

# Alternativas de diseños de prótesis parcial fija para un caso clínico con pilares mixtos

ALTERNATIVES OF DESIGNS OF FIXED PARTIAL PROSTHESIS  
FOR A CLINICAL CASE WITH MIXED ABUTMENTS

ROSALYN CHIDIAK TAWIL • SONIA ANDREA MIRANDA MONTEALEGRE

Cátedra de Coronas y Puentes Fijos. Facultad de Odontología. Universidad de Los Andes.  
Mérida-Venezuela. E-mail: rosalyntch@yahoo.com, somimo@hotmail.com.

## RESUMEN

**Objetivo:** Realizar el análisis biomecánico de las alternativas de prótesis parcial fija para una situación donde los pilares disponibles son dos implantes en distal y dientes naturales en mesial. **Reporte de un caso:** Paciente femenina de 51 años parcialmente edéntula inferior con presencia de silla libre por ausencia del 35, 36, 37 y 38. Por la ubicación del nervio dentario inferior no fue posible colocar un implante en la zona del 35, pero sí en la zona del 36 y 37. ¿Cual será el diseño de la prótesis fija más conveniente que permita restaurar el espacio edéntulo correspondiente al 35, restaurar los implantes ubicados en el 36 y 37 y asegurar un buen pronóstico clínico a largo plazo? **Conclusión:** La alternativa más conservadora para este caso clínico fue una prótesis parcial fija en cantiliver combinada metal cerómero y fibra de vidrio, donde el conector y el pónico quedan libres de metal para permitir amortiguar las fuerzas oclusales transmitidas a los implantes.

**Palabras clave:** Prótesis parcial fija, unión diente-implante, conectores, cantiliver.

## ABSTRACT

**Purpose:** To carry out the biomechanical analyses of the alternatives of fixed partial prosthesis for a situation where the available abutments are two implants in distal and natural teeth in mesial. **Report of a case:** Female patient of 51 years old partially edentulous inferior with the presence of free seat because of absence of 35, 36, 37 and 38. Due to the location of the inferior alveolar nerve it was impossible to place an implant in the area of the 35, however it was possible in the area of 36 and 37. Which will be the most convenient design for the fixed prosthesis that allows to restore the edentulous space corresponding to the 35, to restore the implant located at the 36 and 37, and to ensure a good long term clinical prognosis? **Conclusion:** The most conservative alternative for this case was a fixed partial prosthesis in cantiliver combined metal and fiber-reinforced composite, where the connector and the pontic are free of metal allowing to soften the occlusal forces transmitted to implants.

**Key words:** Fixed partial prosthesis, tooth-implants union, connectors, cantiliver.

## Introducción

Desde que los implantes óseointegrados fueron introducidos, existe una controversia concerniente a la posibilidad de conectar implantes a dientes en una prótesis parcial fija (PPF) (Rangert 1995, Olsson 1995, Kayacan 1997, Schlumberger 1998).

Las dentaduras parciales fijas implantosoportadas son un tratamiento alternativo en pacientes que han perdido los dientes posteriores (Schlumberger 1998) y en algunas situaciones clínicas, podría ser necesario que un diente natural y un implante funcionen juntos como pilares para optimizar el soporte y la estabilidad de una PPF (Rangert 1991, Kayacan 1997, Cho 1992).

Varios autores sugieren que la conexión de implantes a dientes debe ser considerada la alternativa menos deseable, porque crea un número de problemas potenciales como son: la reabsorción del hueso alrededor del cuello del implante, la falla de la oseointegración, la fractura del implante, la pérdida de la conexión roscada y la intrusión del diente (Jemt 1989, McGlumphy 1989, Kayacan 1997, Gunne 1997, Sheets 1997, Schlumberger 1998). Estos problemas son atribuidos principalmente a las diferencias de movilidad entre el diente natural y el implante (Kayacan 1997). McGlumphy y cols. (1989) opinaron que el problema potencial existe cuando el diente natural pilar se mueve dentro de los límites de su ligamento periodontal bajo cargas fisiológicas y un estrés por efecto cantiliver puede ser aplicado al implante pilar.

Desde 1986, se han realizado varios estudios clínicos longitudinales los cuales han demostrado la factibilidad de la combinación de diente natural e implante en una PPF. En un seguimiento de 7 años, Naert y cols., en 1992, evaluaron 80 PPF dentoimplantosoportadas en 146 pacientes. Ellos concluyeron que, aunque la movilidad de los dientes es diferente a la deformación elástica del anclaje óseo del implante, lo teórico referente a la conexión de dientes a implantes es exagerada. Ningún parámetro mecánico o biológico de los implantes o de los pilares

fue afectado negativamente por la conexión (Schlumberger 1998).

Debido a la controversia que se ha presentado en los últimos años referente a la conexión de diente natural a implante, nos vemos en la necesidad de realizar una revisión bibliográfica, para analizar específicamente el comportamiento biomecánico de los diferentes diseños de PPF.

El propósito de este artículo es analizar la(s) alternativa(s) de diseño de PPF para una situación donde los pilares disponibles son dos implantes en distal y dientes naturales en mesial. Además, se pretende presentar la solución clínica más conservadora y de mejor pronóstico para el caso reportado.

## Planteamiento del problema

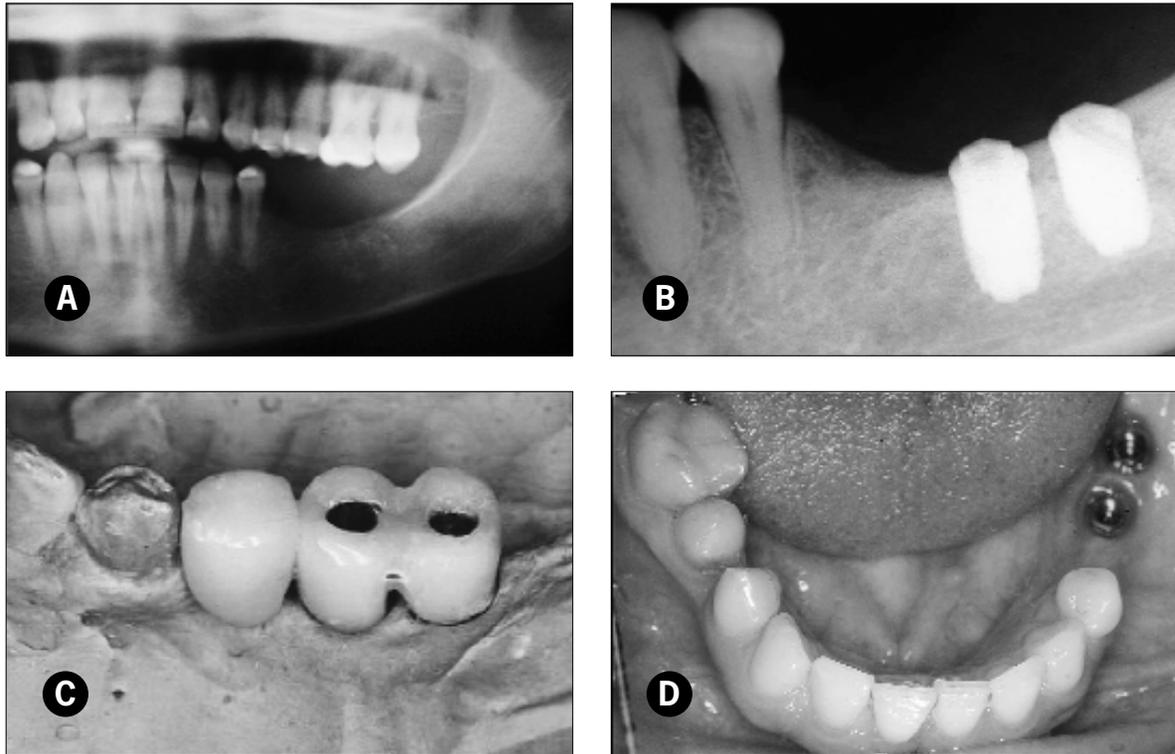
Paciente femenina de 51 años parcialmente edéntula con presencia de silla libre por ausencia de 35, 36, 37 y 38. La paciente deseaba rehabilitarse con implantes y PPF. Se le realizaron los estudios pertinentes: historia clínica, exámenes de laboratorio, encerado de diagnóstico, tomografía axial computarizada y se planificaron dos implantes en la zona del 36 y 37 (Fig.1).

Una situación que regularmente se presenta en el maxilar inferior es la imposibilidad de colocar un implante en la zona edéntula donde se ubica la salida del nervio dentario inferior; esto hizo inevitable la presencia de un espacio edéntulo entre los implantes y los dientes naturales.

¿Cual será el diseño de PPF más conveniente que permita restaurar el espacio edéntulo correspondiente al 35, restaurar los implantes ubicados en el 36 y 37 y que asegure un buen pronóstico clínico y biomecánico a largo plazo?

## Metodología

Se realizó una revisión bibliográfica relacionada con los comportamientos biomecánicos de las diferentes alternativas y componentes de la



**Figura 1. Caso clínico**

A, Radiografía panorámica del caso inicial. B, Radiografía de los implantes colocados en la zona del 36 y 37. C, Modelo de estudio con PPF provisional. D, Fotografía clínica oclusal donde se observa el espacio edéntulo entre el diente pilar y los implantes.

prótesis parcial fija con el fin de seleccionar el diseño que convenga a este caso específico. Una vez seleccionado el diseño se llevó a cabo la confección, instalación, control y seguimiento del caso.

### **Comparación del comportamiento biomecánico entre diente natural e implante**

Para poder estudiar las alternativas protésicas es necesario previamente analizar y comparar el comportamiento biomecánico del diente natural y del implante en diferentes situaciones clínicas.

#### **Diente natural:**

El diente natural, aunque es un elemento rígido, se encuentra soportado por el ligamento periodontal, el cual le proporciona movilidad (Cohen 1994, Palma 2003). Un diente natural bien soportado tiene micromovimientos en el rango de 0.1 a 0.5 mm dentro del alveolo, mientras que un diente natural pobremente soportado puede tener macromovimientos en el rango de 0.5 a 1.0 mm (Weinberg 1994).

Debido a la micromovilidad del ligamento periodontal y a la forma de la raíz del diente, la fuerza lateral produce un centro de rotación en el tercio apical del diente. El movimiento del diente distribuye el estrés irregularmente al hueso alveolar; el tipo y la cantidad de estrés en cualquier punto dado, depende de su localización relativa al centro de rotación (Weinberg 1994).

Yang y cols. (1999) demostraron que al unir dientes naturales, éstos disminuyen su movilidad y estrés y las tensiones son soportadas por los conectores de las PPF, es decir, cuando los dientes naturales son rígidamente ferulizados, las tensiones son distribuidas a través de la prótesis rígida y son transmitidas con menos fuerza en toda la superficie de las raíces de ambos dientes pilares (Weinberg 1994).

Es importante también mencionar que el ligamento periodontal contiene propioceptores que desempeñan un papel esencial en la regulación de los movimientos y de las fuerzas masticatorias lo que le confiere un cierto grado de protección a la estructura dentaria remanente (Schlumberger 1998, Gunne 2000).

#### **Implante:**

El implante oseointegrado no tiene un ligamento periodontal y por eso está más firmemente anclado al hueso que un diente natural (Gunne 1997, Rangert 1995). El mismo tiene aproximadamente 10 micras de movimiento (Cohen 1994, Palma 2003).

Weinberg y cols. (1994) dijeron que este micron-movimiento es tan pequeño que no distribuye efectivamente las fuerzas al otro miembro de la prótesis, pero no hay que olvidar el papel de la prótesis en la distribución de las cargas.

Por otro lado, el implante no posee una capacidad propioceptiva, por lo que por sí mismo no puede compensar las fuerzas oclusales (Peñarrocha 2001). Un análisis del estrés mediante el elemento finito ha sugerido que las fuerzas verticales son distribuidas al hueso a lo largo del implante, la fuerza máxima es localizada en el tercio cervical con una disminución gradual apicalmente. En las cargas inclinadas u oblicuas la tensión se concentra aun más en el área cervical a nivel del hueso cortical y se maximiza a nivel de las roscas del tornillo (Weinberg 1994). Mecánicamente, esto no es favorable para el margen del hueso ya que tiene que soportar el implante pilar.

## **Alternativas de tratamiento**

En la biomecánica de la prótesis dental se debe considerar: las cargas ejercidas sobre la prótesis y la distribución de las cargas aplicadas a los implantes y dientes que soportan las prótesis. De todo esto, lo principal del análisis biomecánico es anticipar el éxito de cualquier parte del sistema, incluyendo la prótesis, el soporte del implante y el tejido biológico.

Para diseñar una PPF y no obviar aspectos importantes que garanticen su futura función biomecánica, la Cátedra de Coronas y Puentes Fijos de la Facultad de Odontología de la Universidad de Los Andes, sugiere seguir un protocolo secuencial. Inicialmente determinamos el tipo de PPF, que puede ser: convencional, en cantiliver o semifijo. A partir de esta primera concepción y basándonos en una serie de consideraciones (la condición previa de los posibles pilares, la oclusión, la estética, la longitud y la altura del espacio edéntulo, los costos, el eje de inserción, la presencia y tipos de antagonistas, el espacio para los conectores y las preferencias personales) se determina el diseño de sus distintos componentes (Tabla 1).

Aplicando el protocolo descrito, se organizó el análisis partiendo de los tres tipos generales de diseños de PPF y el material de confección (Tabla 2), resaltando las ventajas y desventajas de cada una de las alternativas planteadas para el presente caso clínico.

### **1 PPF CONVENCIONAL UNIÓN DIENTE-IMPLANTE**

Una PPF soportada en uno de los extremos por un diente natural y en el otro por un implante oseointegrado (Fig. 2), representa una combinación compleja, por lo que hay que tomar en cuenta la relación entre la biología y la mecánica en su diseño (Mathews 1991).

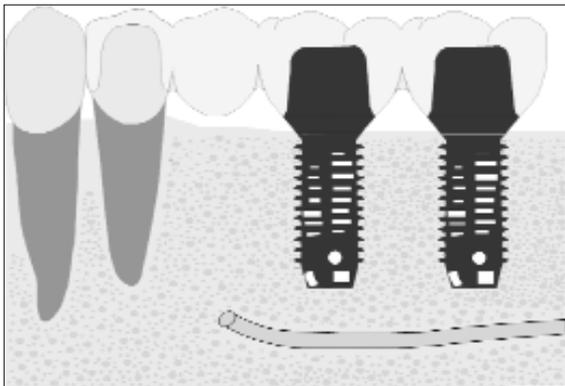
Estudios in vivo e in vitro han demostrado que las cargas verticales que se aplican sobre la

**Tabla 1.** Alternativas de diseños según los componentes de las PPF

Componentes de la PPF	Alternativas para el diseño
Pilares	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Dientes naturales y/o implantes.</li> <li>•A ambos lados o a un solo lado de la brecha edéntula.</li> <li>•Pilar único o doble pilar.</li> </ul>
Retenedores	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Coronas totales.</li> <li>•Coronas parciales.</li> </ul>
Conectores	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Rígidos o no rígidos (Ataches).</li> <li>•Dimensiones del conector de acuerdo al material y a la altura y longitud del espacio edéntulo (entre 12 mm<sup>2</sup> y 20 mm<sup>2</sup>).</li> </ul>
Póntico	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Adyacente o pico de flauta.</li> <li>•Cónico o de bala.</li> <li>•Ovoide</li> </ul>
Material	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Porcelana.</li> <li>•Metal.</li> <li>•Combinado metal/porcelana.</li> <li>•Combinado metal/cerámico.</li> <li>•Cerámico reforzado con fibra de vidrio.</li> </ul>

**Tabla 2.** Alternativas de PPF para el caso clínico

PPF CONVENCIONAL UNION DIENTE-IMPLANTE.
PPF SEMIFIJO UNION DIENTE-IMPLANTE.
<ul style="list-style-type: none"> <li>•Con conector no rígido ubicado sobre el diente natural.</li> <li>•Con conector no rígido ubicado sobre el implante.</li> </ul>
PPF EN CANTILIVER:
<ul style="list-style-type: none"> <li>•Pilares dientes naturales.</li> <li>•Pilares implantes.</li> </ul>
MATERIAL



**Figura 2.B** PPF dentoimplantosoportada

PPF dento-implantosoportadas pueden repartirse entre el diente y el implante. Se ha investigado el riesgo de concentración de tensiones alrededor del cuello del implante al unir este último a los dientes, pero en los estudios clínicos realizados no se han observado efectos adversos relacionados con este fenómeno (Gunne 2000). De acuerdo con O'Leary y cols. (1990) las conexiones rígidas diente-implante pueden ser muy bien toleradas. Rangert y cols. (1991) apoyaron esta propuesta; ellos realizaron un estudio in vitro en donde demostraron que la carga podría ser distribuida entre el implante y el diente natural, debido a la flexibilidad de la junta del tornillo. Posteriormente, en 1995, ellos realizaron un estudio en vivo en 5 pacientes con PPF posteriores soportadas por diente e implante; tomaron mediciones de las fuerzas de mordida, las fuerzas axiales transmitidas al implante y los momentos de torsión. Demostraron que las cargas verticales aplicadas a la prótesis son compartidas entre el diente y el implante, y confirmaron que un diente rígidamente conectado a un implante individual tomará una parte activa en el soporte de las fuerzas aplicadas axialmente a la prótesis. En

magnitudes de mordidas ligeras, aproximadamente 10 N, el diente es activado en un grado más bajo y el implante soporta la mayor parte de la carga. En una mordida fuerte, el diente de soporte será totalmente activado y comparte la carga con el implante. Por otro lado, Misch (1995) refiere que dependiendo del material y longitud de la PPF se produce la flexión de la prótesis y ésta compensa cualquier diferencia de movilidad vertical existente entre el implante y el diente sano.

El éxito de la restauración en parte depende del tamaño, forma y posición de los conectores. McLean (1980) recomienda como dimensiones adecuadas 2 mm como mínimo en sentido vestibulo-lingual y 2,5 mm en sentido gíngivo oclusal-incisal. Sin embargo, Spiekerman (1995) dice que en una prótesis rígida hay que utilizar conectores robustos. Las dimensiones del conector deben ser determinadas tomando en cuenta la altura, la longitud del espacio edéntulo y el material con el cual se va a confeccionar la subestructura. Para lograr una resistencia estructural en los conectores, ellos deben tener unas dimensiones entre 12 mm<sup>2</sup> y 16 mm<sup>2</sup>.

Lang y cols. (1995) dicen que cuanto mayor sea la extensión del puente mejor podrá la elasticidad del cuerpo del puente equilibrar las diferencias de movilidad de ambos pilares (diente natural e implante). Cuanto más cercana sea la posición del implante al diente natural, más pronto podrá captar el implante la acción global de las fuerzas sobre la restauración. Cuando el diente natural presenta escasa movilidad se prefiere una restauración de poca extensión, por el contrario, si el diente natural presenta un periodonto reducido, debería colocarse un implante lo más alejado posible respecto al diente natural; de esta manera la flexión aumentada del puente estimula la sensación táctil del diente (la cual está más desarrollada).

Melo y cols. (1995), en un estudio de elemento finito, analizaron el estrés a nivel óseo causado por varios diseños de PPF soportadas por dientes e implantes. Concluyeron que las prótesis con conectores rígidos demostraron ni-

veles más bajos de estrés en hueso que las prótesis con conectores no rígidos.

Smith y Zarb (citado por Hosny 2000) sugieren que un buen criterio para valorar la viabilidad de los implantes podría ser la pérdida de hueso alveolar inferior a 0,2 mm anual a partir del primer año. Hosny y cols. (2000), en un seguimiento de 14 años compararon diseños de PPF: en el grupo de prueba se conectaron 30 implantes a 30 dientes (con conexiones rígidas y no rígidas), y en el grupo control se insertaron 48 implantes para soportar 18 PPF no unidas a diente. Ellos evaluaron el nivel óseo marginal y las posibles complicaciones mecánicas. En este estudio no se apreciaron diferencias en las variaciones del nivel óseo marginal; la pérdida ósea media durante los 6 meses posteriores a la conexión fue de 1,0 mm en ambos grupos, y durante los años posteriores, hasta cumplir los 14 años de seguimiento, fue de 0,015 mm/año. La estabilidad de la altura ósea marginal en el presente estudio indica que no se produjeron cargas excesivas al conectar los implantes a los dientes. Avala aun más este punto de vista la ausencia de fallas mecánicas. También estudiaron la influencia del tipo de conector sobre la pérdida ósea marginal y no se evidenció ninguna diferencia.

En el 2002, Kindberg y cols. colocaron 41 PPF de diferente número de unidades y soportadas por un diente y un implante, y de PPF de arcada completa soportada por varios dientes e implantes. Todas eran conexiones rígidas y el seguimiento del tratamiento osciló entre 14 meses y 8 años. Concluyeron que el tratamiento que combina pilares mixtos como soportes de supraestructuras rígidas proporciona excelentes resultados a largo plazo y que aunque los pilares tengan diferentes grados de movilidad, no parece que esto pueda comprometer el resultado terapéutico de las prótesis rígidas. Pero, a la hora de planificar una prótesis de este tipo, hay que tomar en cuenta la movilidad y salud periodontal del diente, las dimensiones de las estructuras y la distancia entre el diente pilar y el implante.

Gunne y cols. (2000), realizaron un seguimiento de 10 años a 23 pacientes que portaban

dos PPF bilaterales y dentadura superior completa. En un lado la PPF se apoyaba en dos implantes (tipo I) y en el otro, en un implante y un diente (Tipo II). Las prótesis tipo II constaban de dos partes conectadas por un atache y bloqueada rígidamente mediante un tornillo de oro horizontal. Cuando se utiliza este diseño el mismo funciona como un conector rívido. Después de 10 años de servicio no se encontró diferencias entre ambos tipos de prótesis en términos de porcentaje de fracasos o de cambios de altura ósea marginal.

En el 2002, Lindh y cols. realizaron un estudio retrospectivo en donde se incluyeron 188 dientes como pilares naturales combinados con implantes. El diseño más utilizado fue una combinación de un diente natural con un solo implante y el tipo de conexión más frecuente fue el conector rívido. En este estudio se concluyó que el porcentaje acumulado de supervivencia de los implantes después de tres años fue del 95,4%. La pérdida de la altura ósea marginal se mantuvo dentro del límite aceptado de 1 mm durante el primer año de carga en la mayoría de los casos; la altura ósea se mantuvo estable en controles posteriores. Ellos aconsejan que al combinar implantes y dientes en una PPF, deben utilizarse conexiones rívidas.

#### **Ventajas:**

- Los receptores periodontales pueden mejorar la percepción cuando se conectan dientes naturales a implantes en restauraciones fijas. Al comparar el umbral de percepción de los implantes dentales con los dientes naturales se han obtenido valores superiores para los implantes en estos casos (Kindberg 2002)
- No existe una diferencia en la pérdida de la altura ósea marginal circundante a los implantes entre los que están conectados a dientes con los que no lo están (Lindh 2001).
- Los dientes disminuidos periodontalmente son favorecidos cuando se ferulizan a implantes (Hosny 2000, Spiekermann 1995).

- Si se utiliza tornillos transversales en el diseño de la PPF, es posible recuperar la prótesis.

#### **Desventajas:**

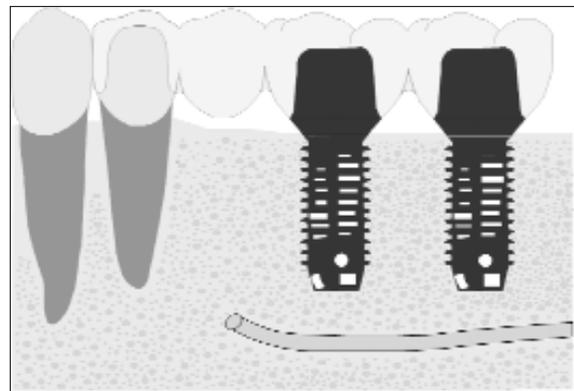
- Reducción del diente natural.
- Si se utilizan prótesis cementadas, son difíciles de retirar.

## **2 PPF SEMIFIJA UNIÓN DIENTE-IMPLANTE**

### **a) Con conector no rívido ubicado sobre el diente natural**

Algunos autores indican para restaurar un área edéntula entre un implante y un diente natural, una PPF de tipo semifija con un conector no rívido ubicado hacia el diente natural (Fig.3). Ellos plantean que este diseño permite: desconectar los dos soportes y el atache actúa como un rompefuerza o amortiguador, permitiendo evitar un mayor torque a nivel del implante (Peñarocha 2001). También, este diseño permite la recuperación del segmento implantado (Engelman 1998).

Kay comunicó en 1993 que, las conexiones no rívidas no siempre consiguen una buena distribución de las cargas, lo que puede producir la intrusión del diente. Según Nishimura, las uniones



**Figura 3**

PPF semifija dentoinplantosoportada con el conector no rígido ubicado en distal del diente pilar natural.

no rígidas ocasionan una tensión ligeramente mayor en el implante que las rígidas (Palma 2003).

Los reportes clínicos de intrusión con ataches de semiprecisión presentan la porción del conector no rígido en el diente natural. La resistencia friccional entre los componentes del atache puede prevenir el rebote total del diente natural después de una carga oclusal. La repetición de este proceso pudiera crear fuerzas ortodónticas que favorecen la intrusión dentaria (Schlumberger 1998). Las intrusiones que se han observado en varios estudios clínicos longitudinales representan un porcentaje muy pequeño y en todos los casos fueron en presencia de conectores no rígidos (Palma 2003).

En el 2001, Kindberg y cols. realizaron un seguimiento de 14 meses a 8 años a 41 PPF de diferente número de unidades, soportadas por un diente y un implante, y de arcada completa soportada por varios dientes e implantes. En este estudio se reportaron 3 casos (3.5%) de intrusión dentaria, en donde una de las PPF tenía un conector no rígido y las otras 2 tenían cofias telescópicas diseñadas sin tornillos de fijación.

En el 2002, Lindh y cols. compararon siete tipos diferentes de diseño de PPF, donde la intrusión dental ocurrió en once (5%) de los 220 pilares dentales y en los cuales las prótesis tenían conectores no rígidos o donde se había aflojado o fracturado el tornillo de bloqueo.

**Ventajas:**

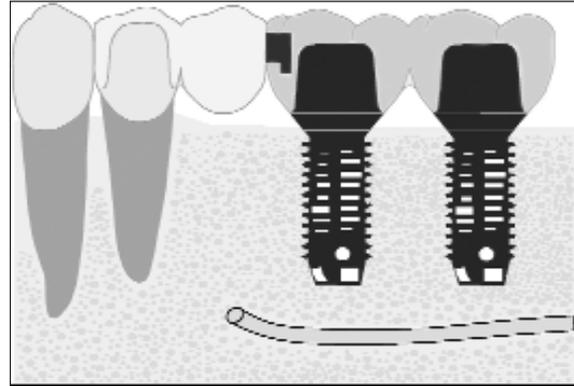
- Recuperabilidad de la restauración.

**Desventajas:**

- Se ha demostrado en ciertos casos la intrusión del diente natural.
- Se requiere de coronas clínicas largas y anchas para permitir la colocación del atache.
- Desgaste de un diente sano.

**b) Con conector ubicado sobre el implante**

La opción de colocar un atache se vuelve viable cuando se usa sobre mesial o distal de un



**Figura 4**

PPF semifija dentosoportada con el conector no rígido ubicado en mesial del implante pilar.

implante pilar (Fig. 4), ya que el implante oseointegrado simula un diente anquilosado, y no puede migrar (Cohen 1994). Además, la ubicación sobre el implante disminuye el brazo de palanca.

**Ventajas:**

- El implante soporta una carga funcional más vertical.
- Si se coloca el atache con el conector hembra en el segmento del implante, el pilar natural no se intruye.

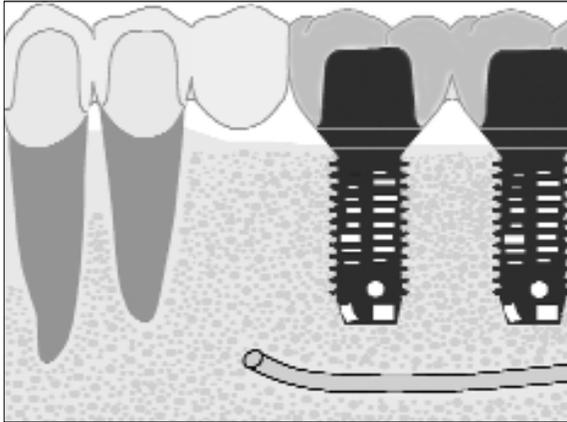
**Desventajas:**

- Desgaste del diente natural para soportar el retenedor total.
- Es difícil la recuperabilidad de la parte implantosoportada de la PPF.

**3 PPF EN CANTILIVER**

**a) Pilares dientes naturales**

Es también llamado puente en extensión o puente flotante, es una PPF en la cual el pónctico es retenido y soportado solamente en un extremo por uno o más pilares (glosario términos prostodónticos 2005) (Fig. 5).



**Figura 5** PPF en cantiliver dentosoportado.

Con el uso de un cantiliver, una palanca grado I es creada al aplicar una fuerza vertical u oblicua sobre el pónico. Esto resulta en tensiones a nivel de los dientes pilares mayores que la fuerza aplicada. Sin embargo, en dientes naturales existe un control propioceptivo y de adaptación dada por el ligamento periodontal y la pulpa que controlan las fuerzas oclusales.

Hammerle y cols. en el 2000 concluyeron, después de analizar de 5 a 16 años a 92 pacientes, que tenían 115 cantilivers en 239 dientes pilares, que la causa más frecuente de fallas en los cantilivers son las caries (falla biológica) y la pérdida de retención (falla técnica) y que estas fallas pueden ser prevenidas con un buen mantenimiento y una estricta observación de las reglas para la preparación de los pilares retentivos. Dentro de las demás fallas, las cuales se presentaron en menor frecuencia (pérdida de vitalidad, fractura de materiales restauradores, fractura de los pilares) no se observó problemas en el soporte óseo significativos.

Los pónicos suspendidos aumentan los esfuerzos sobre los dientes pilares. El aumento de la carga debe ser compensado a través de preparaciones protésicas largas y superficies axiales con una convergencia mínima, las cuales confieren características de alta retención y estabilidad, además de un aumento de volumen de la prótesis en la dirección de la carga. El aumen-

to de volumen de la prótesis le confiere mayor rigidez y evita su deformación (Mezzomo 1997).

Palmqvist y Swartz (1993) demostraron que los cantilivers requieren de pilares ferulizados para disminuir las fuerzas de palanca; esto hace que se aumente la resistencia a las fuerzas aplicadas por medio de la reorientación de las mismas y de las tensiones resultantes sobre los dientes pilares y estructuras de soporte. Es importante mencionar también que el conector entre el pónico y el retenedor más cercano debe ser lo suficientemente grueso para soportar la mayor concentración de tensiones.

#### **Ventajas:**

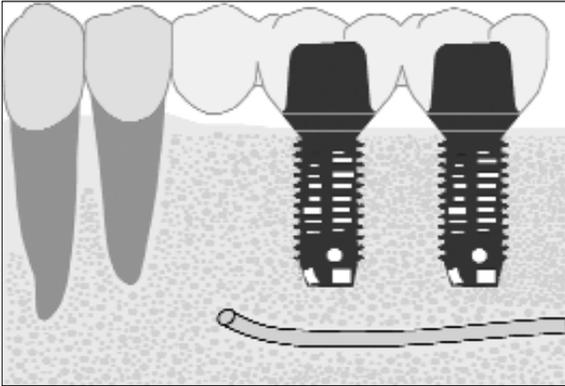
- Es viable cuando se requiere sustituir un solo diente.
- Los pilares dentales vitales soportan bien un cantiliver, por lo que existe un control propioceptivo y de adaptación dada por el ligamento periodontal y la pulpa, los cuales regulan las fuerzas oclusales.

#### **Desventajas:**

- Se requiere tallar dos dientes naturales contiguos.
- Se requieren retenedores totales con buena solidez estructural; esto amerita un desgaste dentario considerable.
- Existe la posibilidad de comprometer las vitalidades de los dientes pilares.
- En dientes tratados endodóticamente las fuerzas masticatorias no se regulan de la misma forma y existe más riesgo de fractura de los dientes pilares.
- Para contrarrestar la palanca y dar espacio a conectores adecuados, se requiere dientes con coronas clínicas de longitud adecuada. En caso de coronas clínicas cortas (como en el caso reportado) es necesario realizar los alargamientos coronarios quirúrgicos previos.

#### **b) Pilares implantes**

Una PPF con extensión en cantiliver soportada por dos implantes (ver Fig. 6) puede indu-



**Figura 6** PPF en cantiliver implantosoportado.

cir a un incremento sustancial en la carga funcional (Gunne 1997).

Las prótesis implantosoportadas en cantiliver son afectadas por los mismos problemas que un PPF en cantiliver sobre dentición natural. Las sugerencias para reducir la tensión sobre el cantiliver se refieren al uso de resinas acrílicas sobre la superficie oclusal, alivio de los contactos oclusales, y evitar el uso de prótesis metal-porcelana (Kupeyan 2004).

Yokoyama y cols. (2004) realizaron un estudio con elemento finito para examinar la influencia de la longitud y la localización del implante mesial sobre la distribución del estrés en PPF posteriores en cantiliver de 3 unidades. Concluyeron que, en situaciones del edentulismo mandibular posterior, una PPF en cantiliver soportada por un implante mesial localizado a 7mm o menos del remanente dental puede crear tensiones razonablemente bajas.

Ekelund y cols. (2004) colocaron 273 implantes convencionales del sistema Branemark a 47 pacientes y fabricaron una prótesis implantosoportada inferior en cantiliver de forma bilateral. Los cantilivers tenían una longitud media de 15 mm y ocluían contra prótesis totales superiores. Ellos realizaron un seguimiento de 20 años al cual acudieron 30 pacientes, obtuvieron una tasa acumulada de supervivencia y éxito de los implantes del 98,9% y concluyeron que el tratamiento con implantes anteriores junto con cantilivers posteriores es muy rentable en el caso de

mandíbulas desdentadas, desde una perspectiva a largo plazo.

Las fuerzas oclusales y la respuesta a los tejidos subyacentes varían dependiendo de la localización anatómica, la edad, la maloclusión y la colocación de un aparato restaurador (Craig 1998). Se debe tomar en cuenta que existe una diferencia marcada en cuanto a la fuerza oclusal generada por el tipo de antagonista, que puede ser: dientes naturales o prótesis (implantosoportadas, dentosoportadas o mucosoportadas). Cuando una PPF implantosoportada ocluye con dientes naturales y éstos se encuentran en normoclusión, la carga masticatoria es regulada a través de los propioceptores presentes en el ligamento periodontal, permitiendo así la aplicación de una menor fuerza.

#### **Ventajas:**

- Se evitaría tallar uno o más dientes naturales (Spiekermann 1995).
- En casos de pacientes con normoclusión, con antagonistas naturales y sin hábitos parafuncionales, es factible la función biomecánica de este tipo de diseño.

#### **Desventajas:**

- El implante carece de receptores propioceptivos por no poseer ligamento periodontal; por lo tanto hay una ausencia de algunos reflejos originados a partir de ellos.

### **Materiales Restauradores utilizados en prótesis parcial fija**

Como se mencionó anteriormente, uno de los aspectos a considerar por su influencia en la transmisión de las cargas funcionales, es el material con que están elaboradas las PPF. Con los años, la prótesis recibirá la carga de millones de contactos dentarios y los inaparentes niveles de carga pueden originar problemas de fatiga y fractura en la estructura, así como en los componentes de los implantes (Ekelund 2004). Es por esto, que al diseñar una PPF se debe tener en cuenta

las propiedades mecánicas de los diferentes materiales empleados para su elaboración y las dimensiones de los mismos. Por lo general, en cualquier rehabilitación fija realizada sobre implantes, hay que elaborar una estructura metálica sobre la cual irá el revestimiento estético. Existen diferentes tipos de aleaciones metálicas. Para seleccionar una aleación en prótesis sobre implantes, lo primero que se debe considerar es si va a servir para soporte de cerámico o de porcelana, y que se cumplan diversos requisitos como poseer rigidez, adaptación pasiva, volumen adecuado, permitir la estética y que el intervalo de fusión sea lo bastante bajo como para no dañar las cofias de los implantes al sobrecollarlas (Focaccia 2002). En cuanto al material de recubrimiento estético, éste debe ser resistente a las fracturas, estético, poseer un sellado marginal adecuado, lograr una óptima unión al metal y poseer una buena capacidad de resistencia a la abrasión (Focaccia 2002).

Las porcelanas son duras y transmiten cargas a los implantes (Focaccia 2002). Se han desarrollado nuevos materiales de recubrimiento estético basados en las resinas compuestas, que contienen una matriz orgánica (BIS-GMA, monómero de dimetacrilato) y un relleno inorgánico. La resistencia a la flexión y a la elasticidad son mayores que en las cerámicas, siendo también más estables frente a la abrasión y a la decoloración que los composites de generaciones anteriores (Focaccia 2002).

Uno de los materiales contemporáneos consiste en un cerámico reforzado con una subestructura de fibra de vidrio. Este material se trata de una fibra de vidrio dentro de una matriz de resina. Las propiedades mecánicas de este material dependen del tipo y radio de la fibra, de la matriz de resina, de la arquitectura de dicha fibra (ej. unidireccional, tejida o trenzada), de la calidad e impregnación de la fibra y de la resina. La rigidez de la fibra de vidrio es crítica para la integridad de la restauración hecha a partir de materiales bastante quebradizos, como la resina. La resistencia flexural de las fibras preimpregnadas, unidireccional, va en un rango de 500-1000

Mpa. Este tipo de material puede ser utilizado en PPF dentosoportadas, en PPF implantosoportadas y en puente cantiliver cuando se va a reemplazar un diente único, la fuerza ejercida es transmitida al área del conector a través de la fibra (Freilich 2004).

Por ser las fibras resistentes a las fuerzas de tensión, deben ponerse del lado opuesto de las fuerzas de compresión. En los casos de PPF, por ejemplo, la correcta colocación de este material es cerca del tercio gingival y no del lado oclusal (Alves 2003).

En una PPF, en la región correspondiente al pónico las fibras son colocadas en dirección mesiodistal, con menos cantidad de fibras colocadas en otra dirección diferente, ya que las fibras que corren en una sola dirección y en forma paralela poseen mejores propiedades mecánicas y resisten mayores tensiones que las fibras que están en sentido perpendicular. Una de sus más importantes ventajas en el caso de PPF implantosoportadas es que esta combinación de materiales permite amortiguar las fuerzas oclusales sobre los implantes (Freilich 2000).

## Discusión

Para el caso reportado se plantearon y analizaron varias alternativas protésicas entre las cuales se encuentra la PPF convencional con pilares mixtos (diente natural e implantes). Aunque son varios los autores que contraindican esta alternativa (Jemt 1989, McGlumphy 1989, Kayacan 1997, Gunne 1997, Sheets 1997, Schlumberger 1998), los estudios clínicos demuestran que no es perjudicial (Rangert y cols. 1995, Kindberg y cols. 2002, Lindh y cols. 2002) y que por el contrario este diseño permite que los receptores periodontales ubicados en el pilar natural colaboren en la regulación de las fuerzas transmitidas a la prótesis y a los pilares. Tomando en cuenta estos aspectos positivos, se puede pensar que este diseño es el ideal, sin embargo, para este caso clínico sería necesario reducir un diente natural sano y de

altura coronal baja, lo que hace que ésta sea una opción poco conservadora.

El segundo diseño estudiado fue la PPF semifija que presenta un conector no rígido, el cual puede ir ubicado sobre el diente natural o sobre el implante. La única ventaja que ofrece este diseño con respecto al primero es la posibilidad de recuperar la prótesis. Hay que tomar en cuenta que para ubicar correctamente la caja del conector es necesario una reducción aún más agresiva en el diente natural que la que se hace en la PPF convencional; además se ha reportado que este diseño puede ocasionar la intrusión del diente natural (Kindberg 2001, Lindh 2002). Si el conector no rígido se ubica sobre el implante, las cargas transmitidas al mismo son más verticales y favorables. Sin embargo, no ofrece una ventaja biomecánica con respecto a la PPF convencional con pilares mixtos y los costos son mayores.

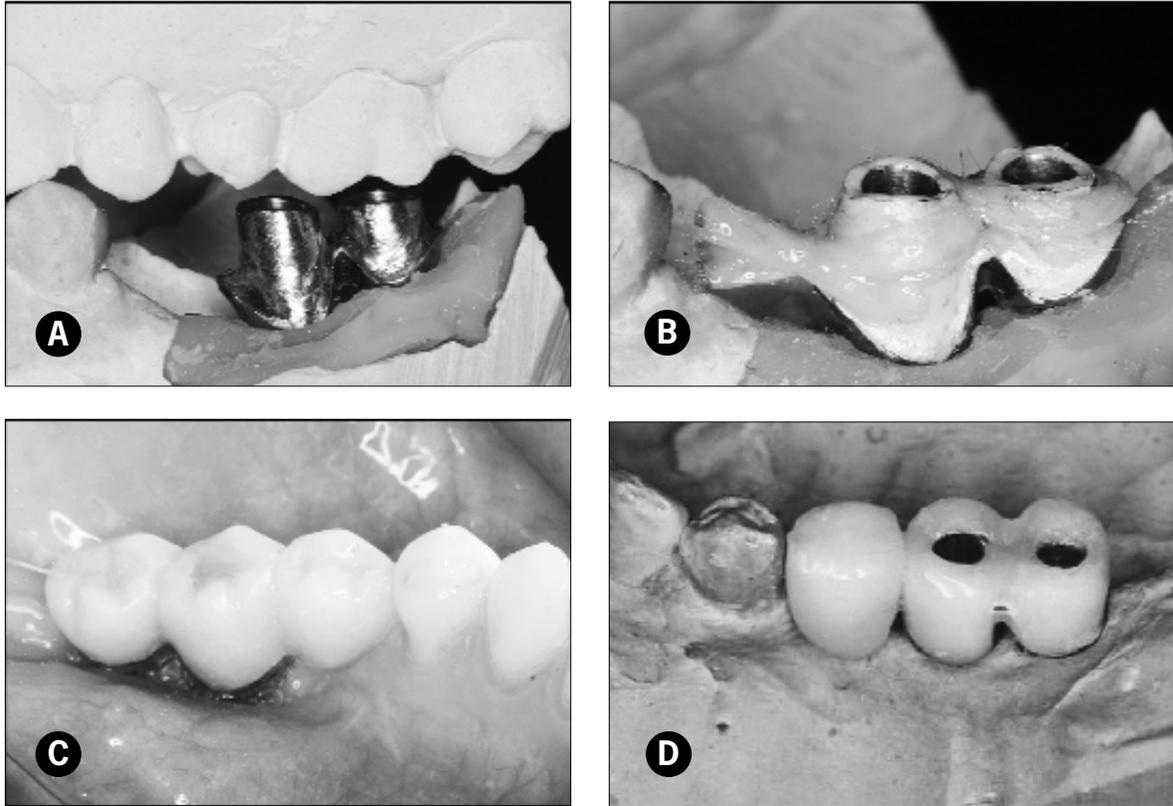
El tercer diseño es una PPF en cantiliver en donde se pueden tomar como pilares los dientes naturales o los implantes. Si se toman los dientes naturales como pilares, estos soportarán bien el cantiliver porque existe un control propioceptivo y de adaptación que regula las fuerzas oclusales (Schlumberger 1998, Gunne 2000). Sin embargo, existe la necesidad de realizar la reducción de dos dientes sanos para la colocación de retenedores totales con buena solidez estructural y estos desgastes pueden comprometer las vitalidades pulpaes. Además, para contrarrestar la palanca y dar espacio a conectores adecuados, se requieren dientes con coronas clínicas de longitudes adecuadas. En caso de coronas clínicas cortas (como en el caso reportado) es necesario realizar los alargamientos coronarios quirúrgicos previos.

En el caso de colocar la PPF en cantiliver implantosoportada, los estudios *in vitro* han demostrado que se crea un brazo de palanca que concentra tensiones a nivel de los pilares. Sin embargo, los estudios clínicos que existen demuestran resultados favorables cuando los pónicos son cortos (Yokohama 2004). Es importante tomar en cuenta los aspectos relacionados con la oclusión, por ejemplo si existe parafunción o

no y el tipo de antagonista que presentan las prótesis implantosoportadas. Como la paciente no posee ningún tipo de hábitos parafuncionales y la PPF implantosoportada ocluye contra dientes naturales, este aspecto se tomó en cuenta como un factor positivo ya que los dientes naturales antagonistas pueden colaborar en la regularización de las fuerzas oclusales. Con el PPF en cantiliver soportado sobre implantes se puede evitar tallar dientes naturales. En el caso estudiado el espacio edéntulo a reemplazar es corto y el espacio en sentido gíngivo oclusal es amplio lo que permite la ubicación de un pónico pequeño y de un conector grueso, esto admite una buena distribución del estrés a través de la estructura del puente fijo.

En cuanto al material se decidió colocar una PPF metal cerámico reforzada con fibra de vidrio (Fig. 7). El cerámico en el diseño de la prótesis va a ofrecer ventajas importantes (Herrero 1999) como son: un módulo de elasticidad y una dureza mucho menor que el de la porcelana; una estética similar a la que ofrece la porcelana; puede ser reparada en boca y puede ser aplicado sobre cualquier tipo de aleación. Por otro lado, al reforzar la subestructura del puente e indicar un conector en fibra de vidrio se va a favorecer la amortiguación de las fuerzas oclusales, ya que el estrés ejercido será transmitido al área del conector y distribuido a través de las fibras (Freilich 2004).

Una vez hecho el análisis biomecánico de cada aspecto que interviene en la elaboración de una PPF se puede situar en una balanza las ventajas y desventajas totales y seleccionar la alternativa más duradera y conservadora; al mismo tiempo, se pueden proyectar las posibles futuras fallas. La idea no es diseñar una PPF para que falle, pero nada es infalible en boca, por lo que si este sistema llegara a fracasar, que sea en el componente más accesible y que sea fácil de revertir. Si las fuerzas oclusales llegaran a aumentar, nunca se producirá la fractura en algún componente del implante, lo que sería un fracaso complejo y posiblemente irreversible.



**Figura 7.** Caso clínico concluido

A, Modelo de trabajo con subestructura metálica. B, Fibra de vidrio colocada sobre subestructura metálica. C, Fotografía clínica con vista lingual del caso concluido. D, Radiografía final, la fibra de vidrio se observa más radiolúcida que el cerómero a nivel del conector y el pónico.

### Conclusiones

- La alternativa más conservadora para este caso clínico fue una PPF en cantiliver combinada metal cerómero y fibra de vidrio, donde el conector y el pónico quedan libres de metal para permitir amortiguar las fuerzas oclusales transmitidas a los implantes.
- El diseño seleccionado para el caso reportado permite la recuperabilidad de la prótesis para cualquier futura reparación.
- La PPF en cantiliver puede ser una alternativa viable cuando el tramo edéntulo es corto y existe una oclusión favorable.
- No existe el diseño más conveniente para las PPF dentoimplantosoportadas; siempre

se debe hacer una planificación de la PPF específica para cada situación clínica.

### Sugerencias

- Realizar el seguimiento clínico y radiográfico del caso reportado y de otros casos similares.

## Referencias bibliográficas

- Alves NJ, Nogueira EA. 2003. *Estética odontológica. Nueva generación*. Sao-Paolo. Artes Medicas Latinoamérica.
- Cohen S, Orenstein J. 1994. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 9(2):230-234.
- Cho GC, Chee WL. 1992. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 68(1):3-5.
- Craig R, Hanks CT, Kohn DH y cols. 1998. *Materiales en odontología restauradora*. 10<sup>ma</sup> ed. Harcourt Brace. Madrid.
- Engelman M. 1998. *Oseointegración: diagnóstico clínico y alternativas restauradoras*. Alemania. Quintessence Books.
- Ekelund J, Lindquist LW, Carlsson GE y cols. 2004. Tratamiento implantológico de la mandíbula desdentada: Estudio prospectivo sobre implantes del sistema Branemark durante más de 20 años. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 6(4):303-309.
- Focaccia NA, Cañada L, del Río J y cols. 2002. Nuevos materiales de revestimiento estético en prótesis sobre implantes. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 4(4):243-249.
- Freilich MA, Meiers JC. 2004. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dental Clinic of North America*. 48(2):545-562
- Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP y cols. 2000. *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Chicago. Quintessence Books.
- Glossary of Prosthodontics Terms. 2005. *J Prosthet Dent*. 94(1):10-92
- Gunne J, Astrand P, Lindh T y cols. 2000. Dentaduras parciales fijas soportadas por dientes-implantes y por implantes: informe de 10 años. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2(1):39-44.
- Gunne J, Rangert B, Glantz P-O y cols. 1997. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 12(3):335-341.
- Hammerle CH, Ungerer MC, Fantoni PC y cols. Long-term analysis of biologic and technical aspects of fixed partial dentures with cantilevers. *Int J Prosthodont*. 13(5):409-15
- Herrero A, del Río J. 1999. Estudio experimental sobre las características mecánicas en flexión simple de tres sistemas de recubrimiento de estructuras metálicas en prótesis. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 1(4):327-336.
- Hosny M, Duyck J, Steenberghe DV y cols. 2000. Comparación intraindividual entre prótesis parciales fijas con y sin unión entre dientes e implantes: estudio de seguimiento durante un máximo de 14 años. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2(5):356-362.
- Jemt T, Lekholm U, Adell R. 1989. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 4(3):211-217.

- Kayacan R, Ballarini R, Mullen R. 1997. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *J Prosthet Dent*. 78(4):391-399.
- Kindberg H, Gunne J, Kronstrom M. 2002. Prótesis dentosoportadas e implanto-soportadas: seguimiento clínico retrospectivo durante un período máximo de 8 años. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 4(3):191-197.
- Lang NP, Siegrist BE. 1995. *Atlas de prótesis de coronas y puentes*. Barcelona, España. Masson-SALVAT.
- Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K y cols. 2002. Prótesis fijas soportadas por dientes e implantes: estudio multicéntrico retrospectivo. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 4(1):40-47.
- Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL y cols. 1991. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 65(6):822-827.
- McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. 1989. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent*. 62(5):586-593.
- Melo C, Matsushita Y, Koyano K y cols. 1995. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. *J Oral Implantol*. 21(4):290-294.
- Mezzomo E, Chiapinotto G, Fontoura L y cols. 1997. *Rehabilitación oral para el clínico*. Caracas. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana.
- Misch CE. 1995. *Implantología contemporánea*. España. Mosby/Doyma libros.
- Naert I, Quirynen M, Steenberghe DV y cols. 1992. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent*. 67(2):236-245.
- Olsson M, Gunne J, Astrand P y cols. 1995. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. *Clin Oral Implants Res*. 6(2):114-121.
- Palma V, Miguélez AM, Paradés G. 2003. Ferulizaciones diente-implante. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 5(2):131-137.
- Peñarrocha M. 2001. *Implantología oral*. Barcelona, España. Ars médica.
- Rangert B, Gunne J, Sullivan D. 1991. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6(2):177-186.
- Rangert B, Gunne J, Glantz P-O y cols. 1995. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. *Clin Oral Implants Res*. 6(1):40-46.
- Schlumberger T, Bowley J, Maze G. 1998. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 80(2):199-203.
- Sheets Ch, Earthman JC. 1997. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent*. 77(1):39-45.
- Spiekermann H. 1995. *Atlas de implantología*. Barcelona, España. Masson.

- Weinberg LA, Kruger B. 1994. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 78(1):22-27.
- Yang H, Lang L y Felton D. 1999. Finite element stress análisis on the effec of splitting in fixed partial dentares. *J Prosthet Dent.* 81(6):721-728
- Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M y cols. 2004. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantiliver fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 91(3):234-240.