Taylor y Agar, 2002^{IX}) las investigaciones que comparan clínicamente los enfoques de retención protésica cementada versus atornillada, son limitadas (Vigolo y cols., 2004^I).

En sistemas atornillados, se asume que la retención es máxima, debido a que está determinada por el sellado del tornillo de ajuste, el cual ha sido paulatinamente mejorado en el diseño y material, permitiendo así elevar los torques de precarga y con ello la retención (Armellini y cols., 2006^{VIII}). Un estudio sobre complicaciones en prótesis implantológicas muestra que, en forma muy similar para prótesis fija completa y fija parcial, los porcentaje de aflojamiento y fractura del tornillo protésico fueron de 7 y 4% respectivamente (Goodacre y cols., 2003^{VII}).

En rehabilitaciones con sistema cementado, para el cual se reporta en una revisión bibliográfica un 5.5% de fracturas del cemento (Jung y cols., 2008^{M2}), se conoce poco de los factores que influyen en la retención (Emms y cols., 2007^{VI}; Naik y cols., 2009^{VI}). Se asume que las fuerzas recaerán sobre el cemento, quien opondría la resistencia al movimiento de los pilares e impide el desprendimiento de la prótesis (Misch, 2006^{VII}). Es así, que se aplicarán los mismos principios de prótesis fijas dentosoportadas (Bernal y cols., 2003^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Misch, 2006^{VII}), y aunque los cementos se adhieren escasamente a metales o cerámica, y menos que al tejido dentario (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Misch, 2006^{VII}), se plantea que el manejo adecuado en diseño y técnicas, permite lograr una retención adecuada (Naik y cols., 2009^{VI}).

Los factores que afectarían la retención y forma de resistencia de las restauraciones, necesarios de manejar para lograr adecuada retención por cementado, pueden relacionarse al pilar, al colado y al agente de cementación, como se describe a continuación.

a) Factores del Pilar.

- *Convergencia:* Se describe 2 a 5° de convergencia en paredes axiales dentarias como retención ideal, aceptándose convergencias efectivas de hasta 20°. En pilares implantares el aumento de conicidad afecta igualmente, disminuyendo la retención (Bernal y cols., 2003^{VI}; Naik y cols., 2009^{VI}), y como los pilares para cementado generalmente presentan convergencias sobre 25°, se hace menor la retención que en pilares dentarios, por lo que se puede requerir retoques en los márgenes de las coronas para reducir la angulación (Misch, 2006^{VII}).

- *Superficie:* Actúa en proporción directa con el grado de retención. En pilares implantarios, a menudo la superficie es comparable con la superficie de un incisivo lateral. Se plantea mejorar este factor incrementando el ancho del pilar con el uso de implantes de cuerpo más amplio, o la utilización de pilares con perfil de emergencia extendidos a partir del diámetro del modulo de la cresta (Misch, 2006^{VII}).

- *Altura:* Actúa en directa relación tanto al aumento de retención como en el sometimiento de paredes axiales a más fuerzas de tracción que de cizallamiento. Los pilares maquinados generalmente oscilan entre 4 y 10 mm, mediciones a considerar al momento de su selección. Para aumentar la resistencia a fuerzas de cizallamiento se puede utilizar ranuras en sentido del eje de inserción, que limiten la vía de desinserción a una dirección (Misch, 2006^{VII}).

- *Rugosidad superficial*: Actúa incrementando la retención de la prótesis. Se puede preparar con fresas de diamante de grano grueso que impronten irregularidades, o usar pilares con surcos de retención en caso de necesidad (Misch, 2006^{VII}).

También se mencionan en la literatura como factores de retención el tamaño de la plataforma, y la posibilidad de rellenar el canal para el tornillo del pilar, ambos directamente proporcionales a la retención (Emms y cols., 2007^{VI}).

b) Factores del colado.

- *Adaptación de la prótesis al pilar*: siendo inversamente proporcional a distorsiones del colado (Bernal y cols., 2003^{VI}).

- *Textura de la cara interna de la corona*: sometible a un proceso de arenado para mejorar la retención (Bernal y cols., 2003^{VI}).

- *Ferulización de múltiples unidades*: lo que favorece la retención.

- *Resistencia del metal de la supraestructura* (Bernal y cols., 2003^{VI}).

Cabe mencionar acá, un reporte que presenta una variación técnica, en la cual se fabrica el colado protésico con una extensión que se inserta en el canal de acceso para el tornillo del pilar. Demostrando que al cementar este colado con cemento temporal *TempBond* (Kerr Italia S.p.A. Salerno, Italy) se presenta un aumento significativo en la retención, siendo capaz de contrarrestar la pérdida de retención por menor convergencia del pilar, de hasta un máximo de 22° de conicidad (Naik y cols., 2009^{VI}).

c) Factores del Agente Cementante.

- *Intensidad y tiempo de aplicación de Fuerzas de Posicionamiento*: ambos son directamente proporcional a la retención (Bernal y cols., 2003^{VI}).

- *Uso del Espaciado de alivio*: debiendo ser adecuado al cemento utilizado, ya que un mayor o menor espacio afectará negativamente la retención (Bernal y cols., 2003^{VI}).

- *Tipo y Viscosidad del cemento*: que para un óptimo resultado debe ser usado exactamente de acuerdo a las indicaciones del fabricante (Bernal y cols., 2003^{VI}).

En cuanto a tipos de cementos, los estudios que comparan sus niveles de retención señalan claras ventajas de cementos definitivos versus temporales, y al *TempBond* como el más débil de todos los cementos.

Así, en un reporte el *Fosfato de Zinc* (Mizzy Inc, Cherry Hill, NJ) muestra significativamente mayor retención que el cemento temporal de *Oxido de Zinc Eugenol*, *TempBond NE* (Kerr Manufacturing Co, Romulus MI) y *TempBond* (Kerr Manufacturing Co) (Kent y cols., 1997^{VI}). El mismo resultado es obtenido en otra investigación, que además complementa con significativos mejores niveles de retención, del también cemento temporal de *Acrílico/Uretano* (ImProv; SteriOss, Yorba Linda, CA) sobre el *TempBond* y el *TempBond* mezclado con vaselina (Vaseline; hesebrough-Pond, Greenwich, CT) (Bernal y cols., 2003^{VI}). Un tercer informe también demuestra mejor resistencia a la disolución y mayor retentividad del *IRM* (Oxido de Zinc Eugenol, Dentsply, LD Caulk, Denstplay Internacional, Milford DE) que el *TempBond* (Kerr, Orange CA) (Pauletto y cols., 1999^{VIII}).

En otra investigación que compara la retención en siete tipos de cementos, incluyendo cementos definitivos como *All-Bond 2* (resina, Bisco), *Panavia F* (resina, Kuraray), *Advance* (ionómero híbrido, Dentsply Caulk) y *Durelon* (carboxylato, ESPE), y también cementos temporales como *ImProv* (acrílico/uretano, Nobel Biocare SteriOss) y *TempBond* (oxido de zinc eugenol, Kerr), todos ellos respecto al *Fosfato de Zinc* (Mizzy), Cherry Hill, NJ).

Se demuestran diferencias estadísticamente significativas entre cuatro grandes grupos de cementos, siendo los más fuertes *All-Bond 2* y *Panavia*, seguidos por el *Fosfato de Zinc* y *Advance*, luego se ubica *Durelon* y los más débiles son *ImProv* y *TempBond* (Pan y Lin, 2005^{VI}).

Recuperabilidad

Es uno de los factores de mayor atención respecto a la comparación de ambos sistemas de retención protésica (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Se reconoce para las prótesis atornilladas, como la principal característica (Hebel y Gajjar, 1997^{VII}; Chee y cols., 1999^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Dantas y Ramalho, 2010^{IX}). Algunos autores piensan que las diferencias existentes entre dientes e implantes, no permiten tratar de la misma manera a prótesis dentosoportadas e implantosoportadas, y es la recuperabilidad la que permite otorgar cuidados especiales a estas últimas (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Se han mejorado las tasas de oseointegración y sobrevida protésica, pero las complicaciones, especialmente las biológicas y técnicas, siguen siendo comunes de acuerdo a una revisión sistemática del año 2005 que evalúa prótesis fijas unitarias a los cinco años de funcionamiento (Jung y cols., 2008^{M2}). También se ha disminuido la tasa de fallas en tornillos desde los reportes tempranos, pero el aflojamiento del tornillo del pilar aún ocurre (Taylor y Agar, 2002^{IX}; Jung y cols., 2008^{M2}; Theoharidou y cols., 2008^{M2}; Dantas y Ramalho, 2010^{IX}). Esta información cobra mayor relevancia si se considera que la rehabilitación sobre implantes, se ha visto ampliada en su uso a casos complejos y a nuevas técnicas, se ha masificado en el acceso de los pacientes (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}) y en la incorporación al arsenal terapéutico de mayor número de odontólogos (Taylor y Agar, 2002^{IX}), razones que justificarían para algunos autores el planificar la retención atornillada toda vez que sea posible (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Este tipo de conexión permite la simplificación en la mantención protésica, reemplazo de aditamentos y restauración si es necesario, en la evaluación de higiene oral, ejecución de las mediciones periimplantares y mantención de implantes (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Zarone y cols., 2007^{VI}). Aunque es necesario recordar que tales procedimientos requieren la eliminación de la obturación del canal del tornillo, el desatornillado del pilar, reatornillado y reobturación del acceso cada vez que ésta se desee retirar, con los costos que todo ello implica (Misch, 2006^{VII}).

Por su parte, en el caso de prótesis cementadas la principal desventaja será su baja recuperabilidad, lo que dificulta la higienización, monitorización periimplantar y reemplazo de componentes protésicos en caso necesario (Zarone y cols., 2007^{VI}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}). Además, cuando se suelta el tornillo del pilar, la remoción que permita el reatornillado no es predecible, y muchas veces se debe cortar la prótesis o acceder a través de ella dejándola insertable, por lo que se requerirá rehacerla, incluyendo también un nuevo provisional (Misch, 2006^{VII}).

Como argumento en favor de las prótesis cementadas, se ha planteado que aunque sólo a las restauraciones atornilladas se les vea como recuperables, durante la fabricación de casi toda prótesis fija convencional se utiliza un provisorio cementado, que se retira las veces necesarias previo a la cementación de la prótesis definitiva, de acuerdo al tipo de cemento utilizado. Por lo tanto al lograr la recuperabilidad en prótesis cementadas, su remoción y recolocación sería más fácil, rápida, y menos costosa que en atornilladas (Misch, 2006^{VII}).

Para obtener esta propiedad de recuperabilidad en prótesis cementadas, se han mencionado numerosas técnicas y variaciones, como el concepto de cementación progresiva, que se inicia utilizando cementos débiles y se aumenta progresivamente a cementos más fuertes hasta obtener la retención deseada del provisional que permita su remoción, sin comprometer su pérdida en la función (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}). Ahora bien, no se debe desconocer que un cemento que funciona muy bien en forma provisional para restauraciones sobre dientes, puede tener un efecto permanente al cementar metal con metal (Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Vigolo y cols., 2004^I), o que los desalojos accidentales pueden transformar a una restauración retenida con cemento provisional en un diseño inseguro (Kim y cols., 2009^{VI}). Otra técnica reportada para facilitar la recuperabilidad es la ubicación de cemento sólo en la mitad superior de las paredes interna protésicas, pero presenta como desventaja que no entrega el adecuado sellado marginal de la restauración (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}).

Para obtener recuperabilidad de restauraciones en que se utiliza específicamente cemento temporal, se describen algunas técnicas que incluyen modificaciones protésicas. Una de ellas incorpora pequeños agujeros en la cara palatina/lingual de la corona, en una angulación oblicua a la tabla oclusal, por donde un tornillo la traspasa apoyando su extremo en un resalte confeccionado en el pilar, así al ser activado el tornillo en el sentido del reloj, empuja el desnivel del pilar, separando la superestructura. Esta técnica, es una variación a una previamente publicada, que describe un tornillo largo en la misma dirección que el tornillo de oro (Chee y cols., 1998^{VIII}), pero la ventaja de utilizar un tornillo oblicuo, es que no se afecta ni la estética ni la oclusión debido a la ausencia del agujero de entrada al tornillo (Ichikawa y cols., 2008^{VIII}). Una segunda técnica descrita, denominada de la Palanca Rotacional, incluye la confección de un agujero oval en palatino/lingual del pilar y un pequeño agujero de acceso en la corona, que va en línea con el agujero oval. A través de la corona se introduce un instrumento que al enganchar y hacer un giro rotatorio usando como fulcrum el pilar, permite la remoción de la superestructura. Como ventaja adicional se permitiría el escape del cemento durante la fijación y la facilidad técnica de confección tanto del agujero como el instrumento (Ichikawa y cols., 2008^{VIII}). Esta misma técnica también se encuentra descrita para pilares tipo *UCLA* (Valbao y cols., 2001^{VIII}).

Para poder recuperar restauraciones en que se utiliza específicamente cemento permanente, se han reportado diferentes sistemas de posicionamiento del acceso al agujero del tornillo del pilar. Una técnica describe que previo al procedimiento de glaseado se ubica la prótesis sobre el análogo del pilar, con la ayuda de un paralelizador se ubica el agujero de entrada del tornillo y se registra su angulación, aplicando además una diminuta marca en porcelana de otro color, glaseándola finalmente. Así, en caso necesario, con la ayuda de una radiografía que corrobore la angulación del pilar, se perfora la cerámica y el metal, se cambia el tornillo en caso de daño y se reutiliza la corona sellando el agujero con resina tal cual en un sistema atornillado (Schwedhelm y Raigrodski, 2006^{VIII}). Otro sistema de posicionamiento es el uso de la fotografía digital, donde luego de atornillar el pilar en boca, se registran imágenes de una sonda periodontal ubicada tanto vertical como horizontalmente, en relación al límite incisal e interdental adyacentes. Luego se imprime y archiva con la ficha del paciente, para su uso posterior en caso necesario (Daher y Morgano, 2008^{VIII}).

También se ha descrito el uso de una prótesis de metal porcelana, confeccionada incluyendo un agujero oclusal en línea con el agujero para el tornillo del pilar, lo que permite su recuperabilidad junto al pilar, incluso inmediata a la cementación, para eliminar los excesos antes de dar el torque definitivo y posterior sellado del agujero con resina. Pero se describe como desventaja que puede requerir el colado personalizado del pilar (Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}), y

vista en forma práctica el procedimiento corresponde a la transformación de un sistema cementado en atornillado.

En el caso de estructuras sobre múltiples implantes, se menciona el diseño SCP (screw and cement-retained), que presenta una única retención posterior atornillada y todas las demás cementadas. Permite la recuperabilidad al usar cemento temporal y al ser un sólo tornillo no se interfiere en oclusión, en estética, ni resistencia de la porcelana, además de prevenir dislocamientos accidentales incluso después de la completa disolución del cemento (Preiskel y Tsolka, 2004^{IV}; Kim y cols., 2009^{VI}). Su brecha marginal es menor que en prótesis sólo cementadas (Kim y cols., 2009^{VI}) y el porcentaje de complicaciones muy similar a las clásicas prótesis fijas implanto soportadas, siendo técnicamente más simple para el laboratorio (Preiskel y Tsolka, 2004^{IV}).

Por otro lado se ha planteado una variación en las estructuras tradicionales coladas con los cilindros de oro incluidos y atornillada a pilares sobre implantes. Innovando en que la estructura protésica independiente, se cementa a los cilindros de oro ya atornillados a los pilares. Se permite recuperabilidad a la par de valores de retención que respaldan la aplicación de la técnica con alto grado de confianza (Randi y cols., 2001^{VI}). También se reporta la misma secuencia técnica para la cementación de una prótesis híbrida, pero esta vez sobre pilares personalizables atornillados a los implantes (Cobb y cols., 2003^{VIII}).

Efectos sobre la salud periimplantar

En restauraciones con pilares dentarios, los estudios clásicos sugieren que defectos subgingivales, restauraciones sobrecontorneadas y posiciones muy subgingivales pueden contribuir a la acumulación de placa, gingivitis y enfermedad periodontal. Para la brecha marginal, reconocida como posible fuente de inflamación, se han descrito como medidas máximas aceptables entre 25 y 120 μm (Weber y cols., 2006^{III}).

Estas mismas situaciones pueden presentarse en restauraciones sobre implantes, y a pesar de no existir una definición precisa de ajuste marginal (Tosches y cols., 2009^{VI}), es relevante conocer como actúan las diferencias entre restauraciones atornilladas y cementadas en relación al periodonto.

Aunque en general se describe que el tejido blando periimplantar responde más favorablemente a restauraciones atornilladas que a cementadas (Chee y cols., 1999^{IX}; Weber y cols., 2006^{III}), existen diversas investigaciones que no muestran diferencias estadísticamente significativas en los índices periodontales (Vigolo y cols., 2004^I; Weber y cols., 2006^{III}), ni en pérdida de la cresta ósea marginal (Vigolo y cols., 2004^I; Jung y cols., 2008^{M2}), sin evidenciar superioridad biológica de un sistema sobre el otro.

Una investigación de la reabsorción ósea periimplantar en perros Beagle, a través de la presencia de marcadores bioquímicos de inflamación, comparando prótesis atornilladas con cementadas, reporta que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el infiltrado inflamatorio, actividad proliferativa (MIB-1) y densidad de microvasos (MVD), entre ambos sistemas de retención. Un hallazgo relevante fue la aparición de diferencias significativas en la MVD al comparar los niveles de ambos sistemas con los de pilares en que se soltó el tornillo, que también muestran aumentos en los factores vasculares de crecimiento endotelial (VEGF), diferencias que podrían explicarse por la presencia de bacterias una vez sueltas las

partes, aunque también puede ser por mejora en los procesos de reparación (Assenza y cols., 2006^V).

Para las prótesis atornilladas, como ventaja se menciona que la corona se asienta lentamente y contorneándose atraumáticamente sobre los tejidos blandos adyacentes, a diferencia de la cementada que debe superar la resistencia de la mucosa, pudiendo afectar su asentamiento (Armellini y cols., 2006^{VIII}). Mientras una desventaja radicaría en que por requerir espesores mínimos alrededor del tornillo, la confección de la estructura debe ser más ancha, generando a nivel gingival un sobrecontorneo y el consiguiente riesgo a la salud periodontal (Misch, 2006^{VII}).

Se ha mostrado que el tamaño de la brecha marginal, una vez atornillada la restauración, es significativamente menor que en prótesis cementadas (Keith y cols., 1999^{VI}; Guichet y cols., 2000^{VI}; Tosches y cols., 2009^{VI}), aunque tampoco se logra sellar absolutamente la interfase pilar-corona, lo cual permitiría el alojamiento y proliferación bacteriana (Urdaneta y cols., 2008^{IV}), situación que ha sido demostrada también en la interfase implante-pilar (do Nascimento y cols., 2009^{VI}; Tosches y cols., 2009^{VI}). Además, se ha descrito que el repetido aflojamiento y apriete del tornillo, ya sea durante la confección protésica o como una complicación durante la función, puede favorecer la contaminación de las partes internas con microorganismos (do Nascimento y cols., 2009^{VI}). Para prevenir esta filtración, se menciona en la literatura la posibilidad de utilizar un barniz bactericida a base a Clorhexidina (Besimo y cols., 1999^{VI}).

Por su parte en el caso de prótesis cementadas, generalmente habrá más discrepancias marginales, evidenciándose mayores tamaños al utilizar cemento fosfato de zinc (Modern Tenacim, Caulk Dentsply, Milford, DE) en comparación con el uso de cemento de vidrio ionómero (Ketac-cem, Applicap, ESPE America, Norristown, Pa) (Keith y cols., 1999^{VI}). Si se considera además la utilización de piezas coladas, se introducirán errores adicionales que hacen muy difícil obtener brechas marginales postcementación menores a 25 μm (Tosches y cols., 2009^{VI}). Por ello se recomienda como posición ideal del hombro protésico, seguir al margen gingival (Chee y Jivraj, 2006a^{VII}).

Otro factor importante a considerar, es la extrusión del cemento durante la fijación protésica (Armellini y cols., 2006^{VIII}). Es altamente probable que cuando se cementa una corona sobre un pilar protésico fluya exceso de cemento hacia el surco gingival, siendo muy difícil asegurar una completa remoción del mismo (Agar y cols., 1997^{VI}; Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}), lo que con el tiempo puede conducir a inflamación del tejido periimplantar y su posterior pérdida ósea (Agar y cols., 1997^{VI}; Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Gapski y cols., 2008^{VIII}; Urdaneta y cols., 2008^{IV}). Y aunque se requiere estudiar más los procesos biológicos que relacionan el cemento con los defectos intraóseos (Gapski y cols., 2008^{VIII}), la génesis más probable es que el exceso de cemento y su superficie rugosa, retienen e inhiben la remoción de microorganismos similares a los responsables de enfermedad periodontal, facilitando su proliferación y conduciendo finalmente a la aparición de patología periimplantar (Wilson, 2009^{II}).

En cuanto a los tipos de cementos y la remoción de excesos, un estudio *in vitro* reveló que el *Fosfato de zinc* (Fleck's Mizzy Inc, Cherry Hill, NJ) fue más fácil de eliminar que el cemento de vidrio ionómero (Ketac-cem, ESPE-Premier, Norristown, Pa), y éste más que el cemento de resina (Panavia 21, J. Morita USA Inc. Tustin. Calif.) (Agar y cols., 1997^{VI}). Respecto al instrumental ideal para la eliminación de los excesos, el mismo estudio comparó las marcas dejadas al utilizar un scaler con superficie de oro, uno de plástico rígido y un explorador de acero inoxidable, encontrándose que éste último dejó gran cantidad de arañazos y más profundos que el scaler recubierto de oro, que a su vez dejó partículas de oro en la superficie del titanio y resina. El scaler plástico aunque también dejó arañazos, éstos fueron más superficiales. De todos modos, a

pesar de estos hallazgos, desde el análisis estadístico este estudio no fue conclusivo (Agar y cols., 1997^{VI}).

Para disminuir el riesgo de complicaciones por cemento subgingival, los lineamientos básicos durante el procedimiento de cementación protésica, son el uso de la menor cantidad de cemento posible y la remoción inmediata de excesos (Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Gapski y cols., 2008^{VIII}), con especial atención si se utilizan cementos de resinas (Agar y cols., 1997^{VI}; Wilson, 2009^{II}). También se ha descrito que como los remanentes de cemento generan la aparición de signos clínicos periimplantares tempranos, es recomendable la sospecha inmediata ante una inflamación, por lo cual se debe indicar al paciente visitas de seguimiento posoperatorio a los 1, 3 y 6 meses a contar de la instalación de la rehabilitación, o antes si se considera necesario (Pauletto y cols., 1999^{VIII}). Otros autores recomiendan directamente la no utilización de sistemas cementados para hombros en 3 mm o más de profundidad subgingival (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}; Kökat y Akça, 2004^{VIII}; Wilson, 2009^{II}).

Cuando efectivamente permanezcan excesos de cemento subgingival y se haga necesaria su remoción tardía, ésta puede ser una tarea muy ardua que casi siempre necesita anestesia local, y es común que requiera ser completada en forma efectiva mediante un procedimiento quirúrgico a colgajo (Keith y cols., 1999^{VI}), recurriéndose a una cirugía exploratoria de la extensión de la lesión, remoción del exceso de cemento, curetaje local, terapia regenerativa, y reemplazo de la restauración en caso de ser necesario (Pauletto y cols., 1999^{VIII}).

Variaciones y nuevas técnicas para minimizar los riesgos de empacar cemento al surco gingival durante la cementación han sido reportadas, como la ubicación del agente cementante sólo en las paredes internas de la mitad oclusal protésica, aunque presenta la desventaja de no sellar los márgenes resturadores potenciando un nicho de colonización a microorganismos (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}). También se ha planteado una secuencia en que se aplica cemento en la prótesis, se inserta en el análogo del pilar, se desinserta rápidamente y cementa definitivamente en boca, pero para ello se requeriría una remoción exacta en el eje del pilar que remueva los excesos en forma pareja, además de un material con largo tiempo de trabajo (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}). Otras publicaciones proponen el uso de ventanas por la cara palatina o lingual en prótesis de metal cerámica, que permitan el escape del cemento (Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Schwedhelm y cols., 2003^{VIII}), aunque se plantea también que esto llevaría al riesgo de inducir fracturas en la porcelana al dejar una zona de menor resistencia (Pauletto y cols., 1999^{VIII}). Si se va a emplear cementos fuertes, la ubicación de hilo retractor en el surco peri implantario es un protocolo excelente, sin embargo se debe tener cuidado en no atrapar el hilo bajo la corona, situación que finalmente complicaría más la remoción del exceso de cemento (Misch, 2006^{VII}).

Un último aspecto interesante de analizar respecto al tipo de retención protésica y su relación con el tejido gingival, es establecer una diferencia conceptual entre el manejo de áreas con y sin prioridad estética, ya que en las primeras, la ubicación del hombro será normalmente subgingival (Gapski y cols., 2008^{VIII}; Tosches y cols., 2009^{VI}), a niveles incluso más apicales que en prótesis fija convencional (Tosches y cols., 2009^{VI}), requiriéndose la utilización de prótesis con perfiles de emergencia lo más natural posible desde la misma plataforma del implante (Keith y cols., 1999^{VI}). Aunque el uso de la cementación en estas áreas es común (Gapski y cols., 2008^{VIII}), se sugiere dar prioridad a prótesis atornilladas, que al ser basadas en aditamentos maquinados, ofrecería mejores propiedades en superficies, contornos y adaptación marginal (Tosches y cols., 2009^{VI}; Wilson 2009^{II}). Por su parte, en áreas sin prioridad estética se prefiere ubicar los implantes no sumergidos con la plataforma fácilmente accesible, o se aconseja el uso

de pilares que eleven el margen corona-pilar (Tosches y cols., 2009^{VI}), dejando así de ser un factor primordial la relación de la prótesis con el tejido gingival.

Una complicación aparte a considerar para el sector anterior, sucederá en caso de implantes en una posición más palatina, donde el borde incisal de la corona se ubica en voladizo hacia vestibular del cuerpo implantario, pudiendo complicar la higiene en la zona cervico-vestibular (Misch, 2006^{VII}).

Ajuste pasivo

Numerosos autores resaltan la importancia de obtener un ajuste pasivo en prótesis implanto-soportadas y su relación con las complicaciones a largo plazo (Kim y cols., 1999^{VI}; Randi y cols., 2001^{VI}; Cobb y cols., 2003^{VIII}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Karl y cols., 2006^I; Santos y cols., 2007^{VIII}).

Toda prótesis, incluso las con ajuste perfecto, serán sometidas a fuerzas de tensión, compresión y cizallamiento, y expuestas a grandes cargas externas y momentos de flexión (Dailey y cols., 2009^{VI}). En aquellas no pasivas, la aplicación de cualquier fuerza producirá una distorsión de la estructura y el implante, transmitiendo las microdeformaciones al hueso. Aunque no esté totalmente comprobado (Cobb y cols., 2003^{VIII}), sería lógico que si se superan los límites de adaptación fisiológica, el remodelamiento óseo se transforme en pérdida de la cresta ósea (Pietrabissa y cols., 2000^{VI}; Michalakis y cols., 2003^{VII}), y en otras posibles complicaciones como desinserción protésica, fractura de los componentes protésicos y/o pérdida del implante (Randi y cols., 2001^{VI}; Michalakis y cols., 2003^{VII}).

El término Ajuste pasivo no ha sido definido cuantitativamente, sin embargo desde el punto de vista biomecánico, éste debería mostrar cero estrés sobre toda restauración, implante y hueso (Karl y cols., 2008b^{VI}). Ahora bien, en la práctica una estructura colada totalmente pasiva es casi imposible de fabricar (Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2006^I; Karl y cols., 2008b^{VI}), debido a que son muchos los factores que median en el proceso de intentar confeccionar restauraciones con error cero. Ya sea por parte de los materiales, los odontólogos, laboratoristas y/o las técnicas que ellos apliquen, se condicionan altas probabilidades de uno o varios errores, que con efecto de sumatoria, se manifiestan en discrepancias y en no pasividad de las estructuras finales (Randi y cols., 2001^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2008b^{VI}). Además, se considera que las evaluaciones clínicas de ajuste, como el Test de Sheffield (observación del ajuste de toda la estructura mediante el apriete de un tornillo a la vez a 20 Newton/cm², mientras los otros tornillos se dejan flojos (Cabello Domínguez y cols., 2005^{VII}), son subjetivas y capaces de detectar tan solo niveles importantes de desajuste (Karl y cols., 2008b^{VI}).

Para contrarrestar las distorsiones de los procedimientos convencionales de colado y soldadura, se han desarrollado una serie de técnicas que evalúan y mejoran su precisión y pasividad, que han ido desde la inspección visual con ayuda de magnificación, evaluación radiográfica, tornillo de prueba, modificación de técnicas de impresión, hasta soldaduras láser y maquinado por descargas eléctricas (Guichet y cols., 2000^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}). Sin embargo, el mismo desarrollo de otras tecnologías como videografía láser, análisis fotométricos, análisis de tensiones, entre otras, demuestran que aún no se superan las inexactitudes del ajuste (Randi y cols., 2001^{VI}).

En estructuras atornilladas, es lógico que mientras más cercanos estén los componentes mayor es la precarga que se puede dar al tornillo y mayor el ajuste pasivo, sin embargo las discrepancias recién descritas, y presentes en casi todos estos sistemas implante-prótesis, hacen este objetivo casi inalcanzable (Chee y cols., 1999^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VI}). Se ha informado que se generan tensiones permanentes sobre los implantes (Michalakis y cols., 2003^{VII}), que serían del orden de 2 a 3 veces mayor que las producidas en prótesis cementadas (Lee y Kim, 2009^{VI}), relacionándose ésto como causa directa de la mayor tasa de complicaciones en la integridad mecánica y estructural de los componentes protésicos atornillados (Randi y cols., 2001^{VI}; Michalakis y cols., 2003^{VII}).

En parte, por esta imposibilidad del ajuste pasivo en sistemas atornillados, muchos clínicos comenzaron a cementar, usando la técnica de prótesis convencional (Karl y cols. 2008b)^{VI}. Y aunque se sepa que este ajuste totalmente pasivo no se obtiene (Karl y cols., 2006^I; Theoharidou y cols., 2008^{M2}), se acepta que las prótesis cementadas transmiten menos niveles de stress, señalándose como una de sus principales ventajas (Guichet y cols., 2000^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2006^I; Zarone y cols., 2007^{VI}; Lee y Kim, 2009^{VI}). El espaciador para troquel permite aproximadamente 40 μm que podrían compensar las variaciones dimensionales del proceso de colado, obteniéndose una estructura más pasiva (Misch, 2006^{VII}). A su vez la capa de cemento interpuesta, además de compensar discrepancias, trabajaría absorbiendo el choque y transfiriendo uniformemente las cargas del complejo prótesis-implante-hueso (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Zarone y cols., 2007^{VI}), lo que redundaría en la incidencia de complicaciones mecánicas más limitada para prótesis cementadas (Goodacre y cols., 2003^{VII}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Jung y cols., 2008^{M2}).

En estructuras cementadas, si finalmente aún no se ha obtenido un ajuste pasivo aceptable, existirá la posibilidad de modificar ligeramente el pilar o la parte interna del colado o ambas, mientras en una estructura atornillada una solución simple pasaría por el corte de la estructura y su nueva soldadura (que requiere exactitud del corte y de la soldadura, para no alterar nuevamente las dimensiones) o repetir la impresión y rehacer el colado, con todas los costos que ello implica, tanto para el odontólogo como para el paciente (Misch, 2006^{VII}).

Es importante mencionar que existen también estudios sobre pasividad en superestructuras, que no revelan diferencias significativas en el nivel de estrés al comparar ambos tipos de retención (Heckmann y cols., 2004^{VI}) o que concluyen en que el tipo de retención tendría una influencia menor en el desarrollo de tensiones (Karl y cols., 2008b^{VI}). Un reporte que evaluó la pasividad, incorporando desajustes intencionales en forma de errores de traslación y rotación, mostró que los pilares para cementado desarrollaron menos tensión en presencia de errores de traslación, mientras los pilares para atornillado lo hicieron ante errores rotacionales (Pietrabissa y cols., 2000^{VI}).

En el caso de estructuras sobre múltiples implantes (descritas al final del capítulo: Recuperabilidad) se reporta que el diseño SCP (screw and cement-retained), que presenta una retención atornillada y todas las demás cementadas, consigue la pasividad al usar cemento temporal (Preiskel y Tsoika, 2004^{IV}; Kim y cols., 2009^{VI}). Mientras para la estructura colada que se cementa sobre los cilindros de oro atornillados a pilares, se describe una reducción significativa de las tensiones a través del cemento (Randi y cols., 2001^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Oclusión

Desde el punto de vista clínico, uno de los principales factores que afecta a largo plazo el éxito de las prótesis sobre implantes, es la resistencia mecánica de los sistemas y de los materiales en la restauración (Zarone y cols., 2007^{VI}).

En términos generales, las fracturas de la porcelana sobre metal se han relacionado con deficiencias en la estructura colada (Zarone y cols., 2007^{VI}), y son significativamente más comunes en prótesis sobre implantes que sobre dientes (Brägger y cols., 2001^{IV}), representando más del 10% de las complicaciones mecánicas en restauraciones sobre implantes (Goodacre y cols., 2003^{VII}).

Para prótesis sobre implantes, bajo la aplicación de cargas, la unión metal cerámica se muestra confiable y predecible, mostrándose que incluso falla primero el hilo del tornillo del pilar, en ambos tipos de retenciones protésicas. Pero la presencia en oclusal del agujero de entrada para el tornillo protésico, propio de sistemas atornillados, representaría una interferencia en la morfología de la corona, pudiendo alterar el balance estructural entre el metal y la cerámica, representando un área de debilidad (Zarone y cols., 2007^{VI}).

Las cargas ideales a recibir por un implante, y que minimizan las tensiones, son aquellas que se transmiten en su eje axial. Mientras en prótesis cementada no habrá mayores problemas para diseñar la transmisión de estas cargas (Misch, 2006^{VII}; Kim y cols., 2009^{VI}; Tosches y cols., 2009^{VI}), se ha descrito que en las prótesis atornilladas estas fuerzas generalmente recaerán sobre la zona de resina que cubre el orificio del tornillo, que corresponde aproximadamente a un 30% de la cara oclusal y a más del 50% del área funcional, ya que 2/3 de la cara oclusal son funcionales a las cargas (Misch, 2006^{VII}). A su vez existe también un reporte, cuya clara inclinación es hacia el uso de retención atornillada, donde se contradice esta situación, y se menciona que en la mayoría de los sistemas atornillados esto no sucede (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

El predisponer cargas no axiales al diseñar los contactos en áreas laterales a la entrada del orificio, será casi inevitable en el sector anterior, donde generalmente el tornillo se ubica por palatino y el borde incisal se extiende hacia vestibular del cuerpo implantario, favoreciéndose la formación de un voladizo (Misch, 2006^{VII}).

Junto al desgaste más rápido de la resina que cubre la entrada del tornillo, comparada con la porcelana y el metal (materiales a elección en prótesis cementada), algunos estudios muestran valores de resistencia a la fractura de la porcelana menores en prótesis atornilladas-cementadas (Al-Omari y cols., 2010^{VI}) y sólo atornilladas, que en prótesis cementadas (Torrado y cols., 2004^{VI}; Zarone y cols., 2007^{VI}). Así como también mayor presencia de rasgos de fracturas bajo ciclos de carga, al microscopio de luz y sondaje clínico (Zarone y cols., 2007^{VI}), y al microscopio electrónico de barrido (Karl y cols., 2007^{VI}).

Se debe especificar que estas investigaciones, han analizado prótesis con el canal del tornillo sin obturar, situación a considerar a la luz de otro reporte que muestra mayor presencia de fracturas en la porcelana sin obturación de composite que en aquella obturada, por lo cual la resina estabilizaría en parte a la porcelana (Karl y cols., 2008a^{VI}). Es relevante también que en algunos reportes se muestre que, independiente del tipo de retención protésica, se alcanzan valores de resistencia a la fractura por sobre las cargas que se dan en la cavidad oral durante la función normal (Zarone y cols., 2007^{VI}; Al-Omari y cols., 2010^{VI}).

En busca de mejorar la resistencia de la porcelana en sistemas atornillados, se ha investigado su comportamiento variando en el ancho (de 4 y 5 mm) de la cara oclusal (Torrado y cols., 2004^{VI}), y mediante el desplazamiento de la ubicación desde la posición central (a 1 mm

hacia la cúspides vestibulares) del agujero de entrada del tornillo (Torrado y cols., 2004^{VI}; Al-Omari y cols., 2010^{VI}), sin encontrarse diferencias en la resistencia ante ciclos de carga.

Estética

La estética de las restauraciones sobre implantes, será en gran medida dependiente de la selección del paciente, del tipo y volumen de tejido periimplantar y de la orientación del implante (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}). Sin embargo, el sistema de retención protésico juega también un rol al existir un agujero de entrada para el tornillo, que resulta prácticamente imposible de enmascarar con resina, lo que puede comprometer el mimetismo de la rehabilitación (Chee y cols., 1999^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Jung y cols., 2008^{VII}).

Debido a esta situación, se sugiere conveniente utilizar prótesis atornilladas si el agujero de acceso al tornillo no queda en una zona de compromiso estético (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}), limitándose este problema a las áreas de premolares y molares mandibulares (Michalakis y cols., 2003^{VII}). En cambio las prótesis cementadas podrán ser utilizadas más universalmente (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Para eliminar la presencia de estos agujeros se han utilizado métodos como la utilización de pilares angulados que cambien la posición de entrada al tornillo, o tornillos de fijación laterales en la restauración, pero ninguno de esos métodos son ideales y cada uno exhibe sus propias falencias (Chee y cols., 1999^{IX}).

Otra situación relacionada a la estética del sector anterior, es que las prótesis cementadas pueden ubicarse sobre implantes cuyo eje axial se proyecta incluso hasta el borde incisal, mientras las prótesis atornilladas requieren una ubicación de los implantes más palatinizados, posición que podría dificultar la obtención de un resultado satisfactorio en la relación de la estructura protésica y el tejido blando (Misch, 2006^{VII}).

Por otro lado, si en el tiempo se tornase considerable la necesidad de modificar el margen gingival de la prótesis, ya sea por pérdida ósea y/o retracción gingival, en caso de una prótesis atornillada podría requerirse nuevos pilares y modelo maestro, mientras que en prótesis cementadas, los márgenes de la corona podrían extenderse más apicalmente empleando los mismos pilares que el colado original (Misch, 2006^{VII}).

Finalmente, en cuanto a medición de la satisfacción estética, existe un reporte que incluyó la apreciación de odontólogos y pacientes en relación a prótesis sobre implantes de la región anterior, comparando ambos sistemas de retención. En él se evidenció la preferencia hacia los sistemas cementados por parte de los dentistas, mientras que para los pacientes no se observó preferencia hacia alguno de los dos sistemas (Weber y cols., 2006^{III}).

Facilidad técnica y costos

En general, se considera que las prótesis cementadas involucran una técnica más sencilla que las atornilladas (Michalakis y cols., 2003^{VII}; Chee y cols., 1999^{IX}; Gómez R. y cols., 2000^{VIII}; Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}; Dantas y Ramalho, 2010^{IX}), ya que el clínico sigue técnicas convencionales y el laboratorista dental tampoco requiere de entrenamiento especial (Michalakis y cols., 2003^{VII}). Sin embargo, hay situaciones que desafían este principio, como ocurre en prótesis subgingivales profundas, donde los procedimientos de impresiones, fabricación y manejo del provisorio de prótesis cementadas,

pueden verse muy dificultados y adversamente afectada la interfase prótesis e implante (Keith y cols., 1999^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

Se ha mencionado también, que el manejo clínico de restauraciones atornilladas en zonas dentarias posteriores, puede verse dificultada por el acceso y el espacio interoclusal limitado, y que la manipulación de aditamentos, atornilladores y tornillos, todos elementos pequeños, requiere más tiempo que la preparación y el cementado de una restauración. Además, se suma el riesgo de tragar o aspirar los pequeños elementos, que muchas veces no se retienen del todo bien al pilar o al atornillador, situación de especial atención en pacientes con apertura bucal limitada (Misch, 2006^{VII}). Aún así, una de las indicaciones exclusivas de sistemas atornillados es el espacio oclusal reducido (Chee y cols., 1999^{IX}; Kökat y Akça, 2004^{VIII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Tosches y cols., 2009^{VI}) de incluso hasta 4 mm de altura, ya que no permiten suficiente retención a prótesis cementadas (Chee y Jivraj, 2006b^{VII}).

En los aspectos de laboratorio, ya se ha mencionado que son numerosos los factores que median el proceso de confección de una restauración con cero error (Randi y cols., 2001^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2008b^{VI}), lo cual haría necesario para las prótesis atornilladas mayor número de procedimientos en busca de una pasividad adecuada (Chee y cols., 1999^{IX}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}), mientras que en sistemas cementados las fuerzas se podrían distribuir mejor a través del agente cementante y el espacio dispuesto para él (Guichet y cols., 2000^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2006^I; Zarone y cols., 2007^{VI}; Lee y Kim, 2009^{VI}). Además, tal como se ha mencionado, las técnicas de prótesis cementadas son prácticamente las mismas que sobre pilares dentarios (Michalakis y cols., 2003^{VII}).

En cuanto a los costos, usualmente se acepta que las prótesis atornilladas presentan un mayor costo que las cementadas (Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}), debido a que se requieren componentes o procedimientos de laboratorio extras (Pauletto y cols., 1999^{VIII}). Además se debe sumar, en caso necesario, el reemplazo de los tornillos que presentan un valor considerable (Zarone y cols., 2007^{VI}).

DISCUSIÓN

Al realizar una lectura generalizada de la literatura relacionada a ambos tipos de retenciones protésicas, podría extraerse como idea preponderante, que el sistema atornillado fue muy utilizado en épocas tempranas de la implantología, principalmente al otorgar recuperabilidad, muy necesaria por entonces, (Taylor y cols., 2000^{IX}; Taylor y Agar, 2002^{IX}), pero posteriormente con la mayor sobrevivencia de los implantes y prótesis, incluso habría dejado de ser un prerrequisito para el éxito a largo plazo (Taylor y cols., 2000^{IX}), declinándose en su utilización. Por su lado, el sistema cementado aumentó paulatinamente en su uso, en parte al mejorar propiedades del sistema atornillado, e incluso mediante diversas técnicas, se habría logrado otorgarle recuperabilidad (Chee y cols., 1999^{IX}).

Esta visión, promovida por algunos autores contemporáneos (Misch, 2006^{VII}), no necesariamente está en correlación con la evidencia científica encontrada en la literatura, que proviene en numerosos reportes desde opiniones y preferencias de determinados autores (Chee y cols., 1999^{IX}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}), resulta de una muy limitada cantidad de estudios clínicos, o en ocasiones concluye que no existe evidencia suficiente para sobreponer un sistema en relación de ventaja con el otro (Michalakakis y cols., 2003^{VII}; Vigolo y cols., 2004^I). De hecho algunos autores asumen que la selección se basa principalmente en las preferencias del clínico (Chee y cols., 1999^{IX}; Vigolo y cols., 2004^I).

Todo ello hace razonable cuestionar algunos aspectos que sustentan, y principalmente generalizan, la filosofía de que la cementación es superior al sistema atornillado.

De la literatura analizada que compara o analiza específicamente cada tipo de retención y los factores relacionados, cerca de un 40 % corresponde a estudios *in vitro*, la restante información se divide en revisiones bibliográficas, estudios clínicos, y algunas opiniones de autores. Los diseños metodológicos de las investigaciones son variados, lo cual impide la comparación directa y relativizan sus extrapolaciones, y algunos reportes parecen orientados previamente hacia justificar uno de los sistemas. Todo lo cual dificulta conclusiones claras en pro de un sistema o del otro.

En cuanto al análisis de cada uno de los factores desarrollados, para la **Retención** el estándar ideal correspondería a cero desalojos accidentales.

En sistemas cementados, los datos de una revisión bibliográfica del año 2005 muestran un 5,5% de complicaciones por fractura del cemento (Jung y cols., 2008^{M2}). Mientras en sistemas atornillados un estudio de complicaciones protésicas, tanto para prótesis fija completa como fija parcial, muestra porcentajes de aflojamiento y fractura del tornillo protésico de 7 y 4% respectivamente (Goodacre y cols., 2003^{VII}).

Ahora bien, la evidencia que fundamenta los sistemas cementados es de corta data, escasa y basada fundamentalmente en estudios *in vitro* (Kent y cols., 1997^{VI}; Bernal y cols., 2003^{VI}; Pan y Lin, 2005^{VI}; Emms y cols., 2007^{VI}). Y aunque se aplican métodos de prótesis fija convencional en la búsqueda de evitar desalojos accidentales, se reconoce que hay insuficiente comprensión de los factores que influyen en la retención sobre implantes (Emms y cols., 2007^{VI}). Por su parte en sistemas atornillados la retención es predecible, y aunque se presentan complicaciones de aflojamiento o fractura de los tornillos, estas fallas estarían asociadas a la falta de control de otros factores como la falta ajuste pasivo (Santos y cols., 2007^{VIII}).

La propiedad de **Recuperabilidad** en restauraciones sobre implantes, es una ventaja indiscutible y aún tiene gran relevancia clínica, a pesar de que se ha planteado lo contrario

(Taylor y cols., 2000^{IX}; Taylor y Agar, 2002^{VII}). Esto se puede confirmar en las numerosas propuestas que buscan otorgarle esta característica a las prótesis cementadas (Chee y cols., 1998^{VIII}; Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Randi y cols., 2001^{VI}; Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}; Cobb y cols., 2003^{VIII}; Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}; Vigolo y cols., 2004^I; Schwedhelm y Raigrodski, 2006^{VIII}; Daher y Morgano, 2008^{VIII}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}).

Aunque se mencione que el aumento de sobrevida de los implantes (Hebel y Gajjar, 1997^{VII}) y la eliminación del tornillo protésico han suprimido las complicaciones que justificaba la recuperabilidad (Taylor y cols., 2000^{IX}), debe reconocerse que el aflojamiento del tornillo del pilar al implante, aunque con incidencia menor a 3%, aún ocurre (Theoharidou y cols., 2008^{M2}). Y más importante tal vez, es que en la clínica prácticamente toda complicación, ya sea mecánica, biológica o estética, será más fácil o únicamente posible de tratar mediante la recuperabilidad.

En sistemas cementados, la obtención del punto de equilibrio entre una “retención mínima” que no signifique desalojo accidental ni cementación definitiva, y permita su remoción a voluntad sin poner en riesgo de daño la prótesis o el tornillo que une el pilar al implante, se ha buscado a través de diversas técnicas, como son: la Cementación progresiva, Aplicación de cemento en la mitad superior del interior protésico (Dumbrigue y cols., 2002^{VIII}), Incorporación de tornillo vertical (Chee y cols., 1998^{VIII}) u oblicuo que active las separación, y la Palanca rotacional (Ichikawa y cols., 2008^{VIII}) para cementos temporales. Mientras que para cementos definitivos, se publican sistemas de posicionamiento del acceso al agujero del tornillo mediante Tinción (Schwedhelm y Raigrodski, 2006^{VIII}) con Guía estampada o Fotográfico (Daher y Morgano, 2008^{VIII}) o Colado protésico con agujero oclusal (Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}). Ahora bien, todas estas publicaciones aparecen como presentación de nuevas técnicas o reportes de casos, sin encontrarse mayor evidencia científica que permita su evaluación en el tiempo y predictibilidad con un grado confiable de recomendación.

Para estructuras sobre múltiples implantes, el diseño SCP (screw and cement-retained) muestra un interesante seguimiento de 78 prótesis hasta por 10 años, en que no ocurrió dislocación accidental, sólo un 2,8% de tornillos reapretados y un tornillo fracturado (Preiskel y Tsoika, 2004^{IV}).

Respecto al **Efecto sobre la Salud Perimplantar**, generalmente se acepta que el tejido blando periimplantar responde más favorablemente a restauraciones atornilladas que a cementadas (Chee y cols., 1999^{IX}; Weber y cols., 2006^{III}) pero algunos estudios clínicos prospectivos a 3 y 4 años muestran que no hay diferencias estadísticamente significativas en los índices periodontales (Vigolo y cols., 2004^I; Weber y cols., 2006^{III}), ni en la pérdida de la cresta ósea marginal (Vigolo y cols., 2004^I) refrendado esto último por una revisión sistemática sobre complicaciones, una vez comparado ambos tipos de retenciones (Jung y cols., 2008^{M2}). Asimismo un trabajo sobre reabsorción ósea perimplantar a través de la presencia de marcadores bioquímicos de inflamación en perros Beagle tampoco arroja diferencias significativas (Assenza y cols., 2006^V).

Los factores locales de riesgo periodontal son restauraciones sobrecontorneadas, posición protésica muy subgingival, y defectos en esa zona, todos dependientes de la proximidad restauración-tejido. Al aplicar estos factores a prótesis sobre implantes, será determinante discutir bajo el concepto de diferenciar por un lado las zonas no estéticas, en donde se recomendará ubicar los implantes no sumergidos y con el margen protésico fácilmente accesible o elevado a través del uso de pilares (Tosches y cols., 2009^{VI}), independiente del sistema de retención protésica a utilizar. A su vez, en las zonas estéticas, la posición del hombro protésico normalmente será subgingival (Gapski y cols., 2008^{VIII}; Tosches y cols., 2009^{VI}), incluso más

apical que en prótesis fija convencional (Tosches y cols., 2009^{VI}), siendo en esta situación donde cobran importancia los otros dos factores de riesgo periodontal.

Se menciona el riesgo de sobrecontorneo en relación al tipo de retención protésica, al utilizar una prótesis colada para atornillar, que para contener el tornillo en su interior y lograr espesores mínimos a su alrededor, debería ser más amplia (Misch, 2006^{VII}). Pero las reducidas medidas de los tornillos y los pequeños espesores alcanzables con aleaciones metálicas y porcelana hacen cuestionable esta condición, además si se generalizara este razonamiento, toda prótesis directa a implante correría similar suerte.

Por otro lado, como ventaja de las prótesis atornilladas se menciona su lento y suave asentamiento en los tejidos blandos, mientras las prótesis cementadas deben vencer la resistencia de los tejidos, pudiendo verse afectadas en su asentamiento (Armellini y cols., 2006^{VIII}). Este razonamiento es igualmente cuestionable, ya que la adecuada preparación del perfil de emergencia con un provisorio debe minimizar cualquier alteración del entorno gingival, independiente del sistema de retención utilizado.

En cuanto a defectos subgingivales la brecha marginal resulta relevante, y sería de utilidad definir el concepto en cuanto a dimensiones aceptables (Tosches y cols., 2009^{VI}), ya que se reconoce en prótesis atornilladas tamaños significativamente menores que en prótesis cementadas (Keith y cols., 1999^{VI}; Guichet y cols., 2000^{VI}; Tosches y cols., 2009^{VI}), pero en éstas últimas las mediciones pueden aún ser aceptables. Tal vez, esto sea una de las explicaciones a los estudios mencionados que no muestran diferencias significativas en los índices periimplantares.

Que las prótesis atornilladas no sellen adecuadamente y permitan el alojamiento bacteriano (Urdaneta y cols., 2008^{IV}), ha sido demostrado *in vitro* sobre la interfase implante-pilar (do Nascimento y cols., 2009^{VI}; Tosches y cols., 2009^{VI}), pero parece no tener mayor relevancia clínica una vez que recordamos que sobre casi todos los implantes se conecta una estructura mediante un tornillo, ya sea una prótesis directa o pilares para retención protésica atornillada o cementada. Por ello se puede asumir que la relación del sistema atornillado y el tejido periimplantar resulta adecuada, reforzando la postura de preferir sistemas atornillados en ubicaciones muy subgingivales.

Finalmente el riesgo de dejar cemento remanente en el surco gingival es un factor adecuadamente documentado (Agar y cols., 1997^{VI}; Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Gapski y cols., 2008^{VIII}) y tal vez el más preocupante en los sistemas cementados, por lo que no se deben escatimar esfuerzos en su prevención.

En relación al **Ajuste Pasivo**, casi todos los autores concuerdan en considerarle un objetivo para evitar complicaciones a largo plazo (Kim y cols., 1999^{VI}; Randi y cols., 2001^{VI}; Cobb y cols., 2003^{VIII}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Karl y cols., 2006^I; Santos y cols., 2007^{VIII}), pero se conoce también que lograr una restauración totalmente pasiva es prácticamente imposible (Pietrabissa y cols., 2000^{VI}; Heckmann y cols., 2004^{VI}; Karl y cols., 2006^I; Karl y cols., 2008b^{VI}). Por lo cual se puede asumir que existe un rango de tolerancia que permite el funcionamiento de las prótesis sin un ajuste totalmente pasivo. Sería de gran relevancia conocer cuantitativamente ese rango, aunque lo más lógico es que éste varíe ante los diferentes diseños protésicos, técnicas, materiales utilizados, etc. Por otro lado, normalmente todos los componentes reciben y comparten tensiones, las cuales se ven aumentadas ante la no pasividad, y sería el componente más débil del sistema prótesis-implante-hueso el que se pueda ver afectado.

Hay estudios sobre pasividad que no revelan diferencias significativas en el nivel de estrés entre ambos tipos de retención en superestructuras (Karl y cols., 2008b^{VI}) ni en prótesis fija de 3

piezas (Heckmann y cols., 2004^{VI}), concluyendo que el tipo de retención tendría una influencia menor en el desarrollo de tensiones (Karl y cols., 2008b^{VI}).

La evidencia disponible refleja que las prótesis cementadas transmiten menos stress que las atornilladas (Guichet y cols., 2000^{VI}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Zarone y cols., 2007^{VI}; Karl y cols., 2006^I; Lee y Kim, 2009^{VI}). Esto se hace más relevante en su aplicación a medida que la estructura es más grande, donde también las distorsiones inherentes al proceso de colado se manifiestan más.

Respecto a la **Oclusión**, los sistemas atornillados poseen agujeros de entrada para el tornillo protésico, representando una zona de mayor debilidad (Zarone y cols., 2007^{VI}). Lo cual ratifica la literatura mostrando valores de resistencia a la fractura de la porcelana menores en prótesis atornilladas (Al-Omari y cols., 2010^{VI}) que en las cementadas (Torrado y cols., 2004^{VI}; Zarone y cols., 2007^{VI}), también más rasgos de fractura bajo ciclos de carga (Karl y cols., 2007^{VI}; Zarone y cols., 2007^{VI}). Sin embargo, es relevante que estas investigaciones han sometido a análisis las prótesis con el canal del tornillo sin obturar, un aspecto importante a considerar cuando otro reporte indica mayor presencia de fracturas en la porcelana sin obturación que en la porcelana con obturación de composite, la cual le daría estabilidad (Karl y cols., 2007^{VI}). También son llamativos los reportes que muestran que las prótesis con ambos tipos de retención alcanzan valores de resistencia a la fractura por sobre las cargas que se dan en la cavidad oral durante la función normal (Zarone y cols., 2007^{VI}; Al-Omari y cols. 2010^{VI}). Por lo tanto, estos mismos reportes, todos in vitro, hacen evidente la necesidad de nuevas investigaciones que comparen la resistencia de prótesis cementadas versus prótesis atornilladas con la porcelana obturada, e idealmente mediante estudios de tipo clínico.

Se argumenta también como una desventaja de restauraciones atornilladas en piezas anteriores, que aunque es ideal axializar las cargas, ésto no es posible debido a que generalmente el tornillo estará por palatino de la restauración y el borde incisal en voladizo hacia vestibular del cuerpo implantario (Misch, 2006^{VII}). Pero se debe recordar que toda pieza anterior, inclusive en la dentición natural, por su disposición individual, en el arco y en su relación con las antagonistas, no recibe fuerzas axiales, por lo cual esto será una debilidad en ambos sistemas de retención, en la zona anterior.

La **Estética** oclusal en sistemas atornillados es reconocidamente menor que en sistemas cementados dada la dificultad de enmascarar el agujero de entrada al tornillo, sin embargo este problema debe limitarse sólo a las áreas de premolares y molares mandibulares (Michalakis y cols., 2003^{VII}), lo cual relativiza esta desventaja.

El concepto de que en el sector anterior las prótesis cementadas pueden ubicarse sobre implantes cuyo eje axial se proyecta incluso hasta el borde incisal, mientras las atornilladas pueden dificultar la relación restauración-tejido blando al requerir una ubicación de los implantes más palatinizados (Misch, 2006^{VII}), es conveniente de comprender como una contraindicación de prótesis atornillada, o un requisito de planificación de la cirugía para posicionar adecuadamente los implantes. De todas maneras una proyección del implante aún más vestibularizada que el borde incisal, será igualmente negativa para la estética de ambos sistemas de retención.

Es interesante el reporte que evalúa en 80 pacientes la aceptación estética de prótesis de la región anterior, donde 39% fueron cementadas y 61% atornilladas, evidenciándose mayor satisfacción con sistemas cementados por parte de los dentistas, pero no muestra preferencias por parte de los pacientes hacia ninguno de los dos sistemas (Weber y cols., 2006^{III}), quienes finalmente representan el parámetro más importante de satisfacción.

En cuanto a **Facilidad técnica**, no cabe duda que las técnicas convencionales aplicadas al sistema cementado simplifican el trabajo del dentista (Chee y cols., 1999^{IX}; Gómez R. y cols., 2000^{VIII}; Michalakis y cols., 2003^{VII}; Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}; Dantas y Ramalho, 2010^{IX}), y del laboratorista (Michalakis y cols., 2003^{VII}). Desde este punto de vista, la ventaja es utilizar el conocimiento previo de una técnica, por lo cual si se forma desde pregrado al profesional en el manejo de ambas técnicas o tal vez desde el punto de vista de un odontólogo avezado en ambas técnicas, las nociones de dificultad podrían variar. Por otra parte, acorde a la disponibilidad de ambos sistemas, un profesional que rehabilita sobre implantes debe manejarse en ambos con soltura, e idealmente, este aspecto técnico debiera relegarse a un segundo plano, ante factores de mayor gravitación en la selección de tipo de retención y consecución del éxito final.

Ante la posición de que el manejo clínico de sistemas atornillados es más difícil en zonas posteriores especialmente con apertura bucal limitada (Misch, 2006^{VII}), resulta necesario considerar que una de las indicaciones específicas de sistemas atornillados es el espacio oclusal reducido (Chee y cols., 1999^{IX}; Kökat y Akça, 2004^{VIII}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}; Tosches y cols., 2009^{VI}).

Finalmente en casos con prótesis subgingivales profundas, los procedimientos de impresiones, fabricación y manejo del provisorio de prótesis cementadas pueden verse muy dificultados (Keith y cols., 1999^{VI}; Chee y Jivraj, 2006b^{VII}) haciéndose preferente el uso del sistema atornillado.

En cuanto a **Costos**, en general las prótesis atornilladas efectivamente presentan mayor costo que las cementadas (Pauletto y cols., 1999^{VIII}; Rajan y Gunaseelan, 2004^{VIII}; Ichikawa y cols., 2008^{VIII}; Kim y cols., 2009^{VI}), al requerir más componentes maquinados y procedimientos de laboratorio extras (Pauletto y cols., 1999^{VIII}), aún así es prudente evaluar en específico cada tipo de rehabilitación, en cuanto a materiales, laboratorio y horas sillón, ya que existirán casos en que sucederá lo opuesto.

A la luz de la literatura revisada, junto con realzar la relevancia de la selección del tipo de retención protésica, se logra comprender que las influencias y relaciones de los distintos factores que determinan el comportamiento clínico, son complejos y sujetos a variables no totalmente conocidas.

Además, la discusión aparentemente resuelta, sobre cual sistema es mejor utilizar está lejos de conclusiones definitivas. Y las características de cada sistema, que permiten su comparación, en vez de sobreponer un tipo de retención sobre el otro, representan ventajas y desventajas que permiten aplicar la indicación más predecible de acuerdo a las diferentes situaciones clínicas de cada caso en particular.

CONCLUSIONES

- La literatura que investiga los sistemas de retención protésica es escasa, está basada principalmente en estudios *in vitro*, no siempre es concluyente o a veces es contradictoria.
- En la literatura es predominante la filosofía pro cementado protésico, así como la idea general de que el sistema atornillado no tiene gran sustento para continuar siendo utilizado.
- La aparente superioridad del sistema cementado no está siempre respaldada por las investigaciones, ni tampoco la disminución del uso de sistemas atornillados.
- La discusión aparentemente resuelta, sobre la superioridad de un sistema u otro, no está totalmente zanjada por la evidencia científica.
- Conocer la influencia de cada factor, y sus interrelaciones en el comportamiento clínico de un sistema de retención u otro, es complejo y sujeto a variables no totalmente comprendidas.
- La **Retención** de ambos sistemas es satisfactoria.
 - o En prótesis atornilladas es predecible, aunque sería ideal controlar otros factores que influirían en el aflojamiento o fractura de tornillos.
 - o En prótesis cementadas es necesario conocer con mayor profundidad los factores que influyen en busca de equilibrar la retención y recuperabilidad.
- La **Recuperabilidad** sigue siendo una propiedad altamente deseable.
Corresponde a la principal ventaja de las prótesis atornilladas.
En prótesis cementadas, a pesar de reportarse numerosas técnicas para conseguirla, se requiere más y mejor evidencia que respalde su predictibilidad.
- La **Relación con el Tejido Gingival** no muestra diferencias estadísticamente significativas en los índices periodontales y pérdida de la cresta ósea marginal, al comparar ambos tipos de retenciones.
El riesgo de dejar cemento remanente en el surco gingival es el riesgo más importante del sistema cementado, requiriendo especial cuidado en evitar que suceda.
- El **Ajuste Pasivo** es prácticamente imposible de obtener en una estructura sobre 2 o más impantes, existiendo estrés independiente el sistema de retención.
El sistema cementado logra mejor distribución de las tensiones, y sería más indicado para estructuras de mayor tamaño.
- En **Oclusión**, aunque la evidencia presenta debilidades en cantidad y diseño metodológico, muestra que los sistemas atornillados son más propensos a fracturas de la porcelana que los cementados.

- La **Estética** oclusal de premolares y molares mandibulares es menor en sistemas atornillados.
- En cuanto a **Facilidad técnica**, los sistemas cementados resultan más familiares a dentistas y laboratoristas, al utilizarse las mismas técnicas convencionales que en dientes. Por lo anterior, la facilidad técnica será relativa y determinada por los conocimientos de los tratantes.
- Los **Costos**, en general serán mayores en prótesis atornilladas, aunque depende de cada tipo de rehabilitación, pudiendo darse en algunas ocasiones el caso contrario.
- Es altamente relevante, la decisión pretratamiento, de que sistema de retención protésica seleccionar.
- Las características de cada sistema no conducen a una comparación excluyente, sino a la comprensión de fortalezas y debilidades de cada sistema.
- Las características de cada sistema, que permiten la comparación, resultan en ventajas y desventajas que les hacen más o menos indicados para una situación clínica, en base a los objetivos terapéuticos individuales del caso.
- No tiene sentido enfrentar en forma simplista y generalizadora ambos sistemas de retención, sino más bien, manejar profundamente cada uno de ellos, permitiendo valorar de acuerdo al estado de la evidencia, sus características en la aplicación clínica que el caso exija.

ANEXO 1

CONEXIÓN CONO MORSE

El sistema de conexión más utilizado entre implante y pilar se ha basado en un tornillo que une las partes, siendo las mismas fallas mecánicas resultantes de esta unión las que impulsaron al desarrollo e incorporación de sistemas como hexágonos y octágonos internos, y sistemas de fricción (Mangano y cols., 2009^{III}). Estos últimos, los sistemas por ajuste de interferencia, en general proveen la conexión entre un centro y un eje, sin utilizar un tercer miembro como llave, pin o tornillo. Es conocido normalmente en ingeniería como Cono Morse, y en medicina se ha utilizado además en prótesis de cadera (Bozkaya y Müftü, 2003^{VI}).

Este mecanismo, proveniente de la industria de las herramientas mecánicas, inventado por Stephen A. Morse, fue ampliamente utilizado en la industria para apretar una fresa o mandril en máquinas de corte, como por ejemplo taladros. Y designa a un mecanismo de encastramiento 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. El ángulo de conicidad estará determinado según las propiedades mecánicas del material utilizado, buscando una relación entre los valores del ángulo y la fricción entre las piezas.

Como una variante, existe el diseño que incorpora un tornillo intermediario, el cual con la precarga que genera en las superficies cónicas de contacto, favorecería el control, mantenimiento y estabilidad. Asimismo existen diseños que incorporan ranuras donde encaja y ajusta el pilar una vez ubicado apropiadamente. También existe una variación con la corona y pilar integrados, la cual en la misma publicación que le presenta, se hace notar la necesidad de estudios a largo plazo (Bozkaya y Müftü, 2004^{VIII}).

Mecánica y Transmisión de Fuerzas

La mecánica de la interferencia cilíndrica puede ser encontrada en textos de diseño. Se ha analizado el comportamiento elástico-plástico del ajuste por interferencia cilíndrica y utilizado análisis de elementos finitos para investigar la mecánica de interferencia cónica en prótesis de cadera (Bozkaya y Müftü, 2003^{VI}).

En una publicación de biomecánica, realizada en implantes *Bicon*, se ha elaborado una solución analítica para contar con una fórmula que permita predecir la presión de contacto entre las partes cónicas, y determinar así la interrelación entre parámetros, verificándose además la validación de la fórmula con análisis de elementos finitos. Las características relacionadas al ajuste de la interferencia, tales como fuerzas de inserción y separación, y distribución de stress entre las partes, dependerán del ángulo de la conicidad, el tamaño del contacto, el diámetro interior y exterior de las partes, propiedades de los materiales y el coeficiente de fricción (Bozkaya y Müftü, 2003^{VI}).

Respecto a la transmisión de fuerzas, en contraste con conexiones que dependen sólo de un tornillo, donde la masticación tenderá a disminuir la precarga, en los encajes bicónicos esta precarga se ve favorecida al dirigir las fuerzas masticatorias en la dirección de la inserción del pilar. Así los únicos mecanismos para que este ajuste por interferencia cónica llegue a aflojarse, será la aplicación de un torque o fuerzas de tracción (Bozkaya y Müftü, 2003^{VI}).

En otro trabajo del mismo investigador, se desarrolla una fórmula para analizar la fuerza de inserción, la eficiencia (proporción de la fuerza de desinserción a la fuerza de inserción), y la profundidad crítica de inserción a la cual comienza la deformación plástica.

Se concluye que la fuerza de inserción está en función del ángulo de conicidad, del largo de contacto, del radio interno y externo del implante, del coeficiente estático y dinámico de fricción, y el módulo elástico del implante y material del pilar. Además de que no existe un rango seguro de fuerzas de inserción (Bozkaya y Müftü, 2004^{VI}).

Una tercera publicación de biomecánica, donde se analiza ésta vez la conexión cónica que incorpora un tornillo en el pilar, desarrolla fórmulas analíticas para predecir los valores de torque de apriete y aflojamiento, mediante la combinación de la ecuaciones relacionadas a la interfase cónica y a mecanismos atornillados. Esto con el objetivo de identificar los efectos de parámetros como fricción, propiedades geométricas del tornillo, ángulo de conicidad y propiedades elásticas de los materiales en el sistema mecánico.

Se mostró que el torque de aflojamiento es menor que el torque de apriete para los típicos parámetros de valores. La mayoría de la carga de apriete es llevada por la sección cónica del pilar, y en ciertas combinaciones de parámetros la pretensión del tornillo puede llegar a cero. Los cálculos determinados para llevar el torque de aflojamiento como un porcentaje del torque de apriete, resultaron en el rango de 85 a 137%, dependiendo de los valores del ángulo de conicidad y el coeficiente de fricción (Bozkaya y Müftü, 2005^{VI}).

Otras investigaciones de tipo experimental y con mayor orientación clínica, han analizado por ejemplo, el desplazamiento del pilar cónico dentro del implante, bajo la hipótesis de existir diferencias en el torque de inserción entre el clínico y el laborarotista. Mediante el atornillado de pilares cono morse sobre implantes y análogos de implantes, con diferentes torques incrementales, se midió los desplazamiento axiales del pilar en el implante. Se encontró un desplazamiento continuo del pilar tanto en los implante como en las replicas aunque sin diferencias significativas entre ellos. Por lo cual se recomienda aplicar los torques indicados por el fabricante, ya que fuerzas mayores a las indicadas ampliarán el desplazamiento entre los dos grupos (Dailey y cols., 2009^{VI}).

Otro publicación analiza la resistencia de las conexiones cono morse bajo dos modalidades: valores de torque y torque reverso repetidos, y flexión compresiva a 30° desde un eje axial, para lo cual se compararon 3 combinaciones: implantes sólidos con pilar sólido atornillable, implantes con octágono interno y pilares sólidos, e implantes con octágono interno y pilares para octágono interno. Resultando no haber diferencias significativas en la resistencia entre los sistemas, siendo todas suficientes para hacer indicable esta conexión en sitios edéntulos anteriores y posteriores (Ding y cols., 2003^{VI}).

Un estudio basado en fotoelasticidad y medición de tensiones, fue realizado para comparar el estrés y las magnitudes de tensión entre la conexión externa y cono morse en una simulación ósea bajo cargas verticales y oblicuas. Los resultados mostraron que ambas conexiones presentaron características muy similares de distribución de fuerzas, por lo cual el diseño de conexión no sería un factor decisivo que afecte el stress y magnitudes de tensiones en un simulador óseo (Cehreli y cols., 2004^{VI}).

En la misma dirección de conocer el efecto de la transmisión de fuerzas, y dado que se acepta que a mayor altura coronaria hay mayor stress en la cresta ósea y potenciales complicaciones, se evaluó retrospectivamente el efecto del incremento del radio corona implante en implantes unitarios con conexión cono morse. Se encontró que mayores proporciones

Corona/Implante se asociaron al aumento significativo de complicaciones protéticas, pero no se encontraron efectos significativos sobre los niveles de hueso crestral (Urdaneta y cols., 2010^{II}).

Lo que se evidencia con mayor claridad en otro reporte, en que se determinó la proporción corona-implante en restauraciones unitarias, y comparó con la proporción corona raíz de dientes naturales, es que la guía de proporción de éstos últimos no es aplicable a potenciales sitios de implantes o restauraciones sobre implantes existentes, ya que aquellas rehabilitaciones similares en proporción fallaron en su función (Schulte y cols., 2007^{II}).

Contaminación bacteriana

La interfase del sistema Cono Morse ha mostrado un ajuste preciso entre el implante y el pilar, lo cual podría evitar la penetración bacteriana a través de la interfase. Por otro lado la interfase se ubica en el centro del implante, y por lo tanto alejada del hueso alveolar al compararse con conexiones externas, lo que también favorecería a la protección que otorga esta conexión. En base a esto se asume que los diferentes diseños de implantes pueden afectar el riesgo potencial de invasión de microorganismos dentro de la interfase de la conexión.

Un estudio in Vitro fue diseñado para evaluar esta hipótesis, para lo cual 30 implantes fueron divididos en tres grupos basados en la dinámica de su conexión. Dos grupos compuestos por implantes cono morse conectados a pilares estándares y a estándares modificados con ranuras de 0,5 mm respectivamente, el tercer grupo se compuso de implantes con conexión tricanal interna. Luego de ensamblados se sumergieron en una solución con *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (A.A.) y *Porphyromona gingivalis* (P.G.). Luego de desensamblados se tomaron muestras del hilo del implante y cultivaron apropiadamente. Encontrándose que 3 de 10 muestras del grupo 1 desarrollaron *A. actinomycetemcomitans* y ninguna de *P. gingivalis* y 10 de 10 y 9 de 10 muestras en grupo 2 y 3 respectivamente desarrollaron ambos tipos de bacterias. Con lo cual concluyeron ratificando la hipótesis de que diferentes diseños pueden potenciar el riesgo de invasión de microorganismos a la brecha implante-pilar (Tesmer y cols., 2009^{VI}).

Otro estudio evalúa también la penetración bacteriana, esta vez en relación a la pérdida de precarga, para lo cual sometió 4 tipos de conexiones (hexágonos externos y conos morse con y sin tornillo) a ciclos térmicos y de fatiga mecánica, que posteriormente fueron sumergidos en solución con *Streptococcus Sanguinis*. Luego se separaron las conexiones registrando también los valores de detorque, y mediante cultivo y observación con microscopía de barrido electrónico se determinó la penetración bacteriana. Así se evidenció que todos los sistemas atornillados mostraron significativamente mayor pérdida de torque bajo fatiga mecánica, y asimismo todos los sistemas cónicos mostraron penetración bacteriana, por lo cual no existiría una relación entre la pérdida de precarga y penetración bacteriana (Ricomini Filho y cols., 2010^{VI}).

Otro reporte igualmente ideado para determinar y comparar la frecuencia de filtración microbiana a lo largo de la interfase, comparó dos sistemas de implantes cono morse: tapped-in (Bicon) y atornillado (Ankylos). Se sumergieron los ensamblajes, previa inoculación de la parte interna del implante con *Streptococcus sanguinis* biotipo II, en una solución con nutriente e incubaron en condiciones anaerobias. Los resultados mostraron filtración bacteriana independiente del tipo del sistema (Aloise y cols., 2010^{VI}).

El mismo grupo que demostró previamente que el diseño de la interfase influye en el riesgo de filtración de microorganismos al interior del implante, en una investigación reciente buscó repetir la experiencia, analizando dos diferentes tipos de conexiones pilar- implante, un

grupo con implantes cono morse y pilar estándar y otro con conexión interna de 4 ranuras con pilares multibase, pero esta vez para emular la función masticatoria, se sometió los ensamblajes a ciclos de carga y luego los sumergió en una solución con *escherichia coli*, analizándose posteriormente la presencia de estas bacterias por medio de un cultivo. Los resultados mostraron contaminación en 1 de 14 muestras en el primer grupo, y 12 de 14 muestras en el segundo. Sus conclusiones fueron que efectivamente las diferencias en los diseños de los implantes pueden afectar el riesgo potencial de invasión de flora en el gap, también bajo condiciones dinámicas de carga (Koutouzis y cols., 2011^{VI}).

Pérdida Ósea

Una reciente publicación evaluó los cambios óseos y del tejido blando perimplantar, comparando clínica y radiográficamente, conexiones internas con pilar convencional y cono morse con cambio de plataforma, en rehabilitaciones unitarias con implantación inmediata. Las mediciones fueron realizadas al momento de la implantación, a los 4 meses y al año después, encontrándose que aunque el grupo de pilar convencional presentó un leve incremento en la pérdida de cresta ósea comparado con la conexión cono morse, el tejido periimplantar fue muy estable en ambos tipos de conexión al año de función, y las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Pieri y cols., 2011^I).

Éxito y Sobrevida de Implantes, Estudios Prospectivos y Retrospectivos

Existen algunas investigaciones con diferentes diseños que analizan este aspecto. En una publicación que analizó retrospectivamente 80 implantes rehabilitados con prótesis unitarias, con promedio 3.5 años en función, de una marca comercial basada en conexión cono morse que recién se introducía al mercado, donde se realizaron mediciones clínicas y radiográficas. Se informó la pérdida de sólo un implante a los 2 años por periimplantitis, 2 pilares fracturados y el aflojamiento de otro. Por lo cual, se concluyó que existe una muy baja tasa de complicaciones protésicas e infecciones, y alta estabilidad en este tipo de conexión (Mangano y Bartolucci, 2001^{IV}).

Un estudio prospectivo que evalúa la tasa de sobrevida de 1920 implantes y sus prótesis (unitaria, parcial, de arco completo y sobredentadura), a los 12, 36, 48 meses después de la inserción, considerando parámetros como índice de placa y de sangramiento, profundidad al sondaje, distancia del hombro del implante a primer contacto hueso-implante. Muestra que la tasa acumulativa de sobrevida fue de 97,5% y la tasa acumulativa de éxito fue de 96,61%, reportándose sólo 5 complicaciones protésicas (0,65% aflojamiento de la conexión implante pilar). Por ello los autores concluyen que esta conexión es un procedimiento exitoso, que la ausencia de la brecha implante pilar se asocia a mínima pérdida de cresta ósea, y que la alta estabilidad mecánica de la conexión reduce las complicaciones protésicas (Mangano y cols., 2009^{III}).

El mismo grupo de investigación, utilizando igual fuente y metodología que el trabajo recién mencionado, analizó la tasa de sobrevida de 307 implantes con conexión cono morse, pero solamente en prótesis unitarias. En este caso la tasa acumulativa de sobrevida a los 4 años fue de 98,4% y la tasa acumulativa de éxito de 97,07%, encontrándose sólo 2 sistemas pilar-implantes aflojados (0,66%). En base a lo que se concluye que la conexión cono morse resulta ser una

buena solución para restauraciones unitarias, y con muy baja incidencia de aflojamiento del pilar (Mangano y cols., 2010^{III}).

Otro estudio retrospectivo realizado para evaluar los resultados clínicos de un sistema con conexión cono morse, en prótesis unitarias instaladas en la práctica dental general y con la particularidad de utilizar una corona integrada al pilar. En 151 implantes analizados según características generales de salud, anatómicas del sitio, específicas del implantes y variables de reconstrucción, así como de la rehabilitación protésica, mostró una tasa de sobrevida de 98,7%, eliminándose 2 prótesis una por fracaso del implante y otra por aflojamiento reiterado, además 9 coronas se aflojaron pudiendo reinsertarse normalmente 8 de ellas. Por lo anterior concluyeron que el sistema es comparable en forma favorable dentro del mismo periodo de tiempo con aquellos sistemas que requieren atornillado o cementación en su implementación (Urdaneta y cols., 2008^{IV}).

Otro estudio realizado para estimar la sobrevida a 1 y 5 años de implantes Bicon, identificó además los factores de riesgo asociados con la falla de implantes mediante un método objetivo y con validez estadística. Para ello utilizó variables demográficas, estado sistémico, anatómico, diseño de implante, protésico, perioperatoria y procedimientos auxiliares. Mostrando que la sobrevida total de los implantes fue de 95,2% y 90,2% a 1 y 5 años respectivamente. Y se identificaron dos exposiciones estadísticamente asociadas a la sobrevida de los implantes: el uso de tabaco y etapas de puesta en funcionamiento del implante, ambas exposiciones controlables por el clínico (Vehemente y cols., 2002^{IV}).

Otras Variables y su Relación a la Conexión Cono Morse

En cuanto a la **Conexión y Tiempo de Carga** de implantes, existe un reporte que fue diseñado para estimar la sobrevida a un año y para identificar los factores de riesgo de fallas en implantes Bicon, comparando carga tardía vs inmediata, se encontró que aquellos implantes cargados inmediatamente tenían una tasa de sobrevida de 90,3% y fueron 2.7 veces más proclives a fallar, comparados con los implantes cargados en forma tardía que presentaron una tasa de sobrevida de 95,5%, mientras el uso habitual de tabaco, implantes maxilares y el uso de implantes cortos fue asociado a fallas (Susarla y cols., 2008^{IV}).

Otro estudio que también buscó estimar la tasa de sobrevida a un año, así como identificar los factores de riesgo de falla, pero en implantes ferulizados cargados inmediatamente, evidenció igualmente una sobrevida de 90,3%. Y luego de controlar otros factores, tres variables que corresponden a tiempo tardío de implantación en relación a la extracción, superficie no revestida del implante, y aumento en el número de pónicos fueron asociados a mayor riesgo de falla de implantes (Erakat y cols., 2008^{IV}).

El uso de **Implantes Cortos** es otra variable estudiada en relación a este tipo de conexión, encontrándose que la sobrevida a un año de implantes Bicon de 6 x 5,7 mm fue de 92,2% comparada con la sobrevida a un año de implantes de 6 x 5,7 mm que fue de 95,2%. No asociándose en un modelo multivariable el tamaño del implante con el riesgo de falla, por lo cual se concluye que la sobrevida es comparable entre ambos tipos de implantes (Gentile y cols., 2005^{IV}).

Respecto al **Tratamiento de Superficie Implantar** y conexión cono Morse un reporte fue diseñado evaluando varios tipos de superficie, asociándoles con la sobrevida de los implantes para restauraciones unitarias. Se muestra que muchos factores pueden influenciar la tasa de falla

en superficies con spray de plasma de titanio y revestimiento de hidroxiapatita de implantes Bicon. Entre estos factores, la profundidad de instalación es especialmente significativa en el éxito de implantes Bicon con superficie revestida de hidroxiapatita (Lee y cols., 2010^{IV}).

Finalmente en relación a **Costos**, la eliminación de tornillos, hexágonos y distorsión de metales ya logra una buena relación costo-efectividad, y al utilizar técnicas similares a las de dientes naturales, los costos serán muy similares y el tiempo sillón menor (Lee y cols., 2010^{IV}).

RESUMEN

La gran mayoría de las rehabilitaciones sobre implantes, se retienen mediante atornillado o cementado, a pilares que se atornillan sobre implantes. Cada tipo de retención protésica posee ventajas y desventajas, que han generado un debate continuo entre los autores sobre cual sistema de retención es mejor.

El objetivo del trabajo fue comparar las ventajas y desventajas de restauraciones atornilladas y cementadas a pilares sobre implantes, para determinar cual es mejor.

Se realizó una búsqueda de la literatura relacionada con los tipos de retención atornillada y cementada, entre 1997 y 2010, en las bases de datos Medline y Cochrane, y se clasificaron los artículos de acuerdo al diseño de la investigación.

Se incluyeron las publicaciones que hicieran análisis comparativos de ambos tipos de retenciones y aquellas que evaluaran ventajas y desventajas de cada sistema. Se agruparon y analizaron a través de los siguientes factores: retención, recuperabilidad, efectos sobre la salud periimplantar, ajuste pasivo, oclusión, estética, facilidad técnica y costos.

La revisión muestra que cada sistema de retención posee características específicas, que resultan en ventajas y desventajas en base a situaciones clínicas y objetivos terapéuticos de cada caso. Y que son necesarias más y mejores investigaciones para profundizar en la comprensión de las características de ambos sistemas, y en el manejo de sus indicaciones en base a la evidencia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Agar, J. R.; Cameron, S. M.; Hughbanks, J. C.; Parker, M. H. (1997): Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 78:43–47.
- Aloise, J. P.; Curcio, R.; Laporta, M.Z.; Rossi, L., da Silva, A. M. A.; Rapoport, A. (2010): Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res.* 21:328–335.
- Al-Omari, W.M.; Shadid, R.; Abu-Naba'a, L.; El Masoud, B. (2010): Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, y screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont.* 19:263–273.
- Armellini D.; Bilko, S.; Carmichael, R.P.; Fraunhofer, J. A. (2006): Screw-retained prosthesis for Straumann implant sites with limited interocclusal clearance. *J Prosthodont.* 15:198–201.
- Assenza, B.; Artese, L.; Scarano, A.; Rubini, C.; Perrotti, V.; Piattelli, M.; Thams, U.; San Roman, F.; Piccirilli, M.; Piattelli, A. (2006): Screw vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J Oral Implantol.* 32:1–7.
- Bernal, G.; Okamura, M.; Muñoz, C. A. (2003): The effects of abutment taper, length y cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 12:111–115.
- Besimo, C. E.; Guindy, J. S.; Lewetag, D.; Meyer, J. (1999): Prevention of bacterial leakage into y from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14:654–660.
- Bozkaya, D.; Müftü, S. (2003): Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 36:1649–1658.
- Bozkaya, D.; Müftü, S. (2004): Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng.* 126:393–401.
- Bozkaya, D.; Müftü, S. (2005): Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 38:87–97.
- Brägger, U.; Aeschlimann, S.; Bürgin, W.; Hämmerle, C. H.; Lang, N. P. (2001): Biological y technical complications y failures with fixed partial dentures (FPD) on implants y teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* 12:26–34.
- Cabello Domínguez, G.; González Fernández, D. A.; Aixelá Zambrano, M. E.; Casero Reina, A.; Giménez Fábrega, J. (2005): Biomecánica en implantología. *Periodoncia y Oseointegración.* 15:311–326.
- Cehreli, M.; Duyck, J.; Cooman, M. de; Puers, R.; Naert, I. (2004): Implant design y interface force transfer. A photoelastic y strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 15:249–257.
- Chee, W.; Felton, D. A.; Johnson, P. F.; Sullivan, D. Y. (1999): Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14:137–141.
- Chee, W.; Jivraj, S. (2006a): Designing abutments for cement retained implant supported restorations. *Br Dent J.* 201:559–563.
- Chee, W.; Jivraj, S. (2006b) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 201:501–507.
- Chee, W. W.; Torbati, A.; Albouy, J. P. (1998): Retrievable cemented implant restorations. *J Prosthodont.* 7:120–125.

- Cobb, G. W.; Metcalf, A. M.; Parsell, D.; Reeves, G. W. (2003): An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 89:239–243.
- Daher, T.; Morgano, S. M. (2008): The use of digital photographs to locate implant abutment screws for implant-supported cement-retained restorations. *J Prosthet Dent.* 100:238–239.
- Dailey, B.; Jordan, L.; Blind, O.; Tavernier, B. (2009): Axial displacement of abutments into implants y implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24:251–256.
- Dantas, F.P.; Ramalho, S. A. (2010): Sistema de retenção para prótese sobre implante utilizada por cirurgiões-dentistas brasileiros que atuam na implantodontia. *Rev Gaúch Odontol.* 58:71–75.
- Ding, T.A.; Woody, R.D.; Higginbottom, F.L.; Miller, B.H. (2003): Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18:865–872.
- do Nascimento, C.; Pedrazzi, V.; Miani, P.K.; Moreira, L.D.; Albuquerque, R. F. de (2009): Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res.* 20:1394–1397.
- Dumbrigue, H.B.; Abanomi, A.A.; Cheng, L. L. (2002): Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 87:112–114.
- Emms, M.; Tredwin, C. J.; Setchell, D. J.; Moles, D. R. (2007): The effects of abutment wall height, platform size, y screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 16:3–9.
- Erakat, M. S.; Chuang, S.; Yoo, R. H.; Weed, M.; Dodson, T. B. (2008): Immediate loading of splinted locking-taper implants: 1-year survival estimates y risk factors for failure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23:105–110.
- Gapski, R.; Neugeboren, N.; Pomeranz, A. Z.; Reissner, M. W. (2008): Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23:943–946.
- Gentile, M. A.; Chuang, S.; Dodson, T. B. (2005): Survival estimates y risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 20:930–937.
- Gómez, R. P.; Larraín, F. F.; Triantafilo, V. N. (2000): Rehabilitación oral sobre implantes utilizando el sistema UCLA: atornillado vs. cementado. Reporte de caso. *Rev Estomatolo Herediana.* 10:31–36.
- Goodacre, C.J.; Bernal, G.; Rungcharassaeng, K.; Kan, J. Y. K. (2003): Clinical complications with implants y implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 90:121–132.
- Guichet, D. L.; Caputo, A. A.; Choi, H.; Sorensen, J. A. (2000): Passivity of fit y marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15:239–246.
- Hebel, K. S.; Gajjar, R. C. (1997): Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion y esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 77:28–35.
- Heckmann, S. M.; Karl, M.; Wichmann, M. G.; Winter, W.; Graef, F.; Taylor, T. D. (2004): Cement fixation y screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 15:466–473.
- Ichikawa, T.; Ishida, O.; Watanabe, M.; Tomotake, Y.; Wei, H.; Jianrong, C. (2008): A new retrieval system for cement-retained implant superstructures: a technical report. *J Prosthodont.* 17:487–489.

- Jacob, R. F.; Carr, A. B. (2000): Hierarchy of research design used to categorize the "strength of evidence" in answering clinical dental questions. *J Prosthet Dent.* 83:137–152.
- Jung, R. E.; Pjetursson, B. E.; Glauser, R.; Zembic, A.; Zwahlen, M.; Lang, N. P. (2008): A systematic review of the 5-year survival y complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 19:119–130.
- Karl, M.; Graef, F.; Taylor, T. D.; Heckmann, S. M. (2007): In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- y screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 97:137–140.
- Karl, M.; Graef, F.; Wichmann, M. G.; Heckmann, S. M. (2008a): The effect of load cycling on metal ceramic screw-retained implant restorations with unrestored y restored screw access holes. *J Prosthet Dent.* 99:19–24.
- Karl, M.; Taylor, T. D.; Wichmann, M. G.; Heckmann, S. M. (2006): In vivo stress behavior in cemented y screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 15:20–24.
- Karl, M.; Wichmann, M. G.; Winter, W.; Graef, F.; Taylor, T. D.; Heckmann, S. M. (2008b): Influence of fixation mode y superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 17:3–8.
- Keith, S.E.; Miller, B. H.; Woody, R. D.; Higginbottom, F. L. (1999): Marginal discrepancy of screw-retained y cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14:369–378.
- Kent, D. K.; Koka, S.; Froeschle, M. L. (1997): Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 6:193–196.
- Kim, S.; Park, J.; Jeong, J.; Bae, C.; Bae, T.; Chee, W. (2009): In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw y marginal opening in a screw- y cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24:1061–1067.
- Kim, W. D.; Jacobson, Z.; Nathanson, D. (1999): In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained y cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 8:141–151.
- Kökat, A.M.; Akça, K. (2004): Fabrication of a screw-retained fixed provisional prosthesis supported by dental implants. *J Prosthet Dent.* 91:293–297.
- Koutouzis, T.; Wallet, S.; Calderon, N.; Lundgren, T. (2011): Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *J Periodontol.* 82:613–618.
- Lee, E.; Ryu, S.; Kim, J.; Cho, B.; Lee, Y.; Park, Y.; Kim, S. (2010). Effects of installation depth on survival of an hydroxyapatite-coated Bicon implant for single-tooth restoration. *J. Oral Maxillofac Surg.* 68:1345–1352.
- Lee, S.; Kim, S. (2009): 3-D Finite element stress analysis in screw-type, cement-type, y combined-type implant fixed partial denture designs. *J Korean Acad Prosthodont.* 47:365.
- Mangano, C.; Bartolucci, E. G. (2001): Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 16:675–680.
- 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 Implants Res.* 20:254–261.
- Mangano, C.; Mangano, F.; Piattelli, A.; Iezzi, G.; Mangano, A.; La Colla, L. (2010): Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25:394–400.
- Michalakis, K. X.; Hirayama, H.; Garefis, P. D. (2003): Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18:719–728.
- Misch, C. E. (2006). *Prótesis dental sobre implantes.* Elsevier, Madrid.

- Naik, S.; Tredwin, C. J.; Nesbit, M.; Setchell, D. J.; Moles, D. R. (2009): The effect of engaging the screw access channel of an implant abutment with a cement-retained restoration. *J Prosthodont.* 18:245–248.
- Pan, Y.; Lin, C. (2005): The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. *Chang Gung Med J.* 28:403–410.
- Pauletto, N.; Lahiffe, B. J.; Walton, J. N. (1999): Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14:865–868.
- Pieri, F.; Aldini, N.N.; Marchetti, C.; Corinaldesi, G. (2011): Influence of implant-abutment interface design on bone y soft tissue levels around immediately placed y restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26:169–178.
- Pietrabissa, R.; Gionso, L.; Quaglini, V.; Di Martino, E.; Simion, M. (2000): An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 11:448–457.
- Preiskel, H. W.; Tsolka, P. (2004): Cement- y screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19:87–91.
- Preti, G. (2008). *Rehabilitacion protesica. Amolca (Actualidades Medico Odontologicas Latinoamericanas)*, Venezuela.
- Rajan, M.; Gunaseelan, R. (2004): Fabrication of a cement- y screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent.* 92:578–580.
- Randi, A. P.; Hsu, A. T.; Verga, A.; Kim, J. J. (2001): Dimensional accuracy y retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 16:547–556.
- Ricomini Filho, A.P.; Fernandes Freitas de, F. S.; Straioto, F.G.; da Silva ,W.J.; Del Bel Cury, A.A. (2010): Preload loss y bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent. J* 21:123–129.
- Santos Bisi, M. D.; Pfeifer Braga, A.; Silva Pupo, M.R.; Sendyk, C.L.; Sendyk, W.R. (2007): Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with sem evaluation. *J Appl Oral Sci.* 15:148–151.
- Schulte, J.; Flores, A. M.; Weed, M. (2007): Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 98:1–5.
- Schwedhelm, E. R.; Lepe, X.; Aw, T. C. (2003): A crown venting technique for the cementation of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 89:89–90.
- Schwedhelm, E.R.; Raigrodski, A. J. (2006): A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 95:165–167.
- Susarla, S. M.; Chuang, S.; Dodson, T. B. (2008): Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis y risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 66:251–255.
- Taylor, T. D.; Agar, J. R. (2002): Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 88:89–95.
- Taylor, T. D.; Belser, U.; Mericske-Stern, R. (2000): Prosthodontic considerations. *Clin Oral Implants Res.* 11 Suppl 1:101–107.
- Tesmer, M.; Wallet, S.; Koutouzis, T.; Lundgren, T. (2009): Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol.* 80:1991–1997.

- Theoharidou, A.; Petridis, H. P.; Tzannas, K.; Garefis, P. (2008): Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 23:681–690.
- Torrado, E.; Ercoli, C.; Al Mardini, M.; Graser, G. N.; Tallents, R. H.; Cordaro, L. (2004): A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained y cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 91:532–537.
- Tosches, N. A.; Brägger, U.; Lang, N. P. (2009): Marginal fit of cemented y screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 20:79–86.
- Urdaneta, R. A.; Marincola, M.; Weed, M.; Chuang, S. (2008): A screwless y cementless technique for the restoration of single-tooth implants: a retrospective cohort study. *J Prosthodont*. 17:562–571.
- Urdaneta, R. A.; Rodriguez, S.; McNeil, D. C.; Weed, M.; Chuang, S. (2010): The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25:729–743.
- Valbao, F. P.; Perez, E. G.; Breda, M. (2001): Alternative method for retention y removal of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 86:181–183.
- Vehemente, V. A.; Chuang, S.; Daher, S.; Muftu, A.; Dodson, T. B. (2002): Risk factors affecting dental implant survival. *J Oral Implantol*. 28:74–81.
- Vigolo, P.; Givani, A.; Majzoub, Z.; Cordioli, G. (2004): Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 19:260–265.
- Weber, H. P.; Kim, D. M.; Ng, M. W.; Hwang, J. W.; Fiorellini, J. P. (2006): Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- y screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 17:375–379.
- Wilson, T. G. (2009): The positive relationship between excess cement y peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*. 80:1388–1392.
- Zarone, F.; Sorrentino, R.; Traini, T.; Di Iorio, D.; Caputi, S. (2007): Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater*. 23:296–301.