

FUNDAMENTOS BIOMECÁNICOS EN REHABILITACIÓN ORAL

GERARDO BECERRA S.*

RESUMEN. Los factores biológicos, mecánicos y estéticos constituyen las bases racionales en el tratamiento tanto para la prótesis convencional sobre dientes naturales como para la prótesis sobre implantes. El objetivo de este artículo es revisar varios de los factores biomecánicos involucrados en los dos tipos de prótesis. Con respecto a la prótesis convencional se consideran aspectos como la retención y la estabilidad, la valoración de los dientes pilares, la sustitución de los dientes anteriores y caninos, la morfología oclusal y la relación entre la oclusión traumática y las lesiones dentarias cervicales. Entre los aspectos biomecánicos que tienen relación con las prótesis soportadas por implantes oseointegrados se pueden mencionar la biomecánica en dentición natural y restaurada, la combinación implante-diente natural como pilares de una prótesis parcial fija, la configuración del arco y la posición de los implantes, el número, longitud y diámetro de los implantes, los implantes en el área de molares, la adaptación pasiva y la comparación entre las restauraciones atornilladas y las cementadas. El conocimiento de estos factores determinará mejor pronóstico y mayor longevidad para las restauraciones.

Palabras clave: factores biomecánicos, retención, prótesis, implantes.

ABSTRACT. The biological, mechanical and esthetic factors are the rational bases in the treatment for both the conventional prosthesis on natural teeth and for prosthesis on implants. The aim of this article is to review various biomechanical factors involved in both kinds of prosthesis. In reference to conventional prosthesis; retention and stability, abutment teeth valuation, anterior and canine teeth replacement, occlusal morphology and relationship between traumatic occlusion and cervical lesions, are considered. Among the biomechanical aspects in relation with prosthesis supported by oseointegrated implants, the following can be mentioned: biomechanics in natural and restored dentition, the combination of implant-natural tooth as abutments for a fixed partial prosthesis, the configuration of the arch and implants position, implants number, length and diameter of implants, implants in the molars area, passive adaptation and comparison between screwed and cemented restorations. The assessment of these factors will determine the best prognosis and longer conservation of restorations.

Key words: biomechanical factors, retention, prosthesis, implants

INTRODUCCIÓN

Se ha podido establecer que las bases racionales en el tratamiento protésico pueden ser clasificadas en tres grandes categorías; factores biológicos, factores mecánicos y factores estéticos. Aunque los factores mecánicos son los responsables de preservar la integridad y durabilidad de las restauraciones, los biológicos y los estéticos constituyen otros componentes importantes en el éxito de los procedimientos restauradores.¹

El campo de la biomecánica no ha sido tan explorado como el biológico o el de la estética, así que muchas veces el estricto control de los factores mencionados anteriormente no es suficiente en un

medio oral donde ciertas variables son difíciles de controlar, por ejemplo, la tensión emocional, el apretamiento céntrico o excéntrico, consciente o no, las fuerzas indebidas y la mala higiene oral, pudiéndose aumentar la incidencia de los fracasos.

Los factores biomecánicos involucrados en la **prótesis parcial fija convencional** están relacionados con la retención y la estabilidad, la valoración de los dientes pilares en cuanto a la proporción corona-raíz, configuración radicular y área o superficie radicular, la longitud del espacio edéntulo, la sustitución de dientes anteriores y caninos, la morfología dentaria y la función, las consideracio-

* Odontólogo. Especialista en Odontología Integral del Adulto. Profesor Asociado. Facultad de Odontología. Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia. Dirección electrónica: gerardob@epm.net.co

nes sobre la prótesis a extensión (cantilevers), los elementos intrarradiculares (postes y muñones) y la relación entre la oclusión traumática y las lesiones dentarias entre otros.

Entre los factores biomecánicos relacionados con las **prótesis soportadas por implantes oseointegrados** se pueden mencionar los siguientes: la biomecánica masticatoria en dentición natural y restaurada, la combinación implante y diente natural como pilares de una prótesis parcial fija, las consideraciones sobre las prótesis a extensión, la configuración del arco edéntulo y la posición de los implantes, el número, longitud y diámetro de los implantes, la posición óptima de los implantes, los implantes en el área de molares, la etiología del edentulismo y los factores de riesgo de fracaso de los implantes, la adaptación pasiva de la restauración, la reabsorción ósea vertical y la comparación entre las restauraciones cementadas y las atornilladas.

FACTORES BIOMECÁNICOS EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA CONVENCIONAL

Retención y estabilidad

La retención y la estabilidad son dos factores inseparables y generalmente uno depende del otro y los dos juntos dependen de la configuración geométrica de la preparación dentaria.

Mientras que la retención previene o evita el desalojo de la restauración a lo largo del eje de inserción, la estabilidad previene la dislocación de la restauración por fuerzas oblicuas o laterales.

La unidad básica de retención la constituyen dos superficies opuestas; en la restauración de cubrimiento total está dada por las superficies externas y en la restauración de cubrimiento parcial por las superficies internas.^{2,3}

Existen cuatro factores relacionados con la retención y la estabilidad:

1. Grado de conicidad de la preparación dentaria

Las paredes opuestas de una preparación dentaria para ser retentivas necesitan ser casi paralelas o

ligeramente cónicas. Desde el punto de vista clínico, lograr paredes paralelas es difícil por dos razones básicas, la primera está relacionada con la creación de socavados en cualquier punto de la longitud de la preparación debido a que los dientes no tienen configuración cilíndrica o “tubular”, y la segunda razón la generan los problemas de asentamiento, particularmente cuando se trata de pilares múltiples.^{2,4}

Teniendo en cuenta los aspectos anteriores, se considera aceptable desde el punto de vista clínico una conicidad entre los 6 y los 10° para restauraciones individuales, pero esta conicidad no es aplicable para preparaciones sobre pilares múltiples donde el grado de convergencia hacia oclusal o incisal deberá ser mayor para permitir el asentamiento adecuado de toda la restauración (figura.1). Se debe tener en cuenta que existe una relación inversa entre el grado de conicidad y la retención, a mayor conicidad menor será la retención.⁵

Figura 1
Grado de conicidad en pilares múltiples



2. Circunferencia y longitud de la preparación

Cuanto mayor sea la circunferencia dentaria preparada mayor será la retención. Se puede decir que las preparaciones en molares son más retentivas que en premolares.

A mayor longitud de la preparación mayor será la retención. Las coronas clínicas cortas tendrán

menor retención puesto que hay menos superficie de contacto con la restauración.⁶

3. *Vía de inserción y remoción*

La máxima retención en una restauración se consigue cuando solo hay una vía de inserción y remoción. Cuando por cualquier motivo es necesario aumentar el grado de conicidad de la preparación (paralelización de pilares múltiples, preparación de pilares inclinados, etc.) la limitación del número de direcciones de entrada y salida de la restauración se conseguirá con surcos y “cajuelas” adicionales, mejorando así la retención. Los surcos proximales incrementan la resistencia al desplazamiento vestibulolingual (V-L) y proporcionan mayor paralelismo entre la superficie vestibular y la lingual de molares. El eje de inserción se debe considerar tanto en sentido vestibulolingual como en sentido mesiodistal (M-D).

4. *Tipo de restauración*

Las restauraciones de cubrimiento total (coronas completas) presentan el doble de retención cuando se comparan con las de cubrimiento parcial (incrustaciones).⁷

Valoración de los dientes pilares

Las fuerzas oclusales se transmiten a los dientes pilares a través de los púnticos, los conectores y los mismos retenedores.

Existen tres requisitos esenciales que deben cumplir los dientes pilares:

1. Los tejidos circundantes deben estar libres de inflamación. Es necesario tratar el periodonto antes de realizar cualquier tipo de odontología restauradora.
2. Deben presentar adecuado soporte óseo tanto en calidad como en cantidad.
3. No deben presentar ningún tipo de movilidad patológica.⁸

Nyman y Lang establecen que el grado de movilidad dentaria depende de la altura o cantidad

del tejido de soporte y la amplitud del ligamento periodontal.⁹ Cuando existe movilidad dentaria en presencia de altura ósea normal (p. e. ensanchamiento del ligamento periodontal producido por trauma oclusal), el simple “ajuste oclusal” o “ambientación oclusal” eliminará la causa y la movilidad tendrá un carácter reversible. Por otro lado, cuando la movilidad es originada por una altura ósea reducida, la ferulación estará indicada para que no empeore el pronóstico de los dientes pilares y el paciente no presente incomodidad durante la función masticatoria.

Si la demanda funcional sobre los dientes pilares es mayor que su capacidad de resistencia, el pronóstico de éstos estará seriamente comprometido. De esta manera se considera que los dientes con movilidad progresiva y no reversible, **no** son buenos candidatos como pilares individuales, como pilares para una prótesis parcial fija unilateral o como soporte de una prótesis parcial removible.

Cuando se pretende “ferular” dientes comprometidos periodontalmente y con movilidad, una prótesis parcial fija unilateral no provee un efecto de férula multidireccional, ya que toda la prótesis tiene el mismo grado de movilidad que los pilares individuales.⁹

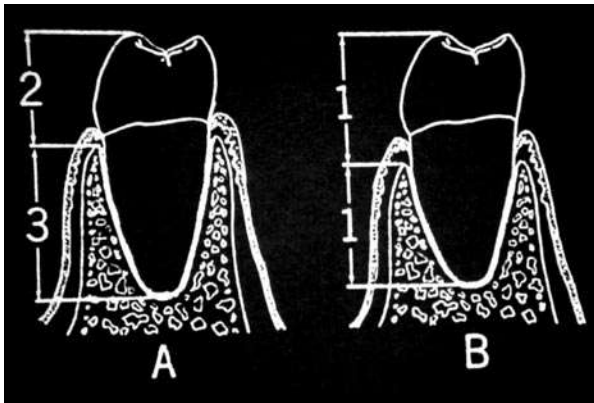
La valoración de los dientes pilares depende de tres factores:⁸

1. *Proporción corona-raíz*

Se puede definir como la medida de la corona desde la cresta alveolar relacionada con la longitud de la raíz incluida en el hueso alveolar. La proporción ideal es 1:2 ó 2:3 y la mínima aceptable es de 1:1; en este último caso el pronóstico biomecánico es bastante cuestionable (figura 2).

A medida que se pierde el hueso de soporte se incrementa de forma negativa la proporción corona-raíz; de igual manera se incrementan el brazo de palanca sobre la porción dentaria fuera del hueso alveolar y aparecen las fuerzas laterales, generándose más movilidad.¹⁰

Figura 2
Proporción corona-raíz



Modificado de Shillenburg, H T et al. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Chapter 7. Treatment planning for the replacement of missing teeth. Third edition. Quintessence Publishing Co, Inc. 1997. Pg. 90

2. Configuración de la raíz^{3, 11}

La configuración radicular está relacionada con el mayor o menor soporte periodontal. Se presentará mayor soporte periodontal en aquellas raíces más anchas vestibulolingualmente que mesiodistalmente, más divergentes, con configuración irregular, con dilaceraciones o acodamientos y en raíces largas y gruesas. El menor soporte periodontal se presentará en aquellas raíces de corte seccional redondeado, raíces convergentes o unidas, cónicas y lisas, cortas y delgadas y en raíces rectas.

3. Área o superficie radicular

Es la extensión que ocupa la inserción del ligamento periodontal, así que las raíces voluminosas tendrán una superficie radicular mayor. El área o superficie radicular está íntimamente ligada con la cantidad de soporte óseo.¹²

Longitud del espacio edéntulo

El éxito de una prótesis parcial fija depende de los dientes pilares y su capacidad para soportar cargas adicionales. Johnston y colaboradores en 1971 determinaron que la ley de Ante establece que el área o superficie radicular de los dientes pilares debe ser igual o mayor a la de los dientes que serán reemplazados por pónicos.¹³

Una prótesis parcial fija de considerable extensión es sometida a flexión bajo cargas oclusales lo cual conduce a fractura o desprendimiento de la porcelana, fractura del conector, descementación de cualquiera de los retenedores y una respuesta desfavorable de los tejidos que circundan los dientes pilares. Todas las prótesis parciales fijas se “flexionan” ligeramente cuando son sometidas a fuerzas oclusales; así que a mayor longitud del espacio edéntulo, mayor será la flexión.¹¹

De acuerdo con lo anteriormente establecido, un solo diente es reemplazado exitosamente cuando los dientes pilares presentan adecuado soporte óseo. El reemplazo de dos dientes representa el límite para el adecuado pronóstico y el reemplazo de tres dientes, no solo representa alto riesgo de fracaso de la estructura protésica sino de los dientes pilares.

Sustitución de dientes anteriores y caninos

La sustitución de los dientes anteriores y caninos plantea dos problemas básicos, el primero está relacionado con la estética, particularmente cuando existe una línea de la sonrisa alta y el grado de reabsorción del reborde es marcado. El segundo problema se relaciona con el aspecto biomecánico, teniendo en cuenta que la dirección de las fuerzas en sector anterior presenta un componente más horizontal.

En los incisivos superiores, las fuerzas actúan sobre la parte interna del arco que, desde el punto de vista estructural es la parte más débil, con la tendencia a inclinar los pilares hacia vestibular. Esta condición exigía anteriormente incluir pilares secundarios (primeros premolares) en el diseño de la prótesis, lo cual implicaba costo biológico bastante alto.

En el arco inferior, las fuerzas actúan sobre la parte externa del arco, considerándose la más fuerte desde el punto de vista estructural. Esta condición no exige pilares secundarios, así que el pronóstico biomecánico es mucho más favorable y la prótesis convencional para reemplazar los cuatro incisivos puede estar indicada.¹¹ (figura 3).

Figura 3
Biomecánica en el arco superior e inferior
(dirección de las fuerzas)



En el arco superior es preferible considerar los implantes como alternativa si no existen limitaciones anatómicas o económicas. La otra opción protésica sería la prótesis parcial removible.

Existen tres razones para establecer que los caninos son los dientes más difíciles de sustituir por medio de una prótesis fija convencional:⁸ la primera razón es porque estos dientes están fuera del eje que va de pilar a pilar; la segunda porque en una prótesis simple, ésta tiene como pilares los dientes más débiles, en el sector anterior el incisivo lateral y en el posterior el primer premolar y la tercera porque en el canino maxilar las cargas actúan sobre la superficie lingual con la tendencia de inclinar los pilares hacia vestibular. Aunque el comportamiento biomecánico es más favorable en el canino mandibular debido a que las fuerzas actúan en sentido lingual, los pilares para una prótesis fija convencional siguen siendo los más débiles.

Morfología dentaria y función

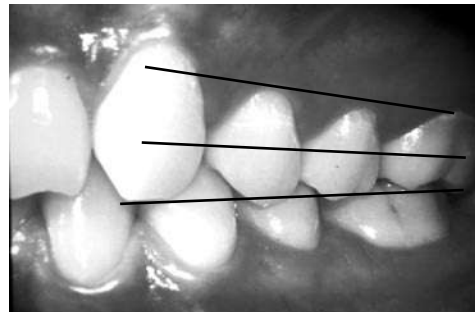
Robert Lee estableció que “si se logra entender la función de los dientes, es fácil reproducirlos más naturalmente, ya que la forma sigue la función”.¹⁴

En los términos más simples se puede establecer que la superficie oclusal de un diente posterior está formada por relieves positivos (cúspides y lomos) y relieves negativos (fosas y surcos). Todos estos elementos en conjunto participan en el corte, trituración y escape de los alimentos, además de dis-

minuir las cargas oclusales durante la masticación y proporcionar protección al carrillo y la lengua entre otras funciones. Uno de los componentes más importantes de la morfología oclusal son los lomos triangulares, ya que mantienen múltiples contactos con los dientes antagonistas, dirigiendo y distribuyendo las fuerzas de una manera más fisiológica.

Desde el punto de vista funcional se puede hacer referencia al **área canina maxilar** como el área formada por el canino y el primero y el segundo premolar. Su disposición adecuada permite que se formen tres líneas rectas que convergen hacia distal determinando lo que se conoce como **efecto de graduación**, es decir la disminución gradual de tamaño a medida que se aleja del observador. Las tres líneas son las que tocan los vértices cuspídeos, las áreas de contacto y los márgenes gingivales (figura 4). La extrusión de cualquiera de los dientes del área canina maxilar no solo compromete la estética sino que altera la función, particularmente durante los movimientos de lateralidad.¹⁴

Figura 4
Área canina maxilar



Existen dos determinantes por los cuales las cúspides bucales del grupo de dientes mencionados anteriormente son más largas que las palatinas; la primera está relacionada con los movimientos mandibulares ya que se presenta un patrón más vertical y por ende la actividad electromiográfica de los músculos masticatorios que participan en el movimiento mandibular lateral es menor. La segunda razón determina que se eviten los contactos dañinos en el lado de no trabajo o contralateral.

El término “**desoclusión canina**” es inadecuado para describir el potencial fisiológico de la guía que proporcionan los caninos (guía canina). La guía canina implica una función fisiológica donde se presenta una separación ipsilateral de 1,5 a 2,0 mm y contralateral de 2,0 a 3,0 mm.

En el movimiento protrusivo ocurren cuatro eventos que merecen ser mencionados:

1. El tercio incisal de los cuatro incisivos mandibulares se desliza sobre la superficie palatina de los centrales maxilares.
2. Los incisivos laterales maxilares al ser más cortos deben permitir el paso de los caninos mandibulares, de otra manera los primeros se desgastarían durante el movimiento.
3. El contacto descrito en el numeral uno debe producir inmediata separación de los dientes posteriores.
4. La superficie labial de los incisivos mandibulares en toda su extensión no debe contactar con la superficie palatina de los centrales superiores.

Los pacientes no tratados o con morfologías dentarias preservadas (no alteradas) y con oclusiones no traumáticas evidencian las siguientes características:¹⁴ pocas restauraciones y muy conservadoras, buena función masticatoria y deglutoria, mínimo desgaste dentario, mínimo trauma en la articulación temporomandibular y en el periodonto, actividad muscular confortable, libertad en los movimientos excéntricos y estética por la conservación de la morfología.

Consideraciones sobre la prótesis a extensión (cantilevers)

En una prótesis parcial fija convencional de tres unidades, las fuerzas que son aplicadas sobre el pónico son distribuidas equitativamente a los dientes pilares. Cuando un pónico a extensión reemplaza un espacio edéntulo, las fuerzas aplicadas sobre el pónico tienen efecto totalmente diferente sobre los dientes pilares. En este último caso el

pónico actuará como un brazo de palanca inclinando ligeramente la prótesis y el diente pilar.

Himmel R. (1992), en su revisión de literatura sobre prótesis parcial fija a extensión, establece que el pronóstico será mejorado si se tienen en cuenta los siguientes criterios:

1. Dientes pilares con raíces largas y soporte óseo aceptable.
2. Dientes pilares con preparaciones largas y paredes paralelas.
3. Dientes pilares vitales. La explicación para considerar pilares vitales está basada en que los dientes no vitales o con tratamiento endodóntico, presentan una disminución de la solidez estructural de toda la unidad dentaria, no hay sensibilidad y por consiguiente la instauración de la caries es más factible y, por último, se considera que existe más tolerancia frente a las fuerzas oclusales al disminuirse la autoprotección.
4. Aumentar el número de pilares y disminuir el número de pónicos a extensión. El mínimo de pilares para una prótesis a extensión es dos. La única excepción documentada en la literatura es el lateral maxilar (Antonoff, 1973).
5. Oclusión equilibrada y armónica.
6. Coronas completas como retenedores.
7. Conectores fuertes (gruesos).
8. Excelente higiene oral.¹⁵⁻¹⁸

La prótesis a extensión puede constituir una alternativa, si los implantes están contraindicados por razones anatómicas, médicas, económicas, psicológicas o simplemente porque el paciente no acepta una prótesis removible.

Budtz-Jorgensen y colaboradores (1987), establecieron que los pacientes con prótesis a extensión inferior y prótesis total superior experimentan mejoramiento en la masticación y la estabilidad

de la prótesis superior cuando se compara con los portadores de prótesis parcial removible inferior.

Elementos intrarradiculares (postes y muñones)

“Posiblemente no existe otra circunstancia en la práctica odontológica en la que se haya abusado más, con claros ejemplos de sobretratamiento; al pensar que toda pieza dentaria desvitalizada, requiera para su restauración, la implementación de postes y muñones”¹⁹

La mayoría de las investigaciones sobre postes y muñones han sido llevadas a cabo in vitro, evaluando las fuerzas tensiles requeridas para remover los diferentes tipos de postes. Desafortunadamente, las fuerzas tensiles, casi nunca se encuentran en clínica y las fuerzas laterales que son las que ocurren en cavidad oral son muy difíciles de evaluar en pruebas in vitro.

El juicio clínico, basado en el soporte de la literatura y la evidencia empírica acumulada por los clínicos más experimentados, determina que cuando el 70% o más de la estructura coronaria está preservada **no** es necesaria la utilización de un poste y muñon.²⁰

La preparación del conducto implica la mínima remoción de dentina. La sobrepreparación conduce al debilitamiento o a la posibilidad de perforación de las paredes radiculares.

En cuanto a la estructura coronal se puede establecer que a mayor conservación de esta, menor será la concentración de tensión en la porción cervical del diente. Si buena cantidad de estructura coronal esta preservada, mayor será la resistencia a la fractura durante la función masticatoria.²¹

Biomecánicamente, el diseño exitoso para un poste y muñon debe reunir las siguientes características:

1. Adecuado selle apical (calidad de la endondocia) para evitar la percolación de fluidos a través del foramen apical.

2. Mínima preparación del canal radicular (mínima remoción de dentina).
3. Adecuada longitud del poste.
4. Estructura coronaria resistente biomecánicamente (cantidad y solidez).
5. Efecto de férula (rodear el muñon).
6. Extensión del margen de la restauración hasta estructura dentaria sana.

Existen varios factores relacionados con la retención de los postes entre los cuales se pueden mencionar los siguientes:²²

A. Geometría de la preparación del canal radicular. La retención aumenta a medida que se paralelizan las paredes del canal (menos cónicas o menos ahusadas). Goodacre reportó que desde el punto de vista retención, los postes roscados activos de paredes paralelas (contacto directo con la dentina) son los más retentivos. Se ha establecido en varios estudios que estos postes inducen microfracturas, así que su utilización no debe ser rutinaria. Son seguidos en retención por los postes roscados o serrados pasivos (capa de cemento entre el poste y las paredes del canal) de paredes paralelas, después por los lisos de paredes paralelas y por último los postes cónicos o ahusados colados.²³⁻²⁵

B. Longitud del poste. Alrededor de este tópico hay mucha literatura. Se han sugerido algunas recomendaciones o más bien teorías. Varios autores recomiendan que debe ser 2/3 de la longitud radicular; otros dicen que debe llegar hasta la mitad de la raíz incluida dentro del hueso alveolar; otros que debe ser igual a la corona anatómica. La mayoría de los autores establecen que la longitud del poste debe ser 3/4 de la longitud radicular y que se deben evitar los cuatro o cinco milímetros apicales. En raíces largas esta proporción es aceptable; no sucede lo mismo con raíces cortas donde no solo el pronóstico biomecánico está seriamente comprometido, sino que lograr la proporción de los 3/4 eliminaría los cuatro o cinco milímetros apicales comprometiendo el selle en esta área tan importante. Sin embargo cada diente debe ser eva-

luado individualmente para determinar la longitud definitiva del poste.^{24, 25}

C. Diámetro. El aumento del diámetro con la intención de incrementar la retención solo produce el debilitamiento de las paredes y aumenta la posibilidad de “estallido” radicular. El diámetro del poste no debe exceder 1/3 del diámetro de la raíz en cualquier punto de su longitud y en su porción apical (poste) no debe ser mayor de un milímetro. Se considera que el diámetro promedio está entre 0.6 y 1.2mm. y es necesario relacionarlo con el diámetro de los diferentes instrumentos rotatorios utilizados en la preparación del conducto para el poste.²³

D. Textura superficial. Existe relación directa entre la textura superficial y la retención. Los estudios demuestran que las superficies roscadas, con irregularidades o arenadas son mucho más retentivas que las lisas.

E. Medios de cementación. Los medios cementantes mejoran la retención y crean un selle a lo largo del canal. Los medios de cementación más comúnmente utilizados son fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cementos de resina.²⁶

La utilización clínica de los postes colados o prefabricados depende de la valoración entre las ventajas y desventajas de cada uno de los sistemas. No puede considerarse un solo sistema como universal o ideal y no existe un sistema para todas las situaciones clínicas.¹⁹

El elemento intrarradicular debe reunir las siguientes características:

- Permitir la inserción pasiva y no producir tensiones internas.
- Usar en lo posible cementos adhesivos.
- Utilizar materiales no corrosivos y resistentes.
- El material del poste debe ser biocompatible.
- Que sean sistemas soportados por estudios clínicos y de laboratorio.
- Que sean compatibles con otros elementos protésicos.

- Que tenga costo racional.
- Que tenga la longitud adecuada.

El aflojamiento del poste y la fractura de este o de la raíz son los dos fracasos más comunes con los elementos intrarradicales.

Entre de las causas para el fracaso se pueden enumerar las siguientes:

1. Patrón inadecuado del poste (deficiente impresión del conducto radicular).
2. Postes delgados y por consiguiente débiles.
3. Poste con configuración circular (pobre retención).
4. Efecto de cuña por postes muy ahusados.
5. No férula al tejido coronal remanente.
6. Diámetro excesivo.
7. Contaminación del canal radicular durante la inserción del poste.
8. Técnica de colado defectuosa (poros, irregularidades, perlas, etc.).
9. Escaso tejido coronal remanente.
10. Utilización de aleaciones con alto potencial de corrosión.
11. Postes cortos.

Oclusión traumática y lesiones dentarias

Varios estudios sustentan la teoría de que la concentración de tensión en el área cervical de los dientes es responsable no solo del desarrollo de lesiones cervicales no cariosas sino también de fallas en la retención de las restauraciones.²⁷ El trauma oclusal, además de producir lesiones dentarias cervicales no cariosas, puede causar desprendimiento, filtraciones y fracasos en la restauraciones.

En la literatura las lesiones dentarias no cariosas se clasifican en cuatro categorías:

- A. Atrición. Es la pérdida de la estructura dentaria por contacto (diente-diente), como por ejemplo, función de la masticación o el bruxismo.²⁸
- B. Abrasión. Pérdida de la estructura dentaria por medios mecánicos repetitivos como el cepillado.^{28, 29}
- C. Erosión. Disolución química de la estructura dentaria, usualmente causada por la dieta o ácidos (externos o internos).³⁰ Las lesiones erosivas se caracterizan por la pérdida de la estructura dentaria de una superficie amplia que generalmente involucra varios dientes.
- D. Lesiones cervicales inducidas por trauma oclusal. Es la pérdida de la estructura dentaria producida por flexión del diente originada por trauma o tensión oclusal. Estas lesiones tienen forma de cuña con bordes agudos con una localización intracrevicular de toda o parte de la lesión. Grippo en 1991 las denominó lesiones idiopáticas o Abfracciones.³¹

Las fuerzas no axiales o laterales crean tensión y compresión en el área cervical presentándose una disrupción de las uniones químicas de los cristales de hidroxiapatita del esmalte y hacen que estos sean más susceptibles al ataque químico y posterior deterioro mecánico.

La estructura dentaria, particularmente el esmalte, tiene mayor resistencia a la compresión que a la tensión y por consiguiente sufre más daño cuando está sometido a fuerzas tensiles. De otro lado, la dentina es más resistente a la tensión debido a su alto contenido orgánico cuando se compara con el esmalte^{28, 32} y la mayor resiliencia de la dentina permite mayor deformación sin fracturarse. El esmalte se comporta como una unidad rígida, mientras que la dentina se deforma elásticamente debajo del esmalte.

Los caninos tienen un papel significativo en la protección de los dientes posteriores durante los movimientos de lateralidad. En denticiones sin función canina, las fuerzas laterales son transmitidas a los dientes posteriores, lo que puede conducir a lesiones cervicales producidas por tensión.²⁸

La clave diagnóstica para las lesiones cervicales inducidas por trauma oclusal es desde luego la presencia de fuerzas oclusales laterales durante la masticación o los movimientos parafuncionales. El tratamiento de las lesiones inducidas por trauma oclusal depende críticamente de la oclusión y las modalidades tradicionales de tratamiento que no consideren la acción de las fuerzas tensiles en la etiología de estas lesiones están encaminadas al fracaso. Los materiales de bajo módulo elástico (más flexibles) y alta resistencia tensil, como las resinas compuestas de microrrelleno, son buenas candidatas para restaurar este tipo de lesiones, ya que presentan propiedades elásticas para resistir la flexión del área cervical. La eliminación de las fuerzas no axiales o laterales puede ser llevada a cabo por un simple ajuste oclusal o ambientación oclusal lo que lleva a la reducción o eliminación de la tensión sobre la restauración aumentando la longevidad de la misma.²⁷

FACTORES BIOMECÁNICOS EN PRÓTESIS SOPORTADAS POR IMPLANTES OSEOINTEGRADOS

La oseointegración parece posible con muchos materiales tales como el óxido de aluminio, el acero inoxidable, el vitalium, el tantalum y el vanadio. La investigación demuestra que estos materiales sufren corrosión con el tiempo comprometiendo la interfase implante-hueso, que no solamente se ve afectada por el tipo de material del implante, sino también por los procedimientos de inserción (trauma quirúrgico, sobrecalentamiento), cantidad y calidad ósea, potencial de cicatrización de los tejidos, reacciones biológicas y los factores biomecánicos o las fuerzas que están actuando sobre los componentes protésicos y los implantes. La reconstrucción protésica con implantes no ofrece milagros, las complicaciones y las fallas son posibles, así que el conocimiento de la técnica no es suficiente para eliminar los problemas.³³

Biomecánica masticatoria en dentición natural y restaurada

En denticiones naturales las fuerzas de mordida con un componente primordialmente vertical se

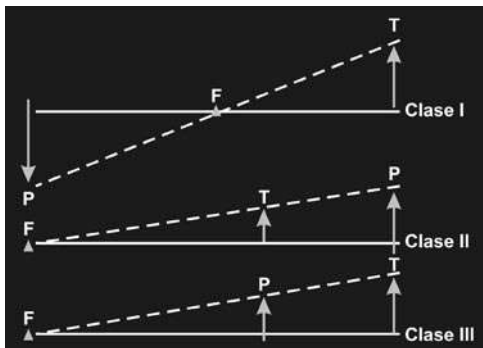
encuentran en un rango entre las 35 y 250 psi. En la región de incisivos de 35 a 50 psi, en la región canina entre 47 y 100 psi y en la región molar entre 127 y 250 psi.³⁴

En situaciones de normalidad cuando no existen contactos interferentes, la mandíbula es una palanca clase III donde el Fulcrum está en la articulación temporomandibular, la Potencia en los músculos y el Trabajo en los dientes. La fuerza o potencia (P) será más grande si el bolo alimenticio está más cerca del fulcrum (figura 5).

Palanca clase III: F Fulcrum) P (Potencia) W (Trabajo)
ATM Músculo Dientes

Figura 5

Palancas clase I, II y III. T: Trabajo, F: Fulcrum, P: Potencia



La palanca clase I es la más eficiente mecánicamente y la más traumática desde el punto de vista biológico. La clase II es menos eficiente que la clase I, y la clase III es la menos eficiente mecánicamente y por consiguiente no traumática en el aspecto biológico. (figura5)^{35, 36}

Los pacientes con prótesis total convencional en los dos arcos, presentan fuerza de mordida mucho menor que los pacientes con denticiones no restauradas, con equivalencia aproximada de 15 a 25 psi. Las investigaciones establecen que los pacientes con prótesis soportadas por implantes tienen fuerzas de mordida similares a los pacientes con denticiones naturales.³⁷

Biomecánicamente, la cantidad de contacto entre el implante y el hueso es un factor clave en la

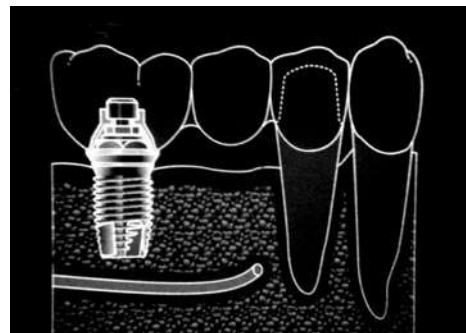
transferencia de tensión a la interfase; esto establece ciertas diferencias entre los implantes con una configuración roscada y los implantes lisos; los primeros presentarán, mayor área de contacto por unidad de superficie, mayor retención, mayor resistencia traccional y mayor capacidad para resistir fuerzas tensionales, cuando se comparan con los implantes que son lisos en su configuración externa.^{36, 38}

Combinación implante–diente como pilares de una PPF

Los implantes y los dientes naturales como pilares de una prótesis parcial fija son diferentes en términos de movilidad (figura 6). Mientras que el implante es rígido dentro de la estructura ósea y puede ser sometido a grandes fuerzas oclusales, el diente natural con cierta movilidad fisiológica, que permite movimientos horizontales en un rango entre las 56 y 108 u y verticalmente de 28 u, puede no ser sometido a cargas oclusales. Si dos o más implantes se conectan con dientes naturales, la rigidez de los implantes hacen que estos reciban la mayor cantidad de las cargas oclusales y la conexión con el diente actuaría como una prótesis a extensión.³⁹

Figura 6

Combinación implante–diente natural



Modificado de Renouard, F and Rangert Bo.: Risk factors in implant dentistry. Simplified clinical analysis for predictable treatment. Chapter 3: Biomechanical Risk Factors. Quintessence Books. 1999. Pg 127

Algunos fabricantes de implantes intentaron solucionar este problema de muchas maneras. En el antiguo sistema IMZ, se utilizó un elemento

intramóvil para compensar de alguna forma la diferencia de movilidad. De todas maneras, con elementos intramóviles o sin ellos, los implantes serán más rígidos y soportarán más carga tanto vertical como horizontal.^{40, 41}

Algunos clínicos recomiendan el uso de ajustes o elementos semirrígidos entre los componentes de la prótesis, para compensar esa diferencia de movilidad.⁴²⁻⁴⁴

Varios autores han reportado la intrusión del diente natural cuando se realiza esta conexión y lo relacionan con factores tales como la atrofia por desuso, memoria de rebote impedida, impactación de alimentos y otras causas que no han sido científicamente evidenciadas.⁴⁵⁻⁴⁷

La combinación de implantes y dientes naturales debe ser evitada debido a que hasta el momento no hay un sistema universalmente aceptado que sea capaz de replicar la movilidad fisiológica que proporciona el ligamento periodontal.⁴⁸

Consideraciones sobre las prótesis a extensión

La extensión de la restauración en cualquier sentido (mesial, distal, vestibular y lingual) tiene un impacto negativo mayor en las situaciones de edentulismo parcial que en las de arco completo ya que se incrementan las cargas sobre los implantes dando como resultado el aflojamiento de los tornillos de fijación o la fractura de los componentes protésicos. En principio, las extensiones (cantilivers) no deben ser aceptadas como una opción de rutina en una prótesis parcial de la misma forma como se conciben en una restauración de arco completo.⁴⁹

Cuando las fuerzas oclusales actúan sobre las áreas de extensión distal en restauraciones de arco completo, los implantes más posteriores se comportan como una línea de fulcrum, mientras que los implantes anteriores, recibirán las cargas tensionales.

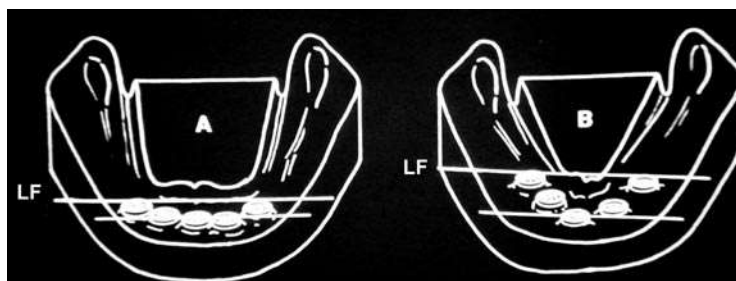
Si la distancia entre la línea de fulcrum (implantes posteriores) y los implantes anteriores es mayor, las fuerzas oclusales sobre la extensión distal serán contrarrestadas de manera más efectiva. La longitud para la extensión distal de la restauración no debe exceder la distancia entre la línea de fulcrum (implantes posteriores) y los implantes anteriores. Aun con buena distribución y buen número de implantes, la extensión distal de la prótesis no debe exceder la longitud de dos pónicos en la mandíbula y un pónico en el maxilar.⁵⁰⁻⁵²

Configuración del arco edéntulo

La forma de los arcos desdentados describe la configuración de éstos cuando son vistos desde un aspecto oclusal y esto corresponde a la forma geométrica del arco dental que puede ser clasificado como cuadrado, ovoide o triangular (agudos).⁵³

Los arcos cuadrados tienen configuración menos "ideal" que los arcos agudos, ya que en los primeros la distancia entre los implantes posteriores (línea de fulcrum) y los implantes anteriores es menor y las extensiones distales deben evitarse; en este caso estarían indicadas la prótesis removibles o sobredentaduras. Por otro lado en arcos agudos, donde la distancia entre los implantes posteriores y anteriores es mayor, podría indicarse una prótesis de completo anclaje óseo o de arco completo con cierta extensión distal (figura 7).

Figura 7
Formas de los arcos A. Cuadrado B. Agudo. LF: Línea de Fulcrum



Modificado de Misch CE, Contemporary implant dentistry. St Louis: Mosby-Year Book Inc, 1993:643-667

Número, longitud y diámetro de los implantes

En una prótesis parcial fija, el número ideal de implantes en una situación clínica dada depende más del número de raíces de soporte para reemplazar que del número de dientes. Por ejemplo un canino representa una raíz de soporte, mientras que un molar representa dos raíces de soporte. Reemplazar tres o más raíces de soporte con dos implantes de plataforma "regular" determina un factor de riesgo biomecánico (número de implantes menor que el número de raíces de soporte), pero si el reemplazo se realiza con implantes de plataforma "amplia", el factor de riesgo es eliminado ya que provee incremento en la resistencia mecánica y mayor resistencia a las cargas que los implantes de menor plataforma.

Cuando existen tres o más implantes soportando una prótesis parcial fija de cierta extensión, la relación número de implantes y número de raíces de soporte no es tan estricta y en este caso es posible utilizar menos implantes que el número de raíces de soporte.⁵⁴

En la prótesis de arco completo, aunque no es una regla, existe una guía en la selección de la longitud y número de implantes. Si el volumen óseo disponible permite la inserción de implantes de 15 mm o más de longitud tan solo son necesarios 4 implantes; si solo es posible colocar implantes entre 10 y 15 mm, serán necesarios 5 implantes y si el volumen óseo solo permite longitudes entre 8 y 10 mm serán necesarios 6 o más implantes.

Esto quiere decir que si la cantidad y calidad del hueso disponible es pobre es necesario aumentar el número de implantes. Las ratas de éxito para las prótesis de completo anclaje óseo (PCAO) o de arco completo en el maxilar son menores que en la mandíbula, debido a las diferentes densidades óseas.³⁸

Los implantes de menor diámetro tienen menor capacidad para soportar fuerzas dislocantes que los implantes de mayor diámetro. En las zonas posteriores el menor diámetro aceptado es el de 4 mm y los de menor diámetro se consideran un factor de riesgo biomecánico.

Posición óptima de los implantes

Bo Rangert y colaboradores (1995) establecieron que desde el punto de vista biomecánico una restauración parcial es más susceptible a la sobrecarga que una restauración de arco completo, debido a que en la primera la configuración es más lineal.⁵⁵

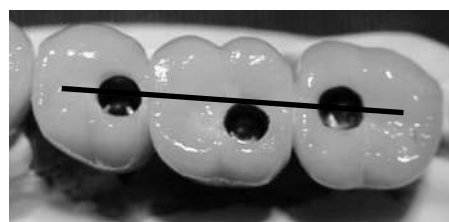
La restauración de los segmentos posteriores proporciona dos posibilidades, una es la **configuración lineal** en la que no es posible contrarrestar de una manera efectiva las fuerzas axiales y no axiales (oblicuas). A mayor alineamiento, mayor será el potencial de torque o torsión sobre los implantes. La otra posibilidad es la **configuración tripoidal** que corresponde a una disposición de los implantes ligeramente curvada en la cual el implante central está salido ligeramente con respecto a un eje que une los implantes de los extremos.

Esta configuración permite contrarrestar las fuerzas axiales y no axiales de una manera más efectiva; minimizando el grado de tensión sobre los implantes aproximadamente en un 50% comparado con la configuración lineal (figuras 8 y 9).⁵⁴

Figura 8
Configuración lineal

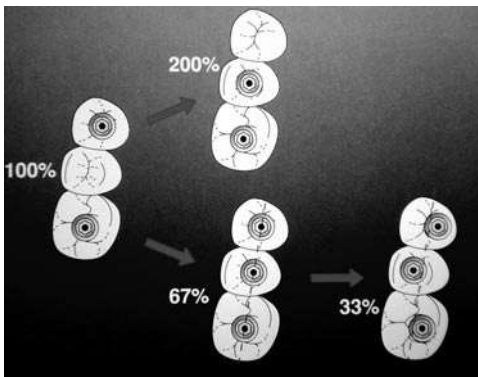


Figura 9
Configuración tripoidal



Si solamente es posible colocar dos implantes en una zona edéntula, estos deben ser colocados en los extremos del espacio edéntulo. Una prótesis a extensión (cantilever) dobla el nivel de tensión en un 200% sobre el implante más cercano a la extensión. La consideración de tres implantes en línea disminuye el grado de tensión en 30% y con configuración tripoidal, la disminución es de 70% (figura 10).⁵⁶

Figura 10
Diferentes porcentajes de tensión según la disposición de los implantes



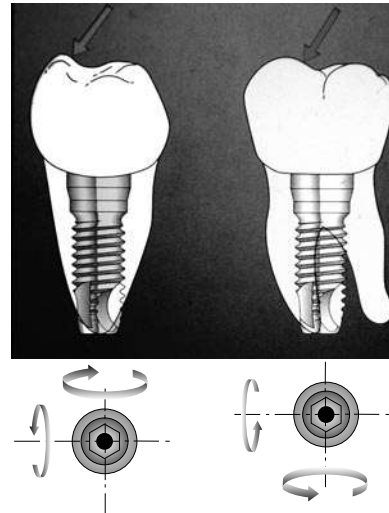
Modificado de Palacci P et al: Optimal implant positioning & soft tissue management for the Branemark System. Chapter 2: Practical guidelines based on biomechanical principles. Quintessence Publishing, 1995. Pg. 32

Desde el punto de vista biomecánico, la situación más adversa sería reemplazar el tramo edéntulo con dos implantes y considerar una prótesis a extensión. La situación óptima es tres implantes con una configuración tripoidal.

Implantes en el área de molares

La corona de un molar es sustancialmente más grande que el diámetro y la plataforma protésica del implante y esto puede conducir posiblemente a la generación de torques en múltiples direcciones durante la función masticatoria.⁵⁵ El bruxismo, apretamiento y la condición periodontal de los dientes adyacentes al área molar deben ser cuidadosamente evaluados y en estas condiciones puede estar contraindicado el uso de un implante único (figura 11).

Figura 11
Implantes en área de molares



Modificado de Palacci P et al: Optimal implant positioning & soft tissue management for the Branemark System. Chapter 2: Practical guidelines based on biomechanical principles. Quintessence Publishing, 1995. Pg. 25

Un reporte clínico publicado en 1996 recomienda el uso de implantes de plataforma amplia o dos implantes estándar de plataforma regular. Dos implantes proveen más ventajas biomecánicas en el soporte de la prótesis que lo que puede proveer uno solo.⁵⁷

La presencia de dientes anteriores y posteriores al espacio edéntulo en la zona de molares representa una situación favorable desde el punto de vista biomecánico y se puede pensar que los dientes naturales protegen los implantes durante la función, especialmente en pacientes con un esquema oclusal favorable.⁵⁴

Etiología del edentulismo y factores de riesgo de fracaso de los implantes

Si se relaciona la etiología del edentulismo con los factores de riesgo de fracaso de los implantes se puede apreciar cualitativamente ese riesgo.

Cuando los dientes naturales se pierden por caries o por trauma por enfermedad periodontal y por bruxismo o desorden oclusal severo, el riesgo de pérdida de los implantes se puede clasificar como bajo, moderado y alto respectivamente.³³

DIENTES

- Pérdida por caries o por trauma -----
- Pérdida por enfermedad periodontal -----

* Eliminar factores etiológicos antes del tratamiento

* La presencia de enfermedad periodontal

En la 1.^a fase----Poca influencia sobre el implante

En la 2.^a fase--- Mucositis–Periimplantitis

- Pérdida por bruxismo o desorden oclusal severo -----

Considerar los implantes cuando se puede instalar un número suficiente de ellos.

IMPLANTES

Bajo riesgo de fracaso

Bajo a moderado

Alto riesgo de fracaso

Los implantes definitivamente han cambiado la concepción de la prótesis convencional y los pacientes ahora sugieren su uso para conservar sus dientes pilares sanos. Por mucho tiempo se consideró que un paciente con riesgo estaba relacionado con las consideraciones anatómicas; así que si existía suficiente hueso era un buen paciente para implantes, pero si el hueso era insuficiente no era un buen candidato para los implantes. Se ha considerado por ejemplo que un paciente fumador tiene 10% más de riesgo de fracaso de los implantes que un paciente no fumador.⁵⁵

La intensidad de la fuerza y los hábitos parafuncionales tienen efecto negativo considerable en la estabilidad de los componentes protésicos y del implante propiamente dicho. El paciente con hábitos parafuncionales (bruxismo) o que haya perdido sus dientes por fractura por apretamiento es considerado un paciente con alto riesgo de fracaso para los implantes y este riesgo se incrementa si las fuerzas no son dirigidas a lo largo del eje longitudinal del implante.

Palacci, propone tres aspectos importantes en el diseño de las restauraciones para compensar este riesgo biomecánico:⁵⁴

1. Los contactos oclusales deben ser dirigidos a la fosa central.
2. Baja inclinación de las cúspides y poca profundidad de las fosas.

3. Reducción en amplitud de la tabla oclusal.

Adaptación pasiva

La falta de adaptación pasiva de la prótesis sobre los implantes constituye un factor de riesgo no solamente para el implante sino para los componentes protésicos y la interfase implante-hueso. La adaptación pasiva de toda la estructura protésica sobre varios implantes cuando se trata de una prótesis atornillada debe ser evaluada solamente con un tornillo de fijación. La inspección radiográfica y clínica no debe mostrar espacios o signos de movimiento entre los implantes y los pilares. Si la estructura no está pasivamente adaptada se recurre al seccionamiento y posterior soldadura.⁵⁸ En una prótesis cementada se debe controlar la adaptación de la interfase pilar-implante y restauración-pilar.

Reabsorción ósea vertical

La reabsorción ósea vertical determina una excesiva altura de la restauración y por consiguiente una relación restauración-implante desfavorable. Esta situación crea un brazo de palanca de considerable magnitud sobre la interfase pilar-implante. Cuanto más elevada es la relación corona-implante, mayor es el momento que se genera con las cargas laterales. En casos de reabsorción ósea vertical, es necesario evaluar el nivel óseo del área donde se colocará el implante y el de los dientes adyacentes;

ya que esta situación puede convertirse en un factor de riesgo periodontal, perimplantar y estético. La reconstrucción ósea basada en la regeneración o un injerto óseo previo a la colocación de los implantes, debe ser el tratamiento de elección.

La prótesis sobre implantes muchas veces no tiene la misma oportunidad estética que la prótesis convencional. Si existe una línea de la sonrisa alta y además reabsorción del reborde, esto se convierte en un factor de riesgo no solamente biomecánico sino estético.³³

Restauraciones cementadas *versus* atornilladas

Las ventajas y desventajas de las restauraciones cementadas y atornilladas sobre implantes, establecen las diferencias entre unas y otras.^{53, 59, 60, 61}

RESTAURACIONES CEMENTADAS

Ventajas

- Estética oclusal
- Control de la oclusión
- Asentamiento pasivo
- No dificultad de acceso en segmentos posteriores
- Solidez estructural de la porcelana (no agujeros).
- Corrección de angulación del pilar

Desventajas

- No posibilidad en espacios
- Interoclusales limitados
- Mayor costo: pilar y cofia
- Metálica ó cerámica
- Dificultad remoción cemento

RESTAURACIONES ATORNILLADAS

Ventajas

- Posibilidad de retiro y mantenimiento
- Útiles en espacios interoclusales
- Posibilidad de apretamiento en caso de aflojamiento, particularmente en Restauraciones únicas
- No remoción de cemento

- Corrección de color y forma porcelana
- Menor discrepancia marginal

Desventajas

- Comprometen la estética oclusal
- En prótesis múltiples el asentamiento es logrado después de soldaduras
- El agujero del tornillo corresponde entre el 30 y 40% de la tabla oclusal

Cuando los factores de riesgo biomecánico son considerables es preferible la utilización de la prótesis atornillada en vez de la cementada; en la primera las señales de alarma son más fáciles de detectar y las complicaciones más fáciles de manejar.⁵⁴

Existen algunas razones que indican la remoción de las restauraciones sobre los implantes, entre las cuales se pueden mencionar la pérdida ósea alrededor del implante, el sangrado, la infección de los tejidos circundantes, la facilitación de limpieza por parte del paciente (nichos proximales adecuados), la corrección de los contornos coronarios, la reparación de la porcelana fracturada, el cambio de color de la restauración y el apretamiento o la reposición del tornillo de fijación flojo o fracturado

En cuanto a las restauraciones atornilladas, se ha establecido que la mayor posibilidad de aflojamiento ocurre en las siguientes situaciones clínicas:⁵⁸ coronas individuales, coronas en el sector posterior, prótesis a extensión (en cualquier sentido), inadecuada relación corona-implante, ausencia de contactos proximales (espacio edéntulo grande), contactos oclusales excesivos durante los movimientos laterales y cúspides altas y fosas profundas

Las posibles soluciones a los problemas mencionados anteriormente pueden estar relacionadas con los siguientes aspectos:

- Dirigir los contactos interoclusales al centro de la restauración.
- Evitar los contactos excesivos en el lado de trabajo y no trabajo (fuerzas laterales).

- Evitar los sobre contornos y las prótesis a extensión (cantilevers).
- Considerar dos implantes en el área de molares y las restauraciones preferiblemente ferulizadas.
- Utilizar el torquímetro, teniendo en cuenta que el apretamiento digital (manual) alcanza los 10 ó 12 Ncm y el apretamiento mecánico (torquímetro) de los 20 a 35 Ncm.
- Obtener un asentamiento pasivo de la prótesis.⁵⁵

CORRESPONDENCIA

Gerardo Becerra S.
 Facultad de Odontología
 Universidad de Antioquia
 Medellín, Colombia
 Dirección electrónica: gerardob@epm.net.co

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Becerra G. Fundamentos estéticos en rehabilitación oral. Parte I: Factores que influyen en la estética dental. Proporciones "Doradas". Estética facial. Rev Int Prótesis Estomatol, 2001; 3(4): 247-252
2. Shillenburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Bracket S. Principles of tooth preparations. En: Fundamentals of fixed prosthodontics. 3 ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1997. p. 119-137
3. Pameijer Jan HN. Tooth preparation En: Periodontal and occlusal factors in crown and bridge procedures. Dental Center for Postgraduate Courses. Amsterdam: Holland; 1985.
4. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. J Prosthet Dent, 1961; 11: 487-502.
5. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence of cemented veneer crowns. Acta Odontol Scand, 1955; 13: 35-40.
6. Lorey RE, Myers GE. The retentive qualities of bridge retainers. J Am Dent Assoc, 1968; 76: 568-572.
7. Potts RG, Shillenburg HT, Duncanson MG. Retention and resistance of preparations for cast restoration. J Prosthet Dent, 1980; 43: 303-307.
8. Shillenburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Bracket S. Treatment planning for the replacement of missing teeth. En: Fundamentals of fixed prosthodontics. 3 ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1997; p. 85-103.
9. Nyman S, Niklaus L. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. Periodontol, 2000 - 1994; 4:15-22.
10. Penny RE, Kraal JH. Crown-to-root ratio: its significance in restorative dentistry. J Prosthet Dent, 1979; 42(1):34-38
11. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3 ed. St. Louis: Mosby, 2001.
12. Jepsen, A. Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. Acta Odontol Scand, 1963; 21:35-46.
13. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern practice in crown and bridge prosthodontics. 3 ed. Philadelphia: Saunders, 1971.
14. Rufenacht CR. Esthetics and its relationship to function En: Fundamentals of Esthetics. Chicago: Quintessence Publishing, 1990. p.137-209
15. Himmel R. The cantilever fixed partial denture: A literature review. J Prosthet Dent, 1992; 67(4): 484-487
16. Ewing JE. Re-evaluation of the cantilever principle. J Prosthet Dent 1957; 7:78-92.
17. Wright WE. Success with the cantilever fixed partial denture. J Prosthet Dent, 1985; 55: 537-539.
18. Goldfogel MH, Lambert RL. Cantilever fixed prosthesis replacing the maxillary lateral incisor: design consideration. J Prosthet Dent, 1985; 54: 477-478.
19. Becerra G, Valencia G. Relaciones endodóntico-protésicas, postes y muñones. Rev Fac Odont Univ Ant, 1998; 10(1): 29-35
20. Christensen Gordon. Post and core: State of the art. J Am Dent Assoc, 1998; 129: 96-97.
21. Henry PJ. Photoelastic analysis of post and core restorations. Aust Dent J. 1977; 22: 157-161.
22. Lawrence WS. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Proth Dent, 1999; 81(4): 380-385
23. Goodacre CJ, Spolnick KJ. The prosthodontics management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data. Treatment concepts. J Prosthodont, 1994; 3:243-250.
24. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent 1978; 39: 400-405.
25. Kurer HG, Combe ES, Grant AA. Factors influencing the retention of dowel. J Prosthet Dent 1977; 38(5): 515-525
26. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent 1979; 41(2):159-162.
27. Becerra SG. Lesiones dentarias cervicales inducidas por oclusión traumática. Rev Fac Odont Univ Ant 1998; 9(2):53-56
28. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesion of teeth. J Prosthet Dent 1984; 52(3):374-380
29. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Stress-induced cervical lesions. J Prosthet Dent 1992; 67(5):718-722

30. McClure FJ, Ruzicka SJ. The destructive effect of citrate vs. lactate ions on rats molars tooth surfaces in vivo. *J Dent Res* 1946; 25:1-12.
31. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 1991; 3(1):14-19
32. Bowen R, Rodríguez, M. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962; 64:378-387
33. Renouard F, Rangert B. General Risk Factors. En: Risk factors in implant dentistry. Simplified clinical analysis for predictable treatment. Chicago: Quintessence Books; 1999. p.13-28
34. Craig RG. Restorative dental materials. 6 ed. St Louis: Mosby;1980
35. Becerra G, Botero H. Consideraciones protésicas básicas en los implantes oseointegrados. *Rev Fac Odont Univ Ant* 1997; 8(2):62-69
36. Worthington P, Branemark PI. Advanced osseointegration surgery. Application in the maxillofacial region. Chicago: Quintessence Book; 1992.
37. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977; 85: 200-208.
38. Hobo S, Ichida E, García L. Treatment planning En: Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Yokyo Quintessence Publishing Company. 1991.p 55-86
39. Lundgren D, Laurell L, Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000 1994; 4: 23-40.
40. Van Rossen IP, Braak LH, De Putter C, Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990; 64(2):198-205.
41. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848
42. Ericsson I, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation on fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodon* 1986; 13(4): 307-312.
43. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3): 305-312.
44. Cohen S, Ornstein J. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 230-234.
45. Rieder CE. Parel. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-conect fixed partial dentures. *Int J Rest Dent* 1993;13:334-347.
46. Sheets CG, Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for occurrence. *J Prosthet Dent* 1993; 70:513-520.
47. Cho GC, Chee WW. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1992; 68:3-5.
48. Sheets CG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent* 1997; 77(1):39-45.
49. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, van Roekel N. Bendin overlod and implants fracture. A restrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:326-334.
50. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416
51. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:241-247.
52. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71:493-499.
53. Misch CE. Principles of cement-fixed prosthodontics and implant dentistry En: Contemporary implant dentistry. St Louis: Mosby-year Book; 1993. p.651-668
54. Renouard F, Rangert B. Biomechanical Risk Factors. En: Risk factors in implant dentistry. Simplified clinical analysis for predictable treatment. Chicago: Quintessence Books; 1999. p.13-28
55. Palacci P, Ericoson I, Engstrand P, Rangert B. Practical guidelines based on biomechanical principles: En: Optimal implant positioning & soft tissue management for the Branemark. Chicago: Quintessence Publishing; 1995. p. 21-33
56. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 3:360-370.
57. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3):372-378.
58. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. Implant-supported fixed prostheses. En: Contemporary fixed prosthodontics. 3 ed. St Louis: Mosby; 2001. p. 313-353.
59. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosth Dent*, 1997; 77(1): 28-35
60. Keith SE, Miller B H, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J oral Maxillofac Implants*, 1999; 14(3):369-378
61. Agar JR, Cameron SM, James C. Cement removal restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*, 1997; 78(1): 43-47