

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN LA SELECCIÓN DE
CONECTORES NO RÍGIDOS PARA LA REHABILITACIÓN CON
PRÓTESIS FIJA**

Trabajo especial de grado presentado ante la
ilustre Universidad Central de Venezuela por la
Odontóloga Rossana E. Grella para optar al título
de Especialista en Prostodoncia

Caracas, 27 Mayo del 2010

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN LA SELECCIÓN DE
CONECTORES NO RÍGIDOS PARA LA REHABILITACIÓN CON
PRÓTESIS FIJA**

AUTOR: Od. Rossana E. Grella

TUTOR: Prof. Valdemar Balza

Caracas, 27 Mayo del 2010

**Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:**

(Coordinador) Nombre y Apellido

C.I.

Firma

Nombre y Apellido

C.I.

Firma

Nombre y Apellido

C.I.

Firma

Observaciones:-----

Caracas, 27 de Mayo de 2010

DEDICATORIA

A Dios y la Virgen por bendecirme
con su protección, luz y guía en
la obtención de esta meta.
A mis padres por su paciencia,
comprensión, apoyo y amor en
cada paso de mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Debo agradecer primero a mi Señor, quien siempre estuvo presente en mí día a día concediéndome fortaleza y luz a pesar de las recaídas y gracias a Él, lograr culminar esta meta tan anhelada.

A mi familia por apoyarme incondicionalmente en todo momento y hacer de esta meta una realidad.

A mi tutor Prof. Valdemar Balza por su paciencia, dedicación y orientación en la realización del presente trabajo especial de grado.

A mis docentes por su valiosa enseñanza.

Al Dr. Ramiro Bastidas y a la Cátedra de Coronas y Puentes por su colaboración y apoyo en el transcurso del Postgrado y durante la elaboración de este trabajo.

A mis colegas, Jenny, Gisselle, Silvia, Eliberth, Siulbel, Marietta, Karina, Clelia, Yuly, Ninfa, Evelin, Jose A., Rosemi, Isbelia y Geraldin; por su compañerismo.

A mis amigas María Gabriela y Melanie, gracias por una verdadera amistad y apoyo incondicional.

Al Postgrado de Prostodoncia de la U.C.V. por formarme como especialista en el área para un mejor ejercicio de la profesión con conocimiento y criterio.

LISTA DE CONTENIDOS

Página

DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE CONTENIDOS.....	vii
LISTA DE GRÁFICOS.....	x
LISTA DE TABLAS.....	xvii
RESUMEN.....	xviii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	4
1 CLASIFICACIÓN DE LAS CONEXIONES UTILIZADAS EN	
PRÓTESIS PARCIAL FIJA	4
1.1 Conectores rígidos.....	4
1.2 Conectores no rígidos	24
1.1.1 De precisión	24
1.2.2 De semiprecisión	27
2 CONECTORES NO RÍGIDOS PARA PPF.	
GENERALIDADES.....	29
3 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS CONECTORES	
NO RÍGIDOS EN PPF.....	36

4 FACTORES A CONSIDERAR PARA LA SELECCIÓN DE LOS CONECTORES NO RIGIDOS EN PPF.....42

4.1 Factores inherentes a los dientes pilares:

4.1.1 Movimiento Dentario Fisiológico..... 42

4.1.2 Posición del diente en la arcada 49

4.1.3 Soporte Periodontal..... 51

4.2 Factores inherentes al Sistema de retención:

4.2.1 Capacidad retentiva de los conectores no rígidos..... 55

4.2.2 Preparación dentaria y fabricación de la restauración..... 57

5 SITUACIONES CLÍNICAS EN LAS QUE SE INDICA EL USO DE CONECTORES NO RIGIDOS EN PPF Y SU BIOMECANICA..... 70

5.1 PPF de cinco unidades con un pilar intermedio 70

5.2 PPF con ferulización en arco cruzado 89

5.3 PPF con el molar como pilar distal, inclinado hacia el
Espacio edéntulo 99

5.4 PPF dento-implantosoportada 104

III. DISCUSION.....	132
IV.CONCLUSIONES	145
V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	148

LISTA DE GRÁFICOS

	<u>Página</u>
 GRÁFICO 1. Ejemplo de conectores rígidos. Caso Clínico	
Postgrado de Prótesis. UCV.....	5
 GRÁFICO 2 .Deflexión en función de la altura del conector en PPF.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	8
 GRÁFICO 3. Deflexión de la PPF al reducir la altura del conector.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	9
 GRÁFICO 4 .Caso Clínico. Postgrado de Prótesis UCV.	
Relación del área de los conectores con los tejidos gingivales	10
 GRÁFICO 5. Deflexión de la PPF en función del espacio para pónico.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	11
 GRÁFICO 6. Deflexión de la PPF en función del espacio para pónico.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	11
 GRÁFICO 7. Interlock. Aditamento intracoronal de precisión.	
<i>Tomado de catálogo de Sterngold, 2008</i>	26
 GRÁFICO 8. Beyeler. Aditamento intracoronal de precisión.	
<i>Tomado de catálogo de Sterngold., 2008</i>	26

GRÁFICO 9. . Combi- Snap. Aditamento intracoronal de precisión.	
<i>Tomado de catálogo Sterngold., 2008</i>	27
GRÁFICO 10. Conector no rígido de semiprecisión.	
<i>Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....</i>	28
GRÁFICO 11. Conector no rígido de semiprecisión. Encerado de PPF	
<i>Extensa Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....</i>	28
GRÁFICO 12. Aditamentos intracoronales de semiprecisión. Patrones plásticos macho-hembra. A Plastic Dovetail ®. B Tube Lock®.	
<i>Tomado de catálogo de Sterngold, 2008.....</i>	29
GRÁFICO 13. Caja intracoronaria para una conexión no rígida.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010.....</i>	38
GRÁFICO 14. Posición y alineación dentaria dado por los contactos dentarios. <i>Tomado de Shillingburg, 2000</i>	43
GRAFICO 15. Movimiento bucolingual en μm según la posición del diente en la arcada. <i>Tomado de Shillingburg, Jr H y Fisher 1973</i>	45
GRÁFICO 16. Migración dentaria hacia el espacio edéntulo a causa de la pérdida un diente. <i>Tomado de Shillingburg, 2000</i>	47

GRÁFICO 17. Dirección del movimiento dentario como según Roy.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	50
GRÁFICO 18. Dirección y amplitud de movimiento hacia vestibular.	
<i>Tomado de Mezzomo, 2010.....</i>	51
GRÁFICO 19. A y B. A) Ubica el conector no rígido en distal del pilar, B) Ubica el conector no rígido en mesial del pilar.	
<i>Tomado de Shillingburg y Fisher, 1973.....</i>	57
GRÁFICO 20. Prótesis parcial fija de cinco unidades con pilar intermedio.	
<i>Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....</i>	59
GRÁFICO 21. Orientación convencional del conector no rígido.	
<i>Tomado de Moulding et al., 1992.....</i>	64
GRÁFICO 22. Orientación invertida del conector no rígido	
<i>Tomado de Moulding et al., 1992.....</i>	66
GRÁFICO 23. A. Orientación común del conector en molar inclinado. B. Orientación invertida en molar inclinado.	
<i>Tomado de Moulding et al., 1992.....</i>	67
GRÁFICO 24. Ilustración esquemática de pilares intermedios actuando como fulcrum. <i>Tomado de Oruk et al., 2008</i>	71

GRÁFICO 25. Figuras esquemáticas que muestran la acción de fulcrum del diente de soporte intermedio <i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	72
GRÁFICO 26. Alternativa para evitar la acción de fulcrum en PPF con soporte intermedio con la colocación de pónicos suspendidos. <i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	75
GRÁFICO 27. Conexión semirígida que anulan el efecto de fulcrum del diente de soporte intermedio. <i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	76
GRÁFICO 28. Valores de tensión von Mises. Distribución de las tensiones en el modelo rígido con cargas en anterior (A), posterior (B) y en todos los dientes (C). El rango de colores del rosado al azul representa los valores de tensión de menor a mayor respectivamente. <i>Tomado de Oruc et al., 2008</i>	83
GRÁFICO 29. Diseño Mposterior. Colocación del conector no rígido mesial al pilar posterior terminal. Valores de tensión von Mises y distribución de las tensiones. <i>Tomado de Oruc et al., 2008</i>	85
GRÁFICO 30. Diseño Dpier. Valores de tensión von Mises y distribución de las tensiones en el modelo . <i>Tomado de Oruc et al., 2008</i>	86

GRÁFICO 31. A. Inclínación mesial por la carga oclusal aplicada. B. carga aplicada después de la ferulización y su vector resultante. <i>Tomadode Mezzomo, 2010</i>	95
GRÁFICO 32. A. Fuerza aplicada fuera del centro de rotación de los pilares. B Fuerza aplicada entre los centros de rotación de los pilares. <i>Tomado de Selby, 1994</i>	98
GRÁFICO 33. PPF que conecta un diente a un implante rígidamente <i>Tomado de Misch C., 2007</i>	107
GRÁFICO 34. Modelos de elemento finito de ferulización diente e implante. A. Soporte periodontal normal. B. Soporte periodontal reducido. <i>Tomado de Chun-Li Lin et al., 2006</i>	114
GRÁFICO 35. Diseño telescópico con tornillo de fijación ubicado en la superficie lingual del retenedor o superestructura correspondiente al diente natural. <i>Tomado de Schlumberger et al., 1998</i>	128
GRÁFICO 36. Porción hembra dentro del contorno de la corona sobre implante y el macho a nivel del pónico. <i>Tomado de Schlumberger et al., 1998</i>	129

GRAFICO 37. Pasador o boqueo en forma de U unido a la conexión interna en el aspecto lingual. <i>Tomado de Schlumberger et al., 1998</i>	130
--	-----

LISTA DE TABLAS

	<u>Página</u>
Tabla I. Área de inserción media en mm ² de cada diente según Jepsen. <i>Tomado de Mezzomo, 2010</i>	53
Tabla II. Máximos valores de tensión (MPa) sobre el conector en cada modelo. <i>Tomado de Manda et al., 2009</i>	92

R E S U M E N

En el diseño de una Prótesis Parcial Fija (PPF), el área de los conectores ha sido objeto de estudio por ser las zonas de mayor concentración de tensiones cuando ésta es sometida a cargas oclusales. Dos formas de conexión son descritas en la literatura, conectores rígidos y no rígidos. Aún cuando la conexión rígida es el tipo de unión entre pónicos y retenedores comúnmente utilizada, no está indicada en todas las situaciones que precisan de una PPF. El comportamiento biomecánico de la prótesis con conectores no rígidos en ciertas situaciones clínicas, mejora la distribución de tensiones donde el empleo de conexiones rígidas puede conllevar a patrones de concentración de tensiones nocivas para el periodonto, dientes pilares, y para la prótesis en sí. En casos como: ferulización de pilares en arco cruzado, PPF de cinco unidades con pilares intermedios, PPF con inclinación mesial del molar hacia el espacio edéntulo, y PPF dento-implantosoportada; se ha utilizado la conexión semirígida como mecanismo rompelfuerza, permitiendo cierto grado de independencia de movimiento entre los pilares, atenuando la acción de fulcrum que deriva de algún diente como pilar intermedio, y permitiendo lograr una vía de inserción común en casos de mal alineamiento dentario.

I.- INTRODUCCION

Resulta tentador pensar en la arcada dentaria como una entidad estática. La existencia de un estado de equilibrio dinámico, se encuentra establecido por fuerzas producto del contacto dentario, tanto por los dientes adyacentes como antagonistas, las estructuras de soporte, los tejidos blandos de los carrillos y la lengua. Con la pérdida dentaria, la integridad estructural de la arcada se ve alterada, y en consecuencia se genera un realineamiento dentario en búsqueda del restablecimiento de este equilibrio.

El objetivo de todo tratamiento protésico no solo va en función del reemplazo de las estructuras dentarias ausentes, restitución de la función y de la estética, sino también debe estar basado en la preservación de las estructuras dentarias y tejidos periodontales remanentes a fin de proveer mayor longevidad al tratamiento. Por lo que es importante no solo el conocimiento de la fisiología del movimiento dentario sino también de las consideraciones biomecánicas para el diseño de la Prótesis Parcial Fija (PPF)

Al reemplazar dientes ausentes por medio de una PPF, se debe tomar en cuenta varios factores en el diseño de la infraestructura de acuerdo a la situación clínica. Factores biomecánicos, periodontales, estéticos y

económicos, así como las expectativas de tratamiento por parte del paciente deben ser considerados, siempre recordando un principio básico y fundamental en toda planificación protésica: la simplificación del tratamiento.

Los conectores rígidos (uniones soldadas y/o conectores colados) entre pónicos y retenedores constituyen la forma más utilizada para fabricar la mayoría de las PPF, proporcionando rigidez y estabilidad, al tiempo que minimizan las tensiones asociadas con la restauración. Sin embargo, una restauración completamente rígida no está indicada en todas las situaciones que precisan de una PPF. Se ha mencionado en la literatura que el comportamiento clínico de las restauraciones unidas rígidamente pueden mostrar un mayor patrón en la concentración de tensiones en los dientes pilares.

Tales situaciones clínicas donde se ha reportado el uso de conectores no rígidos, también conocidos como uniones rompefuerzas son: PPF en arco cruzado, PPF de cinco unidades con pilares intermedios, PPF cuyo pilar distal se inclina mesialmente al espacio edéntulo y PPF dento-implantosoportada. El conocimiento del movimiento dentario fisiológico, la posición de los pilares en la arcada y la capacidad retentiva de los retenedores dictarán las pautas para la selección de este tipo de conectores.

El objetivo del presente trabajo especial de grado, es establecer las consideraciones biomecánicas a tomar en cuenta en la selección de conectores no rígidos para la rehabilitación por medio de PPF, dando a conocer el empleo de sistemas rompedoruerzas como mecanismo de unión entre p6nticos y retenedores en situaciones cl6nicas especificas, a fin de garantizar el 6xito y longevidad de las mismas.

II. REVISION DE LA LITERATURA

1. CLASIFICACIÓN DE LAS CONEXIONES UTILIZADAS EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA (PPF)

Según el Glosario de Términos Prostodónticos ⁽¹⁾, el conector en una PPF, es aquella porción de la prótesis que une el retenedor con el pónico. Rosentiel y cols. ⁽²⁾, definen conectores como los componentes de una PPF o de una férula que une los retenedores individuales con los pónicos. Estas conexiones se clasifican de la siguiente manera ^(1, 2, 3,4):

1. Conector Rígido: unión colada o soldada entre el retenedor y el pónico
2. Conector no rígido o rompelfuerza.

1.1 Conectores Rígidos

Las Conexiones rígidas (bien sea, uniones soldadas y/o conectores colados) entre pónicos y retenedores constituyen la forma más utilizada para fabricar la mayoría de las PPF, proporcionan rigidez y estabilidad al tiempo que minimizan las tensiones asociadas con la restauración. El éxito clínico de las restauraciones metal-porcelana, depende fundamentalmente del cumplimiento de una serie de características técnicas y la obediencia de requisitos de diseño de las infraestructuras para que se preserve la condición de resistencia de la estructura conjunta de metal y cerámica. ⁽⁵⁾

Los conectores rígidos (Gráfico 1) pueden ser realizados con colados o soldaduras y se suelen fabricar por encima de los 450°C. Los conectores colados se fabrican a partir de un patrón de cera de múltiples unidades reduciendo así el número de pasos que exige la fabricación en el laboratorio. Aún cuando la resistencia e integridad de los conectores colados es mayor que la de los conectores soldados, los primeros, pueden presentar errores dimensionales, debido a la susceptibilidad a sufrir distorsiones durante la remoción del troquel de los patrones de cera cuando son múltiples unidades en una estructura colada única, y en consecuencia afectar el ajuste de los retenedores individuales. Es por ello, que en algunos casos de PPF se prefiere la unión de las partes ya coladas por medio de soldaduras o conectores soldados. ⁽²⁾



GRAFICO 1. Ejemplo de conectores rígidos. Caso Clínico. Postgrado prótesis UCV

Los conectores soldados, son uniones realizadas por medio de una soldadura y constituyen otro método de unión rígida que une retenedores a pósticos, utilizan una aleación de igual o similar composición a la aleación de las partes a unir, cuya temperatura de fusión debe ser menor a la del metal de base. Una correcta preparación de la superficie a soldar, adecuada distancia del espacio de soldadura y óptimas dimensiones del conector deben ser de particular atención ya que contribuirán a maximizar la resistencia. ^(2, 6)

La extensión y el número de pósticos crean situaciones mecánicamente complejas. La selección del número y tipo de retenedores, el diseño de la infraestructura metálica, las dimensiones y orientación de los conectores así como el tipo de aleación utilizada juegan un papel importante en el comportamiento biomecánico de la PPF y deben ser fundamentados en los principios usados en ingeniería mecánica. ⁽⁴⁾

El objetivo de toda rehabilitación protésica, bien sea prótesis parcial fija, removible o total, es su equilibrio mecánico a fin de que la prótesis no sufra fractura de algunos de sus componentes, desalojo de sus retenedores y en consecuencia daños a nivel de las estructuras remanentes. Resulta tentador pensar que una prótesis fija es una estructura absolutamente rígida, pero se

debe considerar que los materiales se deforman según la demanda mecánica a la que son sometidos pudiendo experimentar fatiga e incluso fractura. ^(3,4)

Un cálculo estructural previo debe definir las dimensiones y tipo de material a utilizar, basado en las propiedades mecánicas como módulo de elasticidad y resiliencia. Una PPF requiere un número mínimo de columnas (dientes de soporte) para soportar una viga (pieza protésica) y un cimiento sólido (ligamento y estructuras óseas de soporte). La viga a pesar de que flexione, no debe permitir que el material entre en fatiga, objetivo que dependerá, tanto de la capacidad del material de absorber las tensiones sin experimentar deformación permanente, como de su rigidez (módulo de elasticidad). ^(4,7)

Para el diseño del área de los conectores rígidos, se compara el comportamiento de una estructura metal-porcelana para prótesis fija con el de una barra metálica, cuando ésta se encuentra sometida a la acción de fuerzas masticatorias. Aplicando el principio de ingeniería mecánica de la “Ley de Vigas” basado en el modelo matemático de vigas de Euler-Bernoulli, descrito por Popov en 1978 y Budynas en 1977, donde la altura de los conectores en sentido ocluso-gingival tiene una relación geométrica con la

resistencia de la estructura y el ancho del conector una relación aritmética con la misma.

Al duplicar la altura de un conector se estará obteniendo ocho veces el valor de su resistencia, mientras que, al duplicar el ancho del mismo, el valor de la resistencia se duplica. Esto hace que, todas las veces que una barra tenga su altura aumentada, la resistencia tendrá un aumento equivalente al cubo de la altura inicial, así como al reducir la altura de una barra a la mitad conllevará a la reducción de la resistencia en ocho veces su valor ^(3, 4, 5).
(Gráfico 2 y 3)

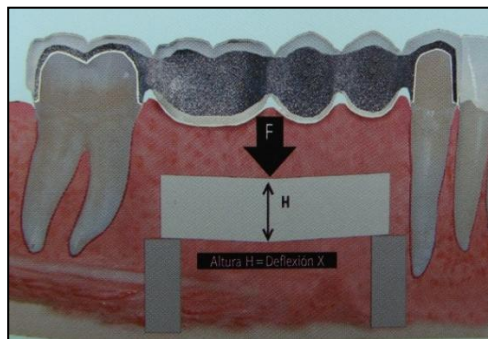


GRAFICO 2. Deflexión en función de la altura del conector en PPF.

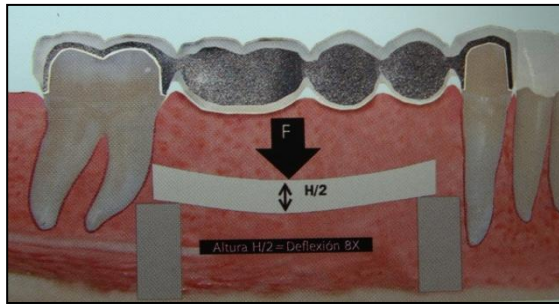


GRAFICO 3. Deflexión de la PPF. Reducción de la altura del conector a la mitad. Tomado de Mezzomo, 2010

La deflexión de una viga será entonces, directamente proporcional al cuadrado de la carga, directamente proporcional al cubo de la distancia entre las columnas e inversamente proporcional al módulo de elasticidad del material. ⁽⁴⁾

Con frecuencia los espacios interproximales deben configurarse de forma que puedan obtenerse resultados estética e higiénicamente favorables, por tanto, en algunos casos, ha de ser necesaria la reducción vertical en las áreas de los conectores entre pónicos y retenedores para facilitar la higiene y una buena relación con los tejidos gingivales ^(3, 5). (Gráfico 4).



GRAFICO 4. Caso clínico. Postgrado de Prótesis UCV.

El incumplimiento de los principios demostrados en la ley de vigas, cuando la conexión entre púnticos o entre púntico y retenedor presenta alturas menores a 2.5 mm, bien sea en metales nobles o no nobles, podrá provocar fracturas en la estructura metálica. ^(3,5)

Como se mencionó anteriormente, la extensión de la brecha y el número de púnticos es otro factor a considerar. A mayor longitud de una barra, es decir a mayor números de púnticos o púnticos más largos, los valores de deflexión de la misma aumentarán al cubo del valor original (Gráfico 5), por tanto, se deberá compensar con mayores dimensiones en las áreas de las conexiones rígidas a fin de evitar la fractura de la estructura así como la selección de una aleación que cuente con una mayor resistencia a la flexión. El aumento de la extensión de la barra, al doble de su extensión original disminuirá su resistencia en ocho veces y los valores de deflexión de la misma aumentarán (Gráfico 6). Por estas razones, las características de

estas conexiones deberán presentar una configuración adecuada para crear condiciones de resistencia, estética e higiene. ^(3,4,5)

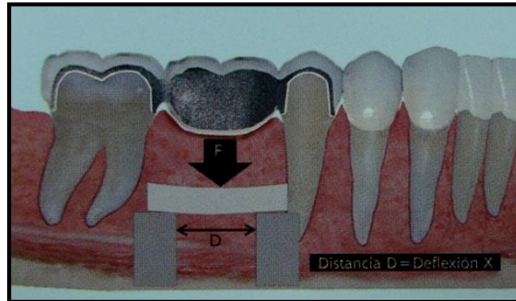


GRAFICO 5. Deflexión de la PPF en función del espacio para pónico.



GRAFICO 6. Deflexión de la PPF en función del espacio para pónico.

Tomado de Mezzomo, 2010

La necesidad de rigidez de la estructura metálica a fin de evitar la deflexión de la estructura previene el desalojo de los retenedores, filtración marginal, lesión de caries secundaria, fractura de la cerámica o fractura a nivel del área

de conexión ^(2,3,4,8). Por tanto el módulo de elasticidad de la aleación empleada y la altura de los conectores determinan el grado de rigidez de la prótesis. Las aleaciones de metales no nobles o con menor contenido de oro tienen mayor resistencia a la fractura que las aleaciones nobles. ⁽⁴⁾

Las aleaciones que han tenido un comportamiento más satisfactorio para prótesis parcial fija metal-cerámicas están compuestas de 44% a 55% de oro y del 35 al 45% de paladio, amén de pequeñas cantidades de galio, indio y/o estaño. Los inconvenientes atribuidos a estas aleaciones de oro-paladio son, el elevado costo y la incompatibilidad con algunos tipos de cerámica. Las aleaciones no nobles, poseen propiedades deseables como bajo costo, mayor dureza, elevadas temperaturas de fusión y resistencia más alta a la distorsión durante la cocción de la porcelana. Sin embargo, existen problemas inherentes a estas aleaciones como la excesiva formación de óxidos, dificultad en el acabado y el pulido así como una biocompatibilidad cuestionable. ⁽³⁾

La planificación de las uniones soldadas, puede realizarse a partir del encerado de las estructuras previo al colado. En los casos donde se planifica la unión por medio de este tipo de conectores, al igual que ocurre con los

conectores colados, los conectores que se van a soldar se enceran hasta lograr la forma final pero posteriormente, se seccionan con una sierra de cinta; por tanto, cuando se cuelan los componentes, las superficies que se van a unir son planas, paralelas y están a una distancia controlada, lo que permite soldarlas adecuadamente con una mínima distorsión. La soldadura una vez alcanzada su temperatura de fusión, fluye hacia el área de mayor temperatura. En el metal, las dos superficies planas creadas previamente en cera retienen el calor, asegurando que la temperatura más alta se mantenga en la zona del conector. ⁽²⁾

Las soldaduras dentales con aleación noble se clasifican según su pureza, que indica la proporción de oro puro por cada 1000 partes de la aleación. Hoy en día existen numerosas aleaciones de las cuales muchas contienen metales del grupo platino. La composición de la soldadura determina, entre otras cosas su punto de fusión. El requisito fundamental de la soldadura es que alcance su fusión sin inconvenientes y que la temperatura esté por debajo de la temperatura de fusión de la aleación que va a ser soldada. Las nuevas aleaciones para colado de paladio han conseguido aumentar la confiabilidad de la técnica de soldadura precerámica, gracias a su alto rango de fusión. ^(2, 3, 7)

En la mayoría de los casos, se añade un “pre” o “post” junto al nombre de la marca para indicar si la soldadura será utilizada para la unión de los componentes antes o después de la colocación de la porcelana. La presoldadura es aquella que se realiza en un conjunto de estructuras metálicas antes de aplicar la porcelana, mientras que la postsoldadura se realiza en un conjunto de unidades metal- cerámica tras la aplicación de porcelana. Las fuentes de calor empleadas para las técnicas de soldado comprenden los sopletes de gas-aire, sopletes de gas oxígeno, hornos y las unidades láser. ⁽²⁾

Las soldaduras precerámicas son aleaciones con un punto de fusión elevado, en ocasiones sólo se funden a una temperatura ligeramente inferior al punto de reblandecimiento de la aleación a la que se va a unir. En condiciones ideales, fluyen sobre el rango de fusión de la porcelana que se aplica posteriormente. Sin embargo, la soldadura precerámica es una técnica que debe ser llevada a cabo con delicadeza pues puede poner en riesgo la estructura metálica. Además puede provocar la volatización de los constituyentes de la soldadura del metal de base que se produce con el sobrecalentamiento, lo que deriva en microporosidad o en la formación de vacíos. Otro aspecto a considerar es el óxido necesario para la adherencia

clínica de la porcelana. No todas las soldaduras permiten esta adherencia.

(2,7)

El último requisito, la resistencia, se obtiene fácilmente con la mayoría de las soldaduras y suele ser mayor a la de metal de base, siempre que la técnica se realice cuidadosamente. La mayoría de las soldaduras se endurecen al enfriarse debido a la formación de otras fases intermetálicas que se producen en los límites de los gránulos. ^(2, 7)

El desarrollo de la resistencia de un conector soldado comprende la fusión de la soldadura, su fluidez y la humectabilidad entre el metal original y la soldadura. La precisión en el control de la fluidez de la soldadura sin sobrecalentamiento de la misma así como evitar la distorsión o fusión del metal a ser soldado, requiere de un minucioso cuidado en el manejo de las temperaturas, por ello el control de una correcta técnica al momento de realizar o restituir una conexión por medio de soldadura, es imprescindible para el mantenimiento de los valores de resistencia de un conector soldado.

(9)

Los factores que afectan la calidad de la unión soldada comprenden los siguientes: la composición de la aleación, la contaminación por óxidos que se

encuentren sobre las superficies del conector, el número y la distancia entre los poros, calentamiento y enfriamiento, dimensiones y forma del área del conector. ^(2, 10)

La porosidad es una importante consideración a ser tomada en el estudio de la resistencia de las uniones soldadas. Es un defecto indicativo de la falta de la soldadura a humectar y fluir completamente a través de las partes metálicas, adicionalmente la porosidad tiende a aumentar como resultado de la reducción de la distancia del espacio entre ellas y puede comprometer la resistencia de la unión. ⁽¹⁰⁾

Según lo expresado por Janus y cols⁽¹⁰⁾, parece que hay algunos mecanismos compensatorios presentes que permiten que el conector soldado pueda ser reforzado en tensión. Durante tensión, fuerzas triaxiales pueden desarrollarse por la superposición de fuerzas de cizallamiento dirigidas radialmente en la interfase soldadura-metal de base. La presencia de este complejo sistema de tensiones puede incrementar efectivamente la resistencia del conector. El grado de reforzamiento es dependiente de la relación entre el radio del espécimen y el espesor del conector soldado. A medida que esta proporción aumenta, la resistencia triaxial del conector se incrementa. Otra forma de mejorar la resistencia ocurre a través de las diferencias entre los módulos de elasticidad de la soldadura y del metal de

base. Tales diferencias conllevan a tasas de tensión desiguales dentro de cada material, y responden con un incremento en la resistencia. ^(6, 10).

La presencia de una superficie interfacial mayor y el mecanismo de triaxialidad pueden proveer un efecto de mayor reforzamiento, compensando la reducción de la resistencia asociada a la porosidad. La reducción de la porosidad a través de técnicas de soldadura mejoradas o modificaciones posteriores en el diseño puede permitir que el diseño del conector alcance su verdadero potencial de resistencia. ^(6, 10,11)

Generalmente, el conector resultante de una soldadura, es evaluado por examen visual. Su juicio será aceptable siempre y cuando las dimensiones sean acordes al diseño y la superficie esté libre de poros o vacíos. Este criterio puede resultar poco confiable ya que pueden estar presentes defectos no detectables en el área central del conector e influenciar su resistencia. Sin embargo, la microestructura del conector soldado realizado a partir de aleaciones seleccionadas con bajo contenido de oro, puede ser considerada como aceptable. ^(10,11)

Se realizó un estudio en el cual se compararon tres aleaciones con bajo contenido de oro y una aleación tipo III de oro (según la clasificación de la

ADA). Los conectores tras el procedimiento de soldadura fueron analizados con una máquina universal de prueba para la evaluación de la resistencia a la tensión. El propósito de este estudio fue determinar diferencias en la resistencia de conectores soldados de aleación, con alto contenido de oro y de aleación con bajo contenido de oro. ⁽¹⁰⁾

Los colados fueron posicionados para soldadura como de costumbre con una distancia para la misma de 0.3mm, fueron unidos con cera y revestidos. Luego de soldados los conectores, fueron maquinados a un diámetro uniforme y sujetos a la prueba de tensión. La resistencia a la tensión fue calculada a partir de fuerzas de fractura y el área de superficie de la unión. Los resultados ante el examen visual revelaron significativos espacios en el área del conector soldado para las tres aleaciones con bajo contenido de oro y no se encontró correlación entre el tamaño de los poros y la resistencia a la tensión. ⁽¹⁰⁾

Los hallazgos para la aleación con alto contenido de oro representó el estándar de resistencia del conector, en comparación con las aleaciones con bajo contenido de oro, aun cuando pudiese esperarse una resistencia clínicamente aceptable en el área del conector, a este nivel existe mayor

susceptibilidad de deformación. Tal vez las mediciones de ductilidad son clínicamente más significativas, porque la mayoría de las prótesis fijas están sujetas a tasas de estrés por fatiga en vez de una magnitud de fractura por estrés instantáneo. Las aleaciones con bajo contenido de oro pueden ser más susceptibles a fallas inducidas por fatiga tal vez por su elevada incidencia de porosidades y su mayor tendencia a la oxidación durante la soldadura.⁽¹⁰⁾

Otro estudio comparó la resistencia de uniones precerámicas y postcerámicas usando aleaciones de oro tipo III y tipo IV para prótesis metal-cerámica. Patrones de cera fueron preparados revestidos y colados. Un total de 104 especímenes colados fueron preparados y divididos en cinco grupos. Los especímenes colados fueron maquinados y luego seccionados con un disco de diamante fino creando un espacio para la soldadura de 0.3mm; este espacio fue seleccionado para permitir la expansión térmica de la zona a ser soldada y la fluidez por capilaridad de la soldadura sin contracción excesiva de la misma. Cada espécimen fue colocado en un instrumento donde una carga fue aplicada a fin de evaluar la resistencia a la tensión final hasta la fractura. Los especímenes fracturados fueron examinados y estudiados con un escáner de microscopia electrónica a fin de explicar los valores de resistencia.⁽¹¹⁾

Las conclusiones de este estudio fueron las siguientes: los conectores postcerámicos fueron superiores a los conectores precerámicos particularmente para las aleaciones metal-cerámica con alto contenido de oro, mientras que los conectores precerámicos con este tipo de aleación fueron los más débiles. El hallazgo más interesante en este estudio fue la superioridad de los conectores de aleaciones tipo III comparadas a los conectores metal-cerámico de aleación tipo IV, así como la superioridad de las uniones metal-cerámica postsoldadas sobre las uniones metal-cerámicas presoldadas. ⁽¹¹⁾

El examen de la electromicrografía reveló múltiples vacíos y una larga estructura granular en las muestras de baja resistencia, mientras que pocos vacíos y una pequeña estructura granular fue encontrada en las muestras de alta resistencia. Una hipótesis con respecto a esto es que los elementos incorporados en la aleación a fin de proveer una capa de óxido que permita la unión química con la porcelana, puede incluso reducir la humectabilidad del metal sólido por la soldadura fundida, resultando en una unión debilitada. Los resultados de la postsoldadura fueron mejores porque la oxidación es reducida en el horno. Para las muestras pre-soldadas el diferencial de fusión entre la aleación y la soldadura fue importante. Las aleaciones y soldaduras con mayores diferenciales de fusión produjeron resultados superiores. ⁽¹¹⁾

Los resultados anteriores coinciden con el estudio realizado por Rasmussen y Goodkind ⁽¹²⁾ donde de igual forma comparan la resistencia a la tensión con aleaciones tipo III y tipo IV empleando técnicas de presoldadura y postsoldadura. En este estudio plantean que la resistencia de las uniones soldadas dependen de cinco factores generales: 1) humectabilidad, 2) resistencia de los metales a ser unidos, 3) geometría de la unión, 4) inclusiones por flujo o poros y 5) el espesor del espacio para la soldadura. El principal objetivo de este estudio fue demostrar cómo afecta el espacio de la soldadura en la resistencia de la conexión soldada. La distancia entre las partes a ser soldadas estudiadas fueron: 0.13mm, 0.5mm y 1.0mm.

(12)

Todos los especímenes soldados fueron maquinados a un diámetro uniforme evaluando su resistencia a la tensión. Para la aleación tipo III hubo un aumento significativo en la resistencia en función del aumento de la distancia para el espacio para la soldadura. La tendencia hacia uniones resistentes ante espacios estrechos para uniones con aleación Au-Pd con presoldadura no fue estadísticamente significativa. ⁽¹²⁾

Las uniones postsoldadas fueron estadísticamente más resistentes que las uniones presoldadas. Las tendencias observadas podrían ser

parcialmente explicadas en términos de efectos competitivos de resistencia, humectabilidad y vacíos o inclusiones contenidas en las diversas distancias de espacios de soldadura. ⁽¹²⁾

Muchos autores han reportado que la causa más común en la pérdida de la longevidad en restauraciones de prótesis fija metal-cerámica son las fallas de la estructura metálica a nivel de los conectores, por ser esta área, el punto de mayor concentración de tensiones. ^(2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10,11, 13, 14)

Los primeros reportes realizados a lo concerniente a las medidas de tensión en PPF fueron publicados a partir de 1965 en puentes de aleaciones de oro y cromo. El-Ebrashi y cols., ⁽¹³⁾ realizaron un estudio basado en el diseño de la estructura y el análisis de tensión en PPF, donde corroboran la importancia de la aplicación de los principios ingenieriles durante el diseño de prótesis fija así como el conocimiento de los aspectos biológicos, estéticos y limitaciones mecánicas de cada caso.

Aplicaron métodos fotoelásticos bidimensionales a fin de investigar las tensiones originadas en los diversos componentes de la PPF en sector posterior mandibular y observaron que la parte más vulnerable a sufrir fallas es el conector (área soldada), la cual mostró la mayor concentración de

tensiones ⁽¹³⁾. Estos resultados coinciden con los reportes de Farah y Craig.
(14)

La PPF deberá estar orientada hacia una mayor longevidad funcional. El pronóstico será más favorable en aquellas situaciones clínicas donde se presentan espacios cortos y rectos, sobre dientes sanos con buen soporte periodontal y con retenedores correctamente seleccionados. El pronóstico de una PPF se verá limitado en los casos donde los espacios edéntulos son más extensos, con una curvatura acentuada del arco, pilares intermedios con espacios edéntulos a cada lado y diferencias de movilidad entre los pilares. Sin embargo, tales situaciones no invalidan bajo ninguna hipótesis el tratamiento protésico. ⁽⁴⁾

1.2 Conectores no rígidos

El conector no rígido es aquel que permite movimientos limitados entre partes independientes. Este tipo de conexión es empleado tanto en prótesis parciales removibles (PPR) como en PPF, otorga ventajas biomecánicas en el diseño de las mismas y constituye una unión mecánica de tipo rompelfuerza. Se clasifica según su método de elaboración, si es prefabricado o encerado, en precisión y semiprecisión respectivamente; y según su ubicación con respecto al diente pilar, en intracoronal y extracoronal. En PPF los conectores no rígidos o rompelfuerza son de tipo intracoronal ^(2, 3, 4,15, 16). Este tipo de conexión es el objeto de estudio de la presente revisión.

1.2.1 Conectores de Precisión: se refiere al dispositivo intracorinario prefabricado, de tipo cierre. Consta de dos partes, un receptáculo o elemento hembra, usualmente fijado y contenido dentro del contorno normal de la corona sobre un diente pilar o sobre un implante y un elemento macho el cual está unido al pónico en PPF o a una estructura de una PPR. ⁽¹⁷⁾

El aditamento de precisión evita la fuerza lateral sobre los dientes pilares cuando se inserta o retira la prótesis, ya que por su localización intracoronal distribuye la fuerza en sentido vertical durante la función estabilizando los dientes contra la fuerza lateral así como se encontrará más cercano al punto rotacional en la raíz. ⁽¹⁷⁾

Generalmente son aditamentos prefabricados metálicos elaborados con aleaciones nobles que contienen platino, oro y paladio en su composición. Estos elementos prefabricados metálicos se incorporan al encerado de la estructura para ser sobrecolados o ser fijados a la estructura metálica por medio de soldaduras. Si van a ser unidos a los segmentos de la prótesis por medio de soldaduras, ésta debe ser de aleación noble y compatible con las cerámicas de recubrimiento. Si se van a utilizar aleaciones no nobles deben emplearse soldaduras de alta fusión, con el platino, o el oro y el paladio, para la hembra; de otra manera ocurrirá contracción y distorsión de la hembra

durante el horneado de la porcelana, pues su temperatura de fusión no es lo suficientemente alta. Por tanto cuando se eligen aleaciones no nobles se recomienda trabajar con conectores no rígidos de semiprecisión. ^(2, 3, 4, 15, 17).

Ejemplos de conectores no rígidos de precisión son los siguientes: Interlock[®] (Sterngold, USA), Beyeler[®] (Sterngold, USA) y Combi-Snap[®] (Sterngold, USA). Estos aditamentos ofrecen una resistencia friccional generalmente no ajustable ^(4,15). (Gráfico 7, 8 y 9)

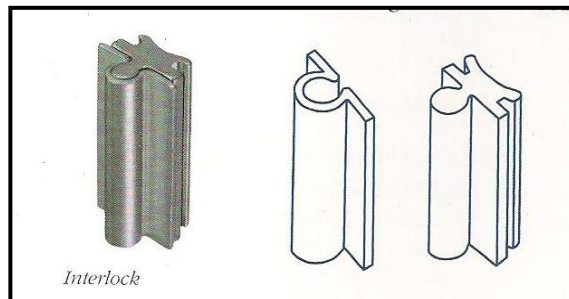


GRAFICO 7. Interlock.

Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008.

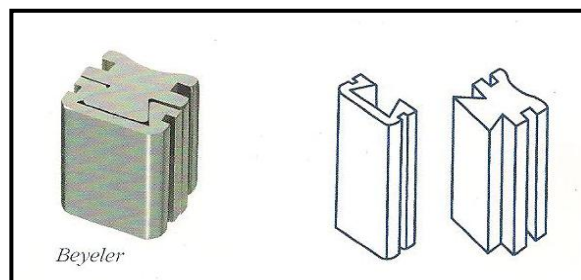


GRAFICO 8. Beyeler.

Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008

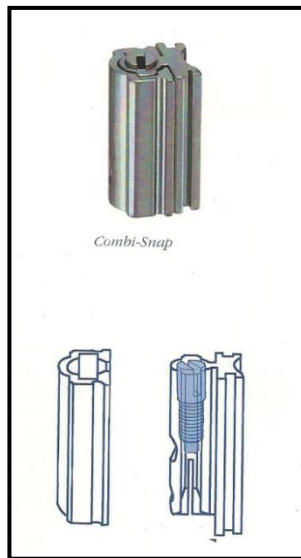


GRAFICO 9. Combi- Snap. Aditamento intracoronal de precisión.Tomado de catálogo Sterngold, 2008

1.2.2 Conectores de Semiprecisión: aditamento fabricado en el laboratorio a partir de un patrón de cera calcinable el cual es fijado y encerado en la restauración a ser colada. Consta de dos elementos de la PPF que se relacionan como un sistema de llave a su cerradura; uno de ellos constituye una extensión que sobresale del pónico (patix) el cual adapta y se inserta dentro de otro elemento, generalmente una ranura (matrix) que se ubica dentro del contorno del retenedor. Poseen unos mandriles o espigas que son colocados en el paralelógrafo, a fin de paralelizar ambos componentes del sistema macho-hembra ^(15, 17, 19). (Gráficos 10 y 11). Es necesaria una mayor habilidad técnica y detalle para lograr el mismo tipo de ajuste preciso con el aditamento fabricado en el laboratorio que con el prefabricado ⁽¹⁸⁾. Un

ejemplo de este tipo de conector es el Plastic Dovetail® y Tube-Lock®, Sterngold, USA. (Gráfico 12)

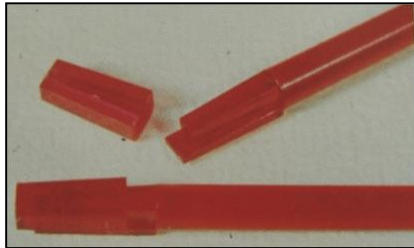


GRAFICO 10. Conector no rígido de semiprecisión. Espigas de plástico calcinable. Tomado de Rosentiel y cols, 2009

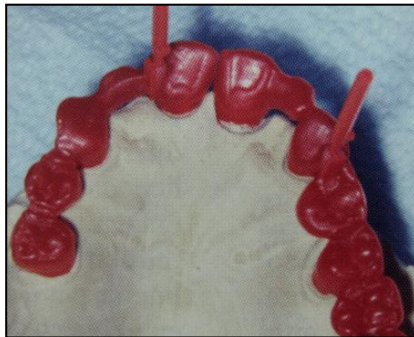


GRAFICO 11. Conector no rígido de semiprecisión Encerado de PPF extensa con espiga colocado en distal del retenedor del 23 y distal del retenedor del 11. Tomado de Rosentiel y cols, 2009

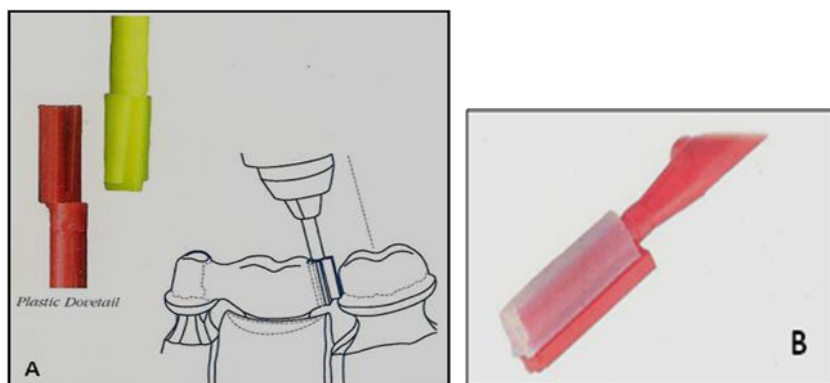


GRAFICO 12. Aditamentos intracoronaes de semiprecisión.
A Plastic Dovetail. **B** Tube Lock®. Tomado de catálogo de Sterngold, 2008

2. CONECTORES NO RÍGIDOS PARA PPF. GENERALIDADES

La configuración clásica en PPF consiste en dos dientes de soporte, uno en cada extremidad del espacio edéntulo en una unión rígida. Sin embargo, otros diseños incluyen a la prótesis un pónico a extensión distal o en voladizo, dientes de soporte intermedios como pilares secundarios y conexiones no rígidas. Las variaciones dependen del tipo, localización y extensión de los espacios edéntulos, de la calidad de los dientes de soporte, su grado de movilidad, así como de la calidad y cantidad de soporte periodontal. ⁽⁴⁾

Shillingburg ⁽³⁾ enfatiza que el profesional debe partir del principio de la simplificación al momento de la planificación protésica. Por otro lado, la

simplificación del tratamiento debe ir de la mano de otro principio, que es el de “restaurar preservando”. Preservar los dientes con una base científica, es ante todo una responsabilidad y obligación ética del profesional, por tanto no pueden desafiarse los fundamentos de física y sus fenómenos mecánicos ya que el conocimiento de la biomecánica así como el conocimiento del proceso salud-enfermedad son esenciales para la planificación de cualquier tipo de restauración.⁽⁴⁾

Una restauración completamente rígida no está indicada en todas las situaciones que precisan de una PPF como por ejemplo, PPF en arco cruzado, PPF de cinco unidades con pilares intermedios donde el paciente ha perdido el primer premolar superior y el primer molar superior del mismo lado de la arcada, PPF en situaciones donde exista un soporte periodontal reducido y PPF con inclinación mesial del molar hacia el espacio edéntulo mayor a 15° lo que dificulta el paralelismo entre pilares y la obtención de un único eje de inserción.^(2, 3, 4, 5, 15)

Para estas situaciones clínicas se ha reportado en la literatura el uso de conexiones no rígidas entre pónicos y retenedores también conocidas como uniones rompelfuerza, donde el conocimiento del movimiento dentario fisiológico, la posición de los pilares en la arcada y la capacidad retentiva de

los retenedores dictarán las pautas para la selección de este tipo de conectores. (2,3,4,5,15,19)

Noonan en 1949 fue el primero en realizar análisis fotoelásticos de la distribución de tensiones al tejido óseo y evaluar el comportamiento de los tejidos periodontales ante la incidencia de cargas en PPF con diseños de conectores rígidos y no rígidos. Los estudios realizados en su mayoría bajo condiciones experimentales y modelos *in vitro* han intentado reproducir el comportamiento de la membrana periodontal ante la acción de cargas cíclicas similares a las que se ejercen en boca con ambos diseños de conectores y se han obtenido resultados favorables en la distribución de tensiones en ciertas situaciones clínicas con el uso de conectores no rígidos.

(8, 20, 21,22)

Para la década de los 80, aún no existía evidencia científica disponible que permitiese evaluar los diseños de PPF con conexión no rígida. Muchos de los principios utilizados en este tipo de diseño son principios físicos-mecánicos que obedecen teorías ingenieriles, experiencias clínicas y en ocasiones reglas empíricas. (22, 23, 24)

El análisis fotoelástico de la distribución de tensiones a los tejidos de soporte en PPF con diseños rígidos y no rígidos del conector, ha sido objeto de estudio por Sutherland y cols.⁽²²⁾ En su investigación se usó un modelo bidimensional representando un espacio edéntulo mandibular correspondiente a un primer molar permanente. El modelo consistió en un segundo premolar con 10 grados de inclinación mesial y un segundo molar con 25 grados de inclinación mesial. Se utilizó resina fotoelástica para simular el tejido óseo y material de impresión con polieter a fin de representar la membrana periodontal.⁽²²⁾

Los dientes fueron preparados para recibir una PPF de tres unidades, con el segundo premolar y segundo molar como pilares. El conector no rígido fue ubicado en la superficie distal del premolar y una reducción adicional fue requerida para permitir la ubicación del conector no rígido a fin de no sobrecontornear el retenedor. Se realizaron tres prótesis parciales fijas: una con diseño rígido y dos con diseños no rígidos. Los diseños de conectores no rígidos fueron obtenidos a partir de patrones plásticos prefabricados incorporados al patrón de cera previo al colado (Ney Mini-Rest[®], J.M Ney Co., y Stern Mini[®], Sterngold, USA).⁽²²⁾

Se aplicaron tres niveles de fuerzas verticales hacia el centro de la superficie oclusal del premolar, pónico y molar. Se evaluaron cuatro condiciones de diseño del conector: la primera incluyó pilares no restaurados, la segunda condición era el diseño rígido y las otras dos, diseños no rígidos. (22)

Para facilitar la evaluación de los patrones de tensión, el tejido óseo simulado en torno a los dientes pilares fue dividido en nueve zonas observándose los sitios de concentración de tensiones en función del diseño de conector empleado. Zona 1: cresta alveolar mesial del premolar; zona 2: tercio mesiocervical del premolar; zona 3: tercio apical del premolar; zona 4: cresta alveolar mesial del molar; zona 5: tercio apical de la raíz mesial del molar; zona 6: ápice de la raíz distal del molar; zona 7: cresta alveolar distal del premolar; zona 8: tercio mesiocervical del molar y zona 9: cresta alveolar distal del molar. (22)

El diseño rígido transfirió las tensiones desde el premolar bajo carga al molar y del molar bajo carga al premolar. El diseño no rígido transfirió el estrés desde el molar con carga aplicada al premolar; sin embargo, no permitió la transferencia de una tensión significativa desde el premolar al

molar, indicando que el premolar fue capaz de comportarse independientemente bajo cargas. ⁽²²⁾

Aún cuando en este estudio se observó una mayor uniformidad en la distribución de tensiones en el diseño rígido, se generó una respuesta de rotación o torque de los pilares, pues el conjunto prótesis y pilares actúan como una sola unidad; por lo que el premolar bajo carga produjo inclinación mesial, rotación e intrusión con la conexión rígida, concentrándose las tensiones principalmente en las zonas 2 y 4. ⁽²²⁾

El diseño no rígido aparentemente minimiza tal acción de torque y las tensiones son dirigidas a través de los dientes pilares, los tejidos de soporte y hacia las conexiones. Este diseño mostró mayor concentración de las tensiones en la zona 1 pero con menores magnitudes en comparación al diseño con conectores rígidos. Por tanto, este estudio sustentó el concepto de que las uniones no rígidas permiten independencia en el movimiento de los pilares bajo cargas verticales. ⁽²²⁾

Algunas de las indicaciones de los conectores no rígidos han sido descritas en la literatura, entre las cuales se pueden mencionar, falta de

paralelismo entre los pilares que impida la obtención de una vía de inserción común; PPF extensas realizada en segmentos unidos por conectores no rígidos que faciliten su reemplazo o reparación de alguno de ellos por algún pilar con pronóstico dudoso, PPF extensas que involucren ferulizaciones en arco cruzado. En el maxilar inferior también son recomendadas este tipo de conexiones, ya que las prótesis unidas rígidamente inhiben la flexión mandibular que normalmente ocurre durante los movimientos de apertura y cierre resultando en el desalojo de los retenedores, por tanto al segmentar la PPF se minimiza este riesgo.⁽²⁾

Factores biomecánicos tales como, sobrecarga, torque y flexión inducen a una concentración nociva de tensiones en una PPF. Los conectores no rígidos constituyen un mecanismo de rompelfuerza ⁽²⁰⁾ y son utilizados a fin de eliminar la acción de fulcrum o palanca en PPF de cinco unidades con pilares intermedios. ⁽²⁵⁾

La clásica conexión semirígida, es una alternativa que permite unir un pónico al retenedor, sin utilizar un conector rígido convencional y se ajusta a las especificaciones de cada situación clínica según las exigencias biomecánicas de cada caso en particular. La conexión semirígida, constituida

por un sistema macho y hembra, es por sus características y alcances, el diseño de conexión no rígida más comúnmente utilizada.⁽⁴⁾

3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS CONECTORES NO RÍGIDOS EN PPF

La utilización de conexiones no rígidas o rompiefuerzas en substitución de las conexiones rígidas presentan las siguientes ventajas:

1. Efecto de ferulización de los diferentes segmentos del arco, en razón de la movilidad dental. La movilidad, bien sea fisiológica, en función de la posición del diente en la arcada en los casos de PPF extensas que comprendan tanto sector anterior y posterior o patológica, en los casos de dientes con movilidad por un soporte periodontal reducido, puede ser controlada con conexiones rígidas. Este tipo de ferulización no elimina completamente el movimiento, el conjunto experimentará cierto grado de movimiento remanente aumentando la concentración de tensiones sobre los dientes pilares. Las uniones no rígidas reducen las tensiones generadas manteniendo el efecto ferulizador, permitiendo cierto grado de independencia de movimiento y atenuando la acción de fulcrum que derive de algún diente que presente mayor amplitud de movimiento.^(4,5)

2. Permiten la independencia de movimiento de los dientes logrando que la prótesis tenga un comportamiento más próximo a una restauración individual. Varios dientes con diferencias en sus características retentivas, diferencias de movilidad y localizados en segmentos distintos del arco tienen un pronóstico más favorable si están unidos por conexiones no rígidas. ^(4,5)
3. Distribuyen los esfuerzos masticatorios entre los dientes pilares, de forma similar a las conexiones rígidas. ^(4,5)
4. Facilitan el paralelismo de secciones pequeñas en lugar de requerir intentos por buscar paralelizar segmentos equidistantes, por tanto permite lograr una vía de inserción común en casos de mal alineamiento dentario. ^(4,5,17)
5. La localización intracoronaria posibilita una distribución más axial de las cargas oclusales lo que brinda una ventaja biomecánica tanto al diente pilar, como a todo el sistema. Las cargas se dirigen hacia el eje longitudinal del diente y permite que las fuerzas se encuentren más cercanas al centro de rotación o fulcrum dentario disminuyendo entonces el momento de rotación que se establece entre la distancia desde el punto de aplicación de la fuerza y el centro de rotación. ^(2, ,5, 17, 18 ,26)

6. Preservación de la estructura dentaria. En los casos donde uno de los pilares ya presente una restauración preexistente, la mera presencia de ésta permite la preparación de una caja con forma geométrica bien definida y la cementación de una nueva restauración para recibir una conexión semirígida o un apoyo. Otro caso donde es ventajosa la utilización de este tipo de conexión es donde el pilar anterior a una prótesis presenta integridad en su estructura y de manera conservadora se realiza una caja intracoronaria para una conexión no rígida ^(4, 5, 26). (Gráfico 13)

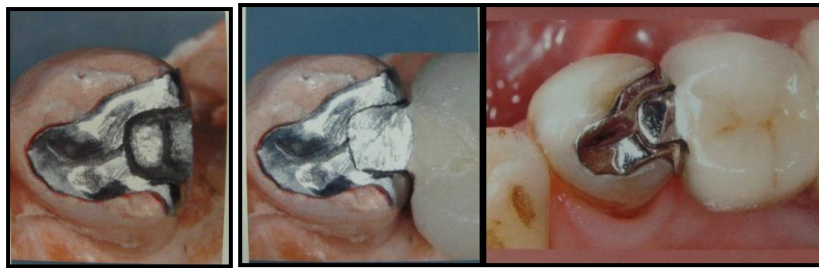


GRAFICO 13. Caja intracoronaria para una conexión no rígida
Tomado de Mezzomo, 2010

7. Reducción de las áreas de soldadura y en consecuencia de la posibilidad de distorsiones en prótesis extensas. Mientras más extensa es la prótesis, aumenta la posibilidad de soldaduras y la estructura metálica queda entonces con puntos vulnerables a deformación y riesgo de fractura. ⁽⁴⁾

8. Facilita las maniobras de laboratorio, simplificando la realización de los procedimientos técnicos como aplicación de porcelana, por tratarse de piezas segmentadas y reduciendo las alteraciones resultantes por la contracción de la porcelana, la cual es inherente a las porcelanas feldespáticas. Mientras más extensa es la prótesis aumentan también el número de cocciones de la porcelana poniendo en riesgo la estética de la misma pues algunos pigmentos se volatilizan conforme aumenta el número de veces que la cerámica entra al horno y a su vez aumenta el riesgo de distorsión por las sucesivas contracciones de la cerámica en dirección al metal. El hecho de realizar la estructura metálica en segmentos evita considerablemente estos inconvenientes. (4,5,17, 18)

9. Facilita las maniobras clínicas de cementación, pues permite dividir el procedimiento en dos o tres etapas, en vez de realizarla en un mismo acto, lo que ofrece al profesional un mayor control durante la cementación, reduciendo el estrés que se genera con respecto al tiempo disponible para la manipulación del cemento, colocación y posicionamiento de los retenedores. (4,5,17,18)

10. Permite la repetición de un segmento sin comprometer la totalidad de la PPF. Esto se considera ventajoso en caso de necesidad de repetición, debido a fallas tales como caries, descementación, o fractura la porción

macho del aditamento permitiendo que el segmento afectado sea confeccionado nuevamente. También se indica cuando existe un segmento de la PPF con un pronóstico dudoso, ya que si se pierde dicha sección es posible reemplazarla por una dentadura parcial removible retenida con aditamentos o por implantes. (4,5, 15, 17, 18)

Entre las desventajas relacionadas a este tipo de conexiones, están:

1. Requieren de mayor habilidad técnica en el manejo de correctos diseños de los conectores no rígidos, manejo adecuado del paralelógrafo para su incorporación y fijación en el caso de ser de precisión así como para el encerado en el caso de conectores no rígidos de semiprecisión. (17, 18, 27)
2. Ameritan de mayor entrenamiento y conocimiento por parte del profesional en cuanto a su correcta selección según la situación clínica. (4, 17, 18)
3. Incremento en los costos. La industria de los laboratorios generalmente coloca elevados costos por la incorporación de los aditamentos de precisión (prefabricados) a las restauraciones aunado al costo per se del aditamento. (17,18)

4. El incumplimiento de los requisitos de diseño en el manejo de las correctas dimensiones del área del conector así como una inadecuada colocación del conector no rígido en la superficie proximal, puede conllevar a una desventaja biológica, por la creación de contornos desfavorables en relación a los tejidos gingivales. ^(4,5,17, 18, 26)

5. Desgaste a largo plazo de los componentes a causa de la pérdida de fricción del sistema macho-hembra. Es recomendable su realización con aleaciones de alta rigidez y resistencia como las aleaciones tipo IV o aleaciones cerámicas de oro-paladio que eviten su distorsión durante las fases de cocción de la porcelana. ^(17, 18, 26, 27)

6. En dientes pilares cortos con cámaras pulpares amplias puede resultar una desventaja la preparación intracoronal para alojar la porción hembra del conector no rígido, ya que puede haber agresión al órgano pulpar con la necesidad de realizar el tratamiento endodóntico. Por tanto, se amerita de una corona clínica con una altura oclusogingival suficiente para incorporar el aditamento, aproximadamente 7mm de longitud (5mm de longitud mínima y 2mm de separación del margen gingival). ^(17, 18, 20)

7. Una de las desventajas del conector no rígido ha sido reportada por Moulding y cols, ⁽²⁶⁾ en el diseño de la orientación invertida del conector, donde el elemento hembra que generalmente se ubica dentro del contorno

del retenedor es ubicado dentro del pónico correspondiente al pilar distal. Esto constituye una desventaja porque cuando ocurre el asentamiento del sistema macho-hembra en este tipo de diseño, tal acoplamiento ocurre más alejado del eje axial del pilar anterior lo que conlleva a un movimiento de torque hacia distal de este pilar.

4. FACTORES A CONSIDERAR PARA LA SELECCIÓN DE LOS CONECTORES NO RIGIDOS EN PPF

Según Shillingburg y Fisher, ⁽¹⁵⁾ existen tres factores fisiológicos a considerar para la selección de conectores no rígidos o uniones rompelfuerza (*“broken-stress”*) en PPF: el movimiento dentario, la posición del diente pilar en la arcada y la capacidad retentiva de los retenedores.

4.1 Factores inherentes a los dientes pilares

4.1.1 Movimiento Dentario Fisiológico

La arcada dentaria no es una entidad estática con los dientes rígidamente implantados en sus alveolos. La modificación en la posición, migraciones, giroversiones y extrusiones en busca de un equilibrio son indicadores de la relación dinámica existente. Al planificar la restitución de dientes ausentes se

establece una relación entre ingeniería y biología, considerando la biomecánica como principio fundamental de cualquier protocolo protésico. ⁽⁴⁾

La estabilidad de las estructuras dentarias de forma individual en la arcada depende directamente del equilibrio establecido por las fuerzas ejercidas sobre ellas, bien sea, por los dientes adyacentes, antagonistas, estructuras de soporte, tejidos blandos de los carrillos y lengua. Este equilibrio se verá alterado con la pérdida de tan solo una pieza dentaria ^(2, 3). (Grafico 14),

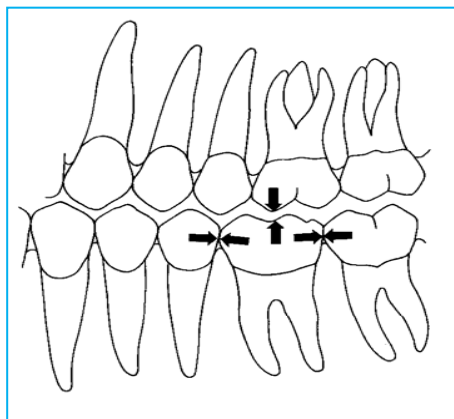


GRAFICO 14. La posición y alineación se mantienen en parte por la interacción entre los contactos dentarios. Tomado de Shillingburg, 2000

Es importante tomar en cuenta que la movilidad dentaria *per se*, no representa una condición patológica. La movilidad dentaria es clínicamente

evaluada como la amplitud del desplazamiento de la corona como resultado de la aplicación de fuerzas. La magnitud de esta amplitud ha sido usada para diferenciar entre la movilidad “fisiológica” y “patológica”. La altura de los tejidos periodontales de soporte así como la inserción del ligamento determina la movilidad de dientes sanos. ⁽²⁸⁾

Muchos estudios en periodontometría han demostrado datos cuantitativos sobre el movimiento dentario. Shillingburg y Fisher ⁽¹⁵⁾, reportan que el movimiento bucolingual varía en diferentes dientes según el segmento de la arcada en que estos se encuentren y los rangos oscilan entre 56 micrómetros y 108 micrómetros (Grafico 15). El movimiento dentario se realiza en diferentes direcciones en función de la localización del diente en el arco. Por la curvatura del arco el movimiento de un diente anterior en dirección bucolingual ocurre en un ángulo considerablemente mayor al movimiento bucolingual de un diente posterior, como por ejemplo un segundo molar. ⁽¹⁵⁾

Estos movimientos de una magnitud calculable-medible y en direcciones divergentes pueden crear tensiones en una prótesis fija de brecha larga. Este estrés es transferido a los pilares, ya que la gran longitud a través de la cual ocurre este movimiento es independiente del movimiento de los dientes pilares. ^(15, 19, 22, 24,25, 29)

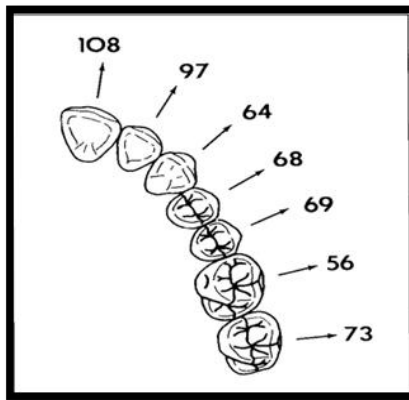


Grafico 15. Movimiento bucolingual en μm (micrómetros) según la posición del diente en la arcada. Tomado de Shillingburg, Jr H y Fisher 1973.

El movimiento también ocurre en dirección apical y la intrusión de 28 micrómetros ha sido registrada para los incisivos maxilares. La intrusión ocurre durante la masticación y probablemente resulta de la incapacidad de la membrana periodontal de retroceder por las aplicación de repetidas fuerzas oclusales. (3, 15)

El cálculo estructural, el diseño y los componentes de la PPF soportada por dientes con movilidad son muy distintos de aquellos donde los dientes están implantados rígidamente. Para que no exista desalojo de la prótesis, toda la estructura debe ser diseñada a fin de resistir los diferentes vectores que se generan a partir del movimiento dentario. Tales vectores poseen diferentes direcciones y amplitudes. Todos los dientes presentan

movimientos con diferentes orientaciones, amplitudes y extensiones dentro del alveolo, condición sin equanon incluso sin tener pérdida de inserción ni espacio periodontal aumentado. ⁽⁴⁾

Son tres los movimientos de los dientes bajo cargas oclusales que se llevan a cabo gracias a la elasticidad del ligamento periodontal: ^(3, 4)

- Una inclinación hacia vestibular, con diferentes magnitudes y orientaciones de acuerdo a la localización del diente en el arco.
- Un movimiento de intrusión, con disipación de líquido y compresión de las fibras periodontales.
- Un movimiento dentario hacia adelante o mesialmente realizado a partir de un centro de rotación imaginario situado en la unión del tercio medio y apical radicular, cuyos vectores de dislocación originan una resultante denominada componente anterior de la fuerza, el cual, es responsable del mantenimiento de los contactos proximales. La pérdida de un diente altera el equilibrio “dinámico” existente dentro de la arcada dentaria, esto es observable clínicamente, por ejemplo, cuando se pierde el primer molar y segundo molar se inclina hacia mesial o en dirección hacia el espacio edéntulo en mucho mayor magnitud que el segundo premolar. (Gráfico 16)

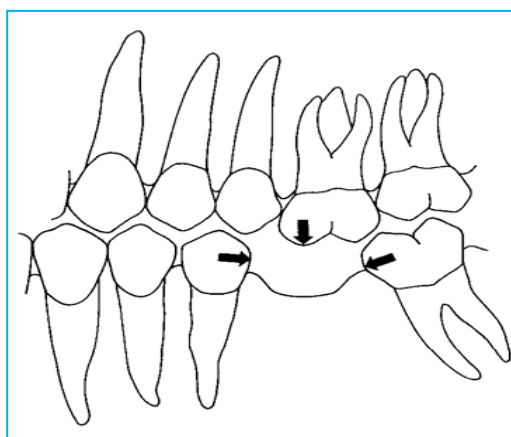


GRAFICO 16. Migración dentaria hacia el espacio edéntulo a causa de la pérdida un diente.
Tomado de Shillingburg, 2000

Los tres movimientos no tienen ninguna implicación mecánica en caso de prótesis unitarias, pero en los casos de PPF más extensas, la demanda mecánica y las exigencias son mayores. Los dientes pilares están unidos entre sí usualmente por una estructura rígida. Los movimientos ocurren como una unidad y las tensiones son distribuidas uniformemente sobre todo el conjunto, aún así, las características individuales de dirección y amplitud de movimiento de los dientes de soporte son mantenidas de forma independiente, de acuerdo a la localización del diente en el arco. ^(2, 3,4)

Los materiales para la confección de una PPF varían en sus propiedades en cuanto a resiliencia, módulo de elasticidad y resistencia flexural, por tanto las cargas desarrolladas sobre una unidad rígida son

absorbidas y transmitidas de acuerdo a las características físicas de cada material. La prótesis en función es sometida a fuerzas de torsión, cizallamiento, compresión y tracción, en consecuencia, el aparato protésico no debe ser considerado como un aparato mecánico aislado elaborado únicamente en el laboratorio, sino que es parte de un conjunto de otros componentes de vital importancia comprendido por los retenedores, conectores, pónicos, película de cemento y dientes pilares, donde las tensiones son disipadas al ligamento periodontal, periodonto de protección, periodonto de inserción y el hueso alveolar. ^(4, 20)

Generalmente, la magnificación del movimiento creado en situaciones de larga extensión puede ser destructiva a los dientes pilares bajo retenedores soldados o colados. De igual forma, una prótesis con conectores no rígidos, no debe ser indicada en todas las situaciones clínicas así como tampoco en situaciones donde exista una excesiva movilidad dentaria. Por tanto, debe emplearse un correcto juicio al momento de indicar el uso de conectores no rígidos en una PPF. ⁽¹⁵⁾

Shillingburg y Fisher, ⁽¹⁵⁾ hacen referencia al movimiento de extrusión que puede sufrir el pilar posterior de una PPF que antagoniza con una dentadura parcial removible. Si el pilar posterior y el pónico, antagonizan con

una prótesis parcial removible y las tres unidades anteriores contactan con dientes naturales como antagonistas, el elemento macho de una conexión no rígida así como el segmento posterior dentario que está sujeta a una pequeña o ninguna fuerza oclusal pueden sufrir un movimiento de extrusión.

(15)

4.1.2 Posición del diente en la arcada

En la planificación de una PPF, debe ser considerada la posición del diente en la arcada en relación a tres grupos: el grupo que incluye molares y premolares, el grupo del canino y el grupo de los incisivos (Gráfico 17). Esta característica es la que orienta los principios de ferulización dentaria y la rehabilitación protésica en arco cruzado representados por el clásico polígono descrito por Roy en 1930. ⁽⁴⁾

Los dientes en función de su ubicación en los diferentes segmentos de la arcada se mueven en diferentes direcciones. Con respecto a la curvatura del arco, el movimiento vestibulolingual de un diente anterior ocurre en un ángulo considerablemente mayor al movimiento vestibulolingual de un diente posterior. La diferencia de movimiento entre un segundo molar y un canino es de aproximadamente 40° ⁽⁴⁾. (Gráfico 18)

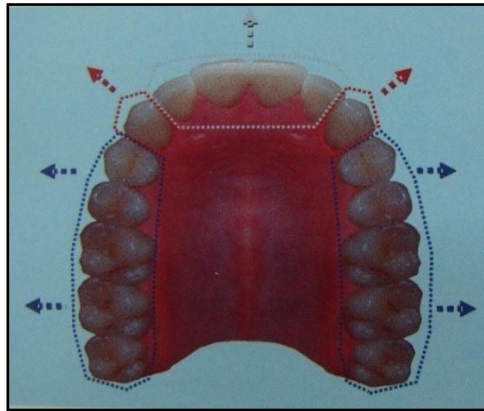


Grafico 17. Dirección del movimiento dentario como resultado de la evolución de la enfermedad periodontal según Roy. Tomado de Mezzomo, 2010

Tales diferencias en la divergencia de movimiento entre dientes anteriores y posteriores conllevan a la creación de tensiones en una prótesis fija de larga extensión unida rígidamente. Esto tiene su explicación en que, la mayor longitud a través de la cual se realiza el movimiento junto a los movimientos independientes de los pilares y la tendencia de algún pilar intermedio de actuar como fulcrum repercutirá en tensiones sobre los retenedores y dientes pilares resultando en niveles destructivos de la restauración confeccionada rígidamente. El uso de alguna forma de conexión no rígida permite disminuir estos riesgos. ^(4,15)

Los caninos están localizados en la parte externa y más convexa de la arcada. En los dientes superiores ya existe naturalmente un movimiento de

los dientes hacia vestibular. El canino por estar fuera de alineamiento con respecto a los demás dientes de la arcada, genera un movimiento de torsión hacia vestibular. Las cargas se desarrollan hacia dentro de la arcada y, por lo tanto, en dirección al alineamiento de los dientes de soporte. Para un canino inferior, el pronóstico mecánico es más favorable. ^(4,15). (Gráfico 18)

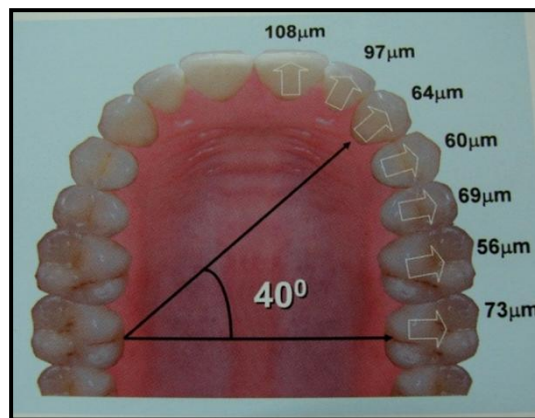


GRAFICO 18. Dirección y amplitud de movimiento hacia vestibular. La diferencia de orientación entre el molar y el canino se aproxima a 40° . Tomado de Mezzomo, 2010

4.1.3 Soporte Periodontal

Según los postulados de la Ley de Ante, para la realización de una PPF, el área de inserción de los dientes pilares debe ser al menos igual al área de inserción de los dientes a sustituir. El incumplimiento de este requisito colocaría en riesgo la integridad del periodonto y de los dientes de soporte. Si este postulado fuese estricto, las soluciones por medio de PPF serían

limitadas. La mayoría de los pacientes con espacios edéntulos extensos generalmente no poseen las condiciones ideales de soporte periodontal así como tampoco son ideales las proporciones corona-raíz. Aún así, múltiples estudios han demostrado que el área de inserción no es el único requisito determinante para la rehabilitación protésica. ^(2, 3, 4,5, 28)

Cada diente está soportado por un ligamento periodontal que le permite amortiguar o absorber las cargas dentro de sus límites fisiológicos y lo sujeta al alvéolo en el cual se encuentra. Cuando las cargas son aplicadas, cada diente se mueve según sus niveles de inserción lo permitan, por lo tanto, la capacidad de soportar las cargas es medida por el área de inserción periodontal ^(4,19). El incisivo lateral y el primer premolar son insuficientes como dientes de soporte debido a que son los dientes que presentan la menor inserción de todo el arco ^(4,15). (Tabla I)

El movimiento dentario varía individualmente dependiendo de: a) las cargas ejercidas sobre ellos; b) la longitud, ancho y forma de sus raíces; c) dirección del eje axial radicular; d) soporte óseo alveolar; y e) el espesor del cemento radicular. ^(4,19)

DIENTES SUPERIORES		DIENTES INFERIORES	
INCISIVOS CENTRALES	204 mm ²	INCISIVOS CENTRALES	154 mm ²
INCISIVOS LATERALES	179 mm ²	INCISIVOS LATERALES	168mm ²
CANINOS	273 mm ²	CANINOS	268mm ²
1ER PM	234mm ²	1ER PM	180mm ²
2DO PM	220mm ²	2DO PM	207mm ²
1ER M	433mm ²	1ER M	431mm ²
2DO M	431mm ²	2DO M	426mm ²

Tabla I. Área de inserción media en mm² de cada diente según Jepsen.
Tomado de Mezzomo, 2010

En los casos de enfermedad periodontal, el periodonto de inserción disminuye, la proporción corona-raíz se altera por desplazamiento del centro de rotación, disminuye el brazo de resistencia y en consecuencia disminuye la capacidad de soportar cargas. El número reducido y mala distribución estratégica de los dientes pilares, agravados por su mínima inserción y aumento de movilidad, parecen situaciones que impiden la realización de una rehabilitación protésica, ya que no se encuentran las condiciones favorables para proporcionar una distribución equilibrada de las fuerzas y la consiguiente estabilidad oclusal. ^(4,19)

Debe existir entonces, un equilibrio entre las tensiones desarrolladas y la capacidad de las estructuras de soporte en disiparlas, función importante del

ligamento periodontal el cual disipa las tensiones hacia las estructuras de soporte óseo. De allí la importancia de la eliminación y control de la enfermedad periodontal y de las lesiones de caries así como de instaurar un programa de mantenimiento periodontal durante todo el curso del tratamiento. ^(4,19)

La elaboración de la prótesis debe poseer un diseño personalizado que se ajuste a cada situación clínica y que permita brindar condiciones de estabilidad oclusal, así como permitir que las estructuras con periodonto reducido puedan soportar fisiológicamente las fuerzas desarrolladas durante la función. ^(2, 4,17)

Dentro de las ventajas que ofrecen las conexiones no rígidas en PPF, en dientes con un periodonto sano reducido que pueden presentar cierto grado de movilidad dentaria, es que permiten de cierta manera, la independencia de movimiento dentro de sus alvéolos aún siendo ferulizados, disipando las cargas de manera más uniforme y disminuyendo así, el desprendimiento de los retenedores. ^(2,3,4,15)

La capacidad de soportar cargas desarrolladas por los dientes pilares guarda relación, no sólo con la extensión del espacio edéntulo, sino también

con el tipo de prótesis y número de dientes antagonistas que harán contacto, ya que, la exigencia mecánica será más reducida si sobre una PPF de gran extensión un pequeño número de dientes antagonistas hacen contacto, y /o, si la oclusión se realizara contra una prótesis total convencional. ⁽⁴⁾

4.2 Factores inherentes al Sistema de retención

4.2.1 Capacidad retentiva de los conectores no rígidos

Una conexión no rígida actúa como un elemento rompiefuerzas, que permite mantener la independencia de movimiento de los dientes y disminuye las exigencias mecánicas sobre el retenedor ⁽²⁾. En casos de PPF, donde uno de los retenedores es un retenedor parcial. Walton, tuvo como criterio la localización de la conexión a nivel de éste, independientemente de si corresponde a un diente de soporte anterior o posterior. ⁽³⁰⁾

La localización del elemento hembra(matrix) sobre el diente pilar y el macho (patix) en el pónico, es la forma más comúnmente utilizada. En PPF con algún pilar intermedio, Shillingburg y Fisher ⁽¹⁵⁾, recomiendan colocar la hembra del sistema dentro del contorno distal del pilar intermedio y el elemento macho (“llave” del sistema llave-cerradura) en la porción mesial del pónico que corresponde al primer molar. Esta forma de orientación de

ambos elementos provee una ventaja biomecánica en la retención de una conexión no rígida. ⁽¹⁵⁾

Los ejes axiales de los dientes posteriores se inclinan ligeramente en dirección mesial y las cargas oclusales aplicadas verticalmente pueden producir algo de movimiento en esta dirección. Un estudio control mostró que cerca del 98% de los dientes posteriores tienden a inclinarse mesialmente cuando están bajo cargas oclusales. Si la porción hembra del conector es ubicada sobre la superficie distal del pilar intermedio, cualquier movimiento hacia mesial tiende a asentar “la llave dentro de su cerradura” de una forma más sólida, es decir, permite consolidar más aún el acoplamiento entre macho y hembra, favoreciendo de esta forma, la retención del sistema. ⁽¹⁵⁾

Sin embargo, si la ubicación de la hembra se encuentra en mesial del pilar intermedio y el macho sobre el pónico mesial a él, no se generará el engranaje ideal de ambas partes, ya que el movimiento mesial fisiológico impedirá el asentamiento de la llave dentro de su ranura. Por tanto, una mala orientación de los componentes de una conexión no rígida resulta en una movilidad patológica del canino y pérdida de la capacidad retentiva de los retenedores ⁽¹⁵⁾. (Gráfico 19)

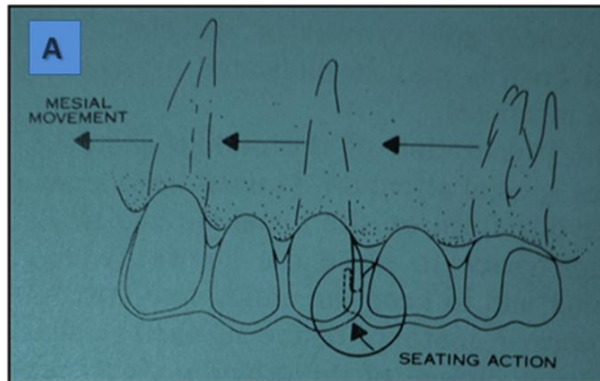
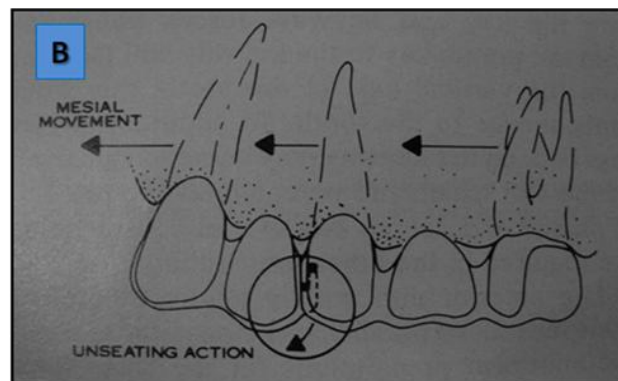


GRAFICO 19. A y B

A) Ubica el conector no rígido en distal del pilar.
Cualquier movimiento asienta la llave en su ranura.



B). Si el conector se ubica sobre mesial del pilar, el
movimiento mesial tiende a desalojar el macho.
Tomado de Shillingburg y Fisher, 1973

4.2.2 Preparación dentaria y fabricación de la restauración

La realización del conector no rígido en una PPF puede ser obtenida a partir de la fijación de un aditamento de precisión metálico prefabricado o incorporando un elemento de plástico calcinable al encerado de la estructura

metálica por el técnico de laboratorio, que es lo que se conoce como conector de semiprecisión. ^(2,3,4,15)

La localización de la conexión obedece al principio sugerido por Shillingburg y cols. ⁽¹⁵⁾ El diseño de los conectores no rígidos consiste en un componente hembra preparado dentro de los contornos del retenedor y una espiga con el componente macho fijado al pónico. Como se mencionó anteriormente, la espiga hembra se suele colocar en el lado distal del retenedor anterior o distal al pilar intermedio, si es el caso. Es importante que la alineación de la espiga hembra de forma cilíndrica o cola de milano sea paralela a la vía de inserción del retenedor distal donde irá el elemento macho, por tanto el uso del paralelógrafo es indispensable. ^(2, 4, 5,15)

En casos de PPF con pilar intermedio, las preparaciones de los pilares, tanto el pilar anterior como el pilar intermedio, deben tener un patrón de inserción paralelo entre sí, similar al que se obtiene en la preparación de los pilares en una PPF de tres unidades. Sin embargo, la preparación del pilar distal no necesariamente debe ser paralela a las otras dos preparaciones de los pilares anteriores a este, sino más bien, debe prestarse especial cuidado en que tanto el pilar distal como el tallado en forma de caja que se realiza intracoronalmente en el pilar intermedio deben presentar una vía de inserción

común. Por tanto, es necesario alinear la preparación intracoronal en forma de caja con la preparación del pilar distal. Esta consideración no es igual para los conectores con patrones prefabricados ^(2, 15). (Gráfico 20)

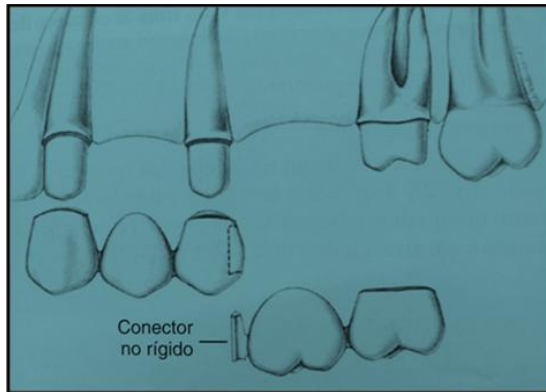


GRAFICO 20. PPF de cinco unidades. Conector no rígido en distal del pilar intermedio y mesial del pónico. Tomado de Rosentiel, 2009

Si la restauración incluye componentes plásticos calcinables (conector no rígido de semiprecisión), primero se realiza una preparación en caja, en distal, del encerado del retenedor correspondiente al pilar intermedio, a fin de crear el espacio para la colocación del patrón plástico correspondiente a la hembra. Tanto una profundidad adecuada como un patrón de inserción paralelo son esenciales para este tipo de preparación. El modelo de trabajo, con el encerado de la preparación en su posición, es colocado en la mesilla del analizador o paralelógrafo; la mesilla es manipulada hasta que el mandril y

los aditamentos macho –hembra, conectados entre sí, se encuentren paralelos con respecto al patrón de inserción de la preparación del molar. Una vez obtenida la orientación de la mesilla y la posición del mandril deseadas se procede a fijar la hembra con un punto de cera pegajosa. El elemento macho es removido y se completa el encerado del retenedor que aloja la hembra. El patrón de cera que contiene la hembra o ranura, es revestido y colado.⁽¹⁵⁾

El colado se reubica nuevamente sobre el modelo de trabajo y el patrón plástico prefabricado correspondiente al aditamento macho se coloca dentro de la hembra. En este punto, se procede a fijarlo al encerado del pónico y una vez completado este paso se remueve cuidadosamente del modelo de trabajo, para ser revestido y colado. Cualquier exceso que se pronuncie sobre la superficie oclusal que pudiese interferir en la oclusión es eliminado.
(15)

En cuanto al conector de semiprecisión, primero se completa el encerado del retenedor, luego, la hembra se talla en forma de caja o de T dentro del patrón de cera sobre la superficie distal, a su vez esta configuración debe ser relacionada de forma paralela a la preparación del retenedor distal por medio de un analizador de Ney o paralelógrafo. Luego de que el patrón de

cera del retenedor anterior es colado, se reposiciona sobre el modelo de trabajo, se realiza el acabado y pulido de la preparación intracoronal, y se coloca un lubricante para fabricar lo que será el macho o “llave del sistema” con acrílico autopolimerizable. Una vez completada la polimerización del acrílico, se une al patrón de cera correspondiente al pónico. El patrón de cera del pónico con “el patrix” (llave o macho) de acrílico incorporado se remueve del modelo, se reviste y se realiza el colado. ⁽¹⁵⁾

La adaptación casi perfecta de las partes es fundamental para prevenir un movimiento excesivo de la prótesis de brecha larga. El retenedor del canino y el pónico del primer premolar están unidos por un conector rígido el cual debe ser realizado antes de las pruebas. ⁽¹⁵⁾

Se verifica el sellado de todas las unidades de forma individual, primero se prueba el segmento anterior y luego el o los segmentos posteriores. En una PPF de cinco unidades con pilar intermedio el segmento anterior estará comprendido por la combinación del retenedor del canino -pónico del primer premolar y retenedor del segundo premolar, y el segmento posterior, por el pónico del primer molar que tiene fijado el macho y el retenedor del molar. Una vez realizada la prueba de los segmentos por separado todas las unidades son asentadas conjuntamente y se verifica el sellado de todos los

retenedores. De ser necesario se realiza el ajuste oclusal, para luego proceder a la cementación. Primero se cementa el segmento anterior de tres unidades e inmediatamente el segmento posterior que contiene dos unidades. No debe colocarse cemento dentro de la preparación intracoronal.

(15)

El tamaño de la pulpa y la altura de la corona clínica pueden ser factores que limiten el diseño de los conectores no rígidos. La mayoría de los patrones prefabricados exigen la preparación de una base adaptable. Esto permite incorporar la espiga hembra en la restauración colada sin contornear en exceso el perfil de emergencia interproximal. ⁽²⁾

Las coronas clínicas pequeñas no permiten que haya el espacio ocluso-cervical apropiado para garantizar la resistencia adecuada. Para que cumpla su función de rompiefuerzas y tenga rigidez estructural, la altura vertical mínima interna de la hembra es entre 3 y 4mm. El aumento de la corona clínica, previo a la ejecución de la prótesis es una posibilidad para adecuar los contornos proximales y la altura del diente. ^(4, 17, 18)

Lo ideal es emplear la clásica conexión semirrígida tipo macho-hembra pues confiere mayor rigidez, no obtenida con conexiones donde simplemente se confecciona un tipo de apoyo oclusal tallado, por ejemplo, en una restauración preexistente. Los apoyos oclusales u oclusoproximales son una alternativa a la conexión semirrígida tipo macho-hembra. Son usados principalmente en dientes con poca altura, en la reposición de un diente ausente y en dientes de soporte sin movilidad. Es una forma de evitar tratamiento de endodoncia en ausencia de paralelismo, evitar aumento de corona clínica en coronas con poca altura y preservar estructura dentaria. Se debe prestar especial atención para que el apoyo tenga un volumen suficiente de metal para brindar rigidez estructural. ^(2,4)

Tales limitaciones en cuanto al espacio pueden requerir de un tallado excesivo durante la preparación o más bien la creación de un sobrecontorno del retenedor que aloja el elemento hembra. La orientación invertida del conector no rígido puede resolver estos problemas. Con este diseño, la llave es unida a la superficie distal del retenedor mesial en una PPF con dos pilares y la ranura es incorporada en la superficie mesial del pónico. Esta orientación invertida ofrece múltiples ventajas. ⁽²⁶⁾

La orientación convencional del conector no rígido en estos casos incorpora la ranura dentro de la superficie distal del retenedor anterior en el segmento mesial de la PPF. La ranura se abre con una divergencia hacia oclusal. La “llave” o elemento macho es unida a la superficie mesial del pónico en el retenedor posterior o en el segmento distal y su conicidad también diverge oclusalmente (Gráfico 21). Cuando son colocados en posición ambos segmentos, el segmento mesial es asentado primero y luego el segmento distal de forma que “la llave” se deslice dentro de la ranura del retenedor anterior. ⁽²⁶⁾

Shillingburg y Fisher, ⁽¹⁵⁾ sugieren que la superficie distal del pilar anterior debe ser preparada a fin de incorporar la ranura dentro del contorno normal del retenedor. Una insuficiente reducción dentaria traerá como consecuencia el sobrecontorno de la superficie distal del retenedor pudiendo comprometer la salud de los tejidos periodontales. En contraparte una reducción agresiva a fin de dar cabida a la preparación intracoronal en un diente vital puede resultar, en compromiso del órgano pulpar. ⁽²⁶⁾

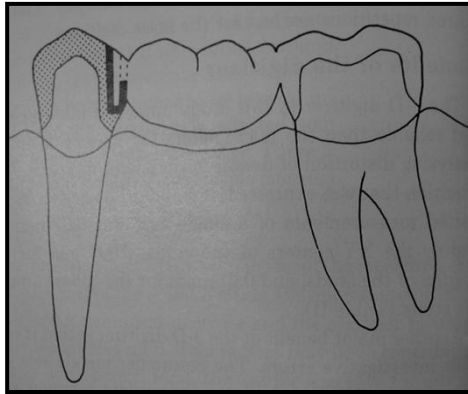


GRAFICO 21.Orientación convencional del conector no rígido.

Tomado de Moulding et al, 1992

Una orientación alternativa del conector no rígido invierte la posición de ambos elementos que conforman la conexión no rígida. La llave, en este caso va unida a la superficie distal del retenedor anterior e invierte su posición de forma que su conicidad converge oclusalmente. La ranura es ubicada en la superficie mesial del pónico y su orientación también es invertida abriéndose divergentemente hacia la superficie tisular del pónico (Gráfico 22). El segmento mesial es asentado primeramente y seguido por el segmento distal con la ranura deslizándose sobre la llave del retenedor anterior. Existen múltiples ventajas en cuanto a este tipo de orientación.⁽²⁶⁾

Al ubicar la llave extracoronalmente sobre el retenedor anterior ofrece una ventaja en la preservación de la estructura dentaria, ya que este tipo de diseño no amerita una preparación intracoronal en el pilar anterior, pues la porción hembra del sistema (“cerradura o ranura”) es preparada dentro del

contorno del pónico. Esta orientación invertida asegura la retención, mejora la resistencia del pilar y minimiza el riesgo de daño pulpar. ⁽²⁶⁾

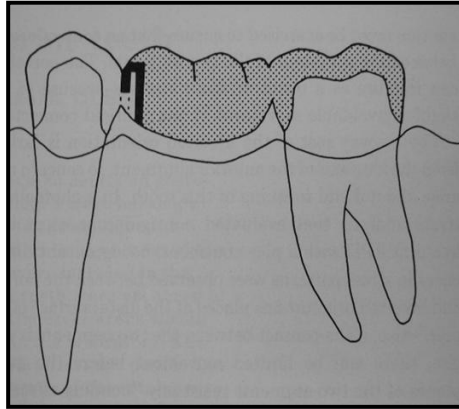


GRAFICO 22. Orientación invertida de un conector no rígido con una preparación más conservadora en el pilar anterior. Tomado de Moulding et al, 1992

Los problemas asociados con pilares inclinados al espacio edéntulo pueden ser solucionados de igual forma con esta orientación invertida del conector no rígido. En estos casos, la llave se inclina distalmente en cantilever sobre el saliente de apuntalamiento del metal que constituye el conector y la ranura se ubica más distalmente dentro del pónico. Esta orientación invertida permite manejar con mayor versatilidad las angulaciones del conector en función de la inclinación mesial del pilar posterior, manteniendo adecuados contornos vestibular, lingual y gingivalmente ⁽²⁶⁾.
(Gráfico 23)

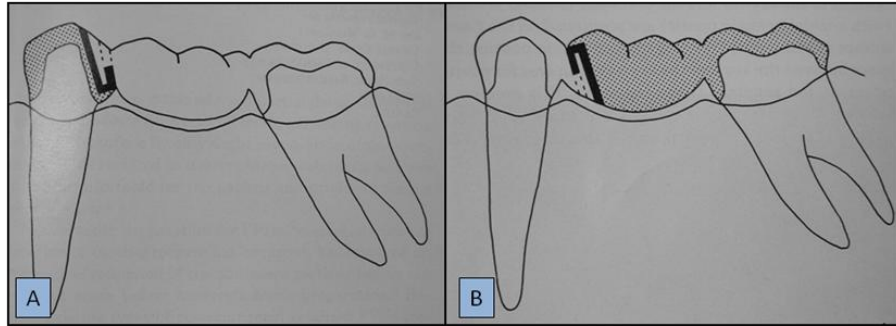


GRAFICO 23. A. Orientación común con molar inclinado y sobrecontorno distal del retenedor del premolar. B Orientación invertida con molar inclinado, ilustrando la preparación normal del pilar y mejorando el contorno del retenedor.

Tomado de Moulding et al, 1992

La orientación invertida del conector no rígido, también provee una ventaja estética, ya que permite colocar la porcelana sobre el área de la conexión pues la ranura se abre hacia la superficie tisular del pónico y la única evidencia visual observable es a nivel de la interfase entre los planos guías metálicos en la unión de los dos segmentos. Sin embargo, cuando la porcelana cubre esta área, se debe tener especial cuidado en evitar que existan contactos oclusales a este nivel pues puede ocurrir la fractura de la misma como resultado de la concentración de tensiones traccionales a causa de ligeros movimientos inevitables del conector no rígido. ⁽²⁶⁾

Análisis de tensión fotoelástica se han realizado a fin de evaluar el patrón de concentración de tensiones en una PPF de cinco unidades con un pilar intermedio, comparando ambas orientaciones del conector no rígido, normal e invertido, ubicado en la superficie distal del pilar intermedio. Mientras que se mantenga un íntimo contacto entre los dos segmentos, el movimiento entre las superficies guías de los elementos macho-hembra (llave a su ranura) será limitado, por tanto, esta precisión de acoplamiento obtenida durante la preparación y fabricación de la restauración permitirá resistir el efecto de inclinación, minimizando así, el torque distal al que puede estar sometido el pilar anterior.⁽²⁶⁾

La inclinación del pilar anterior, en el diseño invertido del conector no rígido ha surgido como una preocupación, por el hecho de que tal acoplamiento macho-hembra ocurre alejado del eje longitudinal del pilar anterior a diferencia del diseño convencional donde la preparación de la hembra se ubica intracoronalmente en el retenedor del diente pilar y no en el pónico.⁽²⁶⁾

Tal preocupación expresada por Moulding y cols ⁽²⁶⁾, también fue señalada por Shillingburg y Fisher ⁽¹⁵⁾ en relación a la orientación convencional del conector. Si la superficie distal de la corona se proyecta

más allá del contorno normal del diente a fin de acomodar “la llave a su ranura”, las fuerzas transmitidas desde el elemento llave que está en el pónico cuando cae dentro de su ranura (hembra) se alejarán del eje longitudinal del diente lo que aplicará en consecuencia un movimiento de torque al diente. ^(15, 26)

Con la orientación invertida, la apertura de la ranura y la unión de la porcelana al metal se ubican hacia la superficie tisular del pónico y esto puede resultar en un área de retención de placa con la consecuente irritación de los tejidos. Este problema es evitado con el uso de pónicos sin contacto tisular, sin embargo, esto generalmente no es posible. Adicionalmente, cualquier sobrecontorno a nivel de los retenedores que alojan el sistema macho-hembra puede invadir los tejidos gingivales y contribuir al cúmulo de placa dental. ^(15, 26)

Pegoraro ⁽⁵⁾ resume las características de la preparación para alojar la conexión no rígida de semiprecisión en lo siguiente: paredes paralelas o ligeramente divergentes para facilitar la adaptación y contribuir a la estabilidad, pared gingival plana y perpendicular a lo largo del eje dentario, pues a través de ella es que las fuerzas masticatorias serán transmitidas a los demás segmentos; altura mínima de 4 mm para conferir estabilidad y la

retención; mantener un paralelismo con el plano de inserción del segmento de la prótesis que contiene la porción macho; y colocación de la porción hembra en el segmento anterior de la prótesis.

5. SITUACIONES CLÍNICAS EN LAS QUE SE INDICA EL USO DE CONECTORES NO RIGIDOS (ROMPEFUERZAS) EN PPF Y SU BIOMECANICA

Para indicar la conexión no rígida de acuerdo a la situación clínica, tres aspectos, ya mencionados, deben ser considerados en todo momento: el movimiento dentario fisiológico, la posición del pilar en la arcada y la capacidad retentiva de los retenedores.⁽¹⁵⁾

5.1 PPF de cinco unidades con pilar intermedio

El uso de conectores rígidos es el método preferido para la fabricación de la mayoría de las PPF. Sin embargo, las restauraciones con conexiones rígidas no son indicadas en todas las situaciones clínicas. Para el paciente que ha perdido el primer premolar superior y el primer molar en el mismo lado, el odontólogo debería seleccionar un conector no rígido o lo que también se ha denominado sistema rompelfuerza para la dentadura parcial

fija. Si él intenta realizar una prótesis de unas cinco unidades con conectores soldados o colados, usando el segundo premolar como un pilar intermedio este actuara como un fulcrum, conllevando a concentración de tensiones en los retenedores y la pérdida de la restauración del pilar terminal. ^(15,25)
(Gráfico 24)

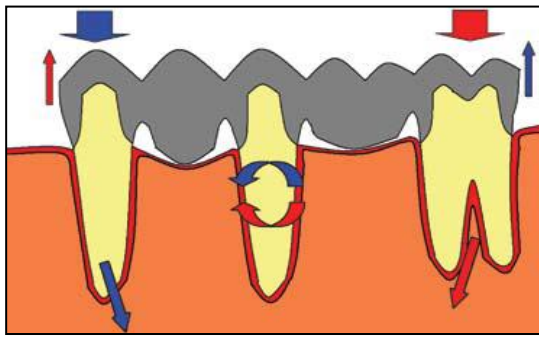


GRAFICO 24. Ilustración esquemática de pilares intermedios actuando como fulcrum. Las flechas azules representan la carga anterior y las rojas la carga posterior.

Tomado de Oruk et al, 2008

Cuando se realiza una prótesis fija de 5 unidades desde el canino superior al segundo molar con un pilar intermedio, el uso de un conector no rígido en distal del segundo premolar, puede reducir potencialmente la concentración de estrés excesivo sobre el pilar intermedio. ⁽²⁵⁾

Cuando una carga oclusal es ejercida en uno de los extremos de la prótesis unida rígidamente con pilar intermedio, este pilar por comportarse

como un fulcrum conllevará a que el pilar anterior o posterior experimentan fuerzas extrusivas. Las fuerzas tensionales resultantes en la interface retenedor-pilar generan la pérdida potencial de retención para estas restauraciones. La PPF con uniones rígidas con pilares intermedios han sido asociadas a elevadas tasas de descementación, lo cual trae como consecuencia microfiltración marginal y caries. Los conectores no rígidos han sido propuestos como solución en estos casos clínicos ⁽²⁵⁾. (Gráfico 25)

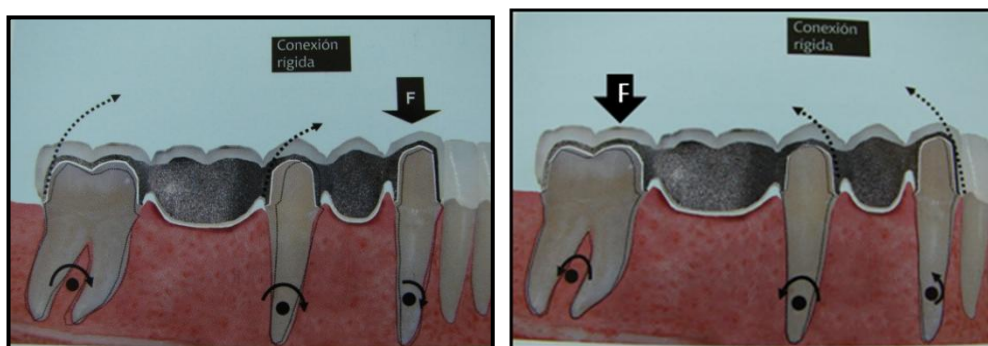


GRAFICO 25. Figuras esquemáticas que muestran la acción de fulcrum del diente de soporte intermedio en los pilares extremos en una PPF unida rígidamente.

Tomado de Mezzomo, 2010.

Standlee y Caputo, ⁽²⁴⁾ sugieren que la tensión entre los retenedores terminales y sus respectivos pilares, más que un fulcrum intermedio, constituye el mecanismo de fracaso. El uso de algunas formas de conectores no rígidos pueden dejar atrás estas dificultades y aún cuando, exista la

exactitud deseada en la adaptación de los retenedores, el movimiento de este tipo de conectores es suficiente para prevenir que el pilar intermedio actúe como fulcrum.⁽²⁴⁾

Los estudios fotoelásticos de Standlee y Caputo⁽²⁴⁾ muestran, sin embargo, que la prótesis sufre mucho más deflexión que movimiento; sólo que la deflexión genera las mismas fuerzas de tensión sobre las superficies proximales más distantes, además de otras innumerables fuerzas generadas, que exigen resistencia de la prótesis para anularlas. Cuanto mejor se puede mantener la independencia de los movimientos de los dientes, menores serán las fuerzas generadas y los riesgos de pérdida de retención.⁽⁴⁾

Una fuerza de 50 a 100 gramos puede causar la extrusión de un pilar cuando este se encuentra conectado rígidamente, dependiendo de la ubicación del diente en el arco. La reacción del periodonto ante fuerzas extrusivas en los dientes pilares de una PPF con un pilar intermedio no es de claro conocimiento.^(31,32)

Dos son las posibilidades más usuales para confeccionar prótesis sin la acción de fulcrum dada por un pilar intermedio. Una de ellas es dejar de

incorporar uno de los pilares terminales, de preferencia el diente más anterior y el espacio edéntulo es rehabilitado a través de un pónico suspendido (Gráfico 26). La otra alternativa de restauración es la utilización de conectores no rígidos ^(4, 31, 32). (Gráfico 27)

Aún cuando se defienden las conexiones rígidas pues permiten la distribución más uniforme de las cargas, las conexiones no rígidas actúan como rompiefuerzas y por lo tanto anulan la acción de fulcrum del diente de soporte intermedio. Cualquiera que sea el diseño de un conector semirrígido, siempre hay un espacio entre la caja y el apoyo (o entre macho y hembra), lo que permite un mínimo movimiento, suficiente para funcionar como rompiefuerzas. Esta constituye una de las mayores ventajas pues favorece el mantenimiento de la independencia de movimiento de los dientes. En resumen, la acción de rompiefuerzas, que puede ser alcanzada con el uso de por lo menos una conexión no rígida, elimina la acción de fulcrum atribuida al diente pilar intermedio. ⁽⁴⁾

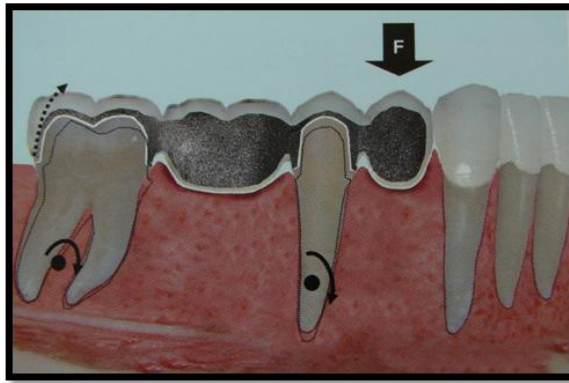


GRAFICO 26. Una alternativa para evitar la acción de fucrum en PPF con soporte intermedio es la colocación de puentes suspendidos, siempre que las cualidades estructurales de los demás dientes de soporte lo permitan. Tomado de Mezzomo, 2010

La ubicación considerada como ideal para la colocación de la conexión ha sido en distal del diente de soporte intermedio o en distal del diente de soporte más anterior ^(4,15). No, obstante, Walton ⁽³⁰⁾ no siguió ese criterio para la localización de las conexiones no rígidas en sus prótesis. El criterio del autor fue el de localizar la conexión en los retenedores con cualidades menos retentivas. Cuando se usa una corona total y una corona parcial, el conector fue localizado sistemáticamente en el retenedor parcial, independientemente de si estaba en mesial o distal. El observó que no existía ni aumento de movilidad ni pérdida de retención, sugiriendo que la localización de la conexión no es determinante de ningún tipo de alteración significativa. ⁽³⁰⁾

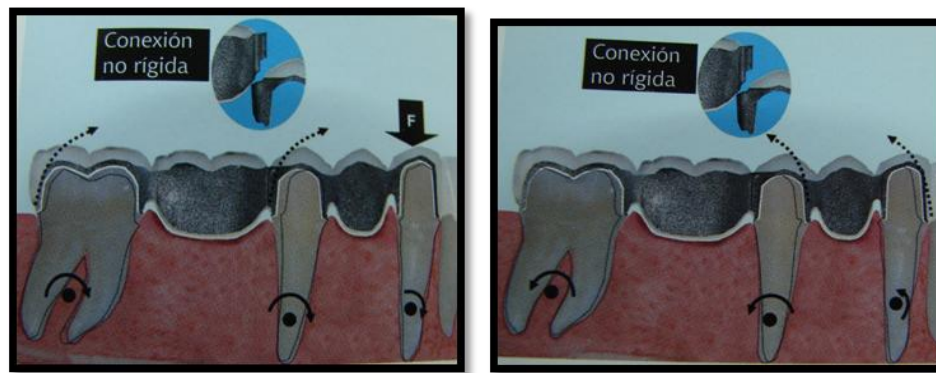


Grafico 27. La colocación de conexiones semirígidas anula el efecto de fulcrum del diente de soporte intermedio, reduciendo el riesgo de desprendimiento de los retenedores. Tomado de Mezzomo, 2010

Moulding y col,⁽²¹⁾ y veinte años más tarde Oruk y cols.⁽²⁵⁾, coinciden en sus observaciones, las cuales se contraponen al criterio de Walton⁽³⁰⁾ en cuanto a la localización del conector no rígido. Basados en estudios fotoelásticos y modelos de elemento finito, estos autores afirman que, la localización de los conectores no rígidos si obedece a una justificación tanto biológica como mecánica en PPF de cinco unidades con un pilar intermedio y si tiene influencia en la distribución de tensiones.

Moulding y Holland⁽²¹⁾ compararon cualitativamente las tensiones inducidas en el periodonto de dientes pilares de PPF de 5 unidades con pilar intermedio con conectores no rígidos y determinaron la influencia de la ubicación del conector no rígido sobre patrones de tensión generados bajo

diferentes condiciones de carga. Un modelo fotoelástico bidimensional fue construido simulando una hemiarcada mandibular con ausencia del primer premolar y el primer molar. (PPF de 33-x-35-x-37). Se simularon los diferentes tejidos con materiales diferentes: Hueso (resina epóxica), dientes (acrílico), ligamento periodontal (adhesivo de resina epóxica).⁽²¹⁾

Se realizó el tallado de los dientes pilares a fin de recibir el colado y las superficies proximales se redujeron en mayor proporción a fin de evitar el sobrecontorno que pudiese ser producido en el área de los conectores no rígidos. Seis diseños de PPF fueron elaborados como sigue: PPF con conectores rígidos, Conector no rígido en distal del canino, Conector no rígido en mesial del segundo premolar, Conector no rígido en distal del segundo premolar, Conector no rígido en distal del segundo premolar (con diseño invertido con el elemento macho en distal del retenedor y la hembra dentro del pónico) y conector no rígido en mesial del segundo molar (hembra dentro del retenedor).⁽²¹⁾

Se aplicaron fuerzas verticales sobre las superficies oclusales de las restauraciones. Cada PPF fue sujeta a las siguientes condiciones de carga:

- a) Carga de 5 puntos (66N sobre cada unidad); b) carga de un punto de 198 N sobre el canino; c) carga de un punto de 198 N sobre el primer premolar; d)

carga de 198 N segundo premolar; e) carga de 198 N primer molar y f) carga de un punto de 198 N en el segundo molar. ⁽²¹⁾

Se obtuvieron fotografías para cada modelo foto elástico de las PPF antes de la carga y después de ejercida las cargas, registrando los patrones de tensión. El modelo fotoelástico fue dividido en 13 zonas de tensión alrededor de los dientes pilares para facilitar la evaluación del patrón de tensión producido. La falta de una transferencia de tensión al pilar intermedio o al molar en el diseño del conector no rígido distal del canino, sugiere que el conector “liberó” y el canino respondió independientemente. Estos hallazgos fueron consistentes con los resultados de Sutherland y colaboradores. ⁽²¹⁾

La ubicación de un conector no rígido en la superficie distal del canino puede resultar en la liberación del elemento macho de la hembra bajo carga al molar. A pesar de que pueda ocurrir el efecto pivote a lo largo del pilar intermedio, la liberación del conector no rígido puede impedir el desalojo del retenedor del canino. Estas respuestas protectoras sustentan la propuesta de Markley ⁽¹⁹⁾ de que un conector no rígido en una prótesis con pilar intermedio debería ubicarse en uno de los pilares terminales. ⁽²¹⁾

Se obtuvieron diferencias marcadas en los patrones de tensión entre las seis prótesis fijas. Las cargas aplicadas al segundo premolar indicaron que la localización de un conector no rígido dentro de una PPF con un pilar intermedio influencia el patrón de distribución de tensión. Al ubicar el conector no rígido en el pilar intermedio se observó que la mayor concentración de tensiones estuvo ubicada en el ápice de éste pilar en comparación con el comportamiento de la PPF rígida. Los dos diseños no rígidos de PPF ubicados en distal del retenedor intermedio demostraron tensiones laterales similares a lo largo de la superficie distal de la raíz del pilar intermedio. Inversamente, cuando el diseño del conector no rígido fue ubicado en mesial del pilar intermedio mostró una mayor tensión horizontal (lateral) a lo largo de la superficie mesial de la raíz de dicho pilar. Este es el resultado de la rotación en sentido contrario a las agujas del reloj del segmento posterior del diseño no rígido mesial al pilar intermedio, comparado con una rotación en el sentido de las agujas del diseño no rígido en distal del pilar intermedio y del diseño invertido no rígido distal al pilar intermedio. ⁽²¹⁾

Cuando la carga fue aplicada directamente sobre el pilar intermedio, los mayores valores de tensión se observaron en los ápices y a lo largo de la superficie lateral de los pilares intermedios en las prótesis con conectores no rígidos en el pilar intermedio. Fue evidente la transferencia de tensiones mínimas a los pilares terminales con el conector no rígido. Estos resultados

sugieren que la ubicación de conectores no rígidos en el pilar intermedio debe ser cuidadosamente considerada. Sin embargo, la ubicación del conector no rígido en la superficie distal del pilar intermedio, es más preferible que la ubicación del diseño no rígido en la superficie mesial del pilar intermedio ⁽²¹⁾. Estos resultados sustentan a los obtenidos por Shillingburg y Fisher. ⁽¹⁵⁾

Este estudio indicó que la PPF rígida distribuyó las tensiones uniformemente cuando las cargas se aplicaron en cada uno de los pilares (66 N en cada unidad), pero al aplicar las cargas a los pilares terminales, aumentaba la concentración de tensiones tanto en los ápices del pilar involucrado directamente bajo la carga y el pilar intermedio se comportaba como fulcrum concentrando las tensiones tanto vertical como horizontalmente. Los diseños no rígidos ubicados en distal del canino y el diseño ubicado en mesial del molar distribuyeron las tensiones casi tanto como en el modelo rígido. Para el diseño no rígido en distal del pilar intermedio se observó resultados más favorables al momento de aplicar las fuerzas en los pilares terminales (canino y segundo molar).

En este estudio el patrón de tensión estuvo directamente relacionado con la condición de carga y fue independientemente de la orientación del

conector no rígido en la superficie distal del pilar intermedio. La ubicación mesial del conector no rígido en el pilar intermedio fue la menos deseable. Lo importante es “quebrar” la tensión en los pilares terminales de forma tal que la carga quede centrada en el pilar intermedio y se mantenga parcialmente distribuida a los pilares terminales lo cual se logra con la conexión no rígida.

(21)

Oruk y cols, realizan el análisis de tensión del efecto de conectores no rígidos sobre prótesis parcial fija con pilares intermedios. El propósito de su estudio fue investigar y comparar a través del análisis de tensión por medio de un modelo de elemento finito (FEM) las tensiones funcionales generadas bajo fuerzas oclusales con diseños rígidos y no rígidos en PPF de 5 unidades con pilares intermedios. La hipótesis nula fue que el uso de un conector no rígido para PPF con pilares intermedios podría no afectar la distribución de tensiones. (25)

Un modelo tridimensional de sección cruzada simulando una prótesis fija metal-cerámica de 5 unidades con un pilar intermedio con diseño rígido y no rígido, con ubicación del conector en la región mesial del segundo molar y distal del segundo premolar, región mesial del segundo premolar, y región distal del canino, fue desarrollado en el modelo. Una carga oclusal vertical

estática de 50 N fue aplicada, variando los puntos de aplicación: carga sobre todas las cúspides, simulando los contactos en máxima oclusión céntrica; carga del canino a fin de simular un contacto unitario anterior y la carga a nivel del segundo molar, simulando un contacto posterior. ⁽²⁵⁾

El análisis de las cargas reveló que la máxima concentración de tensión estuvo ubicada en las áreas de aplicación de la carga para todos los modelos, así como los mayores valores de tensión se localizaron en los conectores y en la región cervical de los dientes pilares, especialmente en el pilar intermedio. Se concluyó que la máxima concentración de tensión al pilar intermedio fue disminuida por el uso de conectores no rígidos en la región distal del segundo premolar. ⁽²⁵⁾

La hembra fue ubicada dentro del diente pilar para todos los escenarios y tres métodos diferentes de carga fueron utilizados: contactos en máxima oclusión céntrica, cargas sobre el canino simulando contacto anterior y carga sobre el segundo molar simulando contacto posterior unitario. Los resultados fueron determinados considerando el criterio de von Mises, el cálculo de datos numéricos fue transformado en gráficos a color para visualizar mejor el fenómeno mecánico en los modelos. El análisis de los valores de tensión reveló que la mayor concentración de tensiones se

observó en las áreas donde se aplicaron las cargas para todos los modelos.

(25)

Para el modelo rígido, cuando el pilar terminal mesial fue cargado, las tensiones fueron evidentes en la punta de la cúspide (2 Mpa) y en la superficie radicular (0,46 Mpa) y en la región mesial del pilar intermedio (0,46 Mpa). Una relativa disminución en la concentración de tensión fue observada en el pilar distal terminal. Cuando el pilar distal terminal fue sometido a carga, las tensiones fueron detectadas en la punta de la cúspide y en la superficie radicular de dicho pilar y en la región distal del pilar intermedio (0,31 Mpa). Una relativa disminución en la concentración de tensiones fue detectada en el pilar mesial terminal ⁽²⁵⁾. (Gráfico 28)

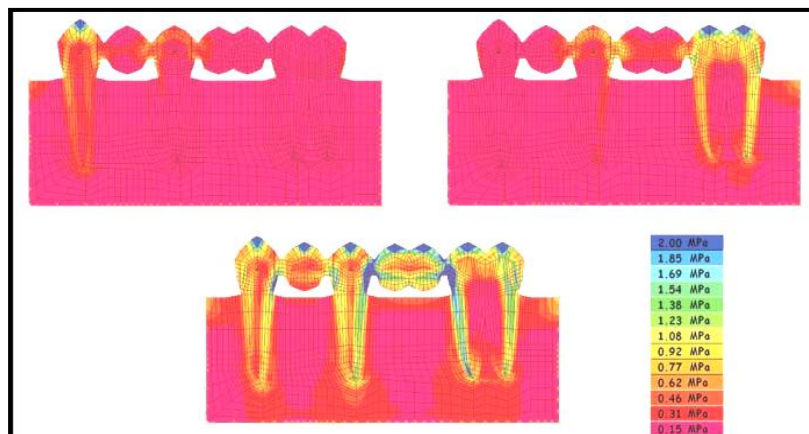


GRAFICO 28. Valores de tensión von Mises. Distribución de la las tensiones en el modelo rígido con cargas en anterior (A), posterior (B) y en todos los dientes (C). El rango de colores del rosado al azul representa los valores de tensión de menor a mayor respectivamente. Tomado de Oruc y cols, 2008

Cuando todos los dientes fueron sometidos a carga, la máxima concentración de tensiones se observó en la punta de la cúspide, conectores y región cervical de los pilares (2 Mpa), también se observó concentración de tensión a nivel radicular del pilar intermedio (1.54 Mpa) y del pilar terminal distal. La principal tensión máxima en el pilar intermedio fue de 0.77 Mpa ante una carga anterior, 1.38 Mpa ante una carga posterior y de 2 Mpa cuando todos los dientes fueron sometidos a carga (Gráfico 29).

Ante el diseño de conector no-rígido ubicado en la región mesial del pilar posterior terminal, la distribución de tensiones ante la aplicación de carga en un punto anterior fue similar al diseño de modelo rígido, pero ante la carga aplicada en un punto posterior, las tensiones estuvieron concentradas en torno al pilar distal terminal (1.08 Mpa). ⁽²⁵⁾

Cuando todos los dientes fueron sometidos a carga en el modelo Mposterior, la concentración de tensiones resultó similar a aquella del modelo rígido, pero la concentración de tensión en la superficie distal radicular del pilar intermedio fue aún mayor y se extendió en una mayor área en comparación al modelo rígido. Además, se registró una elevada concentración de tensión a nivel del conector distal del pilar intermedio (2 Mpa). Ante esta ubicación del conector, la tensión máxima en el pilar

intermedio fue de 0.46 Mpa ante la carga aplicada en anterior, 1.23 Mpa en el punto posterior de aplicación de carga y 2 Mpa cuando todos los dientes fueron sometidos a carga ⁽²⁵⁾. (Gráfico 29)

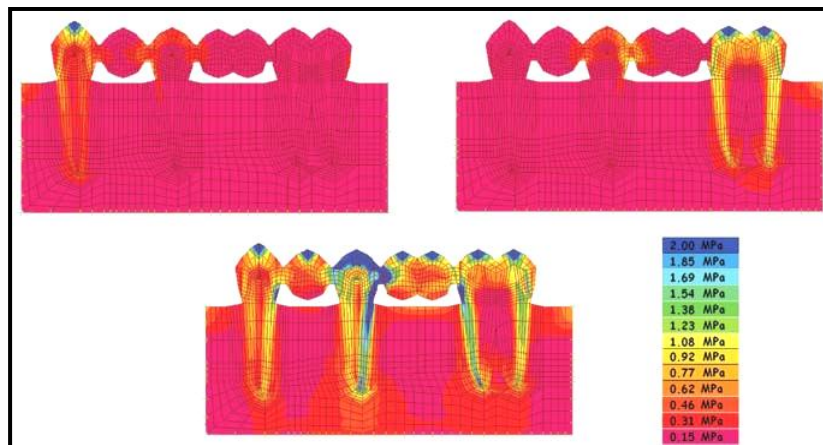


GRAFICO 29. Diseño Mposterior., colocación del conector no rígido mesial al pilar posterior terminal. Valores de tensión von Mises y distribución de la las tensiones. Tomado de Oruc y cols, 2008

Por último, en el diseño de conector no-rígido ubicado en la región distal del pilar intermedio, no se observó una considerable concentración de tensiones en el pilar distal ante la carga anterior. La misma situación ocurrió en el pilar mesial cuando el pilar distal fue cargado. Los niveles de tensión en el pilar intermedio fueron menores en ambas situaciones en comparación a los diseños anteriores (0.15 Mpa). Cuando todos los dientes fueron cargados, la máxima tensión en el pilar intermedio fue menor que los otros tipos de diseño (2 Mpa), pero relativas altas concentraciones de tensión fueron

observadas en la superficie radicular mesial del pilar distal terminal. (2 Mpa). Los valores de tensión máxima registrados para esta situación en el pilar intermedio fueron 0.62 Mpa ante el punto de carga anterior, 0.31 Mpa ante el punto de carga posterior y 2 Mpa cuando todos los dientes fueron sometidos a carga. (Gráfico 30)

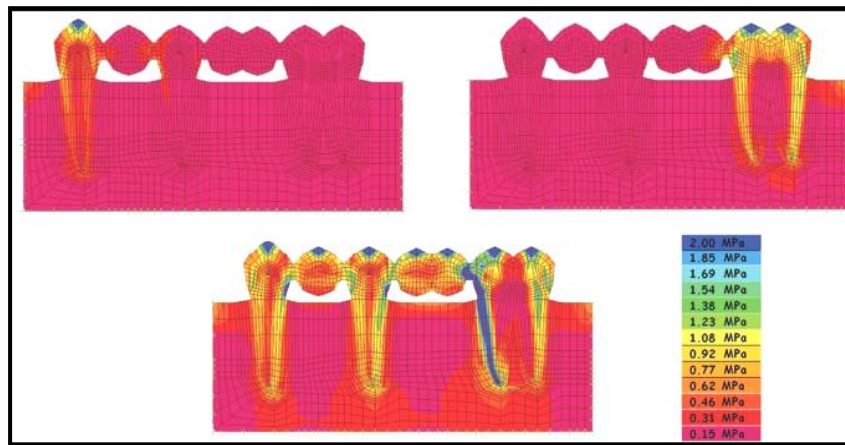


GRAFICO 30. Diseño Dpier. Valores de tensión von Mises y distribución de las tensiones en el modelo. Tomado de Oruc y cols, 2008.

Los resultados rechazan la hipótesis nula: que el uso de conectores no rígidos para PPF con pilares intermedios podría no afectar la distribución de tensiones. Se observó que los diseños de conectores rígidos y no rígidos tienen efectos sobre la distribución de tensiones en PPF de 5 unidades con pilares intermedios. Mientras que los conectores representan el área de

mayor concentración de estrés, la ubicación de conectores no rígidos en estas regiones es recomendada. ⁽²⁵⁾

Los hallazgos del presente estudio apoyan el estudio de Moulding ⁽²¹⁾ en que, el campo de tensiones fue diferente ante las diferentes ubicaciones de los conectores no rígidos. También los autores establecen que las PPF rígidas distribuyen las tensiones verticalmente. Los diseños donde el conector no-rígido se encuentra ubicado en distal del canino o en mesial del molar distribuyen las tensiones de forma similar a las PPF rígidas. De acuerdo con estos hallazgos los resultados de la mayoría de los estudios han demostrado que las tensiones fueron distribuidas de forma regular en toda la prótesis con el diseño rígido de PPF cuando todos los dientes estuvieron bajo carga, de forma similar ocurre con diseños de conectores no rígidos en distal del canino y mesial del molar. ⁽²⁵⁾

También ha sido reportado que los conectores rígidos y no rígidos exhiben diferencias en la concentración y distribución de tensiones dentro de los tejidos de soporte. Los resultados del presente estudio coinciden con aquellos reportados en estudios previos como el de Shillingburg, ⁽¹⁵⁾ Sutherland ⁽²²⁾ y Moulding. ⁽²¹⁾

Cuando una PPF es diseñada rígidamente con un pilar intermedio actuando como fulcrum, elevadas concentraciones de tensión pueden ocurrir en este pilar, y un excesivo desajuste puede ser observado en los pilares terminales, resultando en daño a los dientes pilares. ^(15, 21, 22)

Comparando los diseños rígidos y no rígidos se ha observado que las áreas de mayor concentración de tensiones con conectores rígidos se ubican a nivel de los conectores, región cervical de los pilares, especialmente en el pilar intermedio. Las superficies radicales y apicales son otras áreas de concentración de tensiones. Sin embargo, con el uso de conectores no rígidos, los patrones de distribución de tensiones fueron reducidos, especialmente cuando éste es localizado a nivel distal del pilar intermedio. Con este tipo de diseño, no hubo concentración de tensiones en el pilar anterior cuando las cargas fueron aplicadas en el pilar terminal posterior y viceversa. ⁽²⁵⁾

Una indicación entonces del diseño de conector no rígido es la influencia que ellos presentan en la prevención del efecto de palanca que ocurre en PPF de cinco unidades con pilares intermedios. ⁽²⁵⁾

5.2 PPF con ferulización en arco cruzado

Por la diferencia de vectores de movimiento según la posición del diente en la arcada, realizar una PPF en arco cruzado unida rígidamente, traerá como consecuencia múltiples inconvenientes, como el aumento de la concentración de tensiones a nivel de los conectores, los pilares intermedios actuarán como fulcrum estableciéndose un sistema de palanca clase I, desajuste de los retenedores, fractura de la cerámica por la concentración de tensiones traccionales generadas e incluso fractura de la infraestructura metálica en el área de los conectores ^(2,3, 4, 8). La tasa de fracasos será mayor cuando los pilares presentan un pobre soporte periodontal. ⁽⁸⁾

Todas estas fallas repercutirán de manera desfavorable en los tejidos de soporte conllevando a mayores pérdidas de inserción en los dientes pilares ^(34, 35). Aunado por supuesto, a todos los problemas técnicos que se pueden presentar inherentes a la realización de una prótesis de gran extensión a nivel de los procedimientos de laboratorio. ^(2,3, 4, 8)

Manda y cols., ⁽⁸⁾ realizaron un estudio cuyo propósito fue investigar el efecto del soporte periodontal reducido sobre el campo de tensiones desarrolladas dentro del área de los conectores en tres tipos de PPF de arco cruzado. Las ferulizaciones dentarias incluyeron usualmente los premolares y

ocasionalmente los caninos, mientras que el soporte periodontal fue tanto normal como reducido, sin embargo el diseño de la prótesis no fue alterado en relación al soporte óseo. La metodología consistió en la evaluación de seis modelos anatómicos con parámetros digitales derivados a partir de un modelo inicial en 3-D. El modelo simulaba una mandíbula humana, dentada bilateralmente hasta los segundos premolares, con una altura normal de soporte óseo alveolar.

El modelo inicial fue modificado para formar modelos paramétricos restaurados con una PPF en arco cruzado que terminaban, bien sea, en un pilar terminal o se extendían bilateralmente con una o dos unidades a extensión distal (unidades en cantilevers). Todas las estructuras fueron obtenidas a partir de imágenes por tomografía computarizada y construidas por diseños asistidos por computadora (CAD) en 3-D. El análisis de tensión fue realizado usando un programa de análisis de elemento finito en 3-D (3-D FEA).⁽⁸⁾

Los niveles de tensión y su distribución dentro de los conectores fueron obtenidos por el cálculo y evaluación de la tensión equivalente *von Mises*. Los valores de tensión para cada modelo fueron comparados cualitativa y cuantitativamente determinando el efecto de la pérdida ósea sobre la ferulización en arco cruzado. Cada tipo de restauración fue analizada en dos

niveles de soporte óseo reducido. Las cargas simularon la máxima fuerza masticatoria en una oclusión habitual y los contactos oclusales fueron estabilizados a través de toda la arcada dental para todos los modelos.⁽⁸⁾

Los resultados se expresaron gráficamente con colores correspondientes a los campos de tensión generados como resultado de la aplicación de las cargas. La concentración de tensiones se mantuvo en todos los conectores presentes en la ferulización. Luego de colocar los pónicos a extensión de una o dos unidades, la distribución de los patrones de tensión sobre cada conector cambiaron en comparación con el modelo de PPF que no poseía pónico a extensión. Sin embargo, ambos diseños de PPF en cantilever presentaron entre ellos, una distribución similar de las tensiones, diferenciándose únicamente en el ancho de los campos de tensión. Los valores de tensión calculados para cada uno de los conectores de la estructura metálica en los modelos investigados se muestran en la siguiente tabla⁽⁸⁾. (Tabla II)

	Connector Between	Central Incisors	Central and Lateral Incisor	Lateral Incisor and Canine	Canine and First Premolar	First and Second Premolar	Second Premolar and First Cantilever Unit	First and Second Cantilever Unit
50%	No-cantilever FPD (NC-50)	11.3	18.6	40.6	49.3	50.9	-	-
	1-unit cantilever FPD (1UC-50)	18.6	32.0	51.1	43.2	129.5	287.5	-
	2-unit cantilever FPD (2UC-50)	24.5	41.0	46.4	62.8	227.5	537.0	138.3
70%	No-cantilever FPD (NC-70)	29.7	40.1	69.5	84.7	92.1	-	-
	1-unit cantilever FPD (1UC-70)	23.3	35.7	51.2	57.1	160.5	279.3	-
	2-unit cantilever FPD (2UC-70)	37.3	49.7	64.3	100.4	287.9	533.2	138.3

Tabla II. Máximos valores de tensión von Mises (MPa) sobre el conector en cada modelo.
Tomado de Manda et al., 2009

La reducción del hueso alveolar a dos niveles (50% y 70%) resultó, como era de esperarse, en un incremento porcentual de las tensiones desarrolladas en cada uno de los conectores de la restauración. Los valores más altos se observaron para los conectores proximales al primer premolar. La adición de una unidad de cantilever bilateralmente con un periodonto reducido en un 50% resultó en un incremento de los valores de tensión para la mayoría de los conectores en comparación con el diseño sin pónicos a extensión. ⁽⁸⁾

No es sencillo determinar la mínima cantidad de soporte periodontal necesario para el tratamiento protésico de un paciente en particular. La oclusión, calidad y posición de los pilares, cantidad de tejido óseo presente e higiene son uno de los pocos factores que deberían ser evaluados en la planificación de tratamiento en pacientes con compromiso periodontal. ⁽⁴⁾

Por muchos años la “Ley de Ante” sirvió de base para establecer la mínima cantidad de soporte periodontal necesario. Esta hace referencia a que la cantidad de soporte periodontal de los dientes pilares debe ser igual a los tejidos de soporte de los dientes a ser reemplazados o lo que es lo mismo, la superficie radicular de los dientes pilares debe ser mayor o igual a la de los dientes a sustituir por pónicos. La Ley de Ante es en parte válida, ya que PPF con pónicos cortos tienen mejor pronóstico que los de larga extensión pero no por ello una rehabilitación extensa no puede realizarse. Existe evidencia de que los dientes con poco soporte periodontal pueden ser útiles como pilares de una PPF y de ferulizaciones, siempre y cuando el caso sea correctamente seleccionado. En estos casos el objetivo no es la eliminación de la movilidad, sino la estabilización de los dientes. ^(3,34, 35)

Este tipo de prótesis constituye una situación clínica de especial consideración pues generalmente son situaciones donde coinciden la gran

extensión del espacio edéntulo, los pocos pilares disponibles y una distribución desfavorable entre ellos. ⁽³⁵⁾

El área disminuida de inserción, agravada por el aumento de la movilidad resultante, implicaría la incorporación de un número excesivo de dientes pilares para reponer pequeños espacios edéntulos. Por tanto, la prótesis con un periodonto sano reducido presenta múltiples factores que deben ser tomados en cuenta en la planificación protésica y uno de ellos es que debe estar libre de enfermedad ⁽⁴⁾. Los principios que rigen la planificación de este tipo de prótesis difieren sustancialmente de las prótesis convencionales, es por ello que, para prevenir fallas de naturaleza mecánica, biológica y técnica, es necesario definir el diseño adecuado de cada componente para que no existan tensiones desfavorables a través de ellos, ya que los fracasos de la prótesis están relacionados en gran medida a razones de orden mecánico. ^(4,35)

Es de especial importancia la correcta selección en el número y distribución de los pilares en relación a la extensión de la PPF. Esto implica que al menos cuatro pilares deben ser disponibles para soportar una PPF en arco cruzado con dos de los pilares localizados en la región molar y dos en la región premolar. ⁽²⁸⁾

La ferulización rígida ha sido comúnmente motivo de controversias; resultados de diversas investigaciones demuestran que la combinación del tratamiento periodontal y protésico por medio de ferulizaciones rígidas reduce y eliminan significativamente la movilidad ⁽²⁸⁾. Aún así, inconvenientes tales como, desajuste de los retenedores, fractura del componente metálico por concentración de tensiones en el área de los conectores y fractura incluso de los dientes pilares también han sido reportados como consecuencia de este tipo de ferulización. ⁽³⁶⁾

La ferulización es un tratamiento efectivo capaz de reducir la movilidad de dientes hipermóviles a un nivel compatible con comodidad y función pero no necesariamente eliminándola, pues parte de ella es consecuencia de la pérdida horizontal de estructuras de soporte. La ferulización permite redireccionar los vectores de las fuerzas resultantes de las cargas oclusales por el cambio del fulcrum o centro de rotación, también mejora la distribución de las fuerzas haciéndolas más tolerables al periodonto ⁽⁴⁾. (Gráfico 31)

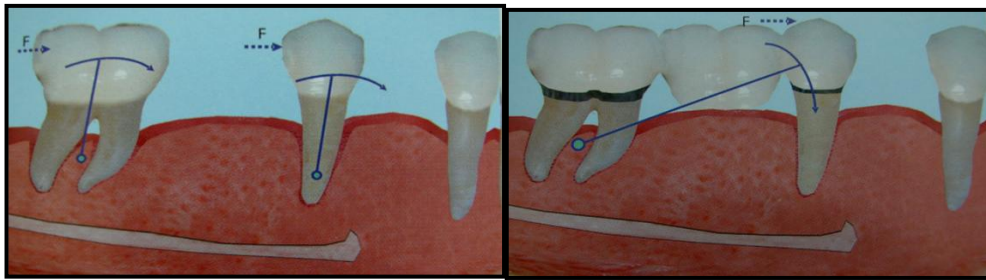


GRAFICO 31. La carga oclusal aplicada causa que el diente se incline hacia mesial. B. La misma carga aplicada después de la ferulización tiene como resultante un vector de dirección apical sobre el premolar. Tomado de Mezzomo, 2010

Lambert y cols.,⁽³⁴⁾ describen la rehabilitación protésica por medio de ferulización en arco cruzado en dientes pilares con un limitado soporte periodontal y el uso de un conector no rígido de precisión (Combi-snap[®], Sterngold USA). La PPF superior fue realizada sobre dos caninos y dos raíces palatinas de la hemisección del primer molar. El esquema oclusal de la misma fue realizado a partir de un encerado terapéutico dirigiendo las cargas oclusales más sobre el canino que sobre los segmentos posteriores en las excursiones laterales. Se tallaron los caninos buscando paralelismo entre ellos, más no con respecto a los molares. Los molares fueron alineados en relación al aditamento de precisión.

Los aditamentos fueron ubicados en el pónico correspondiente al primer premolar, y no sobre el retenedor del canino ya que el perfil de emergencia del canino así como la guía canina impedían la colocación del aditamento sobre él. La principal función del aditamento en la construcción de esta

prótesis fue conectar dos segmentos diferentes de la arcada (anterior y posterior), por medio de la creación de una ferulización en arco cruzado. Si llegara a perderse alguno de los pilares posteriores, este tipo de conexión permite mantener el otro segmento intacto mientras que el segmento posterior es reemplazado. Ellos concluyen que el empleo del conector no rígido de precisión en PPF, con un pronóstico periodontal cuestionable, mejora biomecánicamente la reconstrucción haciéndola más viable en estos casos; también hacen referencia a otra de las ventajas de este tipo de conector y es la facilidad de reemplazo o eliminación del segmento posterior de la prótesis en caso de pérdida del pilar posterior no poniendo en riesgo la rehabilitación completa. ⁽³⁴⁾

El diseño de la PPF, debe prestar especial atención a la correcta dirección y distribución de los contactos oclusales a fin de proveer mayor estabilización en los casos de dientes con soporte periodontal reducido. El punto de aplicación de la fuerza debe ubicarse entre el centro de rotación de los dientes pilares a cada lado del espacio edéntulo, a fin de favorecer una fuerza de asentamiento sobre ambos retenedores y no un volcamiento que conlleve al detrimento del conjunto formado por la prótesis, los dientes pilares y sus estructuras de soporte. Una fuerza aplicada fuera del centro de rotación de un diente pilar tiende a levantar el puente en el extremo opuesto, mientras que, al ubicar las cargas funcionales (punto de aplicación de las fuerzas)

dentro del centro de rotación de ambos dientes pilares, una fuerza de asentamiento se generará como respuesta. ⁽³⁷⁾

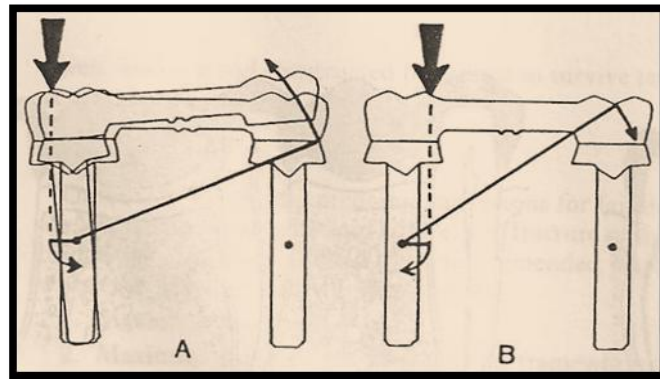


GRAFICO 32. A. Fuerza aplicada fuera del centro de rotación de los pilares produce una fuerza de levantamiento en el extremo del puente. B Fuerza aplicada entre los centros de rotación de los pilares produce una fuerza de asentamiento sobre ambos retenedores.

Tomado de Selby, 1994

En ferulizaciones en arco cruzado cuando el soporte periodontal es reducido, el fulcrum o centro de rotación de cada diente se mueve apicalmente, resultando en mayores concentraciones de tensión dentro de los conectores debido a un vector rotacional que genera el apalancamiento del diente. Sin embargo, cuando se añaden pónicos a extremo libre distales a la ferulización, la reducción del hueso alveolar no resulta en un incremento de tensiones a través de todos los conectores presentes en la ferulización sino que puede lograrse un patrón similar a cuando no se colocan pónicos a

extensión. La introducción de una unidad de cantilever crea un sistema biomecánico de palanca clase I en el cual el fulcrum cambia de lugar de acuerdo al número de dientes ferulizados y al nivel de la pérdida ósea alveolar. En este sistema biomecánico, los pilares cercanos al área de fulcrum reciben las mayores tensiones, mientras que el campo de tensión puede disminuir para los otros dientes ferulizados. ⁽⁸⁾

Los resultados del estudio de Manda y cols., confirman reportes clínicos anteriores relacionados a la elevada frecuencia de fallas técnicas obtenidas en PPF en arco cruzado extensas y concluyen que, la pérdida ósea gradual aumenta considerablemente la concentración de tensiones en los conectores que enlazan la ferulización. ⁽⁸⁾

Las conexiones no rígidas o rompefuerzas aportan versatilidad de indicaciones en pro del beneficio biomecánico de la PPF, específicamente en estas situaciones clínicas donde el paciente con cierto grado de compromiso periodontal presenta diferentes inclinaciones y distribución de los pilares. Este tipo de conectores, evita el uso de una extensa ferulización rígida y permite que la planificación de la prótesis se realice por segmentos a través de una férula, por ejemplo, bilateral como estabilización cruzada o en

aquellas situaciones en que el mal alineamiento dentario impida usar una vía de inserción común. ⁽³⁶⁾

5.3 PPF con un molar como pilar distal, inclinado hacia el espacio edéntulo

En la confección de una PPF, idealmente los ejes axiales de los pilares deberían estar paralelos unos con otros, pero existen situaciones clínicas más complejas con pilares mal alineados entre si. A fin de solventar estos inconvenientes, la selección de conectores no rígidos es una de las opciones de tratamiento para la corrección de un mal alineamiento entre pilares sin conllevar a la desvitalización de los mismos en búsqueda de un correcto eje de inserción de la prótesis. ^(4, 20)

En la preparación de un diente para recibir una corona protésica debe existir un eje que permita la inserción y completo el asentamiento de la prótesis. El mismo principio es aplicado en PPF a fin de lograr una vía de inserción definida. No siempre los dientes están correctamente alineados en las arcadas. En realidad, es común observar en pacientes con necesidades protésicas dientes que se encuentren fuera de alineamiento. Lo más común es la giroversión del diente anterior hacia el espacio edéntulo y la inclinación

en diferentes grados del diente posterior al espacio edéntulo. La extrusión y la giroversión generalmente son más fáciles de corregir mediante desgastes compensatorios en la preparación. La alteración de posición que más dificulta el paralelismo es la inclinación de los dientes en dirección al espacio edéntulo. ^(2,3,4,5)

En tales situaciones, cuando existe un pilar posterior inclinado hacia el espacio edéntulo, la vía de inserción se establece en función del diente anterior, pues éste, generalmente se presenta alineado. El diente inclinado es el que dificulta el paralelismo. Varias son las alternativas que pueden ser usadas para crear condiciones de inserción de la prótesis, como el desgaste compensatorio, el tratamiento con ortodoncia y el uso de un conector no rígido.

La reducción compensatoria de la superficie mesial del molar y la confección de una corona total es una de las formas para restaurar el paralelismo. Sin embargo, existe un riesgo de exposición pulpar, dependiendo del volumen de la pulpa y la extensión del tallado, lo cual no representa ningún inconveniente cuando el diente ya es tratado endodónticamente. Inclinaciones superiores a 30° difícilmente son corregidas usando este procedimiento. ^(2,3,4,5)

El tratamiento de ortodoncia es otro recurso para corregir la posición de dientes inclinados. El gran beneficio es la preservación de la estructura dentaria, porque elimina la necesidad de desgaste compensatorio y el riesgo de exposición pulpar mejorando la retención dada por el tallado de la pared mesial. ^(2,3,4,5)

Dependiendo del grado de desarmonía oclusal provocado por la pérdida dentaria, incluyendo la extrusión severa del diente antagonista hacia el espacio edéntulo, el tratamiento ortodóntico tal vez no sea la mejor opción. De allí el papel determinante en el diagnóstico así como un correcto estudio de caso. ⁽⁴⁾

Otra posibilidad puede ser el uso de una conexión semirígida por distal del pilar anterior con una orientación paralela a la vía de inserción del molar. Esa modalidad también es bastante conservadora porque evita procedimientos endodónticos. Premolares tratados endodónticamente o que serán restaurados pueden recibir una caja intracoronaria para alojar una conexión, de esta forma las cargas estarán dirigidas al eje longitudinal del diente. Eso no impide que un diente íntegro reciba una caja para alojar la conexión, siempre que no haya compromiso pulpar, pero es evidente que si el pilar anterior al espacio edéntulo está totalmente sano pudiera

considerarse para restaurar dicho espacio un implante endóseo, dependiendo del caso clínico.⁽⁴⁾

Cuando la inclinación del molar impone una conexión semirígida muy inclinada, puede ameritar la combinación de dos alternativas para la solución de este problema, por ejemplo, la realización de un tallado parcial en la pared mesial del molar inclinado y la otra, la localización inclinada de la conexión. De esta forma pudiera evitarse tanto el compromiso pulpar del diente pilar como el sobrecontorno exagerado de la conexión.⁽⁴⁾

También se ha reportado la realización de coronas telescópicas como alternativa en esta situación clínica, la corona telescópica consiste en un casquete metálico cementado sobre el diente. Sobre ese casquete es cementada una corona convencional por tanto debe existir suficiente espacio interoclusal, espacio que clínicamente no siempre existe. Se debe prestar especial atención en el control de la placa bacteriana en la superficie cervical, ya que en estos casos, por ser dos estructuras metálicas, una superpuesta sobre la otra, es común observar un ligero sobrecontorno cervical para corregir la inclinación.^(2, 4)

De acuerdo a lo explicado, el paralelismo es esencial para la inserción de cualquier restauración indirecta. Una restauración individual tiene menos

riesgo de desprendimiento porque las exigencias mecánicas son menores en comparación con una PPF extensa, pues las cargas a las que está sometida son considerablemente superiores. Por ello, a medida que aumenta la complejidad de la prótesis, aumentan las exigencias de retención y estabilidad de los diente preparados.

El aumento en la movilidad dentaria, patrones diferentes de movilidad, espacios edéntulos extensos y con cierto grado de curvatura son situaciones que exigen un comportamiento mecánico diferente en los dientes de soporte. Sin embargo, existe un principio básico que si es conseguido asegura una retención y estabilidad confiable, que es la obtención sistemática de una única vía de inserción y remoción de la prótesis. La vía única de inserción, es tal vez, el mayor indicador de que las preparaciones presentan buenas cualidades de retención y estabilidad. Por el contrario, al tener más de una vía de inserción, prácticamente se asegura el fracaso mecánico a corto plazo y de cualquier restauración cementada. ⁽⁴⁾

5.4 PPF dento-implantosoportada

A partir de la primera generación de implantes dentales presentados por el Dr. P.I Brånemark en 1977, su uso ha sido expandido a través de las décadas. En sus inicios la colocación de implantes se restringía

principalmente a la región anterior mandibular edéntula, pero en vista del éxito que ellos han desarrollado, su uso fue ampliado incluyendo tanto regiones anteriores como posteriores de ambas arcadas en pacientes totalmente edéntulos y parcialmente edéntulos. ⁽³⁸⁾

Ciertas limitaciones anatómicas de espacio para la colocación de implantes o el fracaso de un implante, pueden crear situaciones en las cuales podría ser necesario conectar un implante y un diente natural en una PPF. La unión de un implante a un diente natural con diferentes diseños de conectores han sido objeto de múltiples y controversiales opiniones, y aún no se ha llegado a un consenso absoluto para responder a este dilema. ⁽³⁸⁾

Se han reportado problemas potenciales asociados a este tipo de tratamiento, tales como pérdida o fractura de los componentes del implante e intrusión del diente natural. ⁽³⁹⁾

La compleja relación existente en una PPF soportada en uno de sus extremos por un diente natural y en el otro por un implante, debe estar basada en la biomecánica como objetivo principal en el diseño de este tipo de prótesis dento-implantosoportada. Se han establecidos principalmente,

tres factores biomecánicos referente a este aspecto: 1) la carga mecánica; 2) la transmisión de la carga a los tejidos circundantes; y 3) la reacción biológica de los tejidos tanto periodontales como perimplantares ante la transmisión de las cargas. ⁽⁴⁰⁾

La carga mecánica, en forma de fuerzas oclusales, puede variar tanto en magnitud como en dirección cuando se combinan en una prótesis dientes e implantes. La transmisión de estas fuerzas a los tejidos en torno al diente e implante tendrá un comportamiento diferente por la presencia del ligamento periodontal, ya que debido a que el implante carece de ligamento, el diente exhibe una mayor movilidad. Sin embargo tanto el implante como el tejido óseo que lo rodea, son capaces de experimentar deformación bajo tensiones, permitiendo algo de movimiento. ⁽⁴⁰⁾

Se han atribuido algunas ventajas al hecho de conectar implantes a dientes, entre las cuales se incluyen, soporte oclusal y alivio de las cargas totales sobre el diente natural, mantenimiento de la propiocepción, reducción del número de implantes necesarios para la restauración y ayuda en la ferulización de dientes naturales. Por el contrario, la incorporación de dientes periodontalmente comprometidos puede limitar el pronóstico de la restauración con implantes. Además, la calidad de la estabilidad que los

implantes proporcionan a los dientes aún no está bien conocida. Ejemplo de ello, el fenómeno de intrusión que se ha descrito como consecuencia de las conexiones entre diente e implante a causa de la flexión que sufre la estructura metálica por las diferencias de comportamiento entre las estructuras involucradas y la flexión que sufre el tejido óseo como resultado de los contactos de los dientes antagonistas durante la masticación. ^(38, 41)

(Grafico 33)

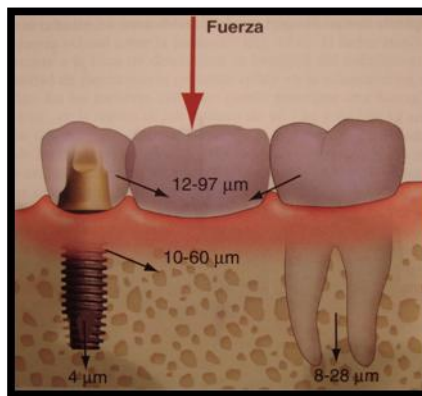


GRAFICO 33. Una PPF que conecta un diente a un implante rígidamente tiene algún movimiento inherente. El implante se mueve apicalmente de 0 a 5 µm y el diente de 8 a 28 µm, pero puede rotar hasta 75 µm hacia el implante. El metal de la PPF puede flexionarse de 12 a 97 µm dependiendo de la longitud de la brecha y de las dimensiones de los conectores. Todo esto puede originar un riesgo biomecánico.

Tomado de Misch C., 2007

La cantidad de movimiento dentario con un ligamento periodontal sano en comparación con un implante dental ya oseointegrado, puede ser de 5 a 20

veces mayor. Se ha registrado que esta cantidad de movimiento es de 50 a 200 μm para un diente sano y de 10 μm para el implante oseointegrado, la cual es principalmente debido a la flexibilidad inherente del tejido óseo. (32, 38, 42)

La interfase implante-hueso muestra también un movimiento lateral. El movimiento mayor del implante en sentido mesiodistal se corresponde con la falta de hueso cortical entre los implantes en esta dirección, comparado con las tablas corticales laterales más gruesas presentes en sentido vestibulolingual. De esta manera, la movilidad de los implantes varía en proporción directa con la carga aplicada y la densidad ósea, y refleja la deformación elástica del tejido óseo. (42)

La estabilidad de un sistema que conecta diente e implante no guarda relación con la longitud del implante. Este hallazgo confirma, que la longitud del implante no es el factor principal para el soporte del implante, ni siquiera en presencia de fuerzas laterales. La densidad ósea influye en esto más que la longitud del implante. (42)

Otro criterio para unir un diente natural a implante es que la prótesis no sea sometida a fuerzas horizontales, ya que las fuerzas horizontales

aplicadas sobre un implante aumentan la cantidad de tensión en la zona del hueso crestal. Por tanto los implantes no suelen conectarse a dientes anteriores debido a que éstos poseen una movilidad clínica mayor horizontalmente de la que el implante puede tolerar. ⁽⁴²⁾

Esta discrepancia de movimiento, ha sido de interés en múltiples investigaciones que han abocado sus esfuerzos al estudio del tipo de conexión entre diente e implante. Con el propósito de eliminar tales discrepancias y estabilizar estas diferencias, se han ideado múltiples métodos. Ciertos autores defienden que esta conexión debe ser rígida mientras que otros reportan el uso de rompiefuerzas, incluyendo en el sistema diente-implante, conectores no rígidos o un elemento resiliente que actúe como una herramienta de absorción de tensiones, a fin de, redistribuir las fuerzas alrededor del implante y compensar las diferencias de movilidad. Por tanto, no existe un acuerdo en cómo deberían ser conectados dientes e implantes en una prótesis dento- implantosoportada. ^(32, 38, 42, 43)

Cuando se feruliza un implante y un diente, las diferencias en los patrones de movilidad del implante ya oseointegrado y del diente natural pueden complicar el comportamiento biomecánico del sistema. El diferencial de movimiento que se establece entonces en este tipo de PPF dento-

implantosoportada, puede de hecho, actuar como una fuerza en cantilever sobre la interface implante-hueso conllevando a la fractura e incluso pérdida de la oseointegración.⁽⁴⁰⁾

En otras palabras, la relativa inmovilidad del implante, junto con el movimiento dentario fisiológico origina que la prótesis actúe como una prótesis a extensión generando una fuerza máxima resultante, incluso hasta dos veces mayor que la carga aplicada. A consecuencia de esta fuerza resultante, se han registrado fallas a nivel de la oseointegración e intrusión del diente natural. Otros problemas asociados a la ferulización de implantes a dientes naturales, incluyen, la pérdida del tornillo del pilar protésico, fallas en el cemento sellador, con fractura de la prótesis a nivel de las uniones soldadas o en los componentes metálicos de la superestructura del implante. Estos problemas pueden surgir como resultado de un alto momento de torsión causados por el efecto de cantilever cuando el sistema es cargado por fuerzas oclusales.^(31,32, 38, 44)

La situación más habitual en la que un implante puede unirse a un diente natural como pilar terminal es en la región posterior, donde existen como pilares anteriores los premolares y a nivel de la zona edéntula correspondiente al primer molar, el reborde presenta pérdida de tejido óseo

tanto en sentido vertical como horizontal imposibilitando la colocación de un implante a este nivel, por tanto se considera la colocación de un pónico entre los pilares anteriores (dientes) y el pilar posterior (implante). Otra situación que favorece este plan de tratamiento es aquella en la que los implantes posteriores tienen un diámetro más estrecho de lo habitual y se utilizan dos formas radicales para reemplazar molares. Es importante evitar la colocación de pónicos en cantilever o en voladizo, y de ser necesario se colocará entonces, un implante adicional o un diente natural como pilar de prótesis fija. ⁽⁴²⁾

La movilidad de los pilares naturales influye de manera potencial, más que cualquier otro factor, en la decisión de conectar implantes y dientes. En las prótesis fijas rígidas con unión implante-diente, cinco componentes pueden contribuir al movimiento del sistema: el implante, el hueso, el diente, la prótesis y los componentes implantoprotésicos. ⁽⁴²⁾

El pilar natural conectado con un implante de manera rígida no debería mostrar ninguna movilidad clínica ya que no es recomendable emplear un diente con movilidad como pilar ferulizado debido que las tensiones sobre el pilar firme, en este caso el implante, pueden ser destructivas. Las prótesis sobre implantes puede utilizar pilares naturales secundarios adicionales para

disminuir el movimiento de la prótesis de manera que no se vea comprometida la fijación rígida del implante.

El diente natural posee en condiciones fisiológicas, ligeros movimientos vestibulolinguales que varían de 56 a 108 μm , a su vez la ubicación del diente según las diferentes zonas de la arcada también generan vectores de movimiento diferentes entre ellos. Esta es otra consideración a tomar en cuenta al conectar dientes a implantes. ⁽⁴²⁾

No deberían unirse implantes a dientes móviles con conectores rígidos. Si los dientes naturales presentan una movilidad mayor a los valores fisiológicos esto resultará en complicaciones tanto para el diente como para el implante, dicho movimiento puede romper el sellado de los retenedores sobre los pilares, bien sea, en prótesis cementadas o atornilladas. En una prótesis atornillada, el tornillo de fijación del pilar protésico se aflojará con frecuencia o incluso puede fracturarse. El desajuste de una prótesis sobre implante unida a un diente móvil generará mayores tensiones sobre el diente natural. ⁽⁴²⁾

Cuando un implante es ferulizado a un diente natural, el compromiso periodontal puede crear mayor complejidad biomecánica y aumentar la inestabilidad de un sistema ferulizado diente-implante. Por tanto algunas investigaciones han tenido como objeto de estudio, la influencia de un soporte periodontal reducido sobre la ferulización diente-implante con diferentes diseños de conector (rígidos y no-rígidos). ⁽⁴²⁾

De acuerdo a esto, Lin y cols, ⁽³¹⁾ realizaron un estudio acerca de la interacción mecánica de la ferulización diente-implante en relación a diferentes soportes periodontales y diferente números de dientes ferulizados con conexiones rígidas y no rígidas utilizando un análisis de elemento finito bidimensional no lineal. El modelo de elemento finito consistió en la preparación maquinada de cubos con resina epóxica en el cual fue embebido el implante y las raíces de los pilares naturales. El modelo incluyó una PPF de cuatro unidades, el implante (4.5mm de diámetro y 13mm de longitud), los dientes naturales (primero y segundo premolar), ligamento periodontal, y hueso alveolar. ⁽³¹⁾

A fin de comprender la influencia de las diferentes conexiones y el número de dientes ferulizados, dos modelos de elemento finito iniciales (con soporte óseo normal y soporte con compromiso periodontal) fueron modificados y

ampliados para igualar los análisis paramétricos. Dos diseños de conectores, no rígido y rígido, fueron considerados. Uno o dos dientes naturales fueron ferulizados para examinar la interacción de los elementos de conexión entre el primero y segundo premolar en los dos modelos de elemento finito ⁽³¹⁾. (Gráfico 34)

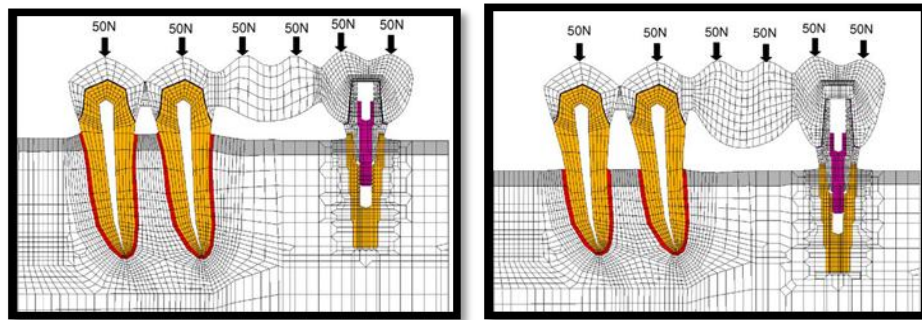


GRAFICO 34. Modelos de elemento finito de una ferulización diente e implante. **A.** Soporte periodontal normal. **B.** Soporte periodontal reducido con proporción corona raíz 1:1. Cargas oclusales verticales de 50 N fueron aplicadas sobre cada cúspide.

Tomado de Chun-Li Lin et al, 2006

Los resultados indicaron que el factor individual de soporte periodontal tuvo la principal influencia sobre las tensiones encontradas en el tejido óseo e implante con una contribución porcentual de 28% y 72% respectivamente. Los valores de tensión del hueso y del implante aumentaron con la reducción del soporte periodontal debido a la movilidad de los pilares naturales la cual aumentaba directamente proporcional con el descenso de los niveles óseos.

Usando diferentes conectores, las tensiones observadas en cada componente del sistema de ferulización fueron alteradas, especialmente para la prótesis y el porcentaje de contribución fue de 15% para el hueso, 21% para el implante y 99% para la prótesis. La conexión no rígida jugó el rol de rompe fuerza dentro de la ferulización y “rompió” la transferencia de tensiones desde el lado del implante al diente natural, disminuyendo los valores de tensión en comparación con los observados usando conectores rígidos por tanto las áreas de concentración de tensiones fueron dependientes del conector usado. ⁽³¹⁾

A fin de entender las diferentes capacidades de los conectores para compensar la diferencia de movilidad entre diente natural e implante, el desplazamiento vertical de cada uno fue analizado, arrojando diferencias no significativas en el desplazamiento vertical entre conexiones rígidas y no rígidas, lo que implica que el uso del conector no rígido puede no ser necesario en la ferulización como mecanismo para compensar las distintas movilidades. Estos resultados son consistentes con otros estudios que mostraron que la conexión rígida posee una flexibilidad inherente para alojar distintas características de movilidad. ⁽³¹⁾

El diseño de este tipo de conector no rígido incluye la porción hembra en el retenedor correspondiente al diente natural, sin embargo, el diente natural puede sufrir de intrusión vertical dentro del alveolo, dejando la porción macho del conector extruida oclusalmente. ⁽⁴⁵⁾

Nishimura y cols, ⁽⁴¹⁾ basaron su estudio en la relación entre el tipo de conexión y la transferencia de tensiones a los tejidos de soporte a partir de cargas oclusales simuladas pero partiendo de una situación clínica de salud periodontal. Realizaron un análisis fotoelástico tridimensional de tensión donde evaluaron la distribución de tensiones entre dientes e implantes, a partir de un modelo fotoelástico que reproducía una hemiarcada mandibular edéntula a partir del primer premolar, simulando las estructuras de soporte. Se realizaron dos restauraciones de PPF, una con uniones soldadas entre diente e implante y la otra con un conector no rígido de precisión entre ellos. Este estudio también evaluó la diferencia en el patrón de tensión obtenido con uno o dos implantes. La hipótesis establecida fue que existen diferencias en la transferencia de tensiones según el diseño del conector y la variación en el número de implantes como soporte.

Se simularon tres situaciones clínicas: 1) sin conexión, únicamente contacto proximal; 2) unión soldada rígida; y 3) conexión no rígida (Precision Dowel Attachment[®], Coltene- Whaledent) incorporando la conexión mesial al

primer implante y distal al diente pilar. Se aplicaron puntos de cargas verticales en lugares definidos sobre la superficie oclusal de la restauración dentoimplantosoportada. Estos puntos de carga fueron; *punto T* sobre el diente natural; *punto 1* medial al primer implante A; *punto 2*, en el centro del primer implante A ; *punto 3*, entre los implantes A y B ; *punto 4*, sobre el implante B ; *punto 5*, distal al implante B. Las cargas aplicadas fueron de 30 libras a nivel de los implantes y 20 libras en el diente natural. ⁽⁴¹⁾

En la situación clínica donde se utilizó la conexión no rígida, una reducida cantidad de tensiones se registraron sobre los implantes cuando la carga fue aplicada sobre el *primer punto "T"*, correspondiente al diente natural. Un bajo nivel de tensión fue observado a través de la superficie mesial del implante A y en los ápices de ambos implantes tanto A como B. Cuando las cargas se aplicaron sobre los *puntos 1 y 2* se registró una concentración de tensiones apicalmente al implante A y en menor intensidad en el implante B. Los puntos de carga 3 y 4 produjeron el doble de la intensidad sobre el ápice y cresta distal del implante B. Estas cargas distales no produjeron una apreciable transferencia de tensiones a los pilares cuando se utilizó el aditamento de precisión. Cuando solo se encuentra un implante de soporte y la carga es aplicada en el *punto T* se observan diferentes niveles de tensión, de aproximadamente el doble de intensidad cuando el diente es conectado

a dos implantes. A medida que la carga es ejercida más posteriormente, el estrés apical al diente natural disminuye. ⁽⁴¹⁾

Para la situación clínica donde se utilizó la conexión rígida, el patrón de tensión registrado al colocar la carga en el *punto T* en la prótesis con dos implantes, resultó en una tensión apical de similar intensidad tanto en el diente como en el implante A; a medida que la carga fue aplicada hacia los puntos más posteriores, reducía la tensión dentro del diente y simultáneamente se incrementó la tensión sobre los implantes. Los mayores valores de tensión se observaron en el implante cuando éste fue sometido a la carga aplicada en el *punto 5*, la concentración de tensiones se localizó a lo largo de la superficie distal concentrándose en el ápice de éste implante. Este patrón de distribución es indicativo de intrusión y de torque hacia distal del implante. ⁽⁴¹⁾

Este estudio, específicamente no recomienda la conexión entre dientes e implantes, en lo posible debe evitarse colocando mayor número de implantes y que la restauración se mantenga de forma independiente al diente natural ya que cuando los implantes se unen tan solo por un contacto proximal al diente una pequeña o ninguna tensión es observada a nivel de las áreas de soporte apical al diente y permite que ante cada punto de

aplicación de carga estas se transfieran apicalmente a los pilares. Sin embargo en aquellas situaciones donde el número de implantes sea reducido o donde exista la necesidad de una restauración soportada entre diente e implante, la conexión debe ser realizada.⁽⁴¹⁾

En este estudio se confirmó la hipótesis formulada inicialmente. Se observaron diferencias en la transferencia de tensiones con conectores soldados y conectores no rígidos.⁽⁴¹⁾

Lin, Wang y Kuo,⁽³²⁾ realizaron una simulación numérica sobre la interacción biomecánica de un sistema diente /implante sometido a diversas fuerzas oclusales con conectores rígidos y no rígidos. El modelo de elemento finito consistió en una mandíbula edéntula a partir de la región premolar construida con resina epóxica en la cual fue inmerso un segundo premolar natural y se construyó una PPF de tres unidades desde el segundo premolar hasta el molar. A su vez la porción superior constituida por la prótesis fue embebida en resina epóxica. Se realizaron cortes sagitales de forma seriada paralelos entre sí y en sentido mesio distal con un intervalo entre las secciones de 0.508 mm a fin de exponer todos los elementos del sistema diente-resina-prótesis. Estas secciones fueron escaneadas y transformadas a formato digital. Adicionalmente un aditamento no rígido fue conectado a la superficie mesial del pónico unido al implante, completando así el sistema diente/implante.⁽³²⁾

Se consideraron veinte modelos de elemento finito 3D simulando seis tipos de carga y dos diseños de conector (rígido y no-rígido) a fin de calcular la distribución de tensiones en el sistema implante, hueso alveolar y prótesis.

(32)

Los máximos valores de tensión desarrollados se observaron ante la aplicación de fuerzas laterales más que para fuerzas verticales a pesar del diseño de conector utilizado. Bajo la misma condición de carga no se encontraron diferencias significativas entre los conectores rígidos y no rígidos. Sin embargo al comparar los seis tipos de condiciones de carga donde variaban tanto el punto de aplicación de carga, dirección y magnitud de la misma, el diseño no rígido, mostró los mayores valores de tensión, registrándose valores de más de dos veces el valor de tensión obtenido con los conectores rígidos. (32)

En cuanto a las diferencias de desplazamiento vertical existentes entre el diente(DvT) e implante DvI), cuando ambos se ferulizan rígidamente, se describe una proporción o tasa de movimiento(Rv) de 3.63 ante cargas axiales y 2.4 ante cargas laterales. Cuando la ferulización diente/implante

cambia a conexiones no rígidas, R_v aumenta significativamente a 23 y 9.9 para los dos tipos de carga, axial y lateral, respectivamente. Este resultado indica que la diferencias de movilidad vertical entre un diente natural y un implante podrían ser compensadas por la función de deslizamiento entre las partes de la conexión no rígida (movimiento axial del sistema llave-cerradura).⁽³²⁾

Por otro lado, resultó, que la conexión no rígida no compensa las diferencias de movilidad horizontal entre el diente y el implante. Basado en estos resultados, la función del elemento rompefuerza se hace evidente únicamente para compensar la discrepancia vertical de movimiento entre diente e implante cuando solo el diente natural, en este caso el premolar, recibe las fuerzas oclusales; sin embargo no se obtuvieron diferencias significativas en función del diseño de conector utilizado. Los autores recomiendan minimizar las fuerzas oclusales en la región del pónico por medio de ajustes oclusales a fin de redistribuir las tensiones en máxima intercuspidación en una PPF dento-implantosoportada.⁽³²⁾

Se pensó que existía una relación entre el diseño del conector y su influencia en la retención del cemento en una PPF dento-implantosoportada. Un estudio experimental fue realizado a fin de descartar esta hipótesis.

Retenedores fueron cementados con fosfato de zinc cuya manipulación fue siguiendo las instrucciones del fabricante, se asentaron primero con presión digital, luego se colocaron en un instrumento de aplicación de carga bajo una fuerza de 6 Kg por 10 minutos. Tras una hora de fraguado el cemento, la PPF fue sometida tanto a fuerzas verticales como horizontales usando 200 mil ciclos a fin de simular un año en función de la prótesis. Para los pilares cuyos retenedores se encontraban unidos por conectores no rígidos los valores de retención ofrecidos por el cemento fueron de 3.69 Mpa a 4.92 Mpa y los valores registrados para los retenedores unidos rígidamente fue de 3.01MPa a 5.51 Mpa . El principal valor de retención fue de 4.24 Mpa para el grupo no rígido y 4.33 Mpa para el grupo rígido. Independientemente del diseño de conector usado, los patrones de la retención ofrecida por el cemento fueron similares en ambos tipos de conectores, siendo ligeramente mayor en el diseño de conector rígido. ⁽³²⁾

Los resultados mostraron que, bien con conectores rígidos o no rígidos no existe influencia en la resistencia adhesiva del cemento sobre el retenedor cementado en el diente natural. Sin embargo, aún cuando la interfase del cemento aparentemente no es debilitada por la diferencia de movimiento entre los pilares en una prótesis dento-implantosoportada, otros componentes del sistema pueden ser afectados, ya que es posible que alguno de los componentes experimente fatiga y eventualmente fracasen

como resultado de este diferencial de movimiento. Un ejemplo de ello, la fractura del tornillo de fijación del pilar protésico. Más que el diseño del conector, otros factores deben ser considerados en la resistencia adhesiva del cemento. ^(32,40)

La resistencia friccional entre los componentes de un sistema no rígido pueden prevenir el completo rebote del diente natural luego de la aplicación de una carga oclusal. La repetición de este proceso puede crear fuerzas ortodónticas conduciendo al diente a sufrir de intrusión, es por ello, que muchos clínicos no defienden el uso de una conexión no rígida. ^(39, 48)

Muchas teorías han tratado de explicar el fenómeno de intrusión. Una de ellas es la atrofia por desuso, que parte de la hipótesis de la disminución de la membrana periodontal no estimulada.. La intrusión también ha sido observada en PPF diente-implante con conectores rígidos, así como en prótesis que incluyen una superestructura rígida contra cofias telescópicas. ^(43,46, 47)

Se ha propuesto como una hipótesis para explicar el mecanismo de la intrusión, que las tensiones generadas como resultado de la incompatibilidad de movimiento entre diente e implante, activan la acción osteoclástica. Se ha teorizado que, un diente natural que soporta una restauración sobre

implantes, recibe un elevado nivel de estrés mecánico ya que es conectado a una estructura conservadora de energía (implante), en consecuencia estas tensiones de elevada energía, activan los osteoclastos alrededor de la raíz del diente. A fin de evitar o prevenir de alguna forma la intrusión, se ha documentado el uso de lubricantes como el gel de petrolato en la superestructura, para disipar la energía resultante de la tensión acumulada y la modificación de pilares sobre implantes en elementos resilientes y absorbentes de las fuerzas mecánicas originadas. La intrusión puede ser el resultado entonces de deficiencias biomecánicas existentes en la restauración.⁽³⁹⁾

La dificultad en lograr una completa pasividad en el asentamiento de una prótesis fija de múltiples unidades, como una única estructura colada, ha sido bien documentada y es otro factor a tomar en cuenta. La ausencia de un asentamiento pasivo en restauraciones sobre implantes son causa de fractura o pérdida de algunos de sus componentes, así como, también se ha reportado que estos inconvenientes pueden ocurrir conjuntamente con la intrusión dentaria. Por ello, es recomendable reducir la extensión y crear una mayor pasividad de asentamiento de la superestructura a fin de proveer un efecto amortiguador sobre la tensión de la energía.^(39,49, 53,54,55)

Aproximadamente el 50 % de los casos de intrusión han sido en pacientes con hábitos parafuncionales principalmente el bruxismo. Estos hallazgos sugieren que la intrusión puede ser prevenida con una adecuada selección del caso y una correcta planificación de tratamiento. ⁽³⁹⁾

Un consenso en el tipo de conexión a ser utilizada en PPF dento-implantosoportada no ha sido establecido de forma específica. Estudios como el de Cordaro y cols., ⁽⁴⁹⁾ han demostrado diferencias en la prevalencia de la intrusión dentaria cuando se comparan situaciones clínicas con un soporte periodontal normal o soporte periodontal reducido y los diferentes tipos de conectores. En su investigación observaron que aquellos pacientes quienes recibieron la conexión no rígida, el porcentaje de intrusión en los casos de un soporte periodontal sano, fue de 13% bien sea con conectores no rígidos de tipo semiprecisión o tipo corona telescópica. Para los pacientes con soporte periodontal reducido no se observó el fenómeno de intrusión, independientemente del tipo de conexión empleada. Estos autores no pudieron explicar estas diferencias de comportamiento entre ambos grupos de pacientes. ⁽⁴⁹⁾

Aparentemente, la intrusión es un fenómeno autolimitante, pero las razones aún se mantienen desconocidas. Por lo tanto en este estudio,

Cordaro y cols,⁽⁴⁹⁾ sugieren que los clínicos deben evitar conectar dientes e implantes mientras sea posible.⁽⁴⁹⁾

Según lo refiere Becker y cols, una forma de reducir la posibilidad de intrusión que se ha descrito como consecuencia de la utilización de conexión no rígida entre diente/implante, es que debería haber por los menos dos pilares de dientes naturales ferulizados en la PPF dento-implantosoportada.
(38, 54, 55)

Es importante mencionar, que la mayor pérdida ósea registrada en prótesis conectadas rígidamente ha sido de 0.7mm en un período de 15 años.⁽⁴⁹⁾ Por tanto, muchos autores sugieren la conexión rígida entre dientes e implantes.^(43, 49)

Otro tipo de conexiones han sido descritas en la literatura. Se ha reportado la unión entre implantes y dientes mediante la inserción de un polímero flexible (un elemento intramóvil)⁽⁴²⁾. La efectividad en la utilización de estos elementos resilientes, que permiten imitar la movilidad del diente por su ligamento periodontal, ha sido cuestionada. Al parecer ellos actúan

como absorbentes de tensiones y mejoran la distribución de las tensiones a otras zonas del hueso o en torno al implante. ^(39, 49, 50)

Entre los sistemas que utilizaron estos dispositivos se encuentran el sistema IMZ (Intra Mobile Cylinder) de la casa Interpore International, el sistema CORE-VENT (Dent Supply- Core- Vent Corp) y el sistema ISIS (ISIS international). ⁽⁵⁰⁾

McGlumphy y cols, ⁽⁴⁴⁾ compararon la diferencia en los patrones de tensión generados en un modelo fotoelástico el cual simuló las estructuras óseas de soporte. Ellos observaron la transferencia de tensiones en un implante IMZ (Interpore International) con un elemento interno resiliente y en un implante con un elemento interno rígido. Una ventaja específica que ofrece este elemento visco elástico, es que permite la conexión de un pilar natural a un implante oseointegrado por una prótesis rígida ya que simula la membrana peridontal y evita el efecto desfavorable de elevadas tensiones en la interface implante/hueso. Bajo tales condiciones estáticas del estudio, no se observaron diferencias significativas entre los patrones de tensión generados en el hueso alveolar con elementos internos rígidos o resilientes. Las ventajas que ofrecen estos elementos resilientes deberían ser

demostradas en estudios clínicos, ya que, bajo condiciones de laboratorio, no se registraron diferencias. ⁽⁴⁴⁾

También se ha sugerido como alternativas en la restauración dento-implantosoportada, el uso de sistemas telescópicos, que utilizan una subestructura, la cual va cementada al diente natural de forma definitiva, a su vez la superestructura con cofia telescópica se cementa de forma provisional y el otro extremo de la prótesis que está en el implante es atornillada. Este sistema telescópico también se ha considerado como una conexión de tipo no rígida a fin de vencer la diferencia de comportamiento biomecánico entre dientes e implantes. ^(45, 49, 51)

En el diseño telescópico, Schlumberger y cols., ⁽³⁹⁾ recomiendan utilizar un tornillo de fijación ubicado en la superficie lingual del retenedor o superestructura correspondiente al diente natural y cementar con cementos temporales, de esta forma la posibilidad de recuperabilidad del segmento sobre implante es mantenida ⁽³⁹⁾. (Gráfico 35)

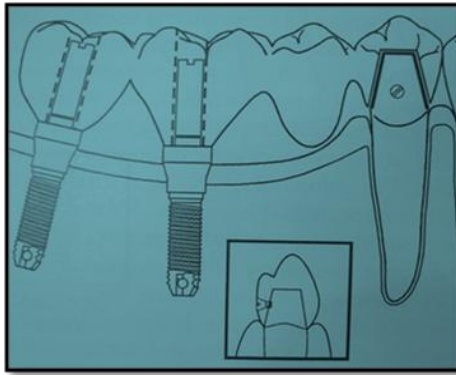


GRAFICO 35. Diseño telescópico con tornillo de fijación ubicado en la superficie lingual del retenedor o superestructura correspondiente al diente natural.

Tomado de Schlumberger y cols., 1998

La ubicación de la conexión no rígida en una PPF de tres unidades, con la hembra dentro del contorno de la corona sobre implante y el macho a nivel del pónico, aparentemente reduce la posibilidad de intrusión dentaria ^(39, 52). (Gráfico 36)

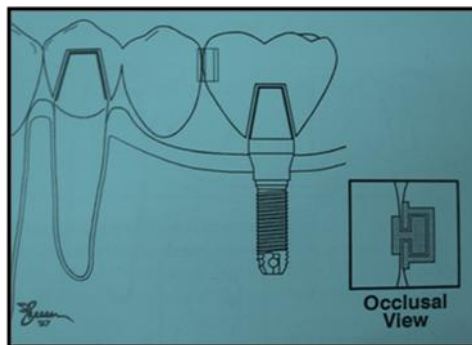


GRAFICO 36. Porción hembra dentro del contorno de la corona sobre implante y el macho a nivel del pónico. Tomado de Schlumberger y cols., 1998

Si por el contrario, el sistema macho-hembra también denominado sistema llave-cerradura, debe ser colocado sobre el diente natural, un pasador o boqueo en forma de U se puede unir a la conexión interna en el aspecto lingual ⁽³⁹⁾. (Gráfico 37)

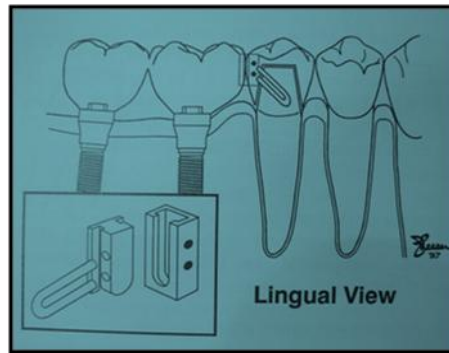


GRAFICO 37. Pasador o boqueo en forma de U se puede unir a la conexión interna en el aspecto lingual. Tomado de Schlumberger y cols., 1998

En resumen, la incorporación de rompefuerzas entre el segmento del implante y los dientes naturales ha sido objeto de múltiples controversias así como también lo ha sido el uso de conexiones rígidas. Por tanto es necesario realizar más estudios *in vivo* a largo plazo para obtener resultados concluyentes y estadísticamente significativos.

Para la estabilización de múltiples unidades de implantes, usualmente se indica la ferulización en arco cruzado. Lo importante al conectar implantes con implantes como parte de una ferulización es que la prótesis debe asentar pasivamente. ⁽³⁸⁾

Ante esta situación es necesario considerar ciertos factores como: longitud del implante, diámetro del implante, tratamiento de superficie del implante, calidad ósea, longitud del espacio para pónico y la oclusión antagonista. El paralelismo entre implantes es otra de las consideraciones a tomar en cuenta cuando se ferulizan implantes entre sí, especialmente en prótesis cementadas. Se ha sugerido que debe evitarse ferulizar mas de tres o cuatro segmentos de PPF entre implantes en una sola rehabilitación única y de ser necesario realizarla se deberán tomar en cuenta otras conexiones.

Conectores no rígidos con sistema macho-hembra se han propuestos como una alternativa para conectar prótesis implantosoportadas con más de cuatro unidades. Por ejemplo al conectar una PPF posterior de tres unidades sobre implantes con un segmento anterior de cuatro unidades por medio de un aditamento. La conexión no rígida o la no ferulización entre los segmentos, también puede ser considerada clínicamente necesaria cuando los implantes están angulados o no existe paralelismo entre ellos. Aunque se

ha reportado como una de las mayores limitaciones, la dificultad técnica para obtener la precisión de la fabricación en la restauración. ⁽³⁸⁾

Según Becker y cols, ⁽³⁸⁾ el uso de conectores no rígidos es la primera opción en estos casos, ya que no hay diferencias de movimiento entre los implantes y tampoco sucede ningún fenómeno de intrusión.

III. DISCUSIÓN

La selección del número y tipo de retenedores, el diseño de la infraestructura metálica, las dimensiones y orientación de los conectores, así como el tipo de aleación utilizada juegan un papel importante en el comportamiento biomecánico de la PPF. Dos son los tipos de conectores que se han descrito en la literatura como forma de conexión entre pónicos y retenedores: conectores rígidos y no rígidos ^(2,3,4,5).

Los conectores rígidos son el tipo de unión más frecuente en PPF pues le confieren rigidez y estabilidad a la estructura. Estos a su vez pueden ser colados o soldados ^(2,3,4,5). En cuanto a las uniones soldadas, la porosidad ha sido objeto de estudio para algunos autores por su influencia en la resistencia del conector rígido obtenido por soldadura. La porosidad se ha considerado como un defecto indicativo de la falta de humectabilidad y fluidez de la

soldadura entre las partes metálicas a ser soldadas, adicionalmente la porosidad tiende a aumentar como resultado de la reducción de la distancia del espacio entre ellas y puede comprometer la resistencia de la unión en el área del conector ^(10,11, 12).

Se han realizado estudios a fin de comparar la resistencia de la unión soldada en función del tipo de aleación. Autores han evaluado el área de conectores soldados a fin de determinar los valores de resistencia obtenidos con aleaciones nobles o de metal base. Algunos observaron significativos espacios en el área del conector soldado para las aleaciones con bajo contenido de oro, no encontrando correlación entre el tamaño de los poros y la resistencia a la tensión. Otros afirman que las aleaciones con bajo contenido de oro pueden ser más susceptibles a fallas inducidas por fatiga, tal vez por su elevada incidencia de porosidades y su mayor tendencia a la oxidación durante la soldadura ⁽¹¹⁾.

Se ha descrito que la resistencia de las uniones soldadas dependen de cinco factores generales: 1) humectabilidad, 2) resistencia de los metales a ser unidos, 3) geometría de la unión, 4) inclusiones por flujo o poros, y 5) el espesor del espacio para la soldadura ^(10,11,12).

Investigaciones se han realizado a partir del análisis de modelos fotoelásticos bidimensionales y en 3D a fin de determinar las tensiones originadas en los diversos componentes de la PPF, y se ha reportado que la causa más común en la pérdida de la longevidad en restauraciones de prótesis fija metal-cerámica son las fallas de la estructura metálica a nivel de los conectores, por ser esta área, el punto de mayor concentración de tensiones ^(2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10,11,12, 13, 14,22, 23, 24, 25) .

Estudios basados en el diseño de la estructura y el análisis de tensión en PPF, corroboran la importancia de la aplicación de los principios ingenieriles durante el diseño de prótesis fija, así como el conocimiento de los aspectos biológicos, estéticos y limitaciones mecánicas de cada caso ⁽¹³⁾.

Otra forma de conexión son los conectores no rígidos los cuales han sido creados a fin de establecer un mecanismo que contribuya a mejorar y “liberar” la concentración de tensiones en ciertas situaciones clínicas donde la conexión rígida no lo permite, actuando como un mecanismo rompefuerza.

Una restauración completamente rígida no está indicada en todas las situaciones que precisan de una PPF. La revisión de la literatura reporta ciertas situaciones clínicas donde el conector no rígido es utilizado como el

tipo de conexión de elección entre pónicos y retenedores, entre ellas: ferulización de pilares en arco cruzado, PPF de cinco unidades con pilares intermedios, PPF con inclinación mesial del molar hacia el espacio edéntulo y PPF dentoimplantosoportada ^(2, 3, 4, 5, 15, 19).

Los estudios realizados en su mayoría bajo condiciones experimentales y modelos *in vitro* han intentado reproducir el comportamiento de la membrana periodontal ante la acción de cargas cíclicas similares a las que se ejercen en boca con ambos diseños de conectores rígidos y no rígidos, y se han obtenido resultados favorables en la distribución de tensiones con el diseño no rígido del conector ^(8, 19, 22, 23). Los estudios han sustentado el concepto de que las uniones no rígidas permiten independencia en el movimiento de los pilares bajo cargas verticales ⁽²²⁾.

Los autores han observado en sus investigaciones que con el diseño rígido del conector existe una mayor uniformidad en la distribución de tensiones en rehabilitaciones extensas de PPF, pero existen casos particulares donde se han reportado las ventajas biomecánicas del uso de conectores no rígidos pues aparentemente minimizan la acción de torque y permiten que las tensiones sean dirigidas a través de los dientes pilares, los tejidos de soporte y hacia las conexiones ^(2,3,4,5,13,14,15,17,18,19,20,21,23,24,25).

También han sido indicados a fin de eliminar la acción de fulcrum o palanca en PPF de cinco unidades con pilares intermedios ^(4, 15, 21, 24, 25, 29, 30, 31, 32, 41).

Estudios en periodontometría han demostrado datos cuantitativos sobre el movimiento dentario. El movimiento dentario se realiza en diferentes direcciones en función de la localización del diente en el arco ^(2, 4,15). Para que no exista desalojo de la prótesis, toda la estructura debe ser diseñada a fin de resistir los diferentes vectores que se generan a partir del movimiento dentario ^(15, 19, 22, 24, 25, 29).

Moulding y Holland, compararon cualitativamente las tensiones inducidas en el periodonto de dientes pilares de PPF de 5 unidades con pilar intermedio con conectores no rígidos y determinaron la influencia de la ubicación del conector no rígido sobre patrones de tensión generados bajo diferentes condiciones de carga ⁽¹⁹⁾.

Existen controversias entre algunos autores en cuanto a la localización del conector no rígido y el patrón de distribución de tensiones hacia los tejidos. La orientación convencional incorpora la ranura dentro de la superficie distal del retenedor anterior en una PPF de tres unidades ⁽²⁴⁾ y en la superficie

distal del pilar intermedio en PPF de cinco unidades, lo cual mejora la capacidad retentiva del retenedor ^(15, 19, 22,25). Al colocar la porción intracoronal en distal del retenedor mesial, por ejemplo un canino, ocurre una mínima o casi ninguna transferencia de tensiones hacia el pilar intermedio y hacia el molar cuando las cargas inciden sobre él, lo que ha sugerido que el conector a este nivel se “libera” y el canino responde independientemente ^(19, 21). Estos hallazgos han sido consistentes con los resultados de Sutherland y cols. ⁽²²⁾

Cuando las cargas inciden sobre el pilar distal (molar), de igual forma la llave se desaloja de su ranura liberando la conexión, sin embargo una acción de fulcrum puede originarse producto del pilar intermedio, pero la liberación del conector no rígido impide el desalojo del retenedor del canino que es lo que comúnmente ocurre cuando los pilares y pónicos se encuentran conectados rígidamente y ante la incidencia de cargas sobre alguno de los pilares hace que el pilar intermedio actúe como fulcrum conllevando al desalojo de los retenedores en los pilares terminales. Estas respuestas protectoras sustentan los hallazgos de Markley ⁽¹⁹⁾.

Los patrones de tensión colocando el conector no rígido en distal del canino o en mesial del molar fueron similares a los que han sido observados

en PPF con diseño rígido del conector, indicando una mayor transferencia de tensiones a los pilares terminales. En contraparte a estos resultados, los autores han propuesto ubicar el conector no rígido dentro de la superficie distal del pilar intermedio, ya que se ha observado una influencia más favorable hacia el periodonto de los patrones de tensión, minimizando la posibilidad del pilar intermedio a actuar como fulcrum, lo que comúnmente sucede cuando una PPF con algún pilar intermedio se une con conectores rígidos. Por tanto se ha observado que los patrones de tensión son dependientes de la incorporación y localización del conector no rígido ^(15, 19, 21, 22,25).

También se ha sugerido el uso de una orientación invertida del conector no rígido incorporando la hembra en la superficie mesial del pónico y el elemento macho en la superficie distal del retenedor correspondiente al pilar anterior. Esta modificación en la orientación del conector proporciona una ventaja estética ya que el área de conexión puede ser cubierta con cerámica. Permite ser utilizado en dientes vitales ya que la forma de caja intracoronaria se prepara en el pónico y no en el retenedor ^(2, 4, 15, 26).

Se ha realizado el análisis de tensión fotoelástica a fin de evaluar el patrón de concentración de tensiones en una PPF de cinco unidades, comparando ambas orientaciones del conector no rígido: diseño convencional e invertido, ubicado en distal del pilar intermedio. Los autores

concluyen que los patrones de tensión son independientes de la orientación del conector no rígido ⁽²⁶⁾.

Las diferencias en el movimiento bucolingual según la posición del diente en la arcada, hace de una PPF en arco cruzado una situación mecánicamente compleja. El tipo de conexión a emplear en la ferulización en arco cruzado ha sido un tema de discusión en dientes con peridonto sano reducido. El hecho de unir rígidamente los dientes pilares en este tipo de situación, trae como consecuencia múltiples inconvenientes, tales como, el aumento en la concentración de tensiones a nivel de los conectores y la acción de palanca o fulcrum creada por la presencia de pilares intermedios, resultando en el desajuste de los retenedores, fractura de la cerámica por la concentración de tensiones traccionales generadas e incluso fractura de la infraestructura metálica a nivel de los conectores ^(2,3, 4, 8).

Estudios como el de Manda y cols, han investigado a partir del análisis de tensión de elemento finito en 3-D, el efecto del soporte periodontal sobre el campo de tensiones desarrolladas dentro del área de los conectores en tres tipos de PPF de arco cruzado. La disminución en los niveles de soporte óseo alveolar ejerce una influencia considerable en los patrones de tensión. Los autores observaron que al disminuir el soporte periodontal de un 50 a un 70

% se obtienen los valores máximos de tensión desarrollados en esta área ⁽⁸⁾.

Lambert y cols, describen la rehabilitación protésica por medio de ferulización en arco cruzado en dientes pilares con un limitado soporte periodontal y el uso de un conector no rígido de precisión. Ellos proponen el uso de este tipo de conector por la ventaja que ofrece en cuanto a la facilidad de reemplazo o eliminación de un segmento de la prótesis en caso de pérdida de un diente pilar que pueda complicar y poner en riesgo la rehabilitación completa ⁽³⁴⁾.

La indicación de conectores no rígidos en la confección de una PPF, también ha sido sustentada en la literatura en los casos de dientes mal alineados, donde la búsqueda del paralelismo entre los pilares a fin de obtener un eje único de inserción de la prótesis hace que la situación sea más compleja. A fin de solventar estos inconvenientes, la conexión semirígida es una de las opciones de tratamiento para la corrección de un mal alineamiento sin conllevar a la desvitalización por el tallado excesivo en búsqueda del paralelismo entre los pilares. Otras alternativas de tratamiento para la corrección de pilares inclinados han sido reportadas ^(2, 3, 4, 20).

En el campo de la implantología oral, la conexión entre implantes dentales endoóseos y dientes naturales con conectores no rígidos ha sido tema de controversias. Algunos estudios han reportado la utilización de mecanismos rompefuerzas y las ventajas biomecánicas que ofrecen en rehabilitaciones dentoimplantosoportadas. El empleo de conexiones semirígidas se ha desarrollado con el objeto de limitar las fuerzas del brazo a extensión ejercidas por el diente natural. Pero las controversias siguen presentes y son objeto de discusión en múltiples estudios ^(14, 15,16, 19).

La movilidad de los pilares naturales influye de manera potencial, más que cualquier otro factor, en la decisión de conectar implantes y dientes. El pilar natural conectado con un implante de manera rígida, no debería mostrar ninguna movilidad clínica debido a que las tensiones generadas sobre el pilar firme, en este caso el implante, pueden ser destructivas. En consecuencia, no es recomendable emplear un diente con movilidad como pilar ferulizado ⁽⁴²⁾.

De acuerdo a esto, Lin y cols., realizaron un estudio acerca de la interacción mecánica de la ferulización diente-implante con relación a diferentes soportes periodontales y diferente números de dientes ferulizados con conexiones rígidas y no rígidas, utilizando un análisis de elemento finito bidimensional no lineal. La conexión no rígida cumplió el rol de rompefuerza

dentro de la ferulización y “rompió” la transferencia de tensiones desde el lado del implante al diente natural, disminuyendo los valores de tensión en comparación con los observados con conectores rígidos. Los autores concluyeron que un conector no rígido puede ser usado en situaciones de ferulización de diente-implante, ya que actúa como mecanismo de rompedor de fuerza. El soporte periodontal reducido aumenta los valores de tensión en el implante y en la prótesis, pero estos disminuyen hacia el tejido óseo cuando son utilizados conectores no rígidos en la ferulización ⁽³¹⁾.

En contraparte a los resultados anteriores, se ha reportado que la conexión no rígida no mejora la distribución de tensiones entre los diferentes pilares y que causa la migración de los dientes naturales, específicamente el fenómeno de intrusión. Hasta la fecha el mecanismo de acción de este fenómeno no ha sido determinado definitivamente ⁽⁴²⁾.

Nishimura y cols, ⁽⁴¹⁾ realizaron un análisis fotoelástico tridimensional de tensión y evaluaron la distribución de tensiones entre dientes e implantes. Ellos tomaron en cuenta el número de implantes como soporte, y su propósito fue establecer diferencias según el diseño del conector. Se observaron diferencias en la transferencia de tensiones con conectores rígidos soldados y conectores no rígidos. La concentración de tensiones fue mayor en el diente natural cuando se encontraba rigidamente conectado al

implante. Sin embargo, cuando se utilizó el conector no rígido entre diente e implante, disminuyó la transferencia de tensiones en función de la orientación del conector. La mayor ventaja que se describe en este estudio con el uso de conectores no rígidos, es que reducen la transferencia de tensiones hacia los tejidos de soporte y limitan las fuerzas en cantilever, en prótesis soportadas con uno o dos implantes, en comparación con la conexión rígida. Además permite recuperar la restauración si algún segmento fracasa ⁽⁴¹⁾.

Por otro lado, los resultados de Lin, Wang, y Kuo., ⁽³²⁾ expresan que la conexión no rígida no compensa las diferencias de movilidad horizontal entre el diente y el implante, y sus resultados se basan que la función del elemento rompelfuerza se hace evidente únicamente para compensar la discrepancia vertical de movimiento entre diente e implante ⁽³²⁾.

Algunos autores atribuyen el fenómeno de intrusión a la utilización de conectores no rígidos, mientras que otros han revelado elevadas concentraciones de tensiones en torno al área cervical del implante cuando son conectados rígidamente a un diente natural y por tanto, no recomiendan la unión de un diente natural a un implante con una prótesis rígida. Un consenso en el tipo de conexión a ser utilizada en PPF dento-implantosoportada no ha sido establecido de forma específica ^(38, 43, 46, 47, 49).

Un tipo de conexión semirígida ha sido descrita en prótesis dentoimplantosoportada, basado en un elemento interno rígido y resiliente que simula el efecto amortiguador del ligamento periodontal y minimiza de esta forma las tensiones generadas por la discrepancia en los rangos de movilidad entre un diente y un implante. Los estudios que han investigado este tipo de conexión no han observado diferencias significativas entre los patrones de tensión generados en el hueso alveolar con elementos internos rígidos o resilientes ⁽⁴⁴⁾. El uso de sistemas telescópicos han sido sugerido como otra alternativa en la restauración dento-implantosoportada ^(45, 49,51).

IV. CONCLUSIONES

1. El diseño de la estructura metálica en PPF debe estar fundamentado en los principios usados en ingeniería mecánica, por lo que debe prestarse especial consideración a la selección del tipo de conectores y sus dimensiones, al número de retenedores, número de pónicos y tipo de aleación utilizada; los cuales juegan un papel importante en el comportamiento biomecánico de la prótesis.

2. El conector no rígido, permite movimientos limitados entre partes independientes, constituyendo una unión mecánica de tipo rompefuerza y otorgando ventajas biomecánicas en ciertas situaciones clínicas. La adaptación casi perfecta de las partes, es fundamental para prevenir un movimiento excesivo de la prótesis.

3. Las uniones no rígidas reducen las tensiones generadas manteniendo el efecto ferulizador, permiten cierto grado de independencia de movimiento, y disminuyen la acción de fulcrum que deriva de algún diente que presente mayor amplitud de movimiento o que se presente como pilar intermedio entre espacios edéntulos.

4. En los casos de PPF con pilares intermedios, los valores y distribución de las tensiones son influenciados por la presencia y ubicación del conector no rígido. La menor concentración de tensiones se ha observado con la utilización de este tipo de conector ubicado en la región distal del pilar intermedio.

5. En casos de PPF con ferulizaciones en arco cruzado, la utilización de conectores no rígidos, puede minimizar inconvenientes tales como: la concentración de tensiones a nivel de los conectores, que los pilares intermedios actúan como fulcrum, el desajuste de los retenedores, la fractura de la cerámica, e incluso la fractura de la infraestructura metálica en el área de los conectores.

6. Las conexiones no rígidas permiten lograr una vía de inserción común en casos de mal alineamiento dentario, a la vez que facilitan las maniobras de cementación. Por estar ubicados dentro del contorno del diente pilar las fuerzas son dirigidas de forma más favorable hacia el eje largo del diente.

7. A pesar de que muchos autores sustentan la incorporación de rompiefuerzas como mecanismo de unión entre dientes e implantes aún existen controversias al respecto.

8. Debe emplearse un correcto juicio al momento de indicar el uso de conectores no rígidos en una PPF a fin de asegurar una adecuada y equitativa distribución de las cargas oclusales en todas las partes de la rehabilitación protésica.

V. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005; 94 (1): 1-104.
2. Rosentiel, Land y Fujimoto. Prótesis Fija Contemporánea. 4ta Ed. España: Elsevier Mosby; 2009
3. Shillingburg H; Hobo S; Whitsett L; Jacobi R; Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. 3era ed. España: Quintessence; 2000.
4. Mezzomo E, Makoto R y cols. Rehabilitación Oral Contemporánea. 1era Edición. Brasil: Editorial Amolca ; 2010
5. Pegoraro L. Prótesis fija. Editorial artes médicas latinoamericanas. Brasil; 2001
6. Moskowitz H., Janus C.E y Beck D.A. Tensile strength of an alternative soldered connector. J Prosthet dent . 1987; 57 (3): 301-306
7. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11va ed. USA: Saunders; 2003.

8. Manda M et al. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures. J Prosthet Dent .2009; 101:54-65
9. Shehab A., Pappas M, Burns D. Comparative tensile strengths of preceramic and postceramic solder connectors using high-palladium alloy. J Prosthet dent 2005; 93 (2): 148-152
10. Janus C.E., Beck D.A. y Moon P.C. Quantitative study of soldered connector tensile strength using low-gold content alloys. J Prosthet dent. 1985 ; 54(4): 517-521
11. Rosen H. Ceramic /metal solder connectors. J Prosthet Dent. 1986; 56 (6): 671-676
12. Rasmussen E., Goodkind R. y Gerberich W. An investigation of tensile strength of dental solder joints. J Prosthet Dent. 1979; 41(4): 418-422
13. El-Ebrashi MK., Craig R., Peyton F. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1970. 23(2): 177-186

14. Farah J.W y Craig R.G. Reflection Photoelastic Stress Analysis of Dental Bridge. J Dent Rest. 1971. 50 (5): 1253-1259
15. Shillingburg, Jr H; Fisher D. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. J Am Dent Assoc 1973; 87: 1195-1199.
16. Sánchez A; Vieira J. Consideraciones estéticas en el diseño de retenedores directos de prótesis parciales removibles. Acta odontol. venez . 2001. volumen 39 (1)
17. Zinner, I. (1987). Aditamentos de precisión. Clin. Odont. Nort. 3: 529-50.
18. Zahler JM. Aditamentos de precisión intracoronaes. Clínicas de Norte América: Prótesis parcial removible con aditamentos de precisión. Editorial Interamericana. 1980; Vol.I: 129-139.
19. Markley M, Broken – Stress Principle and design in fixed bridge prosthesis. J Prosthet Dent. 1951; 1(4): 416-423
20. Badwaik PV; Pakhan AJ. Non- rigid connectors in fixed prosthodontics: Current concepts with a case report. J Indian Prosthodont Soc. 2009; 5: 99-102.

21. Moulding M , Holland G., Sulik W. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors J Prosthet Dent. 1988; 59(3): 263-274
22. Sutherland J.K ; Sluder T. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J Prosthet Dent. 1980; 44 (6): 616-623
23. Karalekas D., Agelopoulos A. .On the use of stereolithography built photoelastic models for stress analysis investigations. Materials and Design . 2006; 27: 100–106
24. Standlee JP, Caputo AA. Load Transfer by fixed partial dentures with three abutments. Quintessence Int 1988; 19: 403-410
25. Oruc S, Eraslan O, Tukay HP, et al: Stress analysis of effects of nonrigidconnectors on fixed partial dentures with pier abutments.J Prosthet Dent 2008; 99:185-192
26. Moulding M.B., Holland G.A.,y Sulik W.D. An Alternative orientation of nonrigid connectors in fixed partial dentures.J Prosthet Dent. 1992; 68(2): 236-238

27. Tylman S. Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. Precision attachments: an overview. 7ma ed, St Louis: Mosby, 1978
28. Lulic M et al. Ante's (1926) law revisited: a systematic review on survival rates and complications of fixed dental prostheses (FDPs) on severely reduced periodontal tissue support. Clin Oral Impl Res. 2007; 18 (3): 63-72
29. Kenneth E. Landry, Peter F. Johnson, Vincent J. Parks, George B. Pelleu Jr. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. J Prosthet Dent. 1987; 57(4): 454-457
30. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. Int J Prosthodont 2003; 16: 177 -182
31. Lin C, Chang S, Wang J, Chang W. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. J of dentistry. 2006; 34: 682-691

32. Lin C., Wang J., Kuo Y. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. J of Biomechanics.2006; 39: 453-463
33. Botelho MG, Dyson JE. Long-span, fixed-movable, resin-bonded fixed partial dentures: a retrospective, preliminary clinical investigation. Int J Prosthodont 2005;18:371-6.
34. Lambert J et al. Use of a multifunctional precision attachment in fixed partial denture with limited periodontal support. A clinical report. J Prosthet Dent. 1991; 65 (3): 335-338
35. Nyman S, Glantz P. Technical and biophysical aspects of fixed partial dentures for patients with reduced periodontal support. J Prosthet Dent. 1982; 47 (1): 47-51
36. Siegel S; Driscoll C; Feldman S. Estabilización y férulas dentales, antes y después del tratamiento periodontal con DPF. J Prosthet Dent. 2001; 86 (): 489-494
37. Selby A. Fixed Prosthodontic Failure. A review and discussion of important aspects Aust Dent J. 1994; 39 (3): 150-156

38. Becker C., Kaiser D., Jones J. Guidelines for splinting implants. J Prosthet Dent. 2000; 84 (2) : 210- 214
39. Schlumberger T. Bowley, J. Maze G. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. J. Prosthet Dent 1997; 70:513-20.
40. Mathews M, Breeding L, Dixon D, Alquino S. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1991; 65: 822-827
41. Nishimura R., Ochiai, K., Caputo, A., Jeong Chang Mo.
Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors: J Prosthet Dent. 1999; 81(6): 696-703
42. Mish C. Prótesis Dental Sobre Implantes. Editorial Elsevier. Madrid España; 2007
43. Gross M, Laufer B,. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies. J oral rehabilitation. 1997; 24: 863-870

44. Mc Glumphy E, Campagni W, Peterson L. A comparison of stress transfer characteristics of a dental implant with rigid or resilient internal element. J Prosthet Dent. 1989; 62: 586-593
45. Sullivan D. Prosthetic considerations for the utilization of osseintegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int Oral Maxillofac Implants 1986; 1:38-45.
46. Sheets C, Earthman JC. Tooth intrusion in implant.assisted prostheses. J. Prosthet Dent 1997; 77:39-45.
47. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated protheses. J. Prosthet Dent 1983; 49:843-848.
48. Kay H. Free-standing versus implant-tooth interconnected restoration: Understanding the prosthodontic perspective. The international journal of periodontics and restorative dentistry 1993; 13: 47-69
49. Cordaro L., Ercoli ., Rossini C., Torsello F., Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implants abutments in patients with normal and reduced periodontal support. J Prosthet Dent. 2005; 94(4): 313-320

50. Kirsch A. The IMZ osteointegrated implant system. Dental Clinics of North America. 1989; 33: 733-91
51. Cho G, Chee W. Apparent Intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: A clinical report. J Prosthet Dent. 1992; 68:3-5
52. Cohen S, Orenstein J. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. Int Oral Maxillofac Implants. 1994; 9:230-234
53. Breeding L, Dixon D, Sadler J, McKay M. Mechanical consideration, for the implant tooth-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1995; 74: 487-92
54. Kayakan R., Ballarini R., Mullen R. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal forces transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. J Prosthet Dent. 1997; 78 (4): 391-399
55. Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzak G. The ability of Currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural Tooth mobility. Int J. Maxillofac implants 1988; 3:281-286.