

MARC
850
REG 19073

T
C898s
2016



UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE GRADUADOS



Sistemas de doble corona en dentición natural e implantes.

Monografía para optar al Título de Especialista en Rehabilitación Oral

Residente: Carla Cravero Pineda.
Docente Guía: Dr. Ramón Madariaga Fuentes.

Valparaíso, junio de 2016

ÍNDICE

I.- Introducción.....	1
II.- Objetivo General.....	3
III.- Objetivos Específicos.....	3
IV.- Marco Teórico	
a.- Tipos de Coronas Dobles.....	4
- Coronas Telescópicas.....	4
- <i>Unidades telescópicas rígidas</i>	4
- <i>Unidades telescópicas resilientes</i>	7
-Coronas Dobles Cónicas.....	9
-Coronas Dobles con Retenedor.....	11
b.- Mecánica de los sistemas de dobles coronas.....	14
c.- Materiales y métodos de fabricación de las dobles coronas.....	21
- <i>Propiedades físicas y mecánicas de los materiales usados para la fabricación de coronas dobles</i>	23
d.- Ventajas y desventajas de los sistemas de dobles coronas.....	31
e.- Aplicaciones clínicas de los sistemas de dobles coronas.....	35
f.- Sistemas de dobles coronas sobre implantes.....	41
g.- Prótesis retenidas por dobles coronas sobre implantes y dientes.....	47
h.- Problemas más comunes de los sistemas de dobles coronas.....	58
i.- Sobrevida de los sistemas de coronas dobles.....	59
V.- Conclusiones.....	61
VI.-Bibliografía.....	65

I.- INTRODUCCIÓN

La rehabilitación de pacientes parcialmente desdentados con pocos dientes remanentes es un desafío para el protesista. La elección de las opciones protésicas depende de factores tales como las preferencias del paciente, las aptitudes del odontólogo, la disponibilidad de laboratorios dentales, los aspectos económicos y la decisión estratégica de mantener los dientes con buen pronóstico o extraer todos los dientes restantes para colocar implantes en posiciones favorables (Verma *et al*, 2013).

Una alternativa de tratamiento poco común en nuestro medio para los pacientes parcialmente desdentados son las prótesis parciales removibles retenidas por Sistemas de Doble Corona. Estos sistemas son utilizados ampliamente por sus buenos resultados en Alemania, Suecia y Japón. Contrariamente, su indicación es poco conocida y difundida en las escuelas de odontología de nuestro país, a pesar de ser una alternativa relativamente conservadora y efectiva en los casos indicados.

Estos sistemas se caracterizan por ser una forma híbrida de prótesis fija y removible: una corona interior o corona primaria se cementa o fija de manera permanente al diente pilar y una corona exterior congruente es incorporada en la prótesis removible (Koller *et al*, 2011).

Una retención telescópica consiste en un coping primario (corona interna) que es cementado a un pilar para soportar y mantener un sobrecorona o coping secundario que va inserto dentro de la prótesis (Fig.1) (Breitman, 2012).



Figura 1: Un retenedor telescópico es un coping que va dentro de una sobrecorona (corona exterior).

La nomenclatura utilizada en la discusión de las dobles coronas es confusa y varía de país en país. Debido a su parecido con un telescopio óptico plegable, el sistema de una corona que puede instalarse dentro de otra, se conoció como el "sistema de telescopio." El término corona telescópica se utiliza a menudo como término general para describir a todos los sistemas de doble corona. Según Wenz y Lehmann (1998), para evitar malentendidos, el uso de este término (telescopio) debería limitarse sólo a la descripción de coronas dobles que logran la retención por fricción de las superficies paralelas y el término general utilizado para discutir estos sistemas debería ser Sistemas de Doble Corona.

Los copings internos fueron diseñados para proteger a los pilares de la caries, las irritaciones térmicas y proporcionar la retención y estabilización de la corona secundaria. La corona secundaria se acopla con el coping primario para formar una unidad y sirve de anclaje para el resto de la prótesis (Langer y Langer, 2000). Ellos transfieren fuerzas a lo largo del eje mayor de los dientes pilares y proporcionan orientación, apoyo y disminución de los movimientos que podrían resultar en una dislocación de la PPR (Prótesis Parcial Removible). Los sistemas de doble corona se pueden utilizar tanto como soporte rígido o resiliente de PPR (Beuer et al, 2010).

La corona telescópica compuesta de una aleación de metal altamente precioso fue introducida por primera vez por Böttger en 1961. Cuenta con un diseño paralelo y utiliza la fricción de las superficies opuestas de las coronas interior y exterior para la retención (Koller et al, 2011).

Las coronas de configuración cónica fueron introducidas por Körber en 1968. Tienen un diseño cónico, que crea fricción en la posición final. Este autor recomienda una conicidad de 6° para lograr una fuerza de retención entre 5 y 10 N cuando se utilizan aleaciones altamente preciosas.

Un tercer sistema es el de doble corona Marburg, descrita por primera vez por Lehmann y Gente en 1988, que utiliza elementos prefabricados adicionales (sistema TC-Snap, Si-tec) para mejorar la retención.

Cada uno de los tres tipos diferentes de sistemas de doble corona puede emplearse para soportar ya sea una prótesis parcial o una sobredentadura. Las indicaciones para el uso de dobles coronas son los arcos parcialmente desdentados ya sea con dientes naturales remanentes, arcos sólo con implantes o ambos. Están contraindicados cuando la corona clínica del diente pilar es demasiado corta (<3 mm) o el paciente tiene un bajo nivel de cumplimiento, higiene oral insuficiente o considera una prótesis removible inaceptable. (Koller et al, 2011).

La búsqueda de evidencia se realizó a través de distintas bases de datos electrónicas sin límite de fechas. La mayoría de las publicaciones usadas en esta monografía pertenecen a investigadores alemanes, país donde se inicia el uso de este tipo de rehabilitación y en donde hoy en día es ampliamente aceptada por profesionales y pacientes.

II.- OBJETIVO GENERAL

Servir como guía general de conocimiento de las dobles coronas sobre dientes naturales e implantes y mostrar la evidencia más reciente que avala su uso como una alternativa de tratamiento confiable en pacientes desdentados parciales.

III.- OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Describir los tipos de dobles coronas existentes y conocer los mecanismos físico-mecánicos por los cuales logran la retención.
2. Conocer los materiales y métodos de fabricación de los sistemas de dobles coronas así como las propiedades físico mecánicas que permiten elegir entre uno u otro material o sistema de fabricación.
3. Presentar algunas aplicaciones clínicas a través de casos reportados en la literatura.
4. Identificar las ventajas y desventajas de los sistemas de dobles coronas.
5. Informar acerca del uso de los sistemas de dobles coronas sobre implantes y sobre implantes y dientes.
6. Identificar los problemas más comunes que se presentan en este tipo de rehabilitaciones.
7. Conocer la sobrevida de las rehabilitaciones retenidas por dobles coronas.

IV.- MARCO TEÓRICO

Tipos de coronas dobles

Las dobles coronas se pueden clasificar de acuerdo a la construcción geométrica o forma de la preparación de los pilares, lo cual determina la existencia de mecanismos retentivos físico-mecánicos distintos.

A.- CORONAS TELESCÓPICAS

Las coronas telescópicas por definición poseen paredes paralelas que logran la retención de la estructura usando la fricción de las superficies de la corona interna y externa que poseen 0° de conicidad (Fig. 2).

Las coronas telescópicas se clasifican en dos grupos: coronas telescópicas rígidas y coronas telescópicas resilientes. Las telescópicas rígidas tienen una posición final definida, lo que significa que estas coronas no permiten movimiento vertical bajo carga. Por otro lado las coronas telescópicas no rígidas o elásticas permiten una cierta cantidad de movimiento vertical bajo carga (Koller et al, 2011).

UNIDADES TELESCÓPICAS RÍGIDAMENTE RELACIONADAS

La rigidez de la interacción entre las superficies de la corona primaria y la corona secundaria cuando interactúan, está en función de dos factores:

- 1.- La configuración de la cofia primaria que proporciona la base mecánica de la construcción y determina la cantidad de tensión inter-superficies.
2. La modificación de la intimidad del contacto a través de un espacio entre las superficies, que permite el movimiento entre ellas, de acuerdo a la intención del clínico.

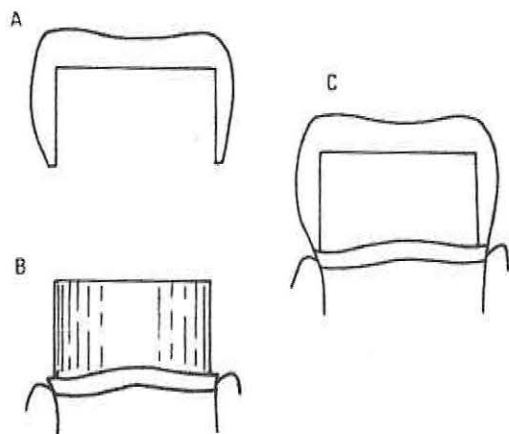
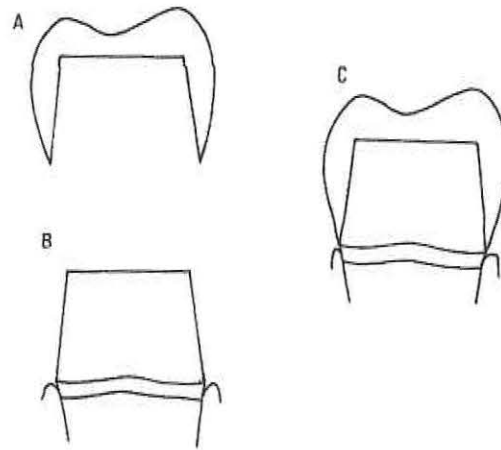


Figura 2: Configuración cilíndrica de la unidad telescópica (C) compuesta de una corona secundaria (A) y primaria (B) con un hombro cervical (Langer, 1980).

El deseo de una mejor estética llevó al recubrimiento con cerámica de las superficies visibles de la corona exterior y se introdujeron los tipos de retenedores cónicos rígidos (Figura 3).

Figura 3: Unidad telescópica cónica conformada sin hombro (C), corona secundaria (A), corona primaria (B) (Langer, 1980).



Técnicamente, mientras las paredes estén más paralelas, mayor es el bloqueo por fricción. La fuerza de adherencia mecánica está directamente relacionada con la superficie de contacto y el ajuste entre las partes congruentes de la unidad. El menor grado de conicidad lo acercará a las propiedades de un telescopio cilíndrico. El estrechamiento cónico se utiliza en ingeniería para la fijación y desenganche de dos piezas que encajan rápidamente y en forma segura. La forma cónica de la cofia aplica el principio del plano inclinado para desarrollar fuerzas de compresión que sujetan la corona secundaria en su lugar. Cuando se presiona la corona contra la cofia primaria, ésta actúa como una cuña para resistir las fuerzas de desalojo de la corona.

Cuanto menor es el ángulo de conicidad, mayor serán las fuerzas de compresión entre las superficies y las fuerzas necesarias para desalojar la corona. Por ejemplo, un cono de 2 grados ejercerá ocho veces más resistencia que un cono de 16 grados, y la fuerza de retención se incrementará en consecuencia.

Koerber ofrece una explicación de los aspectos mecánicos de las coronas dobles cónicas. En ausencia de fricción entre sus paredes, el agarre entre las dos coronas se determina por la elección del ángulo de conicidad apropiado. Este ángulo puede ser elegido para cada diente por separado de acuerdo a su condición o destino, incluso cuando se utilizan pilares múltiples en la misma rehabilitación. Esto se logra mediante el fresado en forma de cono con un instrumento especial, el Conómetro que impide cualquier interferencia entre los ángulos de inserción de los pilares individuales.

El principio de la selección de conicidad del contorno de las cofias determina no sólo el componente de retención, sino también la facilidad de inserción y extracción de la prótesis. La acción de ferulización de múltiples unidades de telescopios cónicos se produce cuando las partes fijas y removibles se acoplan fuertemente entre sí para estabilizar los pilares periodontalmente afectados. Koerber sugiere 6 grados como el valor promedio de conicidad. La cofia interior tiene una terminación suave, sin hombro cervical, de modo que la corona exterior puede conformarse apicalmente para compensar el lento desgaste de las superficies de oro durante la función y la disminución del agarre mecánico.

Otros tipos de cofias primarias cónicas son fabricados por la técnica a mano alzada, con el uso de instrumentos de tallado y varían en el diseño del margen cervical. La cofia, según lo propuesto por Schweitzer, Perel y Koerber, tiene un hombro cervical. Isaacson utiliza un diseño biselado y Berman y Lusting un chaflán. La corona exterior termina supra gingivalmente y sus márgenes se terminan exactamente en la línea de terminación del coping a fin de proporcionar las condiciones óptimas para la salud gingival. En la cara vestibular, el hombro, chaflán o bisel suele proporcionar espacio para el recubrimiento estético del diente (Fig. 4) (*Langer, 1980*).

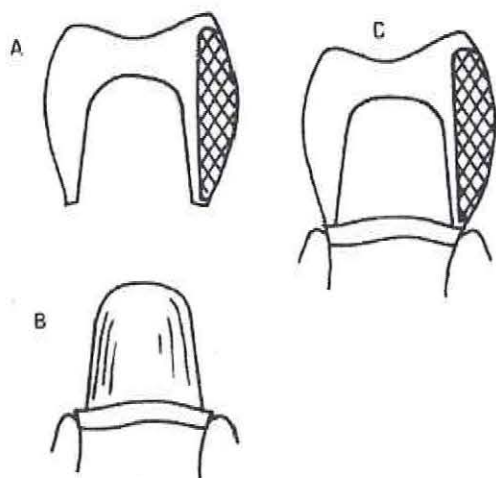


Figura 4: Coping primario hecho a mano alzada (B) y el ajuste íntimo con la corona exterior (A) que conforman la unidad telescópica (C). Zona achurada representa el material cerámico para una mejor estética.

Langer (1980) propone en su artículo una forma de coping interno que combina un fresado lingual paralelo y en las paredes proximales y vestibular una forma cónica para el posicionamiento de un recubrimiento cerámico (Figs. 5, 6 y 7)

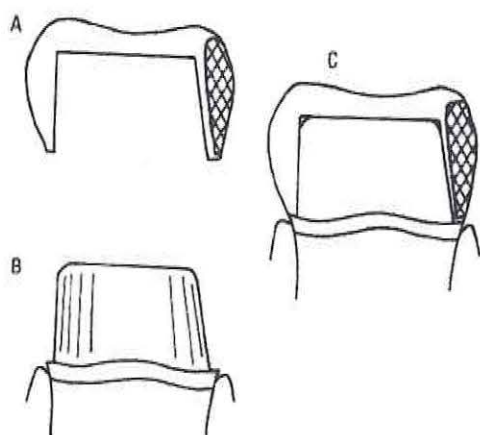


Figura 5: Diseño de una unidad telescópica (C), la cual combina un coping interno (B) con tallado de paredes paralelas y una conicidad vestibular para la colocación de cerámica en la corona externa (A). La tensión friccional inter-superficies permanece inalterada.



Figura 6: Copings internos cementados

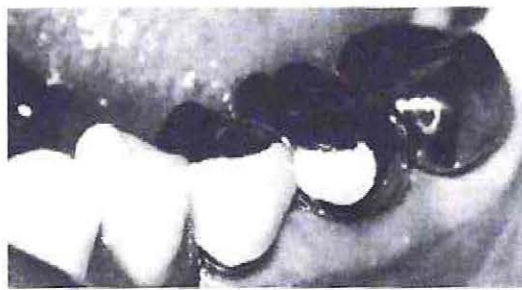


Figura 7: Coronas externas posicionadas.

UNIDADES DE TELESCÓPICAS RESILIENTES

La capacidad resiliente entre las dos partes del retenedor se obtiene mediante la modificación de la forma de la cofia interior y la exterior e interrumpiendo la continuidad de la superficie íntima de contacto entre ellos. La libertad de movimiento vertical o rotacional alcanzado por estos diseños permite la resiliencia de toda la superestructura removible en relación al diente pilar.

Hofmann y Ludwig y Hofmann tallaron la cofia interior en aproximadamente la mitad de la altura de la superficie vestibular en dientes anteriores y también las superficies proximales para los dientes posteriores. La superficie vestibular y la mitad oclusal de las cofias tienen forma cónica. En la región oclusal se deja un espacio de 0,2 a 0,5 mm, dependiendo de la elasticidad de la mucosa de soporte; mientras la mucosa sea más resiliente, mayor será el espacio dejado. Se deja un espacio de tolerancia de 0.03-0.04 mm entre el resto de las superficies de la corona. La corona secundaria tiene movilidad vertical sin fricción. La prótesis puede ser insertada y retirada sin problemas debido a que los pilares, independiente del número, se tallan a lo largo de un

camino común de inserción. Las dos partes del retenedor entran en contacto sólo en la oclusión. (Fig. 8) (Langer, 1980).

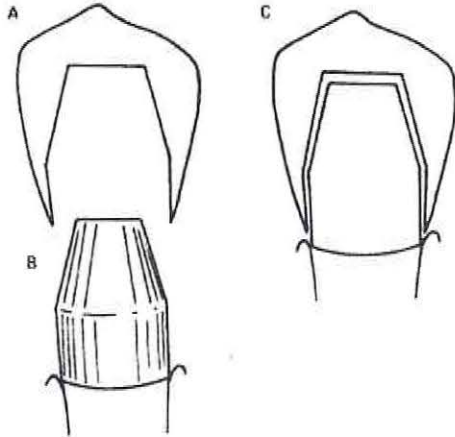


Figura 8: Unidad telescópica con movimiento vertical (C) la cual consiste en un coping interno parcialmente paralelo (B) y una corona externa (A).

Graber describe las ventajas del telescopio verticalmente resiliente que posee la capacidad de movimiento ascendente y descendente de la corona secundaria a lo largo de la corona primaria durante la función (Fig. 9). El margen cervical del coping, una banda de aproximadamente 2 a 2,5 mm, se talla en un paralelogramo en los 3/5 de su altura. El resto tiene una forma cónica de 5 grados. La corona secundaria encaja sólo en la banda cervical de la cofia y termina 1 mm por encima del margen gingival. No hay ninguna otra superficie de contacto entre las partes. Por encima de la superficie oclusal de la cofia primaria, hay un espacio libre de aproximadamente 1 mm, y la corona secundaria está libre para moverse hacia arriba y abajo a lo largo de la banda cervical sin interferir o dañar los tejidos gingivales. En esta construcción, no hay agarre activo entre los componentes del retenedor; la carga dirigida axialmente está elásticamente transferida al pilar. La prótesis removible anclada de esta manera se fija en su lugar sin ser retenida activamente y es, por lo tanto, capaz de seguir la resiliencia de la mucosa para soportar las bases durante la función (Langer, 1980).

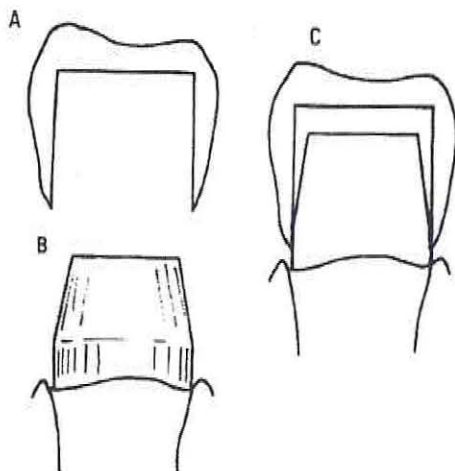


Figura 9: Componentes primario (B) y secundario (A) del retenedor telescópico (C) poseen una resiliencia vertical para compensar los movimientos de la prótesis esencialmente mucosoportada.

B.- CORONAS DOBLES CÓNICAS

Yalisove, Yalisove y Dietz introdujeron la corona y el coping con una distancia entre las partes para la rotación lo que les da la característica de resiliencia (Fig.10). El coping tiene una forma cónica. La corona secundaria tiene contacto superficial sólo en los dos tercios oclusales, mientras que el tercio cervical tiene un espacio para permitir su rotación cuando la fuerza oclusal hace que los tejidos blandos en el extremo libre se hundan. Yalisove distingue entre un tipo autosportada, donde la conicidad se limita a 2 o 3 grados y el tipo de autoliberación con una forma más cónica. La propiedad de retención disminuye gradualmente a medida que el grado de conicidad aumenta.

El efecto de férula se efectúa a través del contacto inter-superficies en los dos tercios oclusales de los retenedores. Incluso si la retención activa en el tipo de auto liberación se vuelve totalmente inefectiva, la ventaja del soporte y transmisión axial de las fuerzas oclusales al pilar no se verán afectadas, con independencia de la conicidad. (Langer *et al*, 1980).

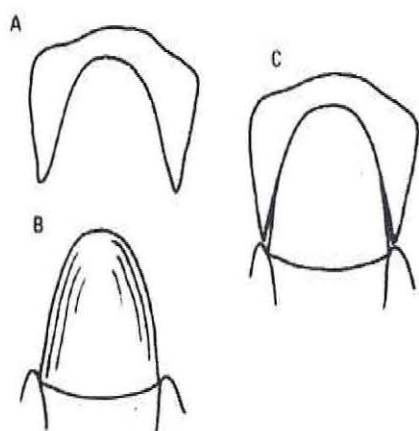


Figura 10: Retenedor cónico (C) con ajuste holgado para la rotación entre sus componentes (A) y (B).

En las coronas cónicas la retención está basada en la **fricción estática** de las coronas hacia el final del proceso de unión. En cambio, el mecanismo de retención de las coronas telescópicas de superficies paralelas es parecido pero con la diferencia de que las fuerzas adhesivas operan durante todo el proceso de unión (**fricción estática y dinámica**) (Stober *et al*, 2012).

Las coronas cónicas exhiben fricción sólo cuando están asentadas por completo usando un "efecto cuña". La magnitud del efecto de acuñamiento está determinada principalmente por el ángulo de convergencia de la corona interior. Las coronas cónicas exhiben fuerzas retentivas cuando el ángulo de convergencia de la corona interior cónica es correcto. Según Koerber, una fuerza de retención de aproximadamente 8 N se logra con un ángulo de 6 grados. La retención puede disminuir rápidamente entre la corona interior y exterior, especialmente cuando la corona

cónica es de una altura reducida y el ángulo de convergencia es mayor de 4 grados (*Wenz y Lehmann, 1998*).

La adaptación de la corona cónica se produce por la creación de un efecto de presión causado por la geometría de la corona. Este efecto es de suma importancia cuando se retiran las prótesis. Como no hay fricción o contacto, la prótesis se puede quitar con el primer movimiento. En coronas telescópicas cilíndricas en cambio, un movimiento de fricción se produce en todas las superficies a partir de la primera carga de la prótesis sobre los pilares. El contacto continuo entre las superficies produce la abrasión de la superficie.

En coronas cónicas técnicamente adecuadas y de superficie lisa, la fuerza de retención, como se dijo anteriormente, puede ser controlada por la angulación, sin embargo, se requieren conocimientos técnicos especiales y experiencia para fabricar una doble corona y proporcionar una retención adecuada (*Beuer et al, 2010*).

El diseño de una prótesis retenida por coronas cónicas debe considerar la retención suficiente y proteger a los pilares de los daños. Los pilares más débiles pueden ser favorecidos por los retenedores dándoles una mayor angulación de conicidad o haciéndolos más cortos (Figs. 11 y 12).

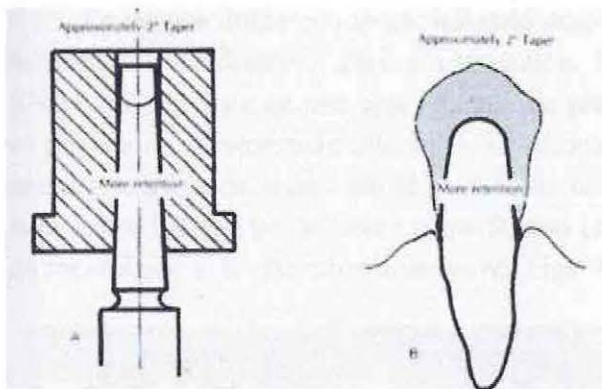
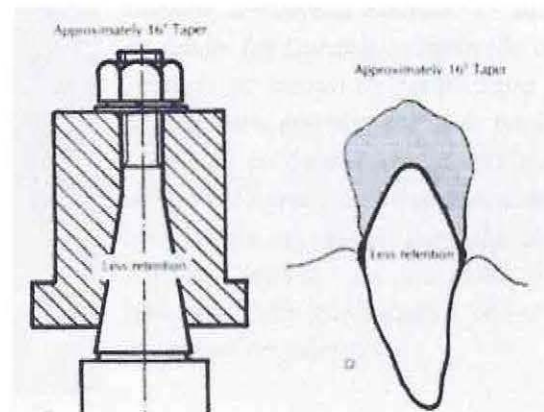


Figura 11: Un ángulo de inclinación pequeño (2°) proporciona mayor retención (*Breitman et al, 2012*).

Figura 12: Una conicidad más grande (16°) proporciona menor retención. Esto permite la auto-liberación (*Breitman et al, 2012*).



C.- CORONA DOBLE CON RETENEDOR (CORONA MARBURG)

Este tipo de corona es conocida también como telescopio híbrido o doble corona híbrida. En este sistema, el tercio apical de la cofia primaria es paralelo a la corona secundaria. La corona secundaria es parte de la base metálica y encaja precisamente en la cofia primaria sin fricción o efecto cuña. Este ajuste aliviado permite un movimiento mínimo lateral y un deslizamiento suave, sin esfuerzo a lo largo del eje de inserción. Estas coronas no exhiben fricción durante la inserción y la remoción ya que consiguen la retención mediante el uso de ataches que pueden o no incorporar la resiliencia si es necesaria. Sólo el tercio gingival de la cofia interior es paralela a la exterior (sistema TC-SNAP) (Verma, 2013; Sahin et al, 2012; Wenz y Lehmann, 1998).

Las cofias secundarias y la base metálica pueden ser moldeadas en una sola pieza utilizando aleaciones de metales sin tener que soldarlos. La prótesis removible se puede construir sin conectores mayores o menores debido a la rigidez del marco metálico (Sahin, 2012).

Wenz y Lehmann (1998), describieron la aplicación y ventajas del sistema de doble corona Marburg y evaluaron su éxito clínico a largo plazo. El sistema MDC (Marburg Double Crown) es un método que permite restaurar arcos parcialmente desdentados y se pueden utilizar como pilares los dientes naturales así como los implantes, y su aplicación no depende del número y la alineación de estos.

La corona doble con ajuste holgado proporciona orientación, soporte y estabilidad frente al movimiento de desalojo, pero sin retención. Para lograr la retención se utiliza el sistema TC-SNAP que consiste en una caja rectangular prefabricada de la misma aleación que las coronas y es pegada en la superficie interna de la corona exterior, o puede hacerse a partir de una caja de resina prefabricada conectada al modelo de cera del marco metálico y fundirse juntos como una sola pieza. Un cuerpo de resina pequeño con una bola de titanio se inserta en la caja; esto es fácil de reemplazar si la retención disminuye (Figs. 13 y 14).

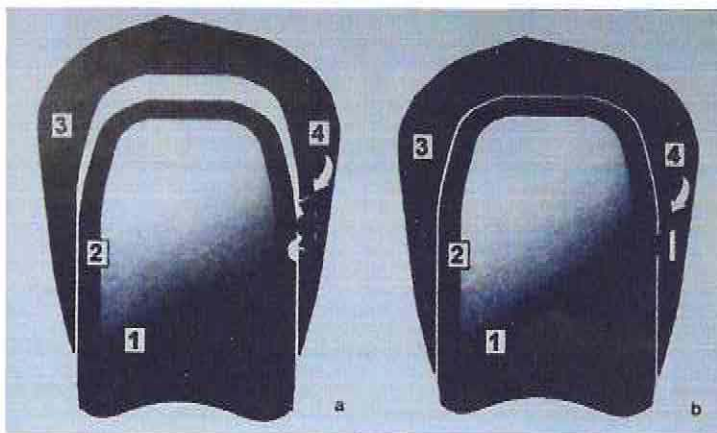


Figura 13: 1= diente pilar; 2= corona interior; 3= corona exterior; 4= atache de unión. (a) Durante la inserción de la prótesis, el cuerpo de resina sufre una deformación elástica, (b) en la posición terminal, el broche de titanio queda dentro del correspondiente hueco de 0,4 mm en la superficie paralela de la corona interior. La posición y la precisión están garantizadas por el uso de piezas prefabricadas.

Figura 14: Coronas internas en modelo maestro. Se observa el hueco hecho para la inserción de la bola de titanio.



Todas las superficies oclusales son por lo general fabricados en resina para facilitar los ajustes, pero si es necesario, se pueden fabricar en metal o cerámica. El periodonto marginal de los dientes pilares no está cubierto por la base de la prótesis. Adyacente a los dientes pilares, la base de la prótesis es perio-protectora similar al diseño a las prótesis parciales fijas para facilitar los procedimientos de higiene. Las sillas de extensión distal se extienden funcionalmente para proveer el máximo soporte. El área de contacto de la base de la prótesis y la mucosa es fabricada en resina para permitir el rebase (Figuras 15 y 16).



Figura 15: Estructura de una pieza del marco metálico colado con las coronas externas sobre el modelo de trabajo.

Figura 16: Visión de la cara interna de la prótesis telescópica terminada.



El sistema MDC utiliza una doble corona con un tope terminal que transmite fuerzas funcionales al diente pilar. Para que las coronas dobles estén soportadas también en mucosa deben permitir alrededor de 0,3 a 0,5 mm de movimiento vertical de la prótesis. El sistema MDC se puede modificar fácilmente para permitir el movimiento vertical (Figs. 17 y 18) (Wenz y Lehmann, 1998).

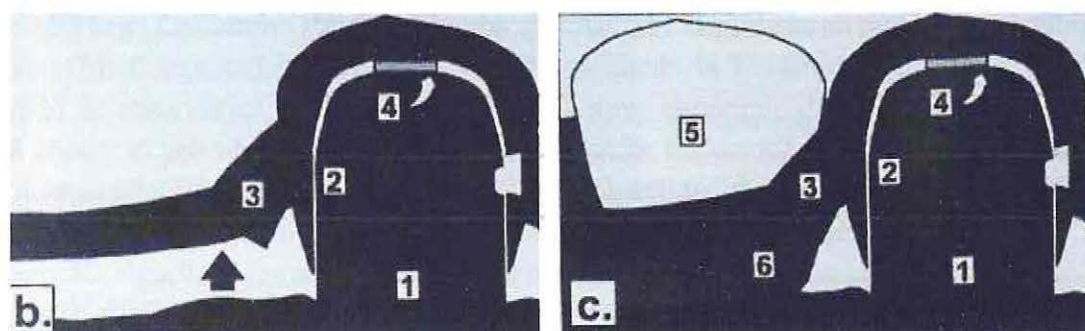


Figura 17: 1= modelo maestro. 2= corona interior 3= marco, incluyendo la corona exterior; 4 = papel aluminio; 5 = diente artificial; 6 = base de la prótesis. Para construir dobles coronas resilientes, la corona interior está fabricada con una ranura, utilizando piezas prefabricadas. Antes de que las coronas exteriores se monten en las coronas internas sobre el modelo maestro, (b) un pedazo de papel de aluminio de 0.3 o 0.5 mm se pone sobre la corona interior y el marco se vuelve a colocar. Este papel proporciona el espacio necesario entre las coronas interior y exterior. (c) El cuerpo de resina es posicionado con el papel de aluminio en su lugar, para que la base de la prótesis esté en contacto con el modelo maestro. (Wenz y Lehmann, 1998).

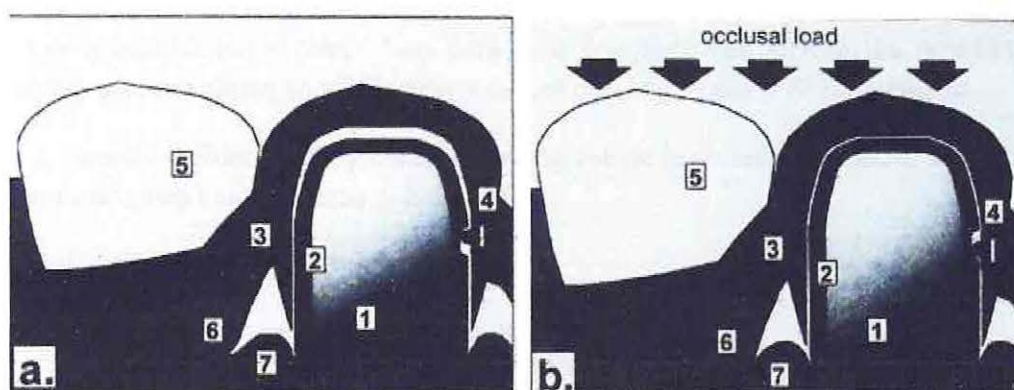


Figura 18: Después de la inserción de la prótesis el papel de aluminio es removido. a) La base de la prótesis ahora está en contacto con la mucosa aunque igualmente hay una distancia entre las coronas interior y exterior. b) Cuando se aplica una carga oclusal, la prótesis se mueve verticalmente; la cantidad de movimiento depende de la compresibilidad (resiliencia) de la mucosa de soporte y retorna a su posición original después que la carga oclusal desaparece. (Wenz y Lehmann, 1998, Marburg School of Dental Medicine, Philipps University, Marburg, Germany).

La versatilidad del sistema MDC permite su aplicación en las prótesis implanto-soportadas independientemente de si la prótesis se apoya sólo en los implantes, dientes e implantes o implantes y la mucosa. Aunque el módulo elástico del titanio es sólo un 60% del de una aleación de cobalto-cromo-molibdeno, generalmente existe espacio suficiente para fabricar un marco rígido de titanio sin conectores mayores y menores.

Wenz y Lehmann (1998), evaluaron un total de 111 prótesis en maxila y mandíbula con el sistema MDC insertadas entre 1984 y 1996 mediante la revisión de fichas de pacientes. El período de observación medio fue de $3,4 \pm 3,4$ años, el periodo de observación máximo fue de 12,8 años y el período de observación mínimo fue de 6 meses. La probabilidad de perder todos los dientes pilares a los 10 años fue de 4%. La probabilidad de mantener todos los dientes pilares 5 años después de la inserción fue de 87% y después de 10 años fue del 80%; no hubo diferencias significativas en la probabilidad de supervivencia cuando las prótesis se dividieron en 2 grupos: soporte rígido (> 4 coronas dobles) y soporte resiliente (< 3 coronas dobles). Ninguna de las prótesis mostró fractura del marco metálico durante el período de observación.

Los autores concluyen que la aceptación por los pacientes y los dentistas y el éxito a largo plazo de este tipo de tratamiento son promovidos por las siguientes características:

- Las coronas dobles con retenedor, se combinan con ataches fácilmente reemplazables, proporcionan buena estabilidad, soporte y retención.
- El uso de una sola aleación proporciona rigidez suficiente para la construcción de una PPR sin conectores mayores y menores y permite un diseño perio-protector.
- Las rehabilitaciones removibles para arco completo simplifican los procedimientos de fabricación y un fácil ajuste, modificación y rebase con bajos costos de mantención.
- La inserción, eliminación y cuidados de higiene de la prótesis se pueden lograr fácilmente, incluso por pacientes con destrezas deficientes.

Mecánica de los sistemas de doble corona

Diversas técnicas se aplican en la investigación de la biomecánica tanto *in vitro* como *in vivo*. Ninguna técnica cumple con todos los requisitos para visualizar las interacciones fisiológicas involucradas. La disponibilidad de sistemas informáticos ha permitido desarrollar métodos analíticos de la biomecánica tales como la fotogrametría y el análisis de elementos finitos. Sin embargo, técnicas más tradicionales como las mediciones con calibrador de tensión, han sido ampliamente utilizados para estudiar los mecanismos de los aparatos protésicos.

En la literatura, hay resultados contradictorios acerca de las características de transmisión de las cargas por sistemas telescópicos y poco se sabe de los patrones de transmisión según los tipos y rigidez del sistema de retención (rígido y/o flexible) y el número de dientes pilares (*Sahin et al, 2012*).

Pezzoli et al (1986), estudiaron las cargas aplicadas en modelos de estudio desdentados distales bilaterales, usando la reflexión de fotoelasticidad¹, basada en el nivel de compresión de una capa fotoelástica colocada en la zona distal desdentada. Los diseños probados fueron prótesis parciales removibles con (1) retenedores circunferenciales y apoyos distales, (2) retenedores circunferenciales y apoyos mesiales, (3) retenedor continuo de Kennedy y conexión elástica a una barra lingual, (4) ataches de precisión y pilares ferulizados, (5) rompiefuerzas y pilares ferulizados y (6) coronas telescópicas en los pilares distales ferulizados (dos a cada lado).

Las prótesis con rompiefuerzas provocaron la aparición de franjas con la aplicación de cargas más bajas comparadas con los otros diseños. Contrariamente se requirieron las más altas cargas para producir la aparición de la primera franja con las coronas telescópicas.

El análisis de franjas mostró una gran perturbación en muchas regiones de la prótesis con los rompiefuerzas y las cargas sobre los pilares fueron similares a las producidas por los ataches de precisión y el mismo resultado se encontró sobre la cresta edéntula. Además, hubo una concentración de cargas en la región distal del reborde desdentado.

Los ataches de precisión produjeron una alteración considerable en el flujo de líneas en la región desdentada. El flujo de líneas mostró que el pilar distal recibía más estrés que el pilar mesial. Por lo tanto esta prótesis transfiere la carga a través del diente pilar distal y a través de la porción central de la cresta edéntula.

Cuando se comparó el retenedor continuo con las telescópicas, las líneas estaban alteradas en virtud de los dientes pilares. El flujo de líneas bajo el pilar mesial estaba más alterada que en el pilar distal. Por lo tanto, a diferencia de la prótesis telescópica, los dos dientes pilares no fueron cargados del mismo modo.

La prótesis telescópica produjo la menor tensión comparada con todos los otros diseños en la región desdentada y las cargas fueron transmitidas de manera más equitativa a los pilares. Las telescópicas proporcionaron la transmisión más equilibrada de cargas a las estructuras de soporte.

Los autores plantean que cuando una corona telescópica se utiliza como un retenedor de prótesis parcial, el diente pilar está totalmente rodeado y la carga se transmite axialmente.

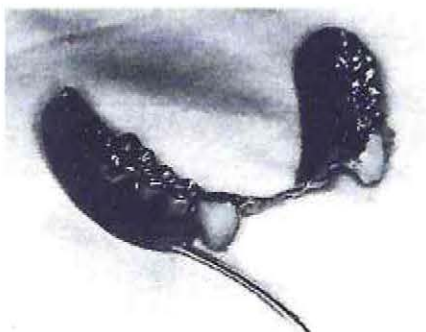
¹ *Fotoelasticidad*: Análisis de patrones de franjas. Técnica experimental para la medición de esfuerzos y deformaciones. Se basa en el uso de luz para dibujar figuras sobre piezas de materiales plásticos, transparentes y continuos, que están siendo sometidas a esfuerzos. Las figuras que se dibujan son semejantes a las mostradas al realizar un análisis de elementos finitos ya que se pueden observar contornos y colores.

Si una base de extensión distal se une a la corona telescópica externa, algo de torsión puede ser transmitida al pilar. En este estudio se utilizaron alambres de unión entre las coronas telescópicas y las bases protésicas los que actuaron como rompedores de estrés. Este tipo de conexión entre las coronas telescópicas y la base evita el efecto de torsión sobre el pilar y dirige la carga en forma vertical justo en el centro de la cresta desdentada.

Ogata *et al* (1993), en su estudio longitudinal durante 3 meses, *in vivo*, en dos pacientes clase I de Kennedy llegaron a conclusiones similares al estudio anterior. El propósito de este estudio fue realizar la medición de fuerzas transmitidas desde la base de la prótesis a retenedores telescópicos cónicos. En este estudio, usaron una barra de acero dentro de las bases de las prótesis experimentales que actuaba como rompefuerzas (Fig. 19). Se midió el valor máximo de las fuerzas verticales y el máximo valor de fuerzas laterales.

El valor de la fuerza vertical de mordida fue de 20N en ambos sujetos, lo que es el doble de lo aplicado en los pilares cuando se usan retenedores circunferenciales, según un estudio anterior de los mismos autores. Contrariamente las fuerzas laterales sobre los pilares fueron similares con coronas telescópicas y con retenedores circunferenciales.

Figura 19: Prótesis experimental



Saito *et al* (2003), observaron las tensiones que actúan sobre los dientes pilares y las bases de prótesis de extensión distal unilateral con distintos tipos de retenedores: atache de precisión extracoronales, telescópicas cónicas y retenedor Acker.

Ellos concluyeron que la tensión que actúa sobre un diente pilar con un atache rígido de precisión o una telescópica cónica es mayor que con un retenedor convencional. Los ataches de precisión tienden a concentrar más tensión en el pilar que las prótesis telescópicas. Las tensiones sobre las bases de las prótesis fueron menores con los ataches de precisión y con telescopios que las que se producen con retenedor Acker. No hubo diferencia entre las tensiones producidas en las bases protésicas con el uso de ataches de precisión y telescópicas.

El desplazamiento de la base de la prótesis tendió a ser menor cuando ésta fue diseñada con una conexión rígida y con estabilización transversal del arco. La prótesis telescópica con estabilización de arco cruzado, mostró el menor desplazamiento vertical. Generalmente los

diseños bilaterales evitan mejor el desalajo que los diseños unilaterales. El desplazamiento de la base de las prótesis disminuye entonces con el aumento en la rigidez de la conexión del retenedor al diente pilar.

Los autores plantean que a lo menos dos dientes pilares deben ferulizarse con el fin de hacer que los patrones de estrés sean más favorables. En este estudio, el canino y el primer premolar se ferulizaron en todos los casos. Cuando se compararon los resultados con las prótesis telescópicas se demostró que las prótesis con ataches concentraron el esfuerzo en el primer premolar, mientras que las prótesis telescópicas distribuyen el estrés tanto en el canino como el primer premolar.

Sahin et al (2012), utilizando un medidor de tensión, estudiaron los efectos del tipo y la rigidez del retenedor y el número de dientes pilares en la distribución de las tensiones sobre los dientes y crestas edéntulas producidas por prótesis retenidas por coronas dobles. Se fabricó un modelo maxilar con los dientes pilares 1.3, 2.3, 1.4 y 2.4. Las prótesis se modificaron de acuerdo a los dientes incluidos en cada caso. En total, cuatro bases metálicas de PPR se prepararon para cada caso (2 resilientes y 2 rígidas). El grupo de telescopio convencional estuvo compuesto: cuatro cofias con un diseño rígido con hombro como describe Langer, mientras que cuatro tenían un diseño resiliente como describe Graber. El grupo con atache (Marburg) consistió en: cofias primarias para diseños de ataches resilientes y de ataches rígidos.

Las conclusiones de este estudio *in vitro* fueron que las prótesis retenidas por coronas tipo Marburg producen mayor tensión en la zona distal al diente pilar que las con sistemas telescópicos convencionales. Ambos tipos de sistemas retentivos con un diseño rígido produjeron la mayor tensión distal al diente pilar comparados con los retenedores de diseño resiliente.

La tensión producida en las crestas desdentadas fue independiente del tipo de retenedor, la rigidez del dispositivo y el número y distribución de los dientes pilares.

El uso de más de dos dientes pilares no mejoró la patrones de deformación de las PPR.

PPR soportadas por cuatro, tres y dos dientes pilares unilaterales produjeron patrones de deformación similares. Las prótesis soportadas por dos dientes bilaterales produjeron la más alta tensión distal a los dientes, pero no hubo significativa diferencia entre las tensiones producidas por las prótesis soportadas ya sea por pilares unilateral o bilateralmente.

Szentspétery et al (2010), en un estudio prospectivo a 3 años observaron la longevidad de las coronas telescópicas de fricción en denticiones reducidas (1 a 4 dientes restantes por arcada). Un total de 74 pacientes recibieron 82 prótesis parciales removibles retenidas por 173 pilares. La tasa de supervivencia fue de 93,9% para los dientes pilares y 87,5% para los telescopios. Se concluyó que al aumentar el número de telescopios aumenta la sobrevida. La sobrevida de dos telescopios aumenta dependiendo de la distribución de ellos. En la distribución de tipo lineal

sagital la sobrevida fue mucho mejor que cuando se distribuyeron diagonal o transversalmente. Aun cuando había sólo un pilar de soporte, su sobrevida fue mayor que los pilares en una distribución lineal transversal. La mayor sobrevida se obtuvo cuando hubo 3 o 4 pilares distribuidos en forma triangular (Fig. 20). El mayor riesgo relativo de los pilares se encontró en la distribución lineal diagonal (Clase D de Steffel), 18.5 veces más alto que el valor referencial de 1 en la clase E (soporte triangular). El menor riesgo (3.1) se encontró en la distribución sagital lineal (Clase B). Un significativo mejor pronóstico tuvieron los telescopios insertados en dientes pilares vitales dispuestos en situación triangular en mandíbulas de mujeres.

En total, 11% de los dientes se fracturaron y el 4,6% de los dientes se extrajeron. Los pacientes estaban en su mayoría muy satisfechos. El aumento de la movilidad de los dientes pilares no se pudo comprobar.

Este estudio mostró una más baja sobrevida en los dientes pilares no vitales (78%) comparada con los pilares vitales (89%). Sin embargo este estudio y otros han comprobado que al aumentar el número de telescopios aumenta la sobrevida. Esto conduce a recomendar mantener los dientes débiles y el uso de pilares endodonciados para mejorar el soporte periodontal de la prótesis.

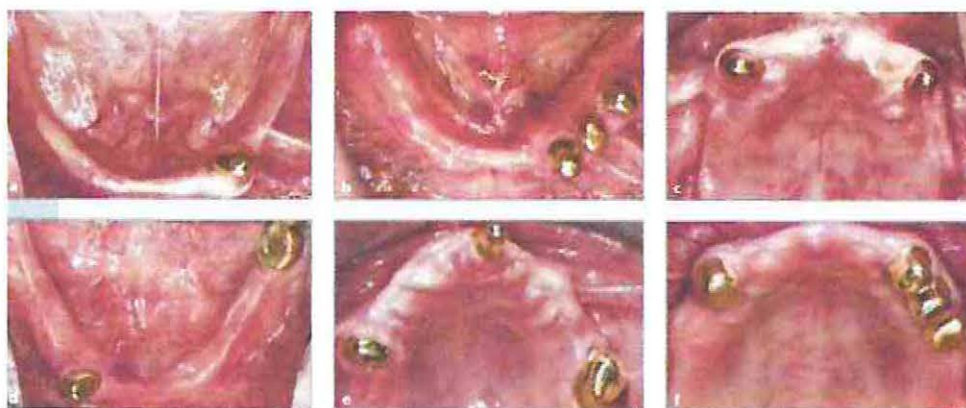


Figura 20: Distribución de los pilares según la clasificación de Steffel. a) Clase A, soporte puntual. b) Clase B, soporte lineal sagital. c) Clase C, soporte lineal transversal. d) Clase D, soporte lineal diagonal. e) Clase E, soporte triangular con 3 telescopios. f) Clase E, soporte triangular con 4 telescopios. La Clase F, sin foto, corresponde al soporte cuadrangular, lo cual no fue incluido en el estudio.

Otra arista importante en el funcionamiento de los sistemas de coronas dobles es la cantidad de retención lograda. En estudios de seguimiento a largo plazo, las prótesis retenidas por coronas cónicas muestran una tasa de supervivencia más alta y una mayor satisfacción de los pacientes comparadas con las prótesis parciales con retenedores extracoronarios tradicionales. Sin embargo, estos sistemas presentan ciertos problemas comunes como la pérdida de retención de

las coronas interiores, la fractura de las coronas exteriores y de la base metálica. Estos problemas mecánicos son causados por el acúñamiento entre las coronas interior y exterior, en particular en casos de sobre retención y el uso a largo plazo.

Wang et al (2010) presentaron un método que describe una técnica para la construcción de este tipo de prótesis, controlando la retención y optimizándola en los pilares con compromiso periodontal, mientras que se hace una distribución efectiva de la retención funcional para cada pilar. Este reporte de caso describe un método según ellos óptimo para la construcción de prótesis retenidas por coronas cónicas, sin embargo, es engorroso y requiere varios pasos de cálculos y fórmulas para llegar al ángulo de conicidad óptimo α que será usado por el laboratorio dental para fabricar una prótesis retenida por dobles coronas usando un Konometer (Fig. 21)



Figura 21: Konometer utilizado para medir el ángulo de conicidad de las cofias internas en cera.

Ellos plantean que en la práctica clínica, la retención de una prótesis retenida por una corona cónica es a menudo insuficiente o, más frecuentemente, es superior a los valores óptimos. Para lograr la retención óptima se debe tener en cuenta la condición fisiológica del pilar. La fuerza de retención del pilar no debe exceder el límite fisiológico de un diente normal, sino que debe lograr la retención requerida por la prótesis. El exceso de retención de las prótesis parciales dificulta su retiro por parte del paciente y causa traumatismos en los pilares. Esta misma situación puede aumentar el desgaste del metal y conducir a la pérdida de la retención. Idealmente, las prótesis retenidas por coronas dobles deben ser diseñadas para una retención estable no excesiva ni insuficiente.

Se prefiere la retención mínima requerida para que el paciente pueda quitar fácilmente la prótesis al mismo tiempo de garantizar que permanezca asentada durante las actividades fisiológicas (por ejemplo, beber, comer, hablar y bostezar). El exceso de retención puede aflojar la corona interior o producir movilidad en los pilares, causar un traumatismo o fractura de la raíz o dañar la prótesis. La sobre retención puede causar un desgaste excesivo de las coronas interior y exterior lo que conduce a la inestabilidad protésica. Las prótesis están propensas a un exceso de retención, en particular en los casos con múltiples pilares; por lo tanto, cinco o más pilares no se recomiendan para este tipo de tratamiento.

Cada pilar no puede soportar una carga más retentiva que su límite fisiológico. Sin embargo, numerosos factores determinan el límite tolerable de un pilar periodontalmente comprometido, lo que complica la toma de decisiones clínicas.

Varios estudios de seguimiento han mostrado una significativa relación entre el área de superficie de la raíz y la tasa de éxito de las prótesis. Algunos miden el área de superficie radicular utilizando radiografías, sin embargo, su uso puede conducir a mediciones inexactas de la superficie de una raíz tridimensional.

Cuando el tejido periodontal está dañado, la relación relativa puede ser difícil de determinar. Por ejemplo, cuando el tejido periodontal se reduce a la mitad de su altura normal, no es irracional suponer que el área de superficie de la raíz se reduce en 50%. Sin embargo, la raíz no es de forma cilíndrica, más bien muestra una forma cónica con variaciones en concavidad o curvatura, o con raíces adicionales. Así, si se pierde la mitad de la altura del hueso alveolar, el área de superficie de la raíz será <50%, con una mayor pérdida en las raíces más cónicas

La retención distribuida a cada pilar debe ser tan baja como sea posible para evitar daños en él, mientras se mantiene una retención adecuada. De acuerdo con Siba, la retención ideal requerida de una prótesis debe estar entre los 2-3 kg. Del mismo modo, Sugiyama observó que la retención de una prótesis no debe ser inferior a 2 Kg. Si la fuerza de retención es menor que este valor, la prótesis puede ser desalojada durante un movimiento funcional. (*Wang et al, 2010*).

Como sabemos, las fuerzas de retención están influenciadas por el ángulo de conicidad así como por el ajuste de la corona secundaria. Para lograr un ajuste de alta precisión, se han desarrollado retenedores con coronas secundarias de oro galvanizado. La producción directa de la corona secundaria sobre la corona primaria optimiza su instalación y elimina el procesamiento posterior hecho a mano que es necesario para hacer las coronas coladas, lo cual conlleva a que la retención de estas últimas sea difícil de determinar y varíe de forma descontrolada durante largos periodos de uso. Además del oro galvanizado se han utilizado otros materiales y técnicas para la construcción de dobles coronas que serán discutidos en el siguiente apartado.

Materiales y métodos de fabricación de los sistemas de doble corona.

Uno de los problemas que cada sistema tiene que enfrentar es el cambio de las fuerzas de retención a lo largo del tiempo causado por procesos tribológicos² que afectan a la superficie de las piezas macho y hembra. Los cuatro factores tribológicos más importantes son la reacción triboquímica³, la abrasión, la adhesión y la interrupción de la superficie. Estos factores pueden aparecer por separado o pueden superponerse entre sí. La influencia, la apariencia y la combinación de estos factores están afectadas por el tipo de material y la construcción del elemento de retención (*Bayer et al, 2011*).

Los materiales dentales han evolucionado enormemente y nuevas tendencias se presentan continuamente en la literatura. Sin embargo, cada nuevo material dental se compara con los materiales probados y bien establecidos en los últimos años. Las aleaciones de metales pertenecen a estos materiales desde hace mucho tiempo probados, dentro de los cuales se afianza el cobalto-cromo (Co-Cr) debido a su alto módulo de Young (*Wagner et al, 2015*).

Los materiales utilizados para las coronas interiores y exteriores son las aleaciones de oro, aleaciones de metales de Cr-Co, Cr-Co-Mo, titanio y zirconio (*Verma, 2013*).

En general la aleación recomendada para la fabricación de coronas telescópicas y cónicas es alta en su contenido de oro (ADA tipo IV) en desmedro del uso de las aleaciones de metales base debido a las dificultades prácticas y técnicas asociadas con estos materiales.

Las propiedades de la aleación elegida para las coronas dobles son muy importantes. El módulo elástico de una aleación de Co-Cr-Mo es aproximadamente tres veces más alto que el de una aleación de tipo IV con alto contenido de oro. Por lo tanto, si se utiliza una aleación con alto contenido de oro, son necesarios conectores mayores y menores para garantizar la rigidez adecuada de la base de la prótesis. En cambio, las aleaciones de metales base proporcionan suficiente rigidez para fabricar un marco sin la necesidad de un conector mayor.

Cuando se trata de sistemas de doble corona tipo Marburg por lo general todas las partes metálicas del sistema se hacen de una aleación de Co-Cr-Mo, pero también se pueden fabricar en titanio; por lo tanto el titanio es el material preferido si los implantes se utilizan como pilares. (*Wenz y Lehmann, 1998*).

² La Tribología es la ciencia que centra su estudio en tres fenómenos: la fricción entre dos cuerpos sólidos en movimiento, el desgaste como efecto natural de este fenómeno y la lubricación como un medio para evitar el desgaste.

³ El contacto deslizante tribológico da como resultado una reacción química. Los productos de la reacción influyen en los procesos tribológicos en la superficie. Una causa frecuente de desgaste triboquímico es la oxidación.

Las coronas de dióxido de circonio muestran ventajas como la semejanza del color del diente y ninguna corrosión, así como una mayor biocompatibilidad en comparación con las aleaciones de metales (Bayer *et al*, 2011).

El uso de la cerámica sin metal para la fabricación de retenedores de doble corona fue descrita por primera vez el año 2000 por Weigl *et al*. Esta llamada doble corona ceramogalvánica se basa en el diseño de la corona cónica. Se compone de una corona cónica primaria de cerámica y una corona secundaria hecha de oro galvanoforado cementada al marco metálico de la prótesis (Figs. 22 y 23). Se asumió que la sustitución del metal colado por la cerámica y el oro electrodepositado mejoraría la resistencia al desgaste en comparación con las coronas dobles coladas convencionales, lo que conduce a una fuerza de retención más constante y predecible de la prótesis removible (Rinke *et al*, 2015).



Figura 22: Componentes de la estructura: coronas de zirconio primarias, fresadas y pulidas, coronas secundarias galvanizadas y el marco metálico.

Figura 23: (A) Coronas primarias de zirconio cementadas en pilares de 4 implantes maxilares, (B) cementación intraoral de las coronas secundarias y el marco de Co-Cr, (C) vista basal de la prótesis removible finalizada, (D) situación clínica.



Propiedades físicas y mecánicas de los materiales usados para la fabricación de las coronas dobles.

Las aleaciones que muestran una baja tasa de corrosión cuando están aisladas, pueden sufrir un aceleramiento de ésta al estar en contacto con otros metales, especialmente en el medio ambiente de la cavidad oral. La corrosión electroquímica, relacionada con el efecto galvánico, es más significativa en un ambiente húmedo. Se ha planteado que el uso de ciertas aleaciones en contacto con otras podría disminuir este efecto. **Iimuro et al (1993)**, encontraron que el valor de la corrosión del Ti aislado llega a ser menor cuando se superpone a la aleación de Au tipo IV o a la aleación de Au- Ag- Pd. Lo mismo sucede en el caso del Au-IV y la aleación de Au-Ag- Pd en la cual la pérdida de iones fue menor cuando ellas se superpusieron dentro de un medio ambiente *in vitro*.

Los estudios de **Kedici et al (1998)** y **Bayramoğlu et al (2000)**, en los cuales se estudiaron los efectos del pH en la corrosión de aleaciones metálicas usadas en la cavidad oral, concuerdan que existe una pérdida de iones en todos los metales con todos los diferentes pH a los que fueron sometidos y concluyeron que el Ti exhibe la menor fuga de iones en medios corrosivos. Contrariamente, las aleaciones con estaño y cobalto mostraron las mayores tendencias a la corrosión. Las aleaciones con Fe-Cu fueron corroídas en un medio ácido, al revés, las aleaciones que contienen Cr-Ni-Mo resultaron ser ácido resistente.

La adición de cobalto y molibdeno a las aleaciones, mejora su resistencia a la corrosión. **Kedici et al (1998)**, también observaron que la disolución de las aleaciones de metales preciosos aumentó a medida que lo hizo el porcentaje de metales nobles.

Las aleaciones de alto contenido de oro muestran una liberación de iones moderada, con excepción de la aleación libre de paladio que tiene una muy alta liberación de iones. La investigación sugiere que el paladio parece ser necesario en las aleaciones de oro con el fin de evitar la corrosión.

El Cr es un componente clave de las aleaciones, debido a su resistencia a la pigmentación y a la corrosión; el Co aumenta el módulo de elasticidad y la resistencia. El Mo se añade para reducir el coeficiente de expansión térmica y aumenta la resistencia a la corrosión.

La mayoría de las aleaciones coladas de Co-Cr poseen una resistencia comparable a la de las aleaciones de oro duro (tipo IV), pero las aleaciones de Co-Cr son un 50% más duras y, por consiguiente, más difíciles de pulir que las aleaciones de oro. Las aleaciones de Au son unas dos veces más densas que las de cobalto-cromo. Por consiguiente, una prótesis parcial de cobalto-cromo pesaría el doble si fuera de oro.

Las aleaciones dentales de Co-Cr son dos veces más rígidas que las de Au, tal como indica su mayor módulo de elasticidad (Tabla I). Las aleaciones de Au son más dúctiles que la media de las aleaciones de Co-Cr. Esta ductilidad representa una ventaja para las aleaciones de oro, ya que son menos frágiles. Las aleaciones de oro son más fáciles de fundir, pulir y ajustar sin que se rompan. Las aleaciones de cobalto-cromo se contraen al fundirse mucho más y por esto resulta más difícil obtener coronas suficientemente exactas. Las aleaciones de Co-Cr- Ni son mucho más baratas que las de Au, son más ligeras y rígidas, lo que representa una gran ventaja en numerosas aplicaciones.

Las piezas de titanio para colar tienen un costo de producción más alto en comparación con las aleaciones de Ni-Cr y Co-Cr, debido a la necesidad de sistemas especialmente desarrollados para hacer frente a ciertas propiedades físicas y químicas. El Ti y sus aleaciones proporcionan una resistencia, rigidez y ductilidad similares a los de otras aleaciones dentales.

Las piezas de titanio puro para colar tienen propiedades mecánicas similares a las aleaciones de oro tipo III y IV. Las aleaciones de Ti, tales como Ti-6Al-4V y Ti-15V, tienen propiedades más cercanas a las aleaciones de Ni-Cr y Co-Cr, con la excepción de un módulo de Young más bajo (Tabla I). Incluso con estas resistencias similares de los materiales, la baja densidad del titanio hace que la restauración sea más liviana y más cómoda para el paciente. Además la escasa cantidad de Ni hace que estas aleaciones sean adecuadas para los pacientes hipersensibles.

A pesar de que las aleaciones de titanio son excepcionalmente resistentes a la corrosión debido a la estabilidad de la capa de óxido de Ti, no son inertes al ataque corrosivo. Cuando la capa de óxido se descompone o se retira y es incapaz de reformarse en la superficie, el titanio puede ser tan corrosivo como muchos otros metales. Los estudios han demostrado que los fluoruros pueden infiltrarse en la capa de óxido de titanio, especialmente a niveles de pH bajos. Siiril y Knmen, en un estudio, llegaron a la conclusión de que los cepillos de dientes usados en las superficies de titanio puro no deben ser abrasivos, y que debe ser evitada la exposición de larga duración a fluoruros tópicos (gel 1.25% y barniz 2.25%) (*Roach, 2007*).

Tabla I: Propiedades mecánicas de los materiales dentales usados para dobles coronas

Material	Resistencia a la tracción (MPa)	Límite de elasticidad (MPa)	Módulo elástico o de Young (GPa)	Dureza Vickers (Hv)
Co-Cr-Mo	655-889	155-240	390-644	322
Co- Cr- Ni	685	198	470	-----
Oro Tipo III y IV	-----	207-434	90	150
Ti puro	240-550	170-480	96-114	200
Ti grado 4	760-888	485-725	110	-----
Aleación de Ti-6Al- 4V,	877-930	830-870	113-137	340
Óxido de Zirconio	900 a 1.200	1.200	210	1.160-1.300

Fuente: (Roach, 2007; Miyazaki, 2013)

En el estudio de Gil *et al* (1995), compararon el desgaste abrasivo de diferentes metales utilizados en restauraciones dentales. Los resultados muestran que el desgaste abrasivo de las aleaciones de metales preciosos tales como Pt, Pd, Au y Ag es mayor que en las aleaciones a base de Ti. La aleación con la más alta resistencia al desgaste fue la de Co-Cr que tiene la mayor dureza y módulo de Young.

Los métodos de fabricación de coronas dobles como la sinterización por láser, el colado o el fresado en CAD/CAM se pueden usar para trabajar aleaciones de Co-Cr. El proceso de sinterización láser es un método en el que la aleación de Co-Cr en su forma final fusiona gránulos de Co-Cr en capas mediante el uso de un haz de láser de dióxido de carbono. Este procedimiento es ventajoso por el poco desgaste que se produce en el material pero los costos y el esfuerzo técnico son poco rentables y por lo tanto su uso es infrecuente.

El colado de la aleación de Co-Cr se produce con la técnica de la cera perdida tradicional en función de las habilidades del técnico y el ajuste hecho a mano, mientras que el proceso de fresado permite el uso de bloques homogéneos prefabricados (CAD/CAM) (Wagner *et al*, 2015).

La fabricación de coronas secundarias galvanizadas es un proceso en gran parte automatizado (galvanoplastia o electroformación⁴) y garantiza un ajuste óptimo entre coronas

⁴ Electroformación: deposición de iones aúricos sobre la superficie preparada para recibirlos (cofia primaria), que se efectúa siguiendo fielmente los detalles que componen dicha superficie, cohesionándose las moléculas al perder su carga positiva y adhiriéndose fuertemente entre ellas, formando así una superficie metálica. Se produce el traslado de iones de oro desde un ánodo (carga positiva) hasta un cátodo (carga negativa) en un medio líquido electrolítico, compuesto fundamentalmente por sales metálicas y ligeramente acidulado.

primarias y secundarias. Los sistemas con coronas secundarias galvanizadas utilizan el principio de adhesión hidráulica resultante de la película de saliva entre las dos coronas (Fig. 24).

Entre ambas capas, debido a la perfecta deposición galvánica, se produce una superficie de contacto mayor que la que se da en las telescópicas producidas por el proceso de colado. Se consiguen pares de rozamiento-deslizamiento absolutamente homogéneos y casi 100% ajustables. La fricción de deslizamiento ofrece un efecto seda y el espaciado entre las dos cofias es el punto crítico para que se produzca el fenómeno de adhesión.

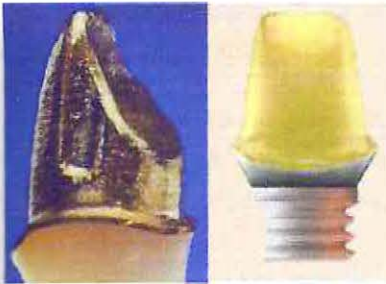


Figura 24: Hembra de oro galvanizado directamente sobre la cofia primaria del mismo espesor y con un ajuste sobresaliente en el margen. (Izquierda: sobre un diente natural. Derecha: sobre un pilar de implante.)

Teniendo en cuenta que las dos cofias (externa e interna) no están pegadas entre sí, al ser un sistema móvil se abre el espacio y por la ranura penetra fluido salival, ejerciéndose así la Ley de Van Der Waals que es la fuerza de cohesión o atracción electromagnética que se ejerce entre las moléculas hídricas y que depende de la distancia entre ellas. Como están alojadas entre dos superficies planas de gran contacto en un espacio muy reducido, sólo permiten el movimiento en el sentido de la dirección de la fuerza pero oponiéndose a su separación ortogonal. Es el mismo efecto que se produce cuando se deslizan dos cristales mojados que pueden moverse en el sentido de la fuerza de deslizamiento pero no pueden separarse. Según **Engels et al (2013)**, el modo de retención de las coronas dobles electroformadas no se basa en la superficie de contacto directo de las dos partes de las coronas, en teoría, no deberían estar sujetas a desgaste.

Al eliminar los pasos de encerado, revestimiento y vaciado, y ser un proceso en frío no se producen cambios dimensionales en la cofia de oro. En galvanoplastia no surgen problemas de impurezas, irregularidades e inclusiones de aire inevitables en la técnica de colado.

Se cree que las prótesis retenidas por coronas galvanizadas son más cómodas para el paciente debido a su ajuste libre de estrés, sobre todo como resultado de la fabricación automática de la corona secundaria y sin el impredecible aumento o disminución de la fuerza de retención durante un largo período de tiempo.

Beuer et al (2010), determinaron los valores de las fuerzas de retención usando coronas internas de zirconio y los compararon con coronas internas de oro. Todas las coronas externas se hicieron de oro galvanizado (Fig. 25). Las coronas de zirconio fueron hechas con el sistema CAD/CAM. Otras 60 coronas internas fueron fabricadas utilizando la técnica de colado tradicional del oro. Se evaluó además el efecto de la altura del pilar (5, 7, y 9 mm) y la conicidad (0° y 2°). Diez ciclos de separación se realizaron en cada muestra.

Fig. 25: Corona primaria de zirconio y corona secundaria galvanizada.



No se encontraron diferencias significativas en la brecha inter-cofias (corona externa e interna) con los dos materiales.

Según estudios los pacientes se sienten satisfechos con una retención de sus prótesis en el intervalo de 2,5N a 3N y el máximo de fuerza de retención no debe exceder los 6,5 N. Las fuerzas de retención de los grupos evaluados en este estudio estaban en el rango de 0.37 a 2.65 N

La altura del pilar, el material de la corona interior y la conicidad mostraron una influencia estadística sobre la fuerza de retención (Fig. 26).

El valor más alto de retención se observó en las coronas interiores de oro de 9 mm y 0° mientras que el valor más bajo se midió en coronas primarias de zirconio de 7 mm y 2°.

Las coronas primarias de zirconio se desempeñaron mejor que las de aleación de oro en el grupo de 0° en pilares cortos. Sin embargo, una conicidad de 0° y pilares cortos tienen inconvenientes clínicos que no se evaluaron en este estudio, ya que por ejemplo las coronas primarias de zirconio con un ángulo de 0° son posibles de hacer sólo si hay pocos dientes. Para lograr el "ajuste pasivo", objetivo principal de estos sistemas, se recomienda cementar el marco metálico a las coronas secundarias intraoralmente. Sin embargo, en caso de coronas primarias con 0°, el riesgo de desalineación de los pilares según una trayectoria de inserción común es muy alto y excluye la cementación intraoral. El montaje del marco tiene que ser realizada sobre el modelo maestro con las imprecisiones de ajuste inevitables debido a las distorsiones del material de impresión, la técnica y la fabricación del modelo maestro. Por lo tanto, el deseado "ajuste pasivo" no se puede lograr satisfactoriamente.

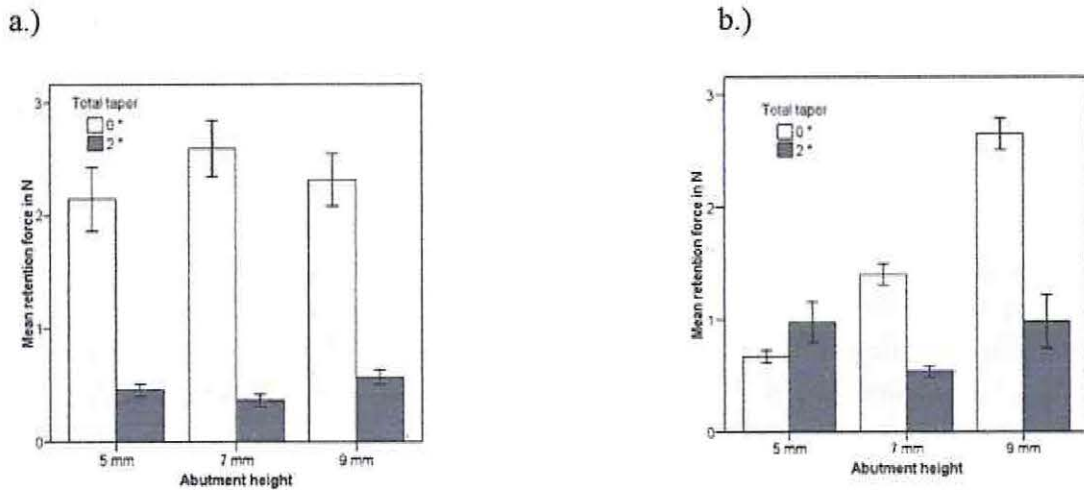


Figura 26: Desviaciones estándar y medias de fuerzas retentivas para los 3 pilares experimentales y 2 conicidades de las cofias primarias de zirconio (a) y aleación de oro (b).

A pesar que los dos materiales se desempeñan mejor con mayores alturas y ángulos de conicidad menores, las coronas internas de zirconio con 2° de conicidad y dientes pilares largos, son una alternativa a las coronas primarias de aleación de oro.

La viscosidad y la cantidad de saliva pueden influir en las fuerzas de retención de las cofias. Aunque sólo un producto de saliva artificial se utilizó en este estudio, se supone que el aumento de la viscosidad de la saliva aumentará las fuerzas de retención. Por esto una evaluación clínica de la cantidad y la viscosidad de la saliva del paciente debe hacerse antes de elegir un retenedor para una PPR (Beuer *et al*, 2010).

Bayer *et al* (2010) en un estudio similar al anterior compararon coronas internas de zirconio con otro grupo de oro, todas con coronas externas de oro galvánico. Quince muestras con una conicidad de 2° se fresaron por cada grupo. Se llevaron a cabo 5.000 ciclos de separación. Después de cada uno de los ciclos, fuerzas axiales adicionales (80N) se aplicaron 1 millón de veces en la extensión distal del marco metálico. Se midieron las fuerzas de retención durante la inserción y la separación (Fig. 27). Los cambios de fuerza de retención difirieron significativamente entre ambos grupos en la fase inicial.



Figura 27: Se muestran las partes de los modelos de estudio. A la izquierda, se encuentran: 1, el marco de metal fundido, 2, la cofia electroformada, y 3, coronas primarias cónicas de zirconio y la otra de aleación de oro. A la derecha, están las tres partes que se combinaron para un espécimen. 4: muestra el tornillo necesario para la fijación. 5: muestra el brazo de carga axial. 6: muestra la carcasa del marco metálico que lleva la cofia electroformada.

En la fase inicial (primeros 50 ciclos) el grupo de oro mostró una disminución de la fuerza de retención y el grupo de zirconio mostró un aumento en la retención. Durante la fase media (ciclo 50 al 2000), la retención del grupo de oro mostró un aumento. El grupo de zirconio mostró valores significativamente diferentes, pero tales valores fueron constantes en el tiempo.

El desgaste a largo plazo no mostró diferencias en la fuerza retentiva. Las muestras del grupo de oro presentaron los mayores cambios de fuerza de retención durante el periodo de prueba comparadas con las de dióxido de circonio. Esto posiblemente podría ser interpretado como una ventaja para el circonio, por tanto, que se puede utilizar clínicamente.

Ellos concluyeron que las coronas cónicas mostraron propiedades de retención clínicamente aceptables. Siempre se alcanzaron valores de aproximadamente 4-6 N mencionados como suficiente en la literatura. Ambos grupos mostraron los principales cambios en las fuerzas de retención durante los primeros 2000 ciclos de inserción y remoción.

Stober et al (2012), realizaron un ensayo clínico controlado randomizado, con seguimiento hasta 6 años, para cuantificar y comparar el rendimiento de prótesis con coronas secundarias coladas de metales preciosos (C-PPR) y prótesis con coronas secundarias de oro galvanizado (G-PPR) en 54 pacientes a los que se les instalaron 60 prótesis y usaron 217 dientes pilares. La supervivencia a los seis años fue del 77% para las G-PPR y el 97% para las C-PPR. La supervivencia acumulada de los pilares fue del 85% en G-PPR y el 91% en C-PPR; las diferencias entre los dos grupos no alcanzaron significación estadística. La supervivencia de los pilares dependió de la vitalidad de los dientes, el riesgo de pérdida de dientes fue de 2.29 veces mayor para los dientes no vitales. Sus conclusiones fueron que la vitalidad es importante para la supervivencia de los dientes pilares de prótesis parciales, que el tiempo de seguimiento debe ser mayor y que son necesarias muestras más grandes de pacientes para evaluar las posibles diferencias entre coronas coladas cónicas y coronas galvanizadas.

Engels et al (2013) en 240 dientes, evaluaron in vitro los efectos del envejecimiento sobre la retención de diferentes sistemas de doble corona. Se analizaron los efectos de la altura del pilar (5, 6 y 7 mm), material de la corona interna y externa (coronas internas de aleación preciosa, no preciosa y zirconio y coronas secundarias electroformadas o coladas), ángulo de conicidad (0° y 2°) y el envejecimiento artificial. Diez mil ciclos de separación se realizaron en cada muestra. Sin embargo, no se hizo la combinación entre corona primaria y secundaria de metal no precioso

Al inicio (4,89 N) y final (4.35 N) del estudio la más alta fuerza de retención fue observada con las coronas primarias de aleaciones preciosas y coronas secundarias coladas.

La fuerza más baja al principio (1.66N) y término (1.45N) del estudio fue encontrado en las coronas primarias de zirconio con coronas secundarias electroformadas. Las coronas primarias de aleación no preciosa tuvieron los más altos valores de fuerza de retención entre los grupos con coronas secundarias electroformadas.

Ellos concluyeron que con las coronas coladas se observan fuerzas de retención más altas que con las electroformadas. Sin embargo, las coronas electroformadas mostraron fuerzas retentivas más homogéneas que las coladas. Las fuerzas retentivas de las electroformadas dependieron de la altura del pilar y el ángulo de conicidad, en cambio las coladas dependieron solamente del ángulo de conicidad. Las coronas electroformadas no mostraron ventajas en términos de desgaste.

Wagner et al (2015), examinaron la influencia de los ángulos de conicidad de 0° , 1° y 2° de coronas primarias de Cr-Co, así como la de los diferentes métodos de fabricación (fresado y colado) de coronas secundarias usando la aleación de Co-Cr y coronas secundarias electroformadas. Además, el grupo de 0° presentó un chaflán (Fig. 28) en contraste con el final tangencial de las coronas de 1° y 2° .



Figura 28: Modelo experimental donde se observa la corona secundaria puesta sobre la corona primaria de 0° con su chaflán cervical.

Teniendo en cuenta el ángulo de conicidad, dentro de los grupos de las coronas secundarias fresadas y las coladas no hubo ningún impacto en la fuerza de retención. Por el contrario, en el grupo de las coronas electroformadas, un ángulo de conicidad de 1° mostró fuerzas de retención significativamente más altas en comparación con coronas electroformadas de 0° o 2° .

En los grupos de 0° y 2° las electroformadas muestran fuerzas de retención significativamente más bajas comparándolas con las coladas y fresadas.

Además, dentro del grupo 0° , las coronas secundarias fresadas mostraron valores significativamente más altos de retención que las coladas.

Sin embargo, **Beuer et al (2010)**, mencionan un impacto negativo sobre la fuerza de retención medida debido al chaflán en las coronas de 0°. Ellos explican que existen cargas remanentes que no se miden en los ensayos debido a que la presencia del chaflán limita la fricción de las coronas de 0° y hace disminuir las fuerzas retentivas registradas. **Warner et al (2015)**, dice que en comparación con las coronas secundarias fresadas, el proceso de adaptación hecha a mano ejecutado por un laboratorista, es el que influye en la fuerza de retención.

Las fuerzas de retención medidas en el estudio dicen que la influencia del ángulo de conicidad supera la influencia del método de fabricación. Los parámetros adicionales tales como la viscosidad de la saliva, el uso del diseño de chaflán y los detalles durante el proceso de electroformación influyen en la fuerza de retención.

Ventajas y desventajas de los sistemas de doble corona

La ventaja más importante de las rehabilitaciones con coronas dobles es la posibilidad de rehabilitar utilizando pocos dientes restantes ubicados en posiciones desfavorables.

Los tejidos duros y blandos perdidos pueden ser enmascarados con acrílico o cerámica. Debido a la cobertura de los dientes pilares con la prótesis, el resultado estético también es más favorable en comparación con las prótesis parciales removibles convencionales. En caso de un diente pilar defectuoso la reconstrucción puede ser más fácilmente modificada en comparación con una prótesis fija (**Verma et al, 2013**).

Yalisove y Dietz describen la versatilidad de los retenedores cónicos resilientes dando la justificación científica para promover el uso de esta modalidad de tratamiento identificando las siguientes ventajas (**Breitman et al, 2012**):

- 1.- Permite cuidados eficientes en el hogar mediante el retiro de la prótesis.
- 2.- Reducción de la tensión lateral sobre los dientes pilares permitiendo la auto-liberación o la conversión del estrés. En las restauraciones telescópicas, la relación corona-raíz está ubicada en el punto donde la gira la sobrecorona (Figs. 29, 30, 31, 32).

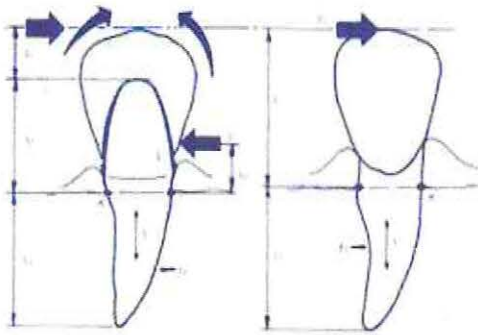


Figura 29: La fuerza efectiva en el coping bajo cargas horizontales es únicamente aplicada en el margen gingival de la sobrecorona

Sobrecorona y coping

Corona Fija

Figura 30: Alivio en el tercio gingival para permitir la rotación funcional.

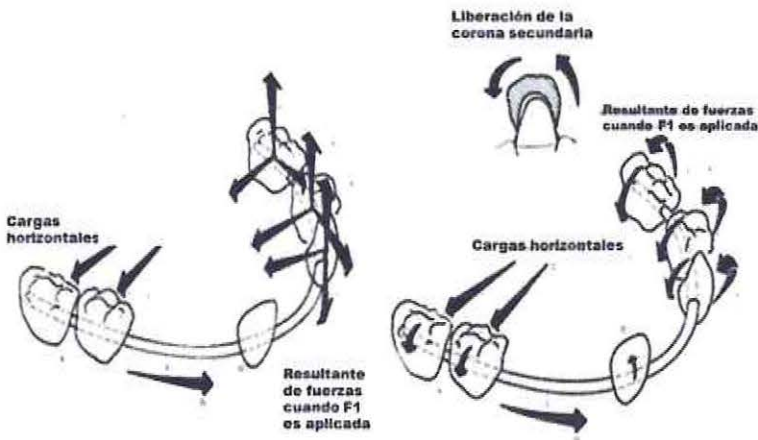
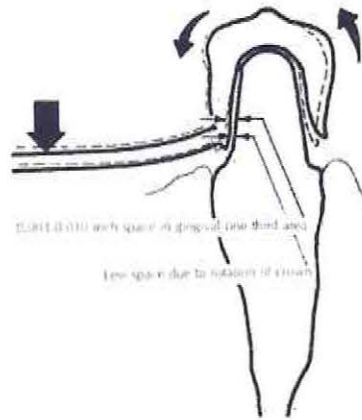


Figura 31: Ventaja biomecánica de los retenedores cónicos en una arcada completa.

Figura 32: Cofias de forma parabólica para permitir la rotación y el alivio del estrés cuando la prótesis está en función.



3. Este tipo de tratamiento permite el uso de pilares débiles que no deben ser utilizados en una prótesis fija debido a su pronóstico cuestionable. En muchos casos, los dientes sin esperanza o comprometidos pueden ser incluidos. La inclusión de los pilares débiles, es posible debido a que su pérdida no arriesga a toda la prótesis. Un pilar perdido puede ser reemplazado simplemente rellenando la sobrecorona con resina acrílica para colocar una pieza intermedia. Los pilares más débiles pueden ser favorecidos aumentando la conicidad de los retenedores o haciéndolos más cortos (Figs. 33- 34).

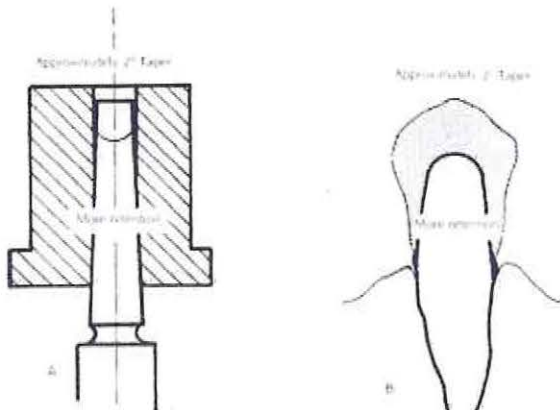


Figura 33: Un pequeño ángulo cónico proporciona mayor retención.

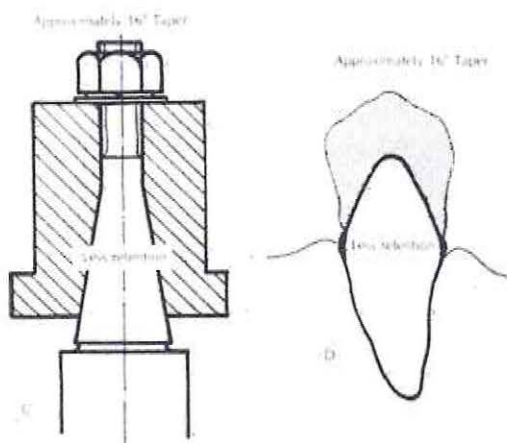


Figura 34: Una conicidad más grande proporciona una menor retención. Esta es la auto-liberación.

4. Ferulización Bilateral:

- Sin la participación de dientes anteriores.
- En situaciones con muy pocos dientes o una brecha demasiado grande para una prótesis fija.

La ferulización bilateral y la restauración de un arco desdentado unilateral son posibles porque un conector mayor puede ser biomecánicamente vinculado a las sobrecoronas. En este caso, el conector mayor se suelda a las sobrecoronas (Fig. 35, 36)



Figura 35: Estructuras telescópicas de arco cruzado.



Figura 36: Prótesis de arco cruzado en desdentado clase II de Kennedy. Un área distal edéntula unilateral es fácilmente restaurada y se dejan intactos los dientes anteroinferiores.

5. Reemplazo estético de una gran pérdida de hueso alveolar con acrílico. En una situación en la que puede haber una pérdida significativa de tejido blando y la restauración de los tejidos es necesaria para la estética, la restauración puede ser mejorada mediante la conexión de flancos a las sobrecoronas de los pilares.

Además, una prótesis retenida por dobles coronas puede ser diseñada para ser cementada con cemento temporal lo que puede satisfacer las necesidades del paciente de una prótesis fija y permitir la extracción por el dentista. El cemento temporal también permite que la restauración sea eliminada fácilmente de ser necesaria alguna modificación.

Las principales desventajas de estos sistemas son la alta demanda en la precisión y las habilidades especiales que requieren tanto el laboratorista y el dentista en la fabricación de las coronas dobles, en consecuencia, esto aumenta el costo total de la prótesis (*Verma 2013; Stober, 2012*).

Debido a la forma cilíndrica de las coronas de lados paralelos, la vía de inserción es muy estrecha, lo que complica la inserción para el paciente. Poco después de la colocación, por lo general las fuerzas retentiva son altas, aunque esto varía según el número de pilares.

Las coronas paralelas y cónicas que proveen únicamente soporte rígido pueden causar un aumento de la movilidad dental y la pérdida prematura de dientes si la prótesis es soportada por pocos pilares.

Una desventaja común de todos los sistemas de doble corona es la necesidad de reducción del diente para conseguir espacio suficiente para las coronas interior y exterior causando un mayor riesgo de morbilidad a la pulpa especialmente en pacientes jóvenes (*Wenz y Lehmann, 1998*).

Por último, una forma sobrecontorneada de la rehabilitación puede interferir con la higiene domiciliar poniendo en riesgo la salud periodontal del pilar (*Verma et al, 2013*).

Aplicaciones clínicas de los sistemas de coronas dobles.

Las prótesis retenidas por dobles coronas han sido usadas principalmente en prótesis parciales removibles dento-muco-soportadas, pero también se usan en prótesis dento-soportadas. Las prótesis dento-soportadas son funcionalmente comparables a una PFP (Prótesis Fija Plural). La distribución de los pilares para una prótesis dento-soportada sigue los principios de fabricación de una prótesis fija. Bajo este precepto están indicadas sólo para pacientes con múltiples dientes bien distribuidos bilateralmente.

Como sabemos, la principal ventaja de estos sistemas es su recuperabilidad. Si la dentición remanente está en un estado de transición, los pilares ferulizados con PFP pueden dar problemas a futuro, en cambio la prótesis con dobles coronas es un medio más versátil ya que puede ser reparada independiente de la localización del pilar que fracase. El efecto de férula de la superestructura telescópica tiene una influencia favorable en la estabilización de la dentición remanente (*Langer, 2000*).

Langer (2000) ilustra un caso de prótesis telescópica dento-soportada, en una paciente que no aceptó usar prótesis removible convencional y desea mantener sus dientes superiores. La mandíbula está compuesta de dientes antero inferiores naturales y PFP bilateral en el sector

posterior el cual no fue tratado. La ferulización de los dientes superiores está indicada para mantener la estabilidad frente al estrés oclusal. El pronóstico de los dientes periodontalmente comprometidos es reservado y el uso de una PFP es riesgoso. Se extrajeron el diente 2.5 y el diente 2.1. Los dientes superiores remanentes fueron preparados y se cementaron copings primarios desde el segundo molar izquierdo al primer premolar derecho. Se construyó una prótesis removible con 8 coronas externas y 3 pónicos (2.6, 2.1 y el diente 1.5 en cantiléver). Se hicieron estrictos controles periodontales cada 3 meses y meticulosa higiene en casa (Figs. 37, 38, 39)

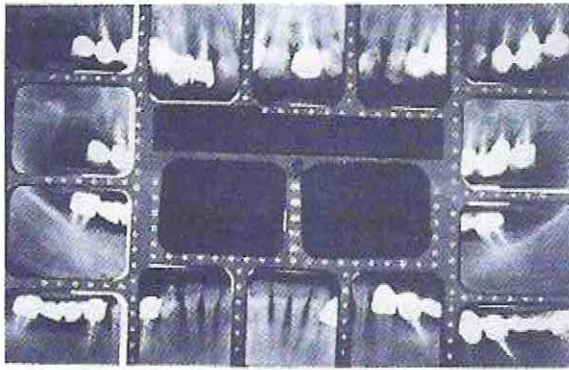


Figura 37: Set de radiografías periapicales pretratamiento.

Figura 38: Copings primarios cementados en todos los dientes pilares.



Figura 39: Visión interna de la estructura removible dentosoportada.

El caso 2 trata de un paciente de 65 años tratado anteriormente con una PFP inferior de arco cruzado que conectaba 7 dientes remanentes endodónticamente tratados. El maxilar estaba rehabilitado con una prótesis fija soportada y retenida por 4 implantes (Fig. 40).

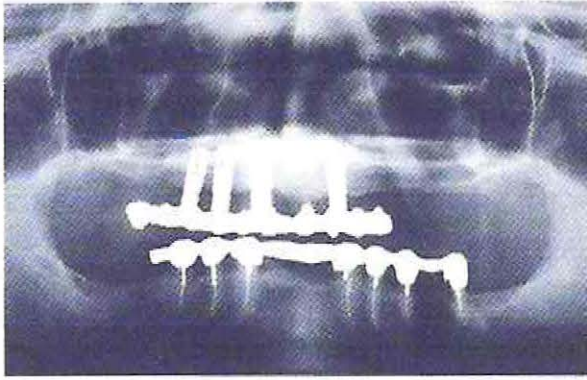


Figura 40: Radiografía panorámica previa al tratamiento.

Los pilares mandibulares se consideraron demasiado cortos para proporcionar una retención suficiente para coronas de PFP. Las raíces endodonciadas representaban un riesgo latente para una prótesis cementada, por lo que una rehabilitación de tipo telescópica se seleccionó como una solución alternativa. A los pilares inferiores se les construyeron cofias primarias. Una conicidad de 2 grados se realizó para asegurar la retención por fricción entre las coronas primarias y secundarias. La superestructura removible se compuso de 7 coronas secundarias y 6 pónicos que incluían un voladizo de premolar derecho (Fig. 41, 42, 43) (Langer, 2010).

Figura 41: Pilares mandibulares con sus copings primarios. Barra sobre implantes superiores.

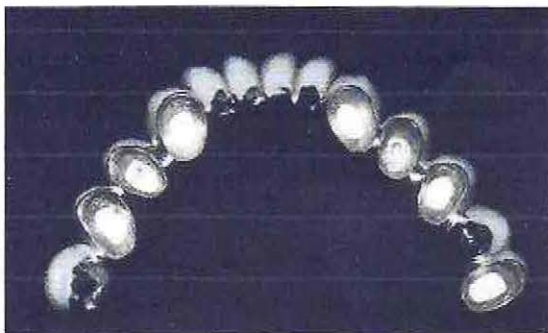
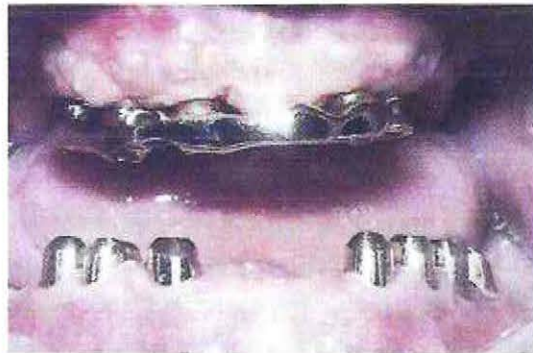


Figura 42: Vista gingival de la superestructura dentosoportada.

Figura 43: Caso terminado: prótesis telescópica mandibular y sobredentadura maxilar soportada y retenida por una barra sobre 4 implantes.



Existe una controversia en prótesis parciales de extensión distal, en cuanto a si se debe conectar rígidamente la prótesis a los pilares o interponer elementos elásticos entre ellos para la reducción de la transferencia de fuerzas traumáticas usando el propio retenedor como rompiefuerzas. Por lo tanto se han introducidos modificaciones entre la corona primaria y secundaria. El concepto de prótesis removible resiliente parece generalmente ser aceptada cuando existen pocos dientes que serán ocupados como soporte.

Körber usó el diseño telescópico rígido cuando fue posible, pero favoreció el uso de prótesis resilientes cuando existen pocos dientes remanentes y donde su distribución lo indica. Este autor consideró que la prótesis telescópica rígida es más favorable ya que prolonga la vida del pilar. Cuando se consideran todos los factores oclusales este principio parece tener un efecto profiláctico de la dentición. La estimulación funcional intensa en el periodonto de los dientes pilares provoca una adaptación reactiva después de la resorción del hueso de soporte bajo la extensión de la base protésica. De hecho, la experiencia clínica sugiere que el aprovechamiento del soporte periodontal y la menor dependencia del soporte mucoperiostico asegura un mejor funcionamiento y conservación del arco dental. Cuando se utiliza una prótesis telescópica rígida es importante asegurar la extensión máxima de la base de la prótesis, similar a lo que debe hacerse en técnicas de prótesis completas.

La inserción de elementos elásticos dentro del retenedor o interpuestos entre los pilares puede reducir la carga total transmitida a los dientes pilares y prolongar su supervivencia. Por otra parte, los tejidos blandos de soporte pueden recibir las fuerzas oclusales de modo que la prótesis puede ser hundida después de la resorción ósea traumática. Por lo tanto, la estabilidad de la armonía oclusal no se puede mantener mucho tiempo ya que los dientes naturales pasan a tener contactos prematuros con sus antagonistas.

Según **Langer (1981)**, la mejor forma de preservar la estabilidad y la eficiencia siempre y cuando un suficiente soporte dentario esté disponible, es el uso de una prótesis parcial removible rígida. Por ejemplo, en una clase I de Kennedy la ferulización en arco cruzado está necesariamente soportada bilateralmente y la estabilidad está garantizada por las coronas secundarias soldadas entre ellas.

Debido a la enfermedad periodontal avanzada, el uso de múltiples pilares se indicó en este caso (Fig. 44, 45, 46, 47) después de la exodoncia de los dientes más afectados y de que los dientes restantes fueran tratados con periodoncia. Todos los dientes superiores tuvieron que ser extraídos y se hizo una prótesis total inmediata (Langer, 1981).

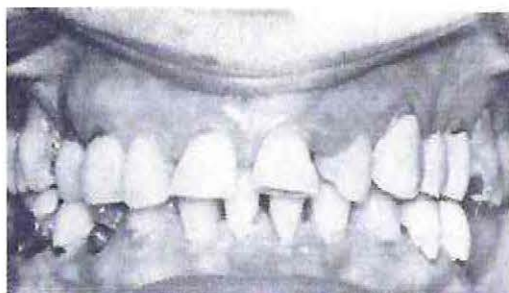


Figura 44: Caso clínico pre tratamiento



Figura 45: Coronas primarias cementadas



Figura 46: PPR con coronas secundarias en posición

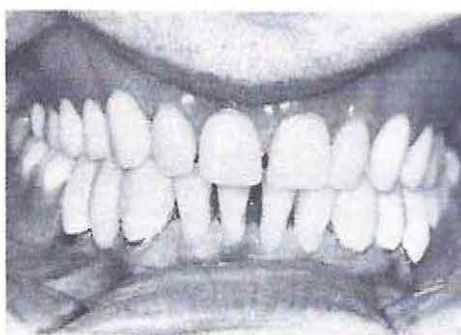


Figura 47: Caso terminado. Prótesis superior total y parcial telescópica.

Como se dijo anteriormente el promedio de ángulo de conicidad ideal es de 6° , pero si la extensión de la superficie de contacto entre ambos componentes está restringida por la altura de los pilares, la reducción de la angulación a 5° o 2° por lado podría ser usado para mejorar la retención (Langer, 2000).

Mañes *et al* (2006), proponen el uso de coronas telescópicas en el tratamiento de pacientes con fisura labiopalatina. El paciente presenta malposición dentaria, agencias dentales y discrepancia maxilo-mandibular. En este caso el paciente se opone al tratamiento quirúrgico y su demanda es netamente estética. Analizado los hábitos higiénicos del paciente y observando una clara deficiencia en su control de placa, se optó por realizar una prótesis fija sobre coronas telescópicas, facultativamente removible, lo cual, por un lado facilitará la higiene por parte del

paciente, cuestión fundamental para el pronóstico del tratamiento, y por otro lado se cumple la necesidad de ferulización de la arcada a ambos lados de la fisura palatina (Figs. 48, 49, 50).



Figura 48: Vista del caso pre tratamiento.

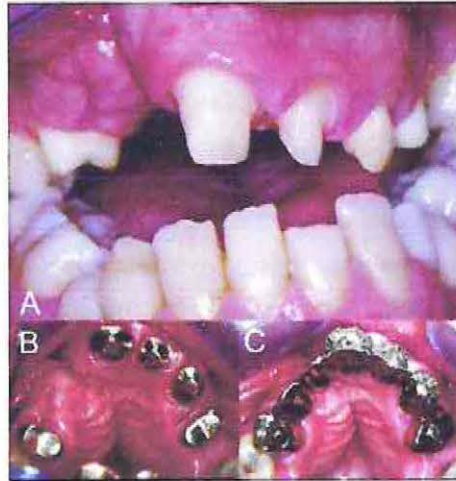


Figura 49: Tallado de los pilares (A); prueba de coronas primarias (B); prueba de la estructura secundaria (C).

Figura 50: Resultado final del caso con coronas telescópicas superiores.



Una prótesis removible a veces puede ser la opción de tratamiento más ventajoso en pacientes que están en crecimiento ya que pueden precisar un ajuste de la prótesis o su sustitución completa. Pae *et al* (2011) describen un enfoque para mejorar la función, la estética y las habilidades sociales de un niño de 12 años de edad con displasia ectodérmica hipohidrótica (Fig. 51). Previamente el paciente usó prótesis de transición por 2 meses en los cuales la función y la estética fueron satisfactorias. Sólo entonces se decidió rehabilitar la arcada superior con una sobredentadura retenida en dientes naturales tallados, debido a que el maxilar estaba en crecimiento y el cierre de la sutura media palatina no estaba completa.

La mandíbula se rehabilitó con una sobredentadura retenida por coronas dobles con 6° de conicidad en los caninos temporales ya que el cierre de la sínfisis mentoniana ocurre tempranamente.



Figura 51: A) Pretratamiento B) Evaluación de las coronas primarias sobre los caninos. C) Prótesis definitivas.

En este caso, debido a la continuidad del desarrollo del paciente, la planificación del tratamiento se focalizó en la posibilidad de modificación de las prótesis y el uso de un tratamiento mínimamente invasivo. Se hace hincapié por lo tanto en la necesidad de controles sucesivos y así ir modificando a tiempo lo que sea necesario.

Sistemas de dobles coronas sobre implantes.

Uno de los factores que influye en la cantidad de fuerza transferida a los implantes es la elección de la fijación utilizada para conectarlos a la prótesis. Varios tipos están disponibles, incluyendo las conexiones de barras, ataches esféricos, imanes y dobles coronas rígidas y no rígidas.

La selección del retenedor se evalúa en relación con el estado anatómico de la mandíbula. Un grado avanzado de atrofia puede verse favorecido con un conector que ofrezca estabilidad horizontal como las barras y los retenedores de dobles coronas.

Otros aspectos importantes en la elección del retenedor son la experiencia del dentista y las posibilidades y experiencia técnica de los laboratorios.

Las modalidades de tratamiento removible sobre implantes están subdivididos en:

- (1) Sobredentaduras implanto-retenidas y muco-soportadas (PRIR)
- (2) Prótesis removible implanto-soportadas y retenidas (PRIS).

En las modalidades de tratamiento de conexión rígida, las prótesis son soportadas en cuatro o más pilares de implantes. Las PRIS se estabilizan en sistemas de barras fresadas, lo que impide los movimientos de rotación de la prótesis. Similar a una prótesis fija, el anclaje rígido de las prótesis removibles crea un plano de oclusión estable reduciendo la posible reabsorción de la zona posterior de la mandíbula y la región anterior del maxilar. Además de las barras, el uso de

pilares con dobles coronas individuales representan un método alternativo para la estabilización de la prótesis removible retenida rígidamente sobre implantes.

Los informes que evalúan parámetros peri-implante, como la placa y el índice de sangrado con el uso de pilares individuales tradicionales (bola o imanes) para sobredentaduras mandibulares describen efectos beneficiosos moderados v/s los sistemas de barra.

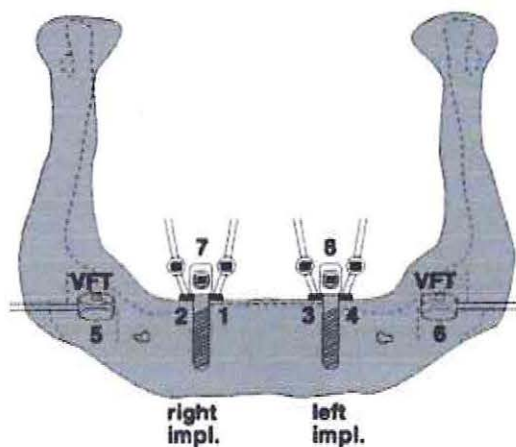
Las PRIR consisten en dos implantes intermentonianos que incluyen diversos mecanismos de anclaje, tales como barras de diferentes diseños, bolas, ataches extracoronaes (Locator) y magnéticos. Sin embargo, la incidencia de los tratamientos de mantención post inserción varía entre los diferentes sistemas.

Se ha planteado que las cargas sobre el implante y el área desdentada dependen de la rigidez del conector utilizado y en cierta medida del espesor y la elasticidad del tejido blando.

Heckmann et al (2001), investigaron *in vitro* las cargas desarrolladas en implantes con varios tipos de conectores para sobredentaduras. También midieron la cantidad de fuerza de masticación aplicada directamente a la zona de soporte desdentada por los 5 tipos de conectores: telescopios rígidos y telescopios no rígidos, barras Dolder, ataches esféricos individuales y ataches de imán.

Se colocaron medidores de deformación en el hueso mesial y distal de los implantes y en el hueso alveolar distal de soporte de la prótesis (Fig. 52).

Figura 52: Disposición de los sensores de cargas en el modelo estereolitográfico. Sensores mesiales (1 y 3) y distales (2 y 4) a los implantes. 5 y 6: transductores de fuerza vertical. 7 y 8 cofias especiales.



El conector telescópico rígido de lados paralelos desarrolló el mayor momento de carga en el implante, lo cual sugiere un uso restringido de este conector (Fig. 53). La enorme presión del hueso peri-implante y sobre los implantes generada por la unión telescópica rígida sugiere un enfoque cauteloso en el uso clínico de este conector, por lo menos en su forma de paredes paralelas, sin embargo, hay que considerar las posibles ventajas de las conexiones rígidas en términos de preservación del hueso alveolar. La preocupación aquí es que una palanca muy larga

de una sobredentadura conectada a dos implantes en el área canina podrían conducir a la fatiga del implante e incluso a su fractura.

La alta estabilidad horizontal de una barra se aprovecha en los casos en que hay una pronunciada atrofia del reborde alveolar, pero los autores sugieren que las paredes paralelas de las telescópicas resilientes son suficientes para asegurar una estabilidad horizontal equivalente en tales situaciones (Fig. 54).

Los resultados de las cargas con las telescópicas resilientes, ataches de bola y con imanes demostraron una disminución de la carga peri-implantaria que puede resultar en fuerzas horizontales causadas por el desplazamiento de la prótesis durante la aplicación de fuerzas.

La carga en el área de soporte distal desdentada fue diferente con todos los retenedores y se relacionó con la rigidez del conector y alcanzó los valores más altos con las coronas telescópicas resilientes (Fig. 55) lo que se puede explicar por el espacio oclusal entre la cofia primaria y la corona externa, que compensa la resiliencia de la mucosa oral.

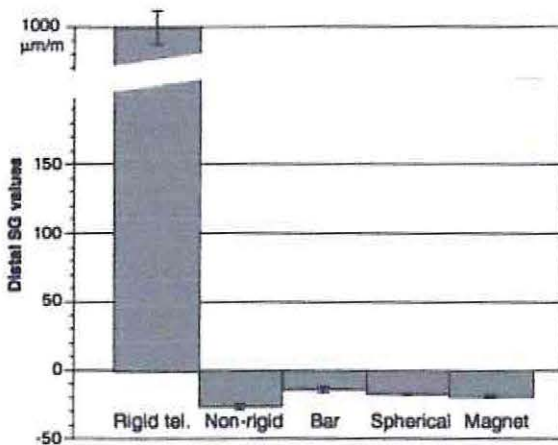
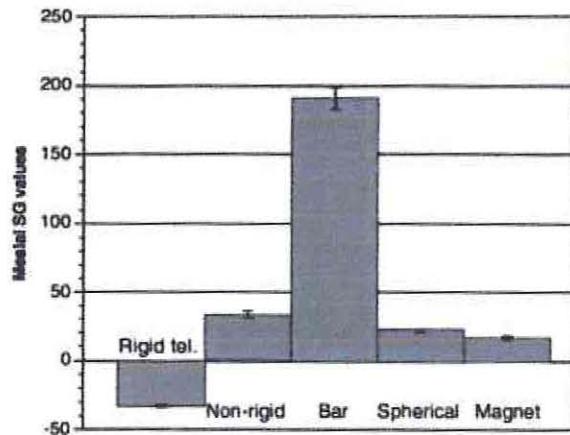


Figura 53: Valores de cargas sobre el hueso adyacente distal a los implantes (SG-d).

Figura 54: Cargas registradas en la zona ósea mesial adyacente a los implantes.



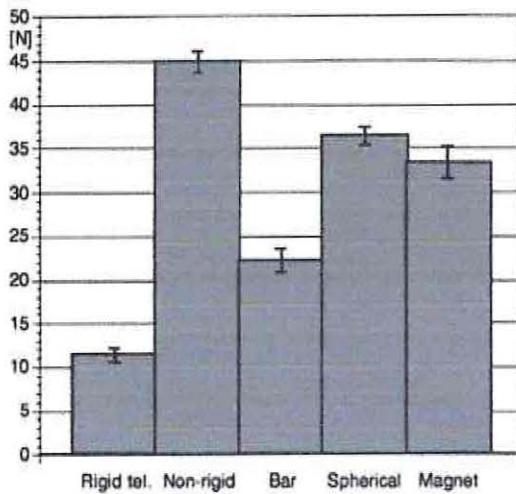


Figura 55: Cargas en el área de soporte desdentada distal con los diferentes conectores.

Krennmair et al (2011), estudiaron 25 pacientes que recibieron dos implantes en la región mandibular intermentoniana (caninos); 13 pacientes recibieron pilares de bola y 12 pacientes recibieron coronas tipo Marburg resilientes. Los pacientes fueron evaluados anualmente durante un período de 5 años.

El éxito del implante, las condiciones peri-implante y las puntuaciones subjetivas de satisfacción del paciente no fueron diferentes entre las dos modalidades de retención utilizadas. Sin embargo, durante el periodo de observación, las complicaciones/intervenciones fueron significativamente más frecuentes en el grupo de bola (87 intervenciones, 61,1%) que en el grupo de coronas dobles (53 intervenciones, el 37,9%).

No se observaron pérdidas de implantes, se midieron buenas condiciones peri-implante y satisfacción general de los pacientes. Aunque la frecuencia de las complicaciones técnicas, fue inicialmente más alta con pilares de bola que con coronas tipo Marburg, al cuarto y quinto año fueron similares para los dos sistemas. Ellos concluyeron que los pilares de bola y las coronas tipo Marburg resilientes sobre dos implantes en la mandíbula atrófica son opciones de tratamiento viables para sobredentaduras.

Los mismos autores evaluaron el anclaje rígido con telescopios de paredes paralelas en sobredentaduras sobre implantes mandibulares. **Krennmair et al (2012)** evaluaron prospectivamente sobredentaduras soportadas por 4 implantes interforaminales hasta por 3 años. Se utilizaron dos diseños: 26 prótesis sobre barras fresadas y 25 sobre coronas telescópicas (Fig. 56). La barra fue hecha de aleación de titanio/oro. El grupo de las coronas telescópicas consistió en coronas interiores y exteriores hechas de aleación de oro.

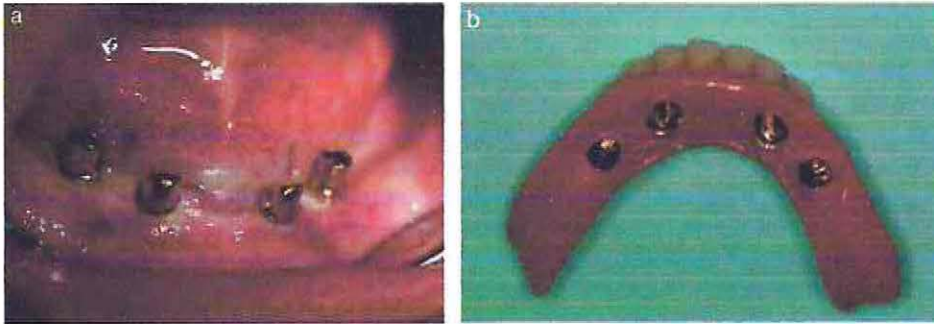


Figura 56: a) Coronas telescópicas para la estabilización rígida de la sobredentadura y (b) sobredentadura mandibular con las 4 coronas telescópicas externas.

Se observó que el anclaje rígido de sobredentaduras retenidas ya sea por barras o coronas telescópicas mostraron una alta supervivencia y éxito (100% de los implantes en boca y sin complicaciones) y los procedimientos de mantención fueron menores, independientemente de las modalidades de retención utilizadas. Ambas modalidades presentaron tejidos peri-implantarios sanos (profundidad de sondaje, la resorción ósea y movilidad del implante tampoco fue diferente entre las dos modalidades de retención). Las coronas telescópicas fueron más a menudo modificadas debido a una retención excesiva comparada con las barras fresadas las que no tuvieron la necesidad de reducción de fricción. Especialmente el retiro de la prótesis fue el problema más frecuente en pacientes con coronas telescópicas.

En conclusión los inconvenientes de la mayor cantidad de placa/cálculo acumulada en las barras y el manejo menos favorables (retiro de la sobredentadura) con las coronas telescópicas serían los parámetros de toma de decisión de la selección entre uno u otro tratamiento.

Frisch et al (2013) evaluaron retrospectivamente el resultado clínico a largo plazo (tasas de éxito/supervivencia, complicaciones técnicas/biológicas) de prótesis retenidas por dobles coronas tipo Marburg (Fig. 57), en 22 pacientes (total de 89 implantes) soportadas por 2 a 6 implantes mandibulares y maxilares. El período de seguimiento medio fue de $14,1 \pm 2,8$ años. Un implante fracasó a los 5 años (tasa acumulativa de supervivencia: 98,9%). Siete implantes mostraron periimplantitis (prevalencia de 9,1%). Cinco prótesis fueron cambiadas (tasa de supervivencia de las prótesis 77,3%). Procedimientos de mantención (aflojamiento de tornillo o fracturas del acrílico) fueron hechos a razón de 0,31 /año por paciente. Este estudio indica que las prótesis retenidas con dobles coronas tipo Marburg sobre implantes ofrecen un rendimiento a largo plazo predecible con una incidencia limitada de complicaciones biológicas y técnicas.

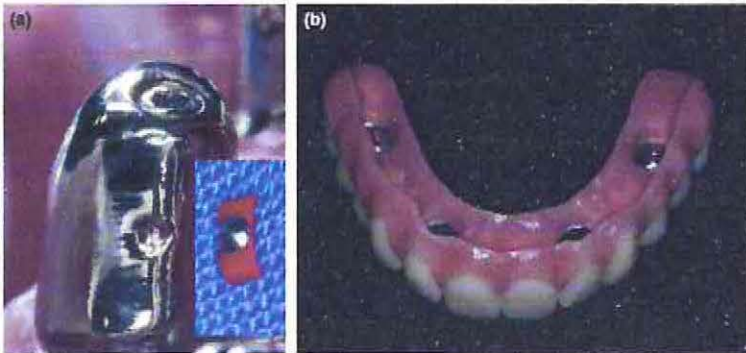


Figura 57: a) Corona interna con hueco de 0.4 mm para alojar la bola de titanio del atache en la posición final. b) Vista interior de la prótesis con los retenedores fijos en las coronas externas.

Los mismos autores (Frisch *et al*, 2015), realizaron una evaluación retrospectiva de los resultados clínicos (tasas de supervivencia/éxito) de sobredentaduras maxilares retenidas por cuatro implantes a través de dobles coronas tipo Marburg. Veinte pacientes con 80 implantes cumplieron los criterios de inclusión (Fig. 58). El período de seguimiento medio fue de 5,64 \pm 3,50 años. Un implante se perdió (tasa de supervivencia 98,75%). Ocho implantes (10,1%) en dos pacientes (10%) mostraron periimplantitis, ambos pacientes eran fumadores activos (tasa de éxito 88,75%). Todas las prótesis estaban funcionales (tasa de supervivencia protésica 100%) al final de la investigación. Se requirieron procedimientos de mantención (por ejemplo, aflojamiento de los tornillos, fractura del acrílico o rebasado) a una tasa de 0,22/paciente/año. Se concluye que las coronas tipo Marburg son una alternativa de tratamiento prometedor para maxilares edéntulos ofreciendo una alta tasa de supervivencia de los implantes y de las prótesis y una baja incidencia de complicaciones biológicas y técnicas después de un período de observación media mayor a 5 años.



Figura 58: a) Cuatro pilares de implantes maxilares para la retención de una sobredentadura (b) con dobles coronas tipo Marburg.

Prótesis retenidas por dobles coronas sobre implantes y dientes

Una pregunta importante en la rehabilitación del edentulismo parcial es si los implantes y los dientes naturales deben combinarse y si es así, de qué manera.

Un antecedente importante a tener en cuenta es la diferencia de la movilidad del diente y del implante. El diente frente a una fuerza vertical presenta una movilidad inicial de 28 μm gracias al ligamento periodontal y una movilidad secundaria tardía como consecuencia de la viscoelasticidad del hueso. La movilidad tardía del diente es similar al movimiento del implante. En dirección lateral, el diente presenta mayor desplazamiento: 56-108 μm . Además los dientes anteriores se desplazan más que los posteriores.

Un implante, bajo una carga de 2000 g, se mueve en dirección vertical (3-5 μm), mesiodistal (40-115 μm) y bucolingual (11-66 μm). El mayor movimiento es el mesiodistal por la ausencia de hueso cortical. Por lo tanto el movimiento del implante varía en proporción directa a la densidad del hueso, la carga aplicada y la dirección de ésta (*Mish, 2015*).

Datos teóricos acerca de la mecánica de las prótesis removibles retenidas por coronas dobles sobre dientes e implantes, no hay en la literatura, en cambio, los estudios están centrados en la mecánica de la ferulización de implantes y dientes con prótesis fija. Sin embargo, esta información se puede considerar cuando decidimos rehabilitar con prótesis removibles a pacientes con una condición desfavorable en la distribución o el número de dientes remanentes.

Debido a la inmovilidad del implante, se ha sugerido que el movimiento fisiológico del diente natural hace que la prótesis actúe como un voladizo que resulta en la sobrecarga del implante. Una posible consecuencia de tal sobrecarga pueden ser la resorción ósea marginal periimplante que puede llegar a causar la falla de la osteointegración. Se ha recomendado utilizar un elemento absorbente de estrés en la interfase implante-prótesis o un atache no rígido para conectar el diente al implante. Sin embargo, otros creen que una prótesis fija rígida es preferible al concepto de rompefuerzas (*Gross y Laufer, 1997; Misch, 2015*).

Gross y Laufer (1997) revisaron y evaluaron estudios de análisis de estrés (*in vitro* e *in vivo*) y estudios clínicos sobre los efectos de la ferulización de dientes naturales e implantes con prótesis fija. Ellos concluyeron que:

i.- Los análisis de tensión *in vitro* muestran la concentración de cargas en torno al cuello del implante cuando está conectado rígidamente con dientes naturales.

ii. Los elementos amortiguadores deben ser muy flexibles para reducir significativamente el estrés o redistribuirlo. Esta flexibilidad puede acortar su durabilidad considerablemente y el desgaste de los componentes plantea un potencial problema clínico.

iii. La disminución de los contactos oclusales sobre la restauración del implante reduce su sobrecarga. Sin embargo, una extensa restauración sobre un implante en infraoclusión puede dar lugar a la sobrecarga del pilar natural y el resto de la dentición remanente.

iv. Recientes estudios *in vivo* de cargas axiales y momentos de flexión de pilares de implantes conectados a pilares naturales no mostraron diferencias entre una conexión rígida y no rígida, o desconexión en PFP cortas.

v. En todos los estudios clínicos evaluados, no se observó ningún efecto adverso sobre las estructuras de soporte al conectar pilares naturales a los implantes, ya sea por una conexión rígida o no rígida. La intrusión de raíces fue un problema potencial de la conexión no rígida que tiene una baja incidencia de casos.

En conclusión ellos plantean que la ferulización de los dientes a implantes debe considerarse con precaución. Al parecer, ferulizar dientes con un buen soporte, con movilidad normal y colocados cerca del implante no es destructivo. Sin embargo, es más seguro separar los dientes y los implantes en secciones cuando sea posible, en particular cuando los dientes tienen estructuras de soporte reducidas y presentan movilidad. La intrusión de raíces es un peligro potencial con el uso de la conexión no rígida (Gross y Laufer, 1997).

Para Misch (2015), nunca se deben unir implantes a dientes móviles mediante anclajes rígidos ya que el o los dientes actuarían como pónicos vivos. El movimiento que se produciría en la prótesis puede romper el sello del cemento en el implante ya que se transmitirían mayores tensiones a la corona. Una vez que la prótesis se suelta del implante, el diente móvil se moverá aún más y puede llegar a fracturarse. Una conexión flexible no mejora la distribución de tensiones entre los pilares y se ha visto que puede provocar migración de los diente ya que tienen mayor movilidad que el implante.

Sheets y Earthman (1993) plantearon su hipótesis acerca de la causa de la intrusión de los dientes naturales conectados a implantes. Debido a su rigidez, los implantes son conservadores de energía. Como resultado, la tensión producida por una fuerza de impacto en una prótesis sobre implantes es transferida desde un complejo implante-pilar-restauración al otro con poca atenuación de energía. El diente natural que es parte de esta estructura puede recibir un nivel anormalmente alto de tensión, ya que está conectado a una estructura conservadora de energía. Esta tensión puede actuar como una fuerza de ortodoncia, haciendo que el diente se intruya (Fig. 59).

Estos autores plantean y demuestran a través del reporte de dos casos, la posibilidad de reversibilidad del proceso, ya que una vez que el diente se ha dejado sin contacto o en una posición en la que la cantidad de tensión ya no es lo suficientemente fuerte para generar movimiento, el proceso se detiene. El diente se mantendrá en la nueva posición hasta que haya una nueva interrupción en el equilibrio de la disipación de energía (Fig. 60). Una vez que se

cambia el equilibrio, el diente se puede intruir y extruir nuevamente. En uno de los casos reportados, la reversibilidad de la intrusión se logró mediante el acortamiento de la altura del pilar del implante por el tiempo necesario hasta conseguir la extrusión y en el otro caso se seccionó la conexión de la superestructura del implante con el diente.

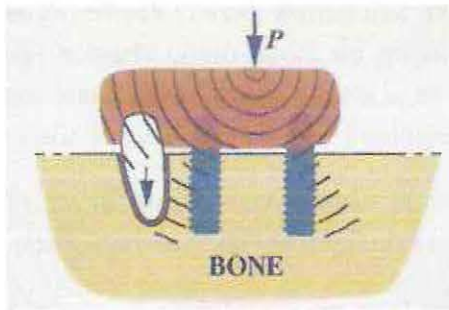


Figura 59: El estrés mecánico actúa estimulando la respuesta celular en los osteoclastos y los osteoblastos, lo que resulta en la intrusión de los dientes. El diente natural recibe la energía del impacto y la transfiere hacia apical de la raíz en forma de una onda. Parte de la energía se refleja de nuevo en la estructura del diente, pero la mayor parte de ella se disipa a través del ligamento periodontal.

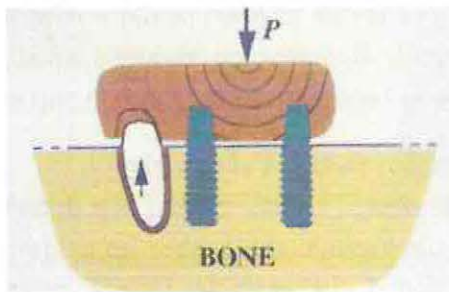


Figura 60: El cambio en la estructura protésica del implante permite una mayor absorción de energía por los implantes, lo que disminuye la tensión transmitida al diente natural. El cambio de equilibrio estimula los osteoblastos y/o componentes celulares para iniciar el proceso de extrusión.

Misch (2015), plantea otra posible explicación para la intrusión cuando los dientes se conectan a implantes a través de PFP. Debido a que el diente, bajo una fuerza de 500g, es empujado 28 μm en dirección vertical, pero sólo retrocede 8 μm , la estructura protésica rebota inmediatamente tirando al diente. Finalmente el sello de cemento se rompe, dejando un espacio ocupado inicialmente por aire. Posteriormente la prótesis empuja continuamente el diente en dirección vertical. Después el espacio se llena de saliva y la presión hidráulica perpetúa la fuerza intrusiva durante la masticación. Además, este autor concuerda con **Laufer y Gross (1997)** en que el factor más influyente a la hora de decidir conectar o no implantes a dientes, es la movilidad de los dientes remanentes. También contribuyen a la movilidad del sistema: el implante, el hueso, la prótesis y los componentes protésicos y del implante.

En el artículo de los autores **Laufer y Gross (1998)**, se orienta sobre la ferulización de implantes con dientes usando PFP y plantean que puede ser evitada mediante la colocación de un número de implantes suficientes para soportar ellos solos una prótesis. Sin embargo, hay muchas situaciones clínicas en las que la rehabilitación del edentulismo parcial con la ferulización de implantes y dientes es una alternativa racional.

Situaciones clínicas que requieren férulas combinadas según los autores:

- i.- Cuando existe un número insuficiente de pilares naturales o implantes para soportar una prótesis fija independiente.
- ii. Ubicación o distribución desfavorable de los pilares en el arco. Los implantes pueden estar situados entre los pilares naturales y la separación en distintos segmentos se hace imposible. Sin embargo, **Misch (2015)**, afirma que un pilar de implante intermedio puede ser muy desfavorable, ya que actuaría como punto de apoyo de una palanca de primera clase incluso si está unido a pilares inmóviles. El caso contrario es si el diente natural es el pilar intermedio, éste se convierte en un pónico vivo cuando los implantes pueden soportar la carga de la prótesis por sí solos.
- iii. Si los dientes restantes están periodontalmente comprometidos, requieren soporte adicional que puede derivarse de los implantes estables.
- iv. Cuando el pronóstico de cualquiera de los implantes o los dientes es cuestionable, la ferulización puede permitir salvar la prótesis. Esta situación se produce en los casos en que dos implantes soportan un segmento y un implante falla. El otro, si no es ferulizado, es inservible hasta que el implante fracasado no se sustituya.

Un objetivo de la férula es reducir al mínimo las concentraciones de estrés alrededor de los implantes que pueden causar la resorción ósea. Igualar la resiliencia de los dientes ferulizados y de implantes reduce las concentraciones de esfuerzos en torno a ellos. Tal coincidencia generalmente no es alcanzada con el uso de elementos de absorción de estrés y los pilares disponibles. Una alternativa es disminuir la elasticidad de los pilares naturales a través de la ferulización de varios dientes juntos y luego unirse a un segmento de implante (**Laufer y Gross 1998**).

Podemos considerar que la arcada dental es una estructura de cinco lados⁵ y cuantos más segmentos dentales se conecten, mayor rigidez tendrá la estructura. Como regla general, la conexión rígida de tres o más segmentos da lugar a una estructura dental inmóvil, habrá una mayor distancia anteroposterior y mayor resistencia frente a fuerzas laterales y voladizos (**Mish, 2015**).

Entonces la ferulización mejora la resistencia de los componentes de la férula con la resultante ventaja mecánica. Un desplazamiento del centro de rotación resulta en una más favorable resistencia, dirigiendo las fuerzas axialmente.

⁵ Se puede considerar que la arcada dental es un pentágono abierto, con cinco segmentos rectos: regiones posteriores (bilaterales) que se mueven en direcciones laterales; regiones caninas (bilaterales) con movimiento en dirección oblicua y el segmento de los dientes anteriores, con movimiento anteroposterior.

Ferulizar dos raíces individuales crea el equivalente mecánico de un diente de dos raíces. Por ejemplo, los premolares ferulizados que reciben cargas no axiales, resisten efectivamente en una dirección mesio-distal, pero son ineficaces en sentido vestibulo-lingual (Fig. 61). Por lo tanto, para mejorar la estabilidad vestibulo-lingual, hay que ferulizar al menos tres dientes no colineales. Ferulizar tres o más dientes crea una unidad multi-radicular con un centro de rotación situado dentro del espacio limitado por los pilares.

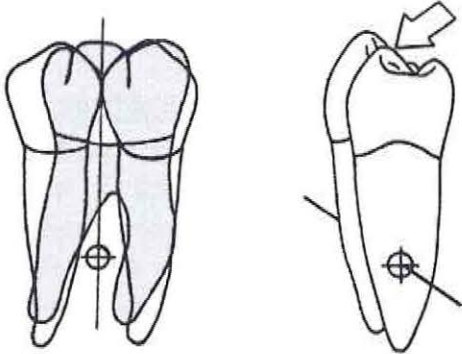


Figura 61: Dos dientes uniradiculares ferulizados simulan un molar inferior. Las fuerzas mesiodistales son bien resistidas con un centro de rotación inter-radicular. En cambio, la resistencia bucolingual de la férula es inefectiva debido a que el centro de rotación es intra-radicular.

Mientras más separados estén los dientes en el arco, mayor es el diámetro de rotación, el vector resultante del movimiento es axial cuando se aplican fuerzas no axiales y por lo tanto, más estable es la unidad. (Fig. 62).

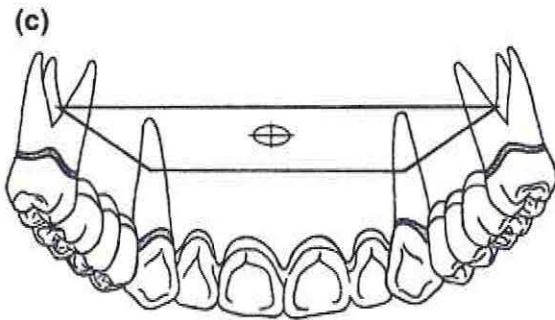


Figura 62: Dientes ferulizados no colineales mostrando un cambio en el eje de rotación fuera de las raíces, en el centro del arco, incrementando la estabilidad bucolingual. Mientras más separados estén los dientes en el arco, más grande el cambio del centro, así, el resultante es un vector de movimiento axial cuando fuerzas no axiales son aplicadas.

Los dientes móviles ferulizados tienen una reducción en la movilidad, mientras la férula esté en su lugar, pero no reduce la movilidad dental individual después de que la férula se retira.

Ferulización según método de retención.

Sistema de prótesis removible: los pilares están conectados rígidamente a los implantes, y las cofias telescópicas primarias se cementan a los dientes de forma permanente. La superestructura está cementada temporalmente o retenida por fricción o retenida con un tornillo en los pilares de implantes.

Ferulización según distribución de los pilares.

Férula removible de segmento colineal (Fig. 63): Se trata de un pequeño puente telescópico. Sus ventajas sobre un puente directamente cementado convencional es que los dientes están protegidos y sellados por cofias telescópicas cementadas de forma permanente y la superestructura cementada temporalmente se puede quitar cuando sea necesario. La restauración actúa como una conexión rígida entre implantes y pilares naturales. Este diseño está indicado cuando el segmento de implantes es demasiado débil para ser autoportante.

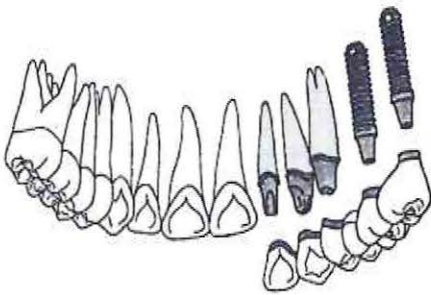


Figura 63: Férula colineal continua.

Férula removible no colineal discontinua (Fig.64): El segmento dentario se cementa en forma permanente y el segmento dientes/implantes restante se feruliza y cementa temporalmente.

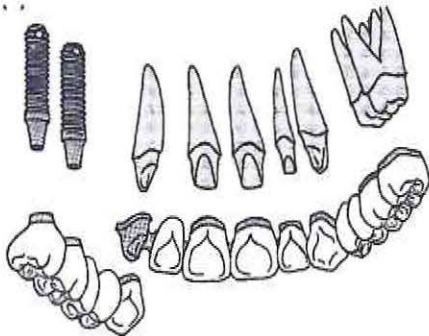


Figura 64: Férula no colineal (arco cruzado) discontinua.

Férula no colineal (arco cruzado) continua: esta férula se indica cuando hay una distribución impar de pilares naturales a lo largo del arco que no permite la separación de los dientes y segmentos de implantes, cuando los dientes tienen pronóstico cuestionable o cuando tienen movilidad moderada o alta (Fig.65).

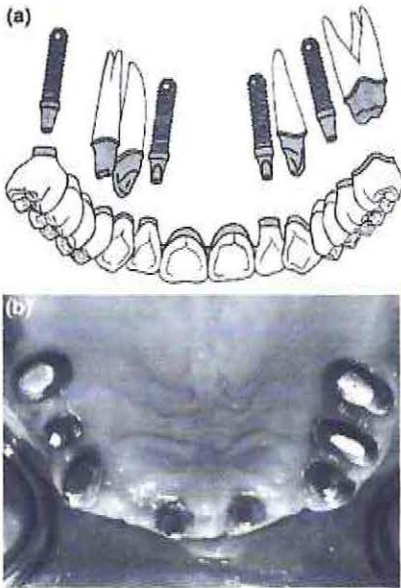


Figura 65: a) Férula removible continua no colineal (arco cruzado). Espacios edéntulos amplios y distribución impar de dientes e implantes hacen recomendable su unión (b).

Las ventajas de este método residen en la capacidad para reducir la movilidad de la dentición natural. Cambiando el centro de rotación a un espacio central se mejora la estabilidad de la férula frente a fuerzas laterales. Las cofias sellan y protegen los pilares naturales y la superestructura se pueden cementar y remover temporalmente cuando sea necesario un cuidado especial. La adhesión del cemento es impredecible. Cuando se cementa una prótesis tal, debe ser seguida de cerca para detectar una posible pérdida de cemento. Esto provoca un aumento de la acción en voladizo de las unidades no cementadas y la sobrecarga mayor de las cementadas. Más resultados predecibles pueden ser obtenidos mediante el uso de un dispositivo mecánico (tornillo, pasador transversal, atache) para retener la superestructura.

Los autores aconsejan, sin embargo, cuando sea posible, insertar un número adecuado de implantes bien distribuidos para retener toda la prótesis por sí mismos sin los problemas potenciales de las unidades dentales (Laufer y Gross, 1998)

En la actualidad, la cuestión de diferentes esquemas de carga en los dientes con ligamentos periodontales versus implantes oseointegrados en el campo de las prótesis removibles, así como

el posible riesgo de intrusión del pilar natural, como se describe en las reconstrucciones fijas de dientes e implantes, es todavía poco claro. Por otra parte, los costos para el tratamiento de las intervenciones quirúrgicas tiene que ser considerado y discutido con el paciente dentro del concepto de tratamiento de prótesis telescópicas de dientes combinados con implantes. Un pronóstico a largo plazo favorable y la menor necesidad de mantenciones, sin embargo, pueden justificar el uso de los implantes complementarios como pilares telescópicos (*Joda y cols, 2013*).

Lang et al (2004), informaron que el meta análisis de estudios arrojó que la sobrevida de los implantes que soportan prótesis fijas plurales fue del 90,1% tras 5 años y de 82,1% después de 10 años. La sobrevida de las PPF después de 5 años fue de 94.1% y de 77.8% a los 10 años. Se detectó intrusión en el 5,2% de los dientes pilares (26 de 526 dientes). La intrusión de los dientes pilares fue casi exclusivamente detectada en las conexiones no rígidas diente-implante. Por lo tanto, ellos recomiendan que la planificación de la rehabilitación protésica debiera incluir preferentemente PFP soportadas solamente por implantes. No obstante, los aspectos anatómicos, las necesidades del paciente y la valoración de riesgo de la dentición residual pueden justificar las rehabilitaciones soportadas por dientes e implantes.

Muddugangadhar et al (2015), en su meta análisis de estudios (1986 a 2015) de más de 5 años de seguimiento, concluyeron que la tasa de supervivencia de PF unitarias sobre implantes fue de 96,3%; para las PFP un 94,5% y para las prótesis dento-implanto soportadas fue 91,2% después de 5 años de función.

Como se señaló anteriormente varios estudios informan que el pronóstico a largo plazo para las prótesis parciales removibles soportadas por coronas dobles depende del número de dientes pilares disponibles. Un pequeño número de dientes pilares afectará negativamente el pronóstico a largo plazo de la prótesis. Diferencias significativas en el comportamiento a largo plazo se han reportado entre los tratamientos con menos de 3 dientes pilares y los que tienen 4 o más. Con 3 dientes pilares, el pronóstico a largo plazo después de 5 años se reducirá de 90% al 70%, mientras que cuando se utilizan 4 o más dientes pilares, la tasas de supervivencia es de más del 85% después de 5 años según lo reportado por casi todos los autores.

En general, es importante en la preparación de prótesis parciales removibles utilizar cualquier pilar disponible para lograr un soporte favorable. Desde una perspectiva funcional y de acuerdo a los conceptos protéticos, una disposición de los pilares en forma poligonal, cuadrangular o triangular en el maxilar superior se considera una situación de soporte favorable.

La selección adecuada de los dientes naturales remanentes y su salud periodontal son de importancia primordial para el uso de este tipo de solución protésica (*Krennmair et al, 2007*).

Krennmair et al (2007), en su estudio retrospectivo presentaron los resultados de implantes y dientes naturales utilizados como pilares combinados para soportar una prótesis usando el sistema Marburg resiliente en maxilares. Entre 1997 y 2004, 22 pacientes con dientes

superiores residuales se sometieron a rehabilitación con la colocación de implantes para prótesis combinadas hechas de Cr-Co-Mo/Ti (Fig. 66). Un total de 60 implantes (1 a 5 por paciente) se colocaron en posición estratégica y fueron conectados con 48 dientes pilares naturales (1 a 4 por paciente) utilizando coronas dobles. Para un ajuste pasivo, el marco metálico con las coronas secundarias se cementó en boca. Dieciocho pacientes recibieron sobredentaduras completas y 4 recibieron prótesis parciales.

Después de una media de 38 meses (rango de 12 a 108 meses) ningún implante o diente estaba perdido (tasa de supervivencia: 100%). No hubo fractura, tratamiento de endodoncia, pérdida o intrusión de los dientes naturales utilizados para pilares telescópicos. Los implantes mostraron una alta estabilidad y excelentes condiciones de los tejidos blandos peri-implante. Los dientes utilizados para dobles coronas también mostraron una progresión sin incidentes. El aflojamiento del tornillo del pilar del implante fue la complicación más grave (3 de 60 implantes: 5%).



Figura 66: a). Implantes estratégicos para pilares complementarios de la región canina. Figuras b) y c) coronas internas en los dientes naturales y en pilares de implantes. d) Sobredentadura maxilar con diseño de herradura.

Sobre la base de esta revisión clínica retrospectiva, se sacaron las siguientes conclusiones: (1) el éxito durante un período prolongado y una baja tasa de complicaciones pueden ser previstos, (2) la gran variedad de modalidades de tratamiento ofrecidos por los dientes e implantes para prótesis telescópicas parece ser útil como una opción de tratamiento para el maxilar superior en pacientes de edad avanzada y 3) los implantes complementarios en posiciones estratégicas pueden garantizar un cambio en el soporte de una situación lineal o triangular a una cuadrangular y así estabilizar las cargas de las prótesis removibles. Sin embargo, las prótesis telescópicas que combinan dientes e implantes deben tratar con diferentes características de soportes biológicos, tales como el ligamento periodontal en dientes en contraste con implantes osteointegrados. Además, el tejido blando actúa como un tercer componente en el esquema de carga.

Frisch et al (2014) presentaron los resultados de un estudio retrospectivo de más de 6 años de seguimiento en 20 pacientes que usaron prótesis retenidas por coronas rígidas tipo Marburg (Fig. 67). El tratamiento consistió en colocar al menos dos unidades de soporte (implantes y/o dientes naturales) en cada lado del maxilar. Se analizaron las tasas de supervivencia de los dientes, implantes y sus prótesis, así como las complicaciones biológicas y técnicas.

Ellos encontraron que después de 5.64 ± 3.50 años de carga, 20 pacientes con 23 prótesis soportadas por 60 implantes y 66 dientes estaban disponibles para la evaluación. Nueve dientes (tasa de supervivencia 86,36%) se perdieron, mientras que 1 implante (tasa de supervivencia: 98,36%) fracasó debido a periimplantitis después de 5 años. Todas las prótesis estaban funcionales y requirieron mantención en una tasa de 0.128 tt./paciente/año. Las razones de la pérdida de los dientes fue por caries (siete dientes), fracaso del tratamiento endodóntico (dos dientes) y una fractura de la corona. No se observaron casos de intrusión o enfermedad periodontal.

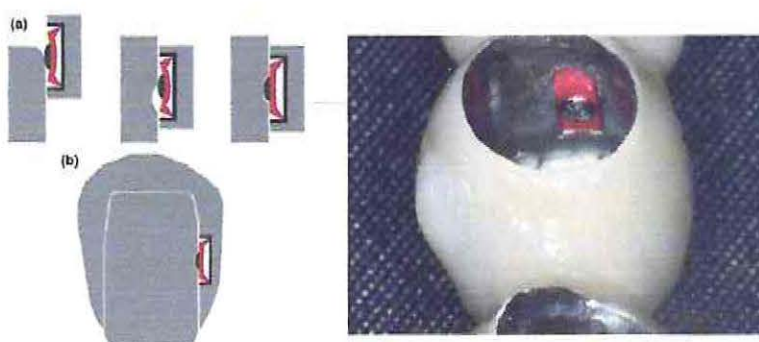


Figura 67: 1. Dibujo esquemático del sistema de doble corona Marburg: (a) Durante la inserción de la prótesis, el cuerpo de resina del atache sufre una deformación elástica. (b) En la posición final, la bola de titanio del atache queda dentro del hueco correspondiente de la corona interna para proveer retención. 2. Corona externa que muestra su cara interior donde va adherido el cuerpo de resina que sostiene una bola de titanio.

Joda et al (2013) realizaron un ensayo clínico prospectivo en 10 pacientes. El período de seguimiento promedio fue de 26,3 meses (rango: 18 a 40 meses) para evaluar los resultados de prótesis telescópicas retenidas en dientes e implantes en posiciones estratégicas del maxilar y la mandíbula de acuerdo a tasas de supervivencia y tasas de complicaciones biológicas que se presentaron. Se incluyeron en total 28 dientes naturales y 28 implantes (Fig. 68). Después del período de observación, todas las prótesis estaban todavía en función y ningún diente natural o implante se perdió. Las complicaciones técnicas y biológicas relacionadas con los pilares raramente ocurrieron: 3 aflojamientos de tornillo, 1 tratamiento endodóntico y 1 fractura de un diente artificial. Ellos concluyen que la colocación estratégica de los implantes mejora las opciones de tratamiento de prótesis para

la rehabilitación de pacientes con una dentición muy reducida. El concepto de prótesis telescópicas retenidas por dientes combinados con implantes mejora el soporte a uno cuadrangular y parece garantizar el funcionamiento exitoso durante un periodo de observación a mediano plazo con complicaciones de poca importancia técnica y biológica.

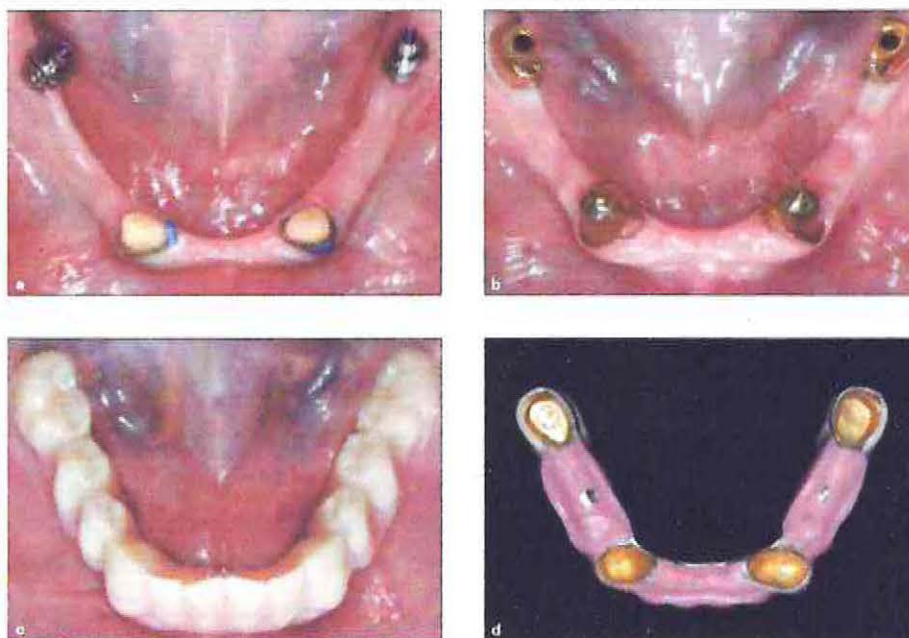


Figura 68: Ejemplo del paciente n° 6 del estudio, con arco clase I de Kennedy y colocación de implantes en zonas estratégicas para soporte bilateral en la región molar inferior. a) Antes de tomar la impresión, b) copings internos en dientes e implantes, c) prótesis telescópica in situ, d) mesoestructura con coronas secundarias de aleación de oro galvánico con un marco de aleación de Cr-Co-Mo.

Rammelsberg et al (2014), evaluaron en un estudio clínico prospectivo la incidencia de complicaciones en implantes y dientes pilares utilizados para prótesis removible telescópicas implanto-dento-soportadas y otras implanto-soportadas. Cuarenta y cinco prótesis fueron colocadas en el maxilar y 28 en la mandíbula; 34 de ellas fueron soportadas sólo por implantes y 39 con soporte combinado diente-implante.

Después de un período de observación medio de 2,7 años, 6 implantes fracasaron y 11 implantes fueron diagnosticados con periimplantitis (4.7%). Cuatro dientes pilares fueron extraídos (3,7%), y 3 (2.8%) dientes pilares mostraron complicaciones severas que necesitaron intervenciones prolongadas (fractura, periodontitis apical). El análisis de Kaplan-Meier reveló una probabilidad de éxito a los 5 años del 85% para prótesis retenidas por implantes y un 92% para las prótesis con soporte diente-implante. Las prótesis implanto-soportadas mostraron un peor pronóstico, pero la diferencia de riesgo no alcanzó significación estadística.

Ellos concluyeron que el pronóstico de los implantes individuales es mejor en comparación con los implantes que soportan una prótesis removible. La incidencia de complicaciones relacionadas con prótesis retenidas por coronas dobles está dentro de un rango aceptable. Los datos sugieren que la combinación de dientes e implantes para soportar prótesis retenidas por coronas dobles pueden tener un buen pronóstico.

Problemas más comunes de los sistemas de coronas dobles

En las piezas pilares los problemas comunes son la pérdida de retención, pérdida del recubrimiento cerámico, fractura de las coronas exteriores, así como la fractura de la base metálica o del pilar. Estos problemas mecánicos son causados por acúñamiento entre las coronas interior y exterior, en particular en casos de sobre-retención y largo tiempo de uso (**Wang et al, 2010**).

Verma et al (2013), en su revisión sistemática desde 1966 a 2004, encontraron que las principales complicaciones biológicas que afectaron a los dientes pilares fueron la inflamación gingival, enfermedad periodontal y caries. Las complicaciones técnicas más frecuentes fueron la pérdida de cementación y la pérdida de los revestimientos de las coronas externas.

Los resultados del ensayo clínico controlado de **Stober et al (2015)**, en 217 dientes pilares, demostró que las razones más comunes para la pérdida del diente pilar son las complicaciones biológicas, es decir, la enfermedad periodontal, caries o fractura del diente. Una debilidad de las prótesis fue el recubrimiento de la corona secundaria. En este estudio, el 8,9% de las prótesis con dobles coronas coladas y el 15,2% de las electroformadas necesitaron reparación de los revestimientos de la corona exterior. La sobrecarga funcional y la deformación elástica de la corona secundaria se consideran responsables de la pérdida o rotura de los revestimientos.

En la literatura actual, la descementación de la corona primaria se describe como una de las complicaciones técnicas más frecuentes de las prótesis retenidas por dobles coronas. Investigaciones clínicas han reportado pérdida de cementación entre 11% y 26%.

En el estudio de **Stober et al (2015)**, la frecuencia de descementación fue de 10 coronas en cada grupo estudiado a los 6 años (6%). Otro factor que afecta a la pérdida de la cementación pueden ser las fuerzas de retención entre la corona primaria y secundaria. Las fuerzas retentivas de las dobles coronas cónicas coladas, son impredecibles en el tiempo, el aumento de retención puede dar lugar a una mayor pérdida del cemento. En cambio con las dobles coronas galvanizadas, existe una facilidad de manipulación sin el aumento o disminución de las fuerzas de retención.

El tratamiento endodóntico post protésico de los dientes pilares puede ser necesario si se produce daño pulpar causado por la preparación del diente o lesiones secundarias de caries. Por lo tanto, la eliminación de esmalte y la dentina durante la preparación del diente debe ser tan mínima como sea posible. En este estudio, sólo 11% de los dientes pilares vitales necesitaron tratamiento endodóntico; el tipo de doble corona no tuvo ningún efecto en esto. Esto no es sorprendente debido a que ambos sistemas de retención necesitan un espacio comparable.

Sobrevida de los sistemas de dobles coronas

Stober et al (2015), investigaron la supervivencia de prótesis con coronas externas coladas y otro grupo con coronas externas electroformadas. A los 6 años, 32 participantes y 34 prótesis fueron reevaluados. Durante el período de 72 meses, ocho prótesis fallaron, por lo que la supervivencia global de las prótesis fue del 87%.

La supervivencia acumulada para los pilares fue de 85% con coronas externas electroformadas y de 91% con coronas externas coladas; esta diferencia no fue estadísticamente significativa. La supervivencia media de los dientes extraídos fue de 39 meses. En el grupo de electroformadas, 16 dientes pilares (15%) se perdieron. Las razones fueron caries (n=8), enfermedad periodontal (n=3), fractura del diente (n=1), y el trauma (n=4).

Diez de los dientes (9%) tuvieron que ser extraídos en el grupo de las coladas por causa de caries (n=7), enfermedad periodontal (n=1), y endodoncia (n=2).

El riesgo de fracaso fue más alto para los premolares, seguido de molares y dientes anteriores ($P = 0,07$). Se observó un mayor riesgo (2,29 veces más riesgo) de fracaso para los dientes no vitales que los dientes vitales. De acuerdo con varios informes anteriores, existe un efecto significativo de la vitalidad del diente en su supervivencia. Por ejemplo, la probabilidad de sobrevida para los dientes vitales en este estudio fue de 94% y de un 80% para los no vitales. Además, se demostró que el fracaso fue mayor para los dientes posteriores con coronas dobles que para los dientes anteriores. En este estudio, el riesgo de fracaso también tendió a ser mayor para los premolares y molares que para los dientes anteriores.

La edad o el sexo de los pacientes y el número, arco, la posición y la movilidad de los dientes pilares no tuvo ningún efecto sobre la supervivencia.

Szentspétery et al (2010) estudiaron 183 coronas telescópicas friccionales por 3 años y reportaron una tasa de supervivencia del 93,9% para los dientes pilares, mientras que la tasa de supervivencia de las coronas telescópicas fue del 87,5%. La tasa de supervivencia estuvo relacionada con el número de coronas, distribución y vitalidad del pilar y género. Los hombres tuvieron 5 veces más riesgo de fracaso de sus rehabilitaciones que las mujeres; los

pilares maxilares tuvieron 4.3 veces más riesgo de perderse que los mandibulares; los dientes endodonciados tuvieron 2.3 veces más riesgo que los dientes vitales y una distribución diagonal de arco cruzado de los dientes pilares fue la que predice mayor riesgo, 18.5 veces más que la distribución más favorable, la triangular.

Koller *et al* (2011) realizaron una revisión sistemática de la literatura publicada desde 1973 hasta 2010 para investigar las tasas de supervivencia de dientes, implantes y prótesis removibles retenidas por dobles coronas. Once artículos se incluyeron, los que demostraron tasas de supervivencia de los dientes pilares entre el 60,6% y el 95,3% después de un periodo de observación de 10 a 5 años respectivamente. Las tasas de supervivencia de las prótesis oscilaron entre 90,0% y 95,1% después de 4 y 5,3 años, respectivamente.

Las tasas de supervivencia de los implantes que soportaron prótesis en la mandíbula fueron entre 97% y 100% después de un período de observación de 10.4 y 3 años respectivamente.

Las tasas de supervivencia de las prótesis retenidas por implantes en la mandíbula oscilaron entre el 95% y el 100% después de 10,4 y 9 años.

Las prótesis soportadas por dientes e implantes en el maxilar, así como las mismas prótesis, demostraron una tasa de supervivencia del 100% después de 3,2 años.

Ellos concluyen que la literatura actual no proporciona información suficiente sobre la evolución a largo plazo de PPR retenidas por dobles coronas. Se necesitan más estudios y un mayor nivel de pruebas para validar los resultados de esta modalidad de tratamiento.

Verma *et al* (2013) realizaron una revisión sistemática de la literatura publicada desde 1966 a 2009 para observar el rendimiento clínico de sistemas de doble corona dento e implanto retenidas con un seguimiento igual y mayor a 3 años. Se incluyeron 17 estudios. Las tasas de supervivencia de dientes pilares oscilaron entre el 82,5% (después de 3.4 años) y el 96,5% (a los 6 años). Para las prótesis telescópicas se observó un 66,7% (a los 10 años) a 98,6% (a los 6 años). Las tasas de supervivencia de los implantes estaban entre 97,9% a los 10.4 años y para las prótesis removibles telescópicas retenidas con dos implantes mandibulares, 100% después de 3 años.

Ellos concluyeron que: (I) los dientes pilares con dobles coronas y prótesis demostraron una amplia gama de tasas de supervivencia; (II) las sobredentaduras mandibulares implanto-soportadas demostraron un pronóstico favorable a largo plazo; (III) se requiere un mayor mantenimiento protésico para las rehabilitaciones soportadas por dientes y por implantes; (IV) áreas futuras de investigación implicarían diseñar estudios longitudinales apropiados para comparar tasas de supervivencia y de complicaciones de los diferentes diseños de rehabilitación. Las definiciones no estandarizadas de complicaciones y fracasos, los variados diseños de las rehabilitaciones y la amplia gama de tasas de supervivencia de los estudios complican el planteamiento de conclusiones definitivas.

Ningún metaanálisis se encontró acerca de la sobrevida de los sistemas de coronas dobles, sólo Kern *et al* (2016), en su revisión sistemática y meta-análisis de prótesis removibles y fijas sobre implantes, estudiaron el impacto de la localización de los implantes, el número de ellos, tipo de prótesis y diferentes sistemas de retención, en la tasa de pérdida de los implantes. En cuanto a los diferentes tipos de retenciones para sobredentaduras en ambos maxilares no hubo diferencias significativas entre retenedor de bola versus una barra. La comparación de la barra frente a la corona telescópica y la bola versus la corona telescópica no fue posible debido a que con las retenciones telescópicas no se observaron pérdidas de implantes en los estudios incluidos.

Ellos concluyeron que sólo la localización del implante, el tipo de rehabilitación (fija o removible) y el número de implantes tienen una influencia en la tasa de pérdida de éstos.

CONCLUSIONES

Las coronas dobles permiten rehabilitaciones con muchas de las ventajas de las restauraciones fijas y removibles. Su diseño y configuración puede ser modificado para adaptarse a las necesidades de diferentes situaciones clínicas, dependiendo de si se requiere ferulización, estabilización, retención y resiliencia.

Los estudios consultados coinciden en que las coronas dobles usadas en prótesis parciales removibles reducen las fuerzas horizontales y rotacionales destructivas dirigiéndolas más axialmente y son menos traumáticas que otros retenedores.

Una vez que una persona ha sufrido la pérdida de dientes o éstos presentan movilidad, el factor más importante en el mantenimiento de una rehabilitación es la capacidad de limpiar los dientes pilares y la restauración. El uso de coronas dobles facilita la limpieza por parte del paciente y/o dentista ya que los tejidos gingivales son accesibles en toda la circunferencia marginal del pilar y por tanto se pueden mantener los dientes cuestionables por más tiempo.

Gracias a la capacidad de extracción de la superestructura, son una alternativa cuando una restauración fija puede ser un riesgo clínico, ya que la prótesis removible puede ser rehecha o reparada si uno o más pilares se pierden prematuramente. Si uno de los dientes pilares necesita ser extraído, la prótesis puede ser reparada con acrílico simplemente convirtiendo la corona secundaria en un pónico. Es posible también una ferulización de arco cruzado bilateral sin la participación de los dientes anteriores por ejemplo, como lo haría una prótesis fija.

Los tipos de dobles coronas usados con mayor frecuencia para el anclaje de prótesis removibles son la corona telescópica de paredes paralelas y la corona cónica. Ambos diseños fueron desarrollados principalmente con aleaciones altamente preciosas y poseen retención como resultado de la fricción de las superficies opuestas de las coronas interior y exterior. A pesar de

las ventajas de estos sistemas, se debe prestar atención al hecho de que este enfoque es sensible a la técnica y además muy costoso debido a la utilización de aleaciones de metales nobles.

En las coronas tipo Marburg todos los componentes metálicos se pueden fabricar con una sola aleación de cobalto-cromo-molibdeno, y el marco (incluyendo las coronas exteriores) está fundido en una sola pieza. Esta técnica ofrece la ventaja de producir sobredentaduras retenidas a partir de aleaciones de metal base en lugar de utilizar las aleaciones nobles lo que disminuye los costos.

La retención de las coronas telescópicas y las cónicas depende de factores físico-mecánicos como la fricción producida por el roce de las paredes perfectamente superpuestas, que se deslizan una sobre la otra; la adhesión resultante de la unión íntima de las superficies metálicas húmedas en contacto y la presión negativa o succión, que sucede al separar dos superficies que están en contacto íntimo. Depende también de factores técnicos como el diseño del elemento primario: el ángulo de conicidad y la altura del pilar. La conicidad y la altura vertical de la cofia primaria que determinan la cantidad de carga transferida a cada pilar, se pueden planificar para adaptarse a cada condición de diente y función designada en la restauración. En una restauración fija, la carga siempre se distribuye uniformemente entre todos los dientes pilares independientemente de su condición, debido a que las coronas son cementadas de manera permanente. En la prótesis con coronas dobles, la cantidad de fuerza hacia los pilares se puede regular de forma individual mediante la modificación de su forma y según su posición, soporte óseo y condiciones oclusales. En otras palabras, se puede calibrar individualmente la cantidad de retención sobre cada uno de los pilares, incluso dejando aquellos de más riesgo sin fricción, asegurando la estabilidad con el resto del sistema.

Otros factores que influyen en la retención son el roce y los micromovimientos producidos por los ciclos de inserción/desinserción, que conducen a la fatiga y desgaste del material.

En la corona telescópica la retención como consecuencia del roce será directamente proporcional a la cantidad de superficie de contacto entre la corona primaria y la secundaria; dependerá también de la cantidad de pilares, de la longitud del pilar y del estado de las superficies. La retención obtenida en una doble corona realizada sobre un incisivo debido a la poca superficie, será menor que sobre un molar, igualmente será menor la retención sobre un pilar corto que sobre otros que presentan más longitud y del mismo modo, un sistema con pocos pilares, presentará menor retención que otro que presente múltiples pilares.

En el laboratorio, la superficie externa de la cofia primaria se prepara adecuadamente a través de instrumentos de precisión como el conómetro, sin embargo, si el laboratorio no cuenta con este instrumento utilizará un paralelizador. Esto y otros aspectos técnicos hacen que la aplicación de las dobles coronas requiera habilidad clínica, pero más aún un laboratorio con experiencia y materiales adecuados. Otra alternativa para proporcionar angulaciones deseadas y precisas puede ser la fabricación de las cofias con sistemas CAD/CAM.

El beneficio de la retención con dobles coronas debe ser sopesado frente a las posibles consecuencias iatrogénicas de la preparación de múltiples dientes y en cuanto a costo comparado con una restauración fija. Si los dientes adyacentes son candidatos para restauraciones fijas la aplicación de estos principios puede tener mérito. Considerando el riesgo de daño causado por la preparación del diente, el uso de prótesis con retenedores extracoronarios convencionales es una alternativa razonable a las prótesis retenidas por dobles coronas. Pero por otro lado, el aspecto natural, confort y similitud con los dientes naturales es una razón importante para elegir este tratamiento protésico.

Varias investigaciones clínicas están de acuerdo en que las tasas de fracaso de los dientes pilares y sus prótesis telescópicas correspondientes difieren significativamente entre los pacientes con más o menos de tres pilares. Por otra parte, la integración de uno a tres dientes pilares es menos favorable con respecto a las cargas de la prótesis, especialmente si la distribución de estos pilares se disponen en una relación lineal diagonal o de arco cruzado lineal. Por consiguiente, se puede prever que el éxito a largo plazo de las prótesis retenidas por dobles coronas depende en gran medida del número y la distribución topográfica de los pilares restantes. Se ha visto que una distribución triangular de los pilares mejora la sobrevida de éstos, de las dobles coronas y las prótesis.

Cuatro o más pilares pueden tener un impacto positivo en la sobrevida de la restauración. Los implantes pueden ser insertados para aumentar el número total de elementos de anclaje en los pacientes con una dentición muy reducida y/o distribución desfavorable de los dientes restantes. La colocación de implantes suplementarios en posiciones estratégicas permite una variedad de nuevas opciones de tratamiento.

En cuanto a los materiales y técnicas de fabricación, los estudios disponibles usan pruebas, materiales y angulaciones diferentes, que los hacen difícilmente comparables entre ellos. Sin embargo, parece ser que las aleaciones de metales base, las aleaciones de oro, titanio y circonio se desenvuelven de formas clínicamente aceptables. Debemos tener en cuenta, que el proceso de fabricación de coronas secundarias hechas por electroformación sobre una corona primaria de oro podría ser más recomendable tanto por su precisión, como por el tipo de material, que según los estudios, evita fuerzas retentivas excesivas y tales fuerzas son estables en el tiempo.

Cuando se usa el mismo material para las coronas primaria y secundaria, la sinergia del metal empleado, determina que las superficies en contacto presenten las mismas propiedades, lo que hace que al unirse por presión, se produzca una soldadura en frío. No obstante, con el roce continuo en la inserción/extracción, estos puntos se rompen produciendo una superficie rugosa, lo que determina una pérdida de retención por desgaste, lo cual se produce en todos los materiales. La fuerza de retención, por lo tanto, no puede ser definida taxativamente y no asegura un resultado u otro a muy largo plazo.

La elección del sistema de retención exclusivamente sobre implantes está influenciada por la anatomía de la mandíbula, el espacio disponible vertical y/u horizontal, la situación económica del paciente y las expectativas. Las coronas dobles sobre los implantes son eficaces en la estabilización de la prótesis con respecto a las fuerzas horizontales en casos de atrofia avanzada de la cresta alveolar y se propone usar sistemas de dobles coronas resilientes en casos de menos de 4 pilares de implantes para evitar sobrecargalos y provocar su fracaso. En cambio cuando contamos con un número mínimo de 4 implantes bien distribuidos en la arcada desdentada la opción a utilizar son los sistemas rígidos.

En algunos casos, la ferulización combinando implantes y pilares naturales es necesaria para mejorar el soporte, pero los estudios de análisis de estrés han demostrado un aumento de las tensiones peri-implante asociado a su conexión con dientes naturales. Hasta la fecha, las tasas de éxito/supervivencia publicados han demostrado ningún efecto adverso de la ferulización con prótesis fija, además de la intrusión de los dientes en muy pocos casos. Sin embargo, el carácter contradictorio de los estudios lleva a la conclusión, de que en este momento, los dientes e implantes ferulizados deben abordarse con precaución y evitarse cuando sea posible.

Los estudios reportan alto confort y satisfacción en los pacientes y tasas de supervivencia a largo plazo favorables para las coronas dobles, lo que las valida como una buena opción de tratamiento rehabilitador. Del mismo modo, la utilización de sistemas de dobles coronas sobre implantes es de todas maneras una alternativa por su éxito clínico, excluyéndola eso sí, por ser una técnica quizás más costosa, poco difundida en nuestro medio y más sensible que el uso, por ejemplo, de retenedores pre fabricados de precisión.

Por último, los estudios acerca de los sistemas de dobles coronas presentan diferentes tiempos de seguimiento y definiciones no estandarizadas. En ellos se usan diferentes diseños de coronas dobles. Se presentan también, una amplia gama de tasas de supervivencia y todos estos factores excluyen el agrupamiento de los datos para realizar un análisis con conclusiones definitivas.

Para lograr un mayor nivel de evidencia científica, como ocurre con muchos temas en odontología, se requieren futuras investigaciones con un diseño de estudios longitudinales adecuados con parámetros claramente definidos para la comparación de los datos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bayer S, Zuziak W, Kraus D, Keilig L, Stark H, Enkling N. (2010). Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. *Clin Oral Implants Res.* Mar;22(3):323-9.
2. Bayramoğlu G, Alemdaroğlu T, Kedici S, Aksüt AA. (2000). The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil.* Jul; 27(7):563-75
3. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. (2010). "Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems". *Clin Oral Investig.* Apr;14(2):129-35
4. Breitman JB, Nakamura S, Freedman AL, Yalisove IL. (2012). Telescopic retainers: an old or new solution? A second chance to have normal dental function. *J Prosthodont.* Jan; 21(1):79-83.
5. Engels, J., Schubert, O., Güth, JF., Hoffmann M, Jauernig C, Erdelt K, Stimmelmayer M, Beuer F. (2013). "Wear behavior of different double-crown systems". *Clin Oral Investig.* Mar; 17(2):503-10.
6. Frisch E, Ziebolz D, Rinke S. (2013). Long-term results of implant-supported overdentures retained by double crowns: a practice-based retrospective study after minimally 10 years follow-up. *Clin Oral Implants Res.* Dec; 24(12):1281-7.
7. Frisch E, Ratka-Kruger P, Wenz H-J. (2014). Unsplinted implants and teeth supporting maxillary removable partial dentures retained by telescopic crowns: a retrospective study with >6 years of follow-up. *Clin. Oral Impl. Res.* 26, 1091–1097.
8. Frisch E, Ziebolz D, Ratka-Krüger P, Rinke S. (2015). Double crown-retained maxillary overdentures: 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* Feb;17(1):22-31.
9. Gil FJ, Fernández E, Manero JM, Planell JA, Sabrià J, Cortada M, Giner L. (1995). *Biomed Mater Eng.* 5(3):161-7. A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixator.
10. Gross M, Laufer B. (1997). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil.* Nov; 24(11):863-70.

11. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber H-P, Wichmann MG. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of Attachment. *Clin. Oral Impl. Res.* 12; 640–647
12. Iimuro F., Yoneyama T. Okuno, Osamu. (1993). Corrosion of Coupled Metals in a Dental Magnetic Attachment System. *Dental Materials Journal* 12 (2): 136-144.
13. Joda T. (2013). Combined tooth-implant-supported telescopic prostheses in a midterm follow-up of > 2 years. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec; 26(6):536-40.
14. Kedici SP, Aksüt AA, Kiliçarslan MA, Bayramoğlu G. Gökdemir K. (1998). *J Oral Rehabil.* Oct;25(10):800-8. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media.
15. Kern J, Kern T, Wolfart S, Heussen N. (2016). A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res.* Feb;27(2):174-95.
16. Koller B, Att W, Strub JR. (2011). Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prostheses: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr;24(2):109-17
17. Krennmair G, Krainhöfner M, Waldenberger O, Piehslinger E. (2007). Dental implants as strategic supplementary abutments for implant-tooth-supported telescopic crown-retained maxillary dentures: a retrospective follow-up study for up to 9 years. *Int J Prosthodont,* Nov-Dec; 20(6):617-22.
18. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Piehslinger E. (2011). Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;26(3):598-606
19. Krennmair G, Sütö D, Seemann R, Piehslinger E. (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clin Oral Research.* Apr;23(4):481-8.

20. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* Dec;15(6):643-53
21. Langer A. (1980). Telescope retainers and their clinical applications. *J Prosthet Dent;* 44:516-522.
22. Langer A. (1981). Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent;* 45:37-43.
23. Langer Y, Langer A. (2000). Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: a clinical report. *J Prosthet Dent.* Aug;84(2):129-32.
24. Laufer B. Gross M. (1998). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil.* Jan; 25(1):69-80.
25. Mañes-Ferrer JF, Martínez-González A, Oteiza-Galdón B, Bouazza-Juanes K, Benet-Iranzo F, Candel-Tomás A. (2006). "Telescopic crowns in adult case with lip and palate cleft. Update on the etiology and management". *Med Oral Patol Oral Cir Bucal;*11:E 358-62.
26. Misch, C. (2015). Capítulo 17. Dientes naturales junto al emplazamiento de un implante: conexión de implantes a dientes. En: *Prótesis dentales sobre implantes. Segunda Edición.* Madrid. España. Editorial Elsevier, pp 403-419.
27. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration.(2013). *J Prosthodont Res.* Oct; 57(4):236-61.
28. Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Sonika R, Chheda PS, Garg A. Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported Single Crowns, Fixed Partial Denture, and Implant Tooth-supported Prostheses.(2015). *J Int Oral Health.* Sep; 7(9):11-7.
29. Ogata K, Ishii A, Nagare I. (1992). Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps. *J Oral Rehabil.* 1992 May;19(3):245-52

30. Ogata K, Okunishi M, Miyake T. (1993). Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J Oral Rehabil.* Jan; 20(1):69-77.
31. Pae A, Kim K, Kim HS, Kwon KR. (2011). Overdenture restoration in a growing patient with hypohidrotic ectodermal dysplasia: a clinical report. *Quintessence Int.* Mar;42(3):235-8
32. Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. (1986). Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet Dent.* Sep;56(3):329-37
33. Rammelsberg, P., Bernhart G, Lorenzo Bermejo J, Schmitter M, Schwarz S. (2014). "Prognosis of implants and abutment teeth under combined tooth-implant-supported and solely implant-supported double-crown-retained removable dental prostheses". *Clin Oral Implants Res.* Jul; 25(7):813-8.
34. Rinke S., Buegers R., Ziebolz D., Roediger M. (2015). Clinical outcome of double crown-retained implant overdentures with zirconia primary crowns. *J Adv Prosthodont* ;7:329-37
35. Roach M. (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* Jul;51(3):603-27, vi.
36. Sahin, V., Akaltan, F., Parnas, L. (2012). "Effects of the type and rigidity of the retainer and the number of abutting teeth on stress distribution of telescopic-retained removable partial denture". *Journal of Dental Sciences.* Mar; 7(1):7-13
37. Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T. (2003). Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. *J Oral Rehabil.* May; 30(5):482-7
38. Sheets, C. Earthman, J. (1993) Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70,513.
39. Stober T, Bermejo J, Séché A, Lehmann F, Rammelsberg P, Bömicke W. (2015). Electroplated and cast double crown-retained removable dental prostheses: 6-year results from a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig.* Jun;19(5):1129-36.

40. Stober T, Danner D, Bömicke W, Hassel AJ. (2016). Improvement of oral health-related quality-of-life by use of different kinds of double-crown-retained removable partial dentures. *Acta Odontol Scand.*;74(1):1-6
41. Szentpétery, V., Lautenschläger, C., Setz, JM. (2010). "Longevity of frictional telescopic crowns in the severely reduced dentition: 3-year results of a longitudinal prospective clinical stud". *Quintessence Int. Oct*; 41(9):749-5
42. Verma, R., Joda, T., Brägger, U., Wittneben, J. (2013). "A systematic review of the clinical performance of tooth-retained and implant-retained double crown prostheses with a follow-up of ≥ 3 years". *J Prosthodont. Jan*; 22(1):2-12.
43. Volkan Sahin, Funda Akaltan, Levend Parnas. (2012). Effects of the type and rigidity of the retainer and the number of abutting teeth on stress distribution of telescopic-retained removable partial dentures. *Journal of Dental Sciences. Volume 7, Issue 1, March, Pages 7-13*
44. Wagner C, Stock V, Merk S, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. (2015). Comparison of Retention Forces of Different Fabrication Methods of Co-Cr Crowns: Pre-sintered and Milled, Cast and Electroforming Secondary Crowns with Different Taper Angles. *Int J Dentistry Oral Sci. S2:003, 15-20*
45. Wang C, Lee H, Lan T, Igarashi Y. (2010). "Method of retention control for compromised periodontal bone support abutment of conical crown retained denture". *Kaohsiung J Med Sci. Aug*; 26(8):435-43.
46. Wenz, H., Lehmann, K. (1998). "A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system". *Int J Prosthodont. Nov-Dec*; 11(6):541-50.