

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS DE LAS  
PRÓTESIS FIJAS DENTO-IMPLANTOSOPORTADAS**

Trabajo especial de grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela por el Odontólogo Mauro José Velázquez Saint-Clair, para optar al título de Especialista en Prostodoncia.

Caracas, mayo de 2004

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSGRADO DE PROSTODONCIA

**CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS DE LAS  
PRÓTESIS FIJAS DENTO-IMPLANTOSOPORTADAS**

Autor: Od. Mauro José Velázquez Saint-Clair

Tutor: Prof. Olga González Blanco

Caracas, mayo de 2004

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

---

(Coordinador) Nombre y Apellido

---

Firma

---

Nombre y Apellido

---

Firma

---

Nombre y Apellido

---

Firma

Observaciones

---

---

---

Caracas, mayo de 2004

## **DEDICATORIA**

**A las tres bases fundamentales de mi vida, a mi papá Mauro, a mi mamá Yaritza y a mi esposa Alicia. Sin ustedes nada de esto hubiese sido posible.**

## **AGRADECIMIENTOS**

Mis sinceros agradecimientos a todas aquellas personas que de manera directa o indirecta me han brindado su apoyo y han hecho posible la realización del presente trabajo y muy especialmente a:

Castor Nicolás Velázquez Fórnés, doctor en odontología, por sus invaluable enseñanzas, estímulos en la realización de este trabajo y por demostrarme que el orgullo y el amor por nuestra profesión son muy importantes para mantener en alto nuestra especialidad.

Mi tutora Olga González Blanco, odontólogo, M.Sc., por su orientación en cada una de las etapas de la preparación de esta monografía, por su gran dedicación al trabajo y la búsqueda por la excelencia.

Mis hermanos José Miguel, Mariana y José Manuel por la paciencia en esos momentos en los que necesité del uso de la computadora y gustosamente me cedieron ese tiempo.

A mi amigo Daniel Oreadi ya que sin su ayuda no hubiese recolectado todos los artículos que necesité para la realización de este trabajo.

Mis compañeros y amigos; Carolina Hurtado, Francisco Minuta, Nataly Akhras, Rosibé Albarran. Gracias por todas las experiencias, vivencias y gratos momentos que aligeraron la preparación de esta monografía.

## RESUMEN

Las prótesis implanto soportadas se han convertido en una importante opción de tratamiento en la rehabilitación de pacientes parcialmente y completamente edéntulos. La biomecánica en la restauración de pacientes parcialmente edéntulos es controversial con respecto a las cargas funcionales aplicadas a una prótesis combinada dento-implanto soportada. La controversia se centra alrededor de la tensión adicional que se puede aplicar como resultado de la relativa inmovilidad de los implantes oseointegrados de titanio comparado con la relativa movilidad del diente bajo función. Esta sobrecarga del implante podría traer como consecuencia una reabsorción del hueso circundante al implante, fractura del implante, pérdida del tornillo de fijación, además de la intrusión del diente por debajo de la restauración cementada. Debido a esto se han creado diversas alternativas en el diseño de prótesis parciales fijas dento-implantosoadas, dentro de las cuales se encuentran los mecanismos de rompedores, la creación de aditamentos o dispositivos específicos y la creación de materiales con propiedades específicas, con la finalidad de restaurar aquellos pacientes parcialmente edéntulos. Es importante el conocimiento de la biomecánica en este tipo de uniones diente-implante para poder así, restituir la función y mantener la integridad de las estructuras presentes en boca.

## LISTA DE CONTENIDOS

	PÁGINA
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE GRÁFICOS.....	viii
RESUMEN.....	xi
I.-INTRODUCCIÓN.....	1
II.- REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	4
1. Implantes dentales. Generalidades.....	4
1.1.Definición de implantes dentales.....	4
1.2.Definición de oseointegración.....	5
1.3.Proceso biológico de la oseointegración en los implantes dentales.....	7
1.4.Indicaciones y contraindicaciones de los implantes oseointegrados.....	10
1.5.Criterios de éxito en el proceso de oseointegración en los implantes dentales.....	13
2. Consideraciones biomecánicas en el diseño de las prótesis parciales fijas dento-implantosoportadas.....	17
2.1.Consideraciones generales de la biomecánica en el diseño de prótesis fijas dento-implantosoportadas .....	17
2.2.Fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento- implantosoportadas.....	28

2.2.1. Factores etiológicos del fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas.....	28
2.2.2. Alternativa en el diseño de prótesis parcial fija dento-implantosoportada para resolver el fenómeno de intrusión.....	37
2.2.2.1. Mecanismos de rompedor de fuerzas.....	37
2.2.2.2. Dispositivos específicos.....	40
2.2.2.3. Conexión rígida.....	47
2.2.3. Consideraciones biomecánicas de las diferentes alternativas de diseño en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas.....	49
2.2.3.1. Consideraciones biomecánicas de la utilización de mecanismos rompedor de fuerzas.....	50
2.2.3.2. Consideraciones biomecánicas de la utilización de dispositivos específicos.....	52
2.2.3.3. Consideraciones biomecánicas de la utilización de una conexión rígida.....	59
III.- DISCUSIÓN.....	67
IV.- CONCLUSIONES.....	72
V.- REFERENCIAS.....	75



## LISTA DE GRÁFICOS

PÁGINA

GRÁFICO 1. Representación esquemática de una deformación puramente elástica + deformación plástica en una curva tensión-deformación. <i>Tomado de Sheets, 1993</i> .....	32
GRÁFICO 2. Representación esquemática de ondas de choque. <i>Tomado de Sheets, 1993</i> .....	33
GRÁFICO 3. Representación esquemática de ondas de choque pasando a través de dos implantes y el hueso circundante. <i>Tomado de Sheets, 1993</i> .....	34
GRÁFICO 4. Cofia y estructura ensambladas. <i>Tomado de Schlumberger, 1998</i> .....	38
GRÁFICO 5. Conector de semipresión no rígido con hembra y macho. <i>Tomado de Schlumberger, 1998</i> .....	38
GRÁFICO 6. Representación esquemática de un conector cilíndrico no rígido. <i>Tomado de Sullivan, 1986</i> .....	39
GRÁFICO 7. La sección del macho y la hembra pueden estar asegurados con una clavija en forma de U. <i>Tomado de Schlumberger, 1998</i> .....	40

	PÁGINA
GRÁFICO 8. Sistema IMZ. <i>Tomado de Kirsch, 1989.....</i>	43
GRÁFICO 9. Diagrama de un implante ISIS (ISIS International, Inc., Pittsburg, Penn.) y su estructura interna conectada a un diente natural simulado. <i>Tomado de Hussein, 1994.....</i>	45
GRÁFICO 10. Juntas de precisión que se pueden usar para proporcionar una unión rígida con la recuperación del segmento del implante. <i>Tomado de Schlumberger, 1998.....</i>	46
GRÁFICO 11. Cofia con tornillo en la superficie lingual, el cual se cementa permanentemente al diente natural. El tornillo lingual se usa para mantener la estructura en posición. <i>Tomado de Schlumberger, 1998.....</i>	46
GRÁFICO 12. Gráfico 11. Copín telescópico. <i>Tomado de Engelman, 1998.....</i>	48
GRÁFICO 13. Prótesis parcial fija de tres unidades con un aditamento en la corona del implante y una cofia en el diente natural. <i>Tomado de Cohen, 1994.....</i>	52
GRÁFICO 14. Restauración de un implante sin un elemento intramóvil. <i>Tomado de Kirsch, 1989.....</i>	53

	PÁGINA
GRÁFICO 15. Restauración de un implante con un elemento intramóvil. <i>Tomado de Kirsch, 1989</i> .....	54
GRÁFICO 16. Relación entre la tensión en la interface implante-hueso y la longitud de la prótesis con y sin elemento intramóvil. <i>Tomado de Kirsch, 1989</i> .....	55
GRÁFICO 17. Deflexión de la prótesis con un implante y un diente. <i>Tomado de Rangert, 1991</i> .....	60
GRÁFICO 18. La distribución de la carga externa se compensa con la tensión interna dentro del tornillo antes que se abra la unión atornillada. La carga externa virtualmente no afecta al tornillo. <i>Tomado de Rangert, 1991</i> .....	61
GRÁFICO 19. Al abrirse la unión atornillada el tornillo interno recibe toda la carga externa. <i>Tomado de Rangert, 1991</i> .....	62

# ESQUEMA.

I. Introducción.

II. Revisión de la literatura.

1. Implantes dentales. Generalidades.

1.1 Definición de implantes dentales.

1.2 Definición de oseointegración.

1.3 Proceso biológico de oseointegración en los implantes dentales.

1.4 Indicaciones y contraindicaciones de los implantes oseointegrados.

1.5 Criterios de éxito en el proceso de oseointegración en los implantes dentales.

2. Consideraciones biomecánicas en el diseño de las prótesis parciales fijas dento-implantosoportadas.

2.1 Consideraciones generales de la biomecánica en el diseño de prótesis fijas dento-implantosoportadas.

2.2 Fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas.

2.2.1 Factores etiológicos del fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas

2.2.2 Alternativa en el diseño de prótesis parcial fija dento-implantosoportada para resolver el fenómeno de intrusión.

2.2.2.1 Mecanismos de rompedor.

2.2.2.2 Aditamentos o dispositivos específicos.

2.2.2.3 Conexión rígida.

2.2.3 Análisis biomecánico de las diferentes alternativas de diseño en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas.

2.2.3.1 Análisis biomecánico de la utilización de mecanismos rompedor.

2.2.3.2 Análisis biomecánico de aditamentos o dispositivos específicos.

2.2.3.3 Análisis biomecánico de la conexión rígida.

III. Discusion

IV. Conclusión

## **I. INTRODUCCION**

Cada vez que una persona pierde un diente, es recomendable su reemplazo inmediato para estabilizar la dentición remanente y prevenir las posibles consecuencias de esta pérdida sobre la función masticatoria. El uso de implantes dentales oseointegrados ha surgido como alternativa de tratamiento en muchos de estos casos.

En el caso de pacientes parcialmente edéntulos se presenta la controversia en relación a la posibilidad de conectar dichos implantes a los dientes naturales. Sin embargo, los implantes y los dientes no se comportan biomecánicamente de la misma manera, debido a que los dientes no están inmóviles, sino que presentan un radio de movimiento dado por la presencia del ligamento periodontal entre el diente y el hueso. En los implantes el módulo de elasticidad del hueso permite un grado de flexión medido en micrones (los implantes de titanio son más rígidos que el hueso que los rodea). Sin embargo, los implantes oseointegrados no poseen micromovimiento (movimiento producido por el ligamento periodontal) suficiente para producir la distribución de fuerzas igual que en el diente natural. Esto podría traer como consecuencia algunas reacciones ante las

fuerzas transmitidas, dentro de los que se pueden incluir resorción ósea alrededor del cuello de los implantes, fractura ósea, fractura del implante, fractura del tornillo de fijación, aflojamiento del tornillo de fijación y falla del cemento. También se ha observado que debido al diferente comportamiento biomecánico que existe entre dientes e implantes se podría producir atrofia por desuso del diente natural e intrusión del mismo en el caso de prótesis parciales fijas dento-implantosoportadas.

A pesar de todas las controversias señaladas se ha especulado que las restauraciones con prótesis fijas cuyos pilares son implantes y dientes naturales pueden traer una serie de beneficios; pareciera que este tipo de prótesis ayudaría en el soporte oclusal y aliviaría la carga total a la cual está sometido el diente natural, manteniendo, a su vez, la propiocepción y logrando la reducción del número de implantes que se necesitan para realizar la restauración, además de reducir el costo de los tratamientos a estos pacientes. Sin embargo, todavía existe mucha controversia sobre este tópico, debido a la diferencia de movilidad entre el diente natural y el implante oseointegrado y las consecuencias que esto acarrea.

Por lo anteriormente expuesto, el objetivo de este trabajo especial de grado es describir la biomecánica de las prótesis parciales fijas dento-implantosoportadas.



## **II REVISIÓN DE LA LITERATURA**

### **1. IMPLANTES DENTALES. GENERALIDADES**

#### **1.1 Definición de implantes dentales**

Los implantes se definen como un material o tejido aloplástico o radioactivo, parcial o totalmente insertado o injertado en una parte del cuerpo con fines protésicos, diagnósticos, terapéuticos o experimentales<sup>(13)</sup>. También se ha definido como aquel injerto o inserción de un material el cual puede ser una sustancia aloplástica, una droga encapsulada o un tejido dentro del cuerpo o un recipiente. En otras palabras, un implante es cualquier objeto o material, tal como una sustancia aloplástica u otro tejido, parcial o completamente insertado dentro del cuerpo para propósitos protésicos, diagnósticos o terapéuticos<sup>(45)</sup>.

En nuestro campo, los implantes dentales se definen como dispositivos o materiales aloplásticos implantados dentro de los tejidos bucales por debajo de la mucosa, periostio y entre el hueso para proveer retención y soporte para una prótesis parcial fija o removible<sup>(45)</sup>.

La característica más importante que debe cumplir un implante dental es el anclaje óseo directo para soportar una

prótesis fija independiente. Los implantes oseointegrados pueden soportar por sí solos una prótesis y no dependen de dientes pilares naturales para una estabilización adicional<sup>(20)</sup>.

## **1.2 Definición de oseointegración**

El término oseointegración se define como el proceso resultante de la aparente conexión directa entre la superficie de un material exógeno y el tejido óseo del huésped, sin la presencia de un tejido conectivo fibroso intermedio<sup>(45)</sup>.

La oseointegración es la integración directa estructural y funcional, entre el hueso vivo y la superficie de un implante endóseo cargado funcionalmente, en la cual se produce una unión mecánica directa y estable sin interposición de tejido conectivo, identificable con microscopio óptico y por lo tanto no hay movilidad<sup>(19)</sup>.

En términos clínicos se define como un proceso en el cual se logra una fijación rígida y asintomática de materiales aloplásticos, la cual es lograda y mantenida en el hueso durante la carga funcional<sup>(1)</sup>. Representa un proceso a lo largo de la vida de formación, adaptación a la función y reparación ósea<sup>(11)</sup>. Es un anclaje directo del hueso a un cuerpo implantado

que puede proporcionar una base de soporte para una prótesis; además, posee la capacidad de transmitir fuerzas oclusales directamente al hueso<sup>(20)</sup>.

El término oseointegración consta de *os*, que significa *hueso* en latín y de *integración*, palabra derivada de la misma lengua que significa “estar combinado en un todo completo. El término oseointegración fue desarrollado por Brånemark, profesor en el Instituto de Biotecnología Aplicada en la Universidad de Göteborg, Suecia. Él descubrió un anclaje óseo directo y fuerte de una cámara de titanio que estaba utilizando mientras estudiaba la microcirculación en mecanismos de reparación ósea. Esta cámara de titanio fue introducida quirúrgicamente en la tibia de un conejo<sup>(20)</sup>.

Gracias a la información adicional que reunió este estudio, descubrió que el titanio era el mejor material para el reemplazo artificial de la raíz. Se demostró que el anclaje directo al hueso era muy fuerte. Se aplicó, sin éxito, una fuerza de 100 kilogramos para desalojar un implante; fue necesario realizar una fractura en el lugar de éste para extraerlo. Basándose en este descubrimiento, en 1952 se establecieron los cimientos para la oseointegración y el sistema de implantes Brånemark<sup>(20)</sup>.

### **1.3 Proceso biológico de oseointegración en los implantes dentales**

Los implantes dentales están confeccionados de titanio comercial puro, cuando éste entra en contacto con la atmósfera, se forma inmediatamente una capa de óxido de un grosor de 50-100 Ångstroms. Cuando ha cicatrizado correctamente el tejido alrededor del implante, la capa de óxido se rodea de una capa de glicoproteína de 100 Ångstroms. Antes de insertar el implante, la superficie de fijación de titanio se debe mantener esterilizada y evitar el contacto con otro metal o sustancia proteínica para garantizar el éxito de la oseointegración<sup>(20)</sup>.

Palmer<sup>(34)</sup> afirma que la oseointegración no es un fenómeno absoluto y se puede medir en la proporción en la cual la superficie total del implante este en contacto con el hueso. El grado de contacto óseo se puede incrementar con el tiempo y la función. Cuando un implante se coloca debería existir un buen ajuste que asegure la estabilidad. El espacio entre el implante y el hueso lo ocupa inicialmente los coágulos de sangre, suero y proteínas óseas.

Para que se logre la oseointegración debe existir en sus etapas iniciales presencia de sangre entre el hueso y la fijación,

para que entonces se forme un coágulo que será transformado por los fagocitos, los leucocitos polimorfonucleares, las células linfoides y los macrófagos. El nivel de actividad de los fagocitos llega a su punto álgido entre el primer y tercer día después de la cirugía. Durante este período tiene lugar la formación del callo, que contiene fibroblastos, tejido fibroso y fagocitos<sup>(20)</sup>.

Este callo se convierte en tejido conectivo denso y las células mesenquimatosas se diferencian en osteoblastos y fibroblastos. La fibra osteogénica formada por los osteoblastos tiene posibilidad de calcificarse. El tejido conectivo denso forma un callo fibrocartilaginoso, localizado entre la fijación y el hueso. El hueso nuevo penetra y la matriz del mismo se denomina callo óseo. El hueso nuevo madura, incrementando su densidad y dureza. La prótesis se une a las fijaciones y, mediante la estimulación, se produce la remodelación del hueso<sup>(20)</sup>.

Lyndon<sup>(11)</sup> señala que el proceso de oseointegración en implantes endóseos implica una alteración en el entorno celular. Luego de la hemostasis y la formación del coágulo, ocurre la fibrinólisis con la formación de la pérdida del estroma de tejido conectivo que soporta la angiogénesis. La neovascularización precede el reclutamiento osteoblástico de las células del tallo

medular o de las superficies periosteales. Después del establecimiento de un tejido bien vascularizado y de un tejido conectivo inmaduro, el proceso de osteogénesis continúa con el reclutamiento, proliferación y diferenciación de las células osteoblásticas. Los osteoblastos diferenciados segregan una matriz colágena y contribuyen con la mineralización.

En la interfase del implante ocupada por la matriz de tejido conectivo vascularizado ocurre la formación de tallos osteoides. Eventualmente las células osteoblásticas rodean la matriz rica en colágeno, completando la mineralización de la misma, formando así un hueso rico en células y desorganizado<sup>(11)</sup>.

La transformación de este hueso desorganizado en hueso laminar (organizado para resistir las tensiones y una arquitectura harvesiana) es otra parte importante de la oseointegración. Las tensiones estimulan esta transformación. El proceso de adaptación y cambio por remodelación y reparación ósea, mantiene a lo largo de la vida el soporte óseo asociado con la oseointegración<sup>(11)</sup>.

La oseointegración es un proceso dinámico en el cual ocurren cambios óseos, pero no el mismo proceso adaptativo que

ocurre dentro de los ligamentos de los dientes naturales; ésta es mas parecida a una anquilosis, donde la ausencia de movilidad y la no intervención de una cápsula de tejido fibroso, es un signo de éxito de este proceso<sup>(34)</sup>.

#### **1.4 Indicaciones y contraindicaciones de los implantes oseointegrados**

Según Hobo *et al.*<sup>(20)</sup>, la cirugía del implante oseointegrado es una opción de tratamiento disponible para cualquier paciente, sin distinción de sexo o edad. Las indicaciones para el tratamiento son las siguientes:

1. Paciente edéntulo.
2. Paciente parcialmente edéntulo con dificultad para portar dentaduras parciales removibles.
3. Pacientes con ausencias dentarias que requieren tratamientos de dentaduras parcial fija de brecha larga.
4. Pacientes que se niegan a usar una prótesis de tipo removable.

Se han descrito otras indicaciones, como por ejemplo cualquier área edéntula con cambios severos en los tejidos de sujeción de dentaduras completas, coordinación muscular bucal pobre, tolerancia baja del tejido (por ejemplo, más mucosa

alveolar en lugar de mucosa insertada), hábitos parafuncionales que comprometan la estabilidad de la prótesis, expectativas no realistas del paciente para dentaduras completas, reflejo nauseoso hiperactivo, pacientes psicológicamente en contra de prótesis removibles, localización y número desfavorables de posibles pilares de dientes naturales, pérdida de un solo diente donde se quiera evitar la preparación de dientes sanos<sup>(20)</sup>.

Herrero *et al.*<sup>(19)</sup> señalan que existen contraindicaciones generales y locales para el uso de implantes oseointegrados. Dentro de ellas se describen: cualquier patología sistémica que contraindique la cirugía local, pacientes con alteraciones psiquiátricas graves, pacientes en fase terminal, sujetos que han sufrido radiación con dosis superiores a 5.000 rads, alergias específicas, patologías sistémicas descompensadas (Ej.:diabetes, hipertensión arterial, valvulopatías o isquemia coronaria) , radioterapias con dosis inferiores a 4.000 rads, drogadicción o alcoholismo, patología local no malignas de los tejidos duros o blandos que contraindiquen la cirugía, ausencia de una relación válida médico-paciente, tabaquismo, embarazo y falta de motivación para la higiene bucal.

Igualmente, está contraindicado el tratamiento con implantes



en pacientes con discrasias sanguíneas, como la leucemia, hemofilia y púrpura trombocitopénica, éstos pacientes no se deberían someter a este tipo de tratamiento debido a sus condiciones sistémicas<sup>(20)</sup>. También se contraindican en pacientes que no han finalizado el crecimiento y pacientes con alguna patología tumoral maligna en los maxilares y escasa disponibilidad ósea<sup>(19)</sup>.

Además de las contraindicaciones antes mencionadas, Hobo *et al.*<sup>(20)</sup> también señalan a pacientes que presentan problemas como la dismorfofobia, que a veces implica cambios de apariencia, ya sean estéticos o de contorno de la cara; debido a que para dichos pacientes puede resultar muy difícil aceptar estos cambios.

Es muy importante que se compruebe cuidadosamente la condición física general de un paciente con el fin de obtener un juicio general de su salud. Los datos iniciales reunidos sobre cada paciente han de incluir historial médico, historia dental, estudio radiográfico, modelos de estudio y fotografías; todo esto es esencial para la planificación del tratamiento. Basándonos en los datos y en un complejo examen clínico, podremos proponer

un detallado plan de tratamiento, con mayores probabilidades de éxito<sup>(20)</sup>.

### **1.5 Criterios de éxito en el proceso de oseointegración en implantes dentales**

Kirsch<sup>(26)</sup> afirma que los factores esenciales para el éxito de los implantes incluyen una correcta selección del paciente, el cual debe poseer una óptima higiene bucal y salud periodontal. También menciona que el material del implante debe tener una correcta composición, así como un correcto diseño y morfología superficial.

Es importante una correcta técnica de implantación atraumática. Se debe prevenir la excesiva generación de calor en el hueso durante los procedimientos de colocación del implante. Este no se debería calentar por encima de los 43 grados centígrados para mantener su vitalidad. Cuando las temperaturas superan los 43 grados, la fosfatasa alcalina se comienza a descomponer, se recomienda utilizar una técnica quirúrgica que evite una generación excesiva de calor y el uso de cantidades copiosas de solución salina esterilizada<sup>(20)</sup>.

Además, es importante una fase de cicatrización libre de

tensiones para una correcta oseointegración, la presencia de un sistema que absorba y distribuya las tensiones en el hueso circundante y dentición natural, un correcto diseño y fabricación de la prótesis así como una adecuada oclusión<sup>(26)</sup>.

Davidoff<sup>(12)</sup> señala que debe existir un volumen óseo adecuado para el éxito de los implantes. Debe ser mayor la altura ósea que el largo del implante, el implante debe tener la mayor longitud que la altura ósea permita. En relación al ancho óseo, éste debe ser mayor que el ancho del implante para que pueda ser cubierto completamente.

El éxito a largo plazo de los implantes dentales depende de la biocompatibilidad del material y la biofuncionabilidad del sistema del implante. Esta última se define como la propiedad física y mecánica que permite al implante realizar su función<sup>(46)</sup>.

Smith *et al.*<sup>(43)</sup> afirman que cuando la movilidad del implante ocurre, éste tiende a estar bajo percusión y presión, si esta movilidad se incrementa, significa que se requiere de la remoción del mismo, siendo esto un signo clínico de fracaso. Por esta razón, la ausencia de movilidad es un importante criterio para el éxito del implante.

Entre los factores que podrían afectar la estabilización del implante se incluyen la forma de éste con respecto al sitio de implantación, la textura superficial del implante, la naturaleza de la carga del implante, las propiedades del hueso y la posible unión entre los implantes<sup>(7)</sup>.

En este mismo sentido, Brunski *et al.*<sup>(7)</sup> señalan que el micromovimiento es el desplazamiento relativo entre el implante y los tejidos vecinos. Si el micromovimiento es excesivo se piensa que pueda dañar el tejido y las estructuras vasculares del proceso de cicatrización, así como también el coágulo de fibrina.

El micromovimiento excesivo probablemente interrumpa la angiogénesis y el establecimiento de una nueva vascularidad del tejido de cicatrización, que interferiría con la llegada de las células regenerativas. Sin embargo, la textura superficial del implante podría ayudar a disminuir este movimiento<sup>(7)</sup>.

La radiolucidez alrededor del implante indica la presencia de tejido blando, se considera que éste es un factor de falla en la oseointegración. Esta situación es inestable y el implante con radiolucidez apical a la cresta alveolar no se puede considerar exitoso<sup>(43)</sup>.

La estabilidad del hueso de soporte del implante es un importante criterio para determinar el éxito. Sin la relativa estabilidad del nivel de hueso, el implante está condenado al fracaso. Se ha establecido que una pérdida ósea de 1 milímetro el primer año y una no mayor de 0,2 milímetros anual después del primer año de ser implantado, se puede considerar como un tratamiento exitoso<sup>(43)</sup>.

Además, la ausencia de dolor, incomodidad o infección se consideran como posibles criterios para determinar el éxito de la oseointegración<sup>(43)</sup>.

En resumen, en la Conferencia del Instituto Nacional de Salud de Harvard en el año 1986, se llegó a la conclusión que para que un implante se considere exitoso debe ser inamovible cuando se prueba clínicamente, la pérdida del hueso debe ser inferior a 0,2 milímetros cada año tras el primer año de servicio del implante y la ejecución del implante individual debe estar caracterizado por una ausencia de signos irreversibles o persistentes y síntomas como el dolor, infecciones, neuropatías, parestesia o violación del nervio dentario inferior<sup>(20)</sup>.

## **2. CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN EL DISEÑO DE LAS PRÓTESIS PARCIALES FIJAS DENTO-IMPLANTOSOPORTADAS**

### **2.1 Consideraciones generales de la biomecánica en el diseño de prótesis fijas dento-implantosoportadas**

En algunas situaciones específicas las limitaciones anatómicas podrían impedir la colocación de más de un implante, sin embargo, para la colocación de una prótesis fija son necesarios por lo menos dos implantes. En esas situaciones se podría considerar ventajoso colocar un implante conectado a un diente natural como pilares de una prótesis fija, no obstante, los implantes oseointegrados están en contacto directo con el hueso, mientras que los dientes naturales con su ligamento periodontal<sup>(35)</sup>.

En relación a lo anterior Brånemark propone en el protocolo original para los casos parcialmente edéntulos: a) no conectar un implante a un diente natural, b) utilizar materiales resilientes para la restauración oclusal y c) diseño de prótesis recuperables<sup>(25)</sup>.

Ese protocolo de implantes se oponía a la práctica diaria en prostodoncia fija. Se observó un intento casi inmediato en

alterar los protocolos iniciales. Es así como las prácticas comúnmente aceptadas incluyen: a) la fijación rígida con pilares naturales, b) el uso de materiales ceramometálicos como material de recubrimiento completo y c) prótesis cementadas no recuperable<sup>(25)</sup>.

Aunque pareciera que el éxito de las prótesis parciales fijas entre dientes e implantes depende de la interacción entre la elasticidad del hueso maxilar, del diente y los implantes<sup>(13)</sup>. La complejidad de la conexión entre implantes dentales y dientes naturales dentro de la misma prótesis fija es en el presente uno de los tópicos más controversiales en implantología dental<sup>(15,36)</sup>.

Para el estudio de esta situación se ha propuesto la consideración de los aspectos siguientes: la carga mecánica, la transmisión de fuerzas a los tejidos periodontales y las reacciones biológicas de los tejidos periodontales ante las fuerzas transmitidas<sup>(28)</sup>.

Las cargas mecánicas en forma de fuerzas oclusales, varían en magnitud y en dirección en una prótesis combinada diente-implante. La transmisión de esas fuerzas a los tejidos periodontales de un diente y un implante pueden variar debido a

que el diente tiene un ligamento periodontal mientras que el implante no lo posee, por lo tanto el diente va a presentar más movilidad que el implante. Sin embargo, tanto el diente como el implante poseen hueso circundante capaz de deformarse bajo tensiones, permitiendo algún movimiento. Esta diferencia de movimiento de los pilares podría producir un efecto de prótesis a extensión, la cual acumularía tensiones a nivel de la interfase y el hueso, esto podría traer como consecuencia la fractura del mismo e inclusive, la falla en la oseointegración<sup>(28)</sup>.

Los dientes naturales y los implantes dentales disipan mecánicamente la energía de diferentes maneras. Debido a su rigidez, los implantes dentales son conservadores de energía. Como resultado, las tensiones mecánicas creadas por una fuerza de impacto dinámica sobre el implante se transfiere al extremo del implante con poca atenuación. La deformación en este ejemplo es predominantemente elástica, donde el implante absorbe una mínima ó ninguna cantidad de energía mecánica. Adicionalmente, el hueso circundante al implante absorbe solo medianamente la energía mecánica generada. En contraste, un patrón diferente de disipación de energía emerge del diente natural. El diente natural recibe la energía del impacto y la transfiere al extremo de la raíz en la forma de onda de tensión.



Alguna energía se refleja a la estructura dentaria, pero la mayoría se disipa por el ligamento periodontal<sup>(40)</sup>.

Los implantes dentales son conservadores de energía, la fuerza aplicada sobre una prótesis fija sobre implantes se transmite a lo largo del mismo con pequeños cambios, resultando en una deformación elástica y mínima absorción de energía por el implante. En cambio cuando las fuerzas aplicadas a una prótesis fija sobre dientes naturales, éstas son transmitidas al ápice de la raíz, resultando en una disipación de energía por el ligamento periodontal<sup>(17)</sup>.

Cuando un sistema con componentes de diferente rigidez está bajo cargas, el componente más rígido es capaz de resistir mayores fuerzas sin distorsión. Si la carga continúa, las tensiones se transmiten al componente menos rígido causando su distorsión. El material del implante causa concentración de tensiones en el hueso (el cual es menos rígido), lo cual produce una distorsión del mismo y un movimiento potencial apical del implante<sup>(2)</sup>.

Es esencial que tanto el implante como el hueso no se sometan a cargas más allá de su capacidad de fatiga. Es

necesario también evitar cualquier movimiento relativo que produzca abrasión del hueso o una pérdida progresiva del implante<sup>(42)</sup>.

Debido al micromovimiento permitido por el ligamento periodontal así como la misma forma de la raíz, las fuerzas oclusales en dirección vertical producen una línea resultante que tiene su centro de rotación en el área del tercio apical de la raíz. Las fuerzas compresivas y traccionales se ejercen sobre el ligamento periodontal produciendo un micromovimiento alrededor del centro de rotación. La longitud de la raíz mejora significativamente la distribución de las fuerzas al hueso alveolar<sup>(48)</sup>.

Una de las principales preocupaciones cuando se combinan dientes naturales e implantes ha sido la falta del ligamento periodontal por parte del implante. Desde un punto de vista biomecánico la movilidad de un diente natural como tal, no es tan importante como el efecto de distribución de tensiones que provee el ligamento periodontal debido a su propiedad de resiliencia<sup>(40)</sup>.

El movimiento del diente bajo cargas está compuesto por un

movimiento inicial o desplazamiento inmediato y una movilidad secundaria o desplazamiento subsecuente del mismo. El movimiento inicial del diente corresponde a su desplazamiento dentro del alvéolo. El movimiento secundario o desplazamiento subsecuente, está dado por la deformación de las paredes alveolares, siendo esta última mayor en niños y adultos jóvenes; es ligeramente mayor en mujeres e incrementa considerablemente durante el embarazo, inclusive puede fluctuar durante un período de 24 horas, siendo mayor en la mañana y menor al anochecer <sup>(30,31)</sup>.

Por tanto, las fuerzas generadas sobre un diente durante la masticación producen un movimiento fisiológico del mismo. Este movimiento fisiológico del diente ocurre en dos fases; la primera fase consiste en un movimiento rápido que ocurre cuando el ligamento periodontal se comprime o extiende. La segunda fase consiste en un movimiento más lineal que ocurre cuando las paredes alveolares se deforman elásticamente. El implante oseointegrado exhibe un movimiento más lineal durante todo el ciclo de carga. El tipo, la longitud y el número de componentes que conectan la prótesis al implante podrían afectar el patrón de movimiento<sup>(6)</sup>.

El movimiento inicial del diente dentro del alveolo, producido por fuerzas axiales está asociado con la deformación viscoelástica de la membrana periodontal y con los cambios en el volumen de ciertas áreas en el espacio desmodontal y por lo tanto con una nueva distribución de los fluidos desmodontales, del contenido del espacio interfascicular y las fibras. En cambio, las mediciones electrónicas han confirmado que el movimiento secundario del diente está asociado con la deformación elástica del hueso alveolar<sup>(30)</sup>.

Cuando una fuerza vertical incide sobre una prótesis fija conectada por dientes e implantes se induce a una flexión del implante y a un movimiento del diente dentro de su alvéolo. La magnitud de la flexión es dependiente de la movilidad del diente y de la flexibilidad de la prótesis, del implante y del hueso<sup>(35)</sup>.

El titanio es generalmente más resistente y rígido que el hueso. El módulo elástico del titanio es  $1,1 \times 10^{11}$  N/m<sup>2</sup>, la resistencia a la cedencia de  $3 \times 10^8$  N/m<sup>2</sup> y la resistencia a la fractura de  $5 \times 10^7$  N/m<sup>2</sup>. El hueso cortical tiene un menor módulo elástico y resistencia que el hueso esponjoso y es probablemente más variable. Esto significa que en toda la interfase entre el hueso y el titanio es de esperar que el hueso o

la unión de éste con el titanio falle primero que el metal<sup>(42)</sup>.

El módulo elástico del hueso permite un grado de deflexión medido en micrones. Sin embargo los implantes oseointegrados no poseen micromovimiento (movimiento de un diente, prótesis o componente del sistemas de implante que va de 0,1 a 0,5 milímetros y que no es fácilmente observable, pero si puede ser sujeto a mediciones) suficiente para distribuir las fuerzas igual que los dientes naturales. Debido a la falta de micromovimiento de los implantes la mayoría de la distribución de la fuerza está concentrada en la cresta ósea. La fuerza vertical en los implantes cilíndricos se concentra en el ápice, mientras que en los implantes enroscados está concentrado en la cresta y en el ápice<sup>(48)</sup>.

Los implantes oseointegrados poseen una fuerte interfase entre los embutidos y el hueso, desprovisto de tejidos conjuntivos fibrosos. Sin embargo, la acción de absorción del choque que puede proteger el hueso de una fractura resulta insignificante en dichos implantes, éstos carecen de una capa de amortiguación para absorberlo<sup>(20)</sup>.

Los implantes endóseos no poseen mecanismos adaptativos

a las fuerzas masticatorias al carecer de ligamento periodontal y no son capaces de intruirse levemente como los dientes naturales. Los implantes se comportan como una anquilosis funcional<sup>(8)</sup>. Se ha descrito que las raíces de un diente anquilosado poseen menor movilidad que los dientes normales, debido a que no tienen el desplazamiento inicial dentro del alvéolo. Su movimiento bajo cargas solo está dado por la deformación de la raíz y del hueso alveolar<sup>(31)</sup>.

En el caso de los implantes estaremos ante lo que se denomina un impacto plástico no elástico y por tanto se debería dar alguna deformación en la restauración en el implante o en los tejidos contiguos para no transmitir todo el impacto<sup>(19)</sup>.

La tasa de movimiento de un diente en un periodonto sano con la de un implante dental oseointegrado se ha estimado entre 1:10. La movilidad de un diente natural es diez veces mayor que el de un implante oseointegrado<sup>(6)</sup>.

Un diente natural posee aproximadamente de 100 a 200  $\mu\text{m}$  de movimiento dentro de su alveolo. Si se conecta rígidamente a un implante oseointegrado el cual posee un desplazamiento funcional de 10  $\mu\text{m}$ , la prótesis parcial fija podría actuar como

una prótesis a extensión con respecto al pilar del implante<sup>(10)</sup>.

De hecho, la relativa inmovilidad de un implante, sugiere que el movimiento fisiológico de un diente natural produzca que la prótesis al actuar como una prótesis a extensión genere el doble de las cargas que recibe el implante. Las consecuencias potenciales de este tipo de fuerzas incluyen falla en la oseointegración, en el cemento de la restauración, en la soldadura o en los componentes metálicos de la superestructura del implante<sup>(29)</sup>.

Por otra parte, en una situación en la cual varios implantes soporten una prótesis dentro de la cual exista un diente natural como pilar, desde el punto de vista de carga del implante, se considera como una prótesis implantosoportada pura<sup>(35)</sup>.

Igualmente, durante la función y la parafunción, el movimiento del implante está limitado a la flexión del cuerpo, a los componentes conectores y a la elasticidad del hueso circundante. Así mismo, el diente bajo la misma carga tiene el potencial de moverse debido a la presencia del ligamento periodontal entre el diente y el hueso<sup>(6)</sup>.

Debido a la diferencia de movilidad entre dientes naturales e implantes se podrían producir algunas reacciones biológicas de los tejidos periodontales ante las fuerzas transmitidas, dentro de los que se pueden incluir resorción ósea alrededor del cuello de los implantes, fractura ósea, fractura del implante, fractura del tornillo de fijación, aflojamiento del tornillo de fijación y falla del cemento<sup>(25,35,36)</sup>.

Otro factor a tomar en cuenta es la atrofia por desuso del diente natural si se llegara a realizar este tipo de conexión. El efecto a largo plazo de la hipofunción que pueden sufrir las estructuras de soporte del diente, consiste en un adelgazamiento del ligamento periodontal y un aumento de los espacios medulares en el hueso. El diente podría estar más susceptible a la inflamación marginal. Sin embargo, un estado de absoluta atrofia por desuso del diente natural en una prótesis parcial fija es difícil de prever debido a los patrones de flexión inherentes de muchos segmentos de dicha prótesis<sup>(44)</sup>.

También se ha observado que debido al diferente comportamiento biomecánico que existe entre dientes e implantes se podría producir la intrusión del diente natural en el caso de prótesis parciales fijas dento-implantosoportadas<sup>(9)</sup>.



Debido a esto muchas teorías han tratado de explicar el fenómeno de intrusión pero aparentemente ninguna ha sido completamente satisfactoria<sup>(9)</sup>.

## **2.2 Fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas**

### **2.2.1 Factores etiológicos del fenómeno de intrusión en prótesis parcial fija dento-implantosoportadas**

Debido a limitaciones anatómicas por falta de espacio en la colocación de implantes o por falla de un implante para oseointegrarse, se podrían crear situaciones en las cuales es deseable realizar la conexión entre diente e implante para una prótesis parcial fija. Dentro de los problemas potenciales con esta conexión se incluyen la pérdida de los componentes del implante y la intrusión del diente natural. Se ha observado la intrusión del diente junto con el retenedor mientras que en otras situaciones el diente se ha intruido sin que la restauración lo acompañe<sup>(38)</sup>.

Según Rieder y Parel<sup>(37)</sup>, la causa de la intrusión es multifactorial, los factores causales podrían ser *atrofia por desuso, empaquetamiento de restos, memoria de recuperación debilitada y fricción mecánica*.

De las etiologías antes mencionadas del fenómeno de intrusión, English<sup>(16)</sup> adiciona como factores causantes: la flexión que sufre la estructura metálica de la prótesis parcial fija y la flexión y torsión que sufre el hueso maxilar al ocluir los dientes durante la masticación.

Muchas teorías han tratado de explicar el fenómeno de intrusión pero ninguna ha sido completamente satisfactoria. La *atrofia por desuso* es una de las primeras hipótesis que tratan de explicar el fenómeno de intrusión en las prótesis fijas dentoimplanto-soportadas<sup>(40)</sup>.

La *atrofia por desuso* es una disminución de la membrana periodontal no estimulada<sup>(37)</sup>. Según esta teoría la rigidez de la superestructura, particularmente en diseños que incorporan un pilar natural intermedio, podría ser suficiente para limitar el estímulo de la dentición y crear una hipotética situación de desuso<sup>(33)</sup>. Sin embargo, en la *atrofia por desuso*, se evidencia a corto plazo una marcada actividad osteoblástica en el lado de la membrana periodontal del hueso alveolar y alguna actividad cementoblástica. A largo plazo prácticamente no existe ninguna actividad osteoblástica o cementoblástica. El hueso de soporte de un diente en hipofunción posee un trabeculado más fino que

el hueso de soporte de un diente en función normal. Sin embargo, una de las mayores características de un diente que ha sufrido intrusión es una actividad osteoclástica antes y durante el proceso y una apariencia normal del ligamento periodontal<sup>(40)</sup>.

Existe la teoría del *Empaquetamiento de Restos*, que trata de explicar el fenómeno, debido a que se han encontrado restos de alimento entre la superficie oclusal del diente y la porción oclusal interna de la corona. Esta teoría propone que la presión proveniente del empaquetamiento de alimentos presiona al diente contra el alvéolo<sup>(40)</sup>. También se sugiere que la captura de partículas de alimento u otros desechos en el espacio del retenedor podría ser responsable de iniciar la intrusión y que este podría ser un fenómeno cíclico, en el cual el espacio crea la oportunidad para que el empaquetamiento adicional ocurra<sup>(37)</sup>.

En la teoría de la *Memoria de Recuperación Debilitada* se ha postulado que la intrusión del pilar en su ligamento periodontal podría ocurrir durante las tensiones de traumas oclusales. Se ha sugerido la posibilidad que una estructura conectada a implantes rígidos podría impedir la memoria de recuperación del diente<sup>(37)</sup>.

En la teoría de la *Fricción Mecánica* se explica que en casos de unión entre dientes e implantes con conectores de precisión y semiprecisión, se ha sugerido que la fricción entre las paredes del aditamento podría mecánicamente inhibir la recuperación del diente natural, especialmente cuando el patrón de inserción es diferente del eje largo del diente<sup>(37)</sup>.

En la teoría del *Movimiento del Diente en Respuesta al Estímulo Mecánico Dinámico*, Sheets et al.<sup>(39)</sup> proponen que la diferente naturaleza entre implantes y dientes naturales, en la cual el primero es un conservador de energía y el segundo un disipador de energía; el diente natural que esté conectado a un implante puede soportar un nivel anormal de tensión mecánica debido a que éste está unido a una estructura conservadora de energía.

Todos los sólidos que soportan una energía de impacto deforman de dos maneras elástica o no. La deformación elástica es conservadora de energía por naturaleza; en cambio la deformación no elástica no es conservadora de energía por naturaleza y produce una disipación de energía cuando el espécimen está bajo carga<sup>(39)</sup>. (Gráfico 1)

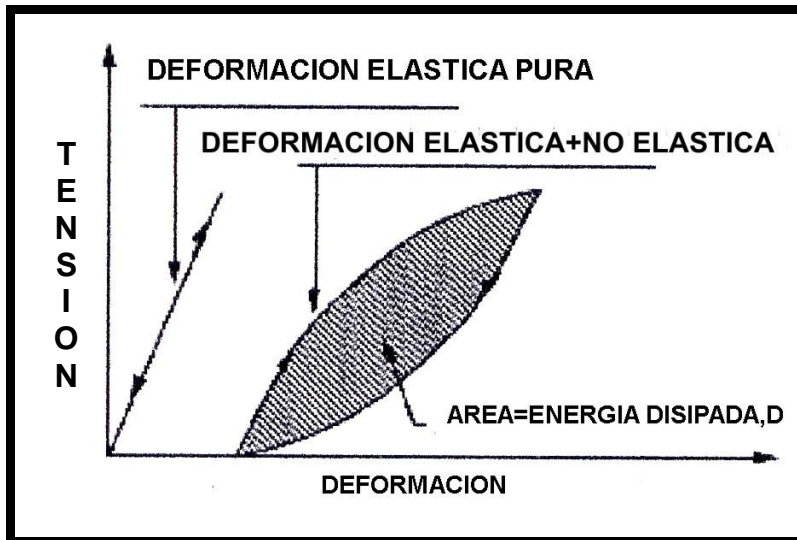


Gráfico 1.  
Representación esquemática de una deformación puramente elástica + deformación no elástica en una curva tensión deformación. Tomado de Sheets, 1993.

La cantidad relativa en la cual los materiales se deforman de manera no elástica y amortiguan la energía elástica está representado por su *coeficiente de pérdida* ( $\eta$ ), representado por:

$$\eta = \frac{D}{2\pi U}$$

donde D es el total de energía disipada por unidad de

volumen y U es la energía elástica por unidad de volumen generada en el momento de la aplicación de la máxima tensión<sup>(39)</sup>.

La energía de una onda elástica se atenúa en una corta distancia en materiales con un coeficiente de pérdida relativamente alto. En cambio, una onda elástica en materiales con un coeficiente de pérdida bajo necesitan de una distancia más larga antes que la atenuación de la onda ocurra<sup>(39)</sup>.

Cuando las ondas de choque se propagan desde el punto de percusión (P) en la estructura sobre los dientes naturales, las ondas de tensión desde ese punto se atenúan en el ligamento periodontal del diente pilar. (Gráfico 2) Cuando las ondas de choque que pasan a través de dos implantes, un diente natural y el hueso circundante, el diente natural es el principal receptor de la tensión. Esto podría traer como consecuencia la intrusión del diente natural<sup>(39)</sup> . (Gráfico 3)

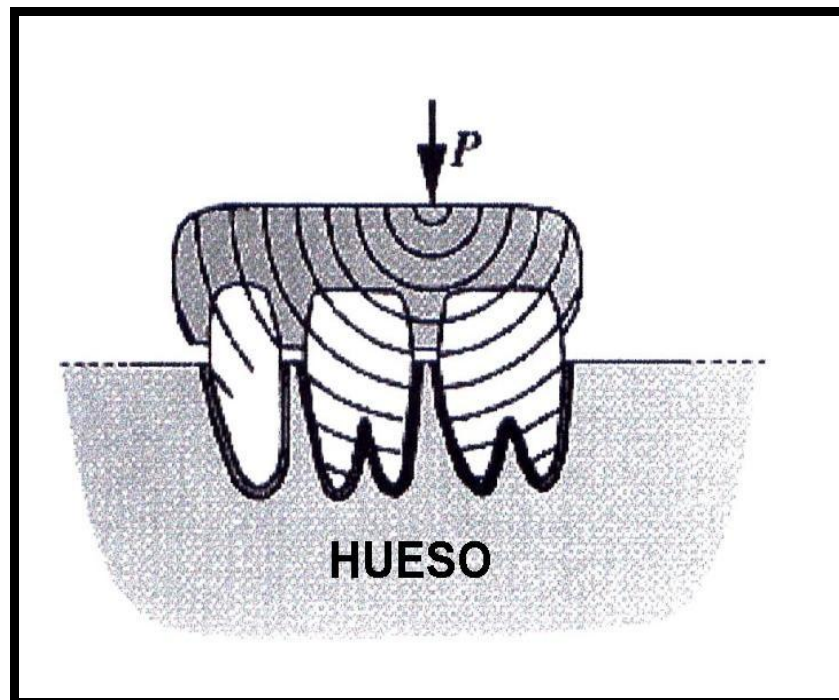


Gráfico 2. Representación esquemática de ondas de choque propagándose desde el punto de percusión (P) en la estructura sobre tres dientes naturales. La energía es absorbida por el complejo diente-ligamento periodontal. *Tomado de Sheets, 1993.*

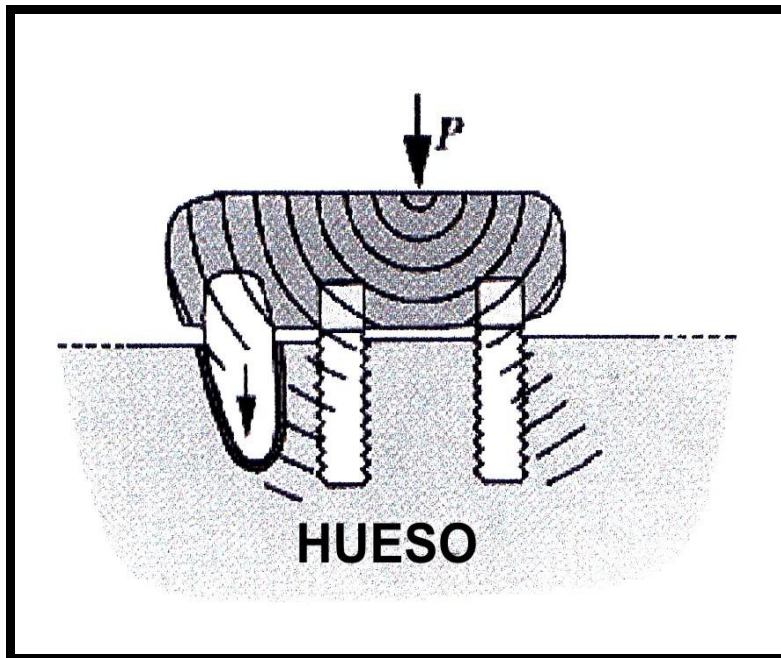


Gráfico 3.  
Representación esquemática de ondas de choque que pasan a través de dos implantes y el hueso circundante. El diente natural es el principal receptor de la tensión resultando en una intrusión del mismo. Tomado de Sheets, 1993.

Como se muestra en el gráfico 3 las ondas de tensión podrían alcanzar al diente a través de los implantes y el hueso así como de la estructura de la prótesis. Al alcanzar el diente unido a la estructura de la prótesis, la energía de esa onda de tensión depende de su energía inicial y de las propiedades amortiguadoras de la aleación de oro de la estructura metálica ( $\eta = 10^{-2}$ ), del implante de titanio ( $\eta = 10^{-4}$ ), y el hueso ( $\eta = 10^{-2}$ ). En cambio las ondas de tensión generadas en la superficie del diente natural pasan a través del ligamento periodontal ( $\eta=1$ ), antes que alcancen el periodonto del diente<sup>(39)</sup>.

Debido a que los coeficientes de pérdida del implante y de la

estructura de la prótesis son relativamente bajos, el periodonto del diente también recibe las ondas de tensión reflejadas de todas las partes de la estructura y el hueso con poca disipación. Por lo tanto las ondas de tensión pasarán a través del periodonto del diente sin atenuación. Esto produce un estímulo que causa el fenómeno de intrusión debido a que los osteoclastos que rodean la raíz se activan por la energía de la onda de tensión<sup>(39)</sup>.

Este nivel de tensión anormal podría actuar como una fuerza ortodóntica y causar la intrusión del diente natural. Una vez que el diente se haya movido fuera del contacto o hasta donde no exista una cantidad de fuerza mecánica capaz de generar un movimiento, el proceso se detiene. El diente se mantendrá en esta nueva posición hasta que este equilibrio de las fuerzas se pierda. Una vez que este se pierde el diente se podrá tanto intruir como extruir<sup>(39)</sup>.

Gross y Laufer<sup>(18)</sup> creen el fenómeno de intrusión está relacionado a la utilización de conectores no rígidos y ocurren en todas las áreas de la boca, pero más frecuentemente en la región anterior del maxilar superior y en la zona de los premolares en el maxilar inferior, generalmente, en el primer año de función. En un 50% de los casos de intrusión dentaria los pacientes han sido



bruxómanos.

En otro estudio, se encontró que la tasa de casos de intrusión estaba relacionada con la experiencia clínica en el área de implantes. Para aquellos que habían realizado más de 100 conexiones diente-implante, la tasa de intrusión era de aproximadamente el 3% comparada con más de 40% para los clínicos que habían realizado menos de 10. También se observó una predisposición hacia el fenómeno de intrusión en pacientes en los cuales la conexión fue realizada con aditamentos de semipresión o con el uso de cofias dentro de una prótesis fija cementada con cemento provisional. La intrusión se observó con todos los tipos de uniones, inclusive, cuando se utilizó el sistema T-block<sup>(37)</sup>.

Con respecto al diseño de las cofias, la falta de retención podría influir los patrones de migración. Además, se ha observado que los dientes con inclinaciones mesiales son más propensos a migrar, posiblemente exacerbada por la tendencia natural de los mismos a realizar el movimiento mesial fisiológico en pacientes parciales edéntulos<sup>(37)</sup>.

En la realización de una prótesis fija dento-implantosoportada, los pilares van a proporcionar a la prótesis un tipo de soporte diferente dependiendo de su condición periodontal. Para esta situación en particular, los factores más importantes a tomar en cuenta son la cantidad de implantes y dientes de soporte y la selección del tipo de conexión interproximal de la restauración<sup>(32)</sup>.

## **2.2.2 ALTERNATIVAS EN EL DISEÑO DE PRÓTESIS PARCIAL FIJA DENTO-IMPLANTO SOPORTADA PARA RESOLVER EL FENÓMENO DE INTRUSIÓN**

### **2.2.2.1. Mecanismos de rompedor de fuerzas**

El uso de un implante oseointegrado en combinación con un diente natural para la realización de una prótesis parcial fija posee una interrogante en cuanto al efecto de una conexión rígida entre el diente natural y el implante<sup>(44)</sup>. (Gráfico 4)

Existe en este caso una movilidad inherente, provista por el ligamento periodontal (la movilidad de un diente natural es diez veces mayor que el de un implante oseointegrado) que se podría reducir potencialmente por tal conexión<sup>(44)</sup>.

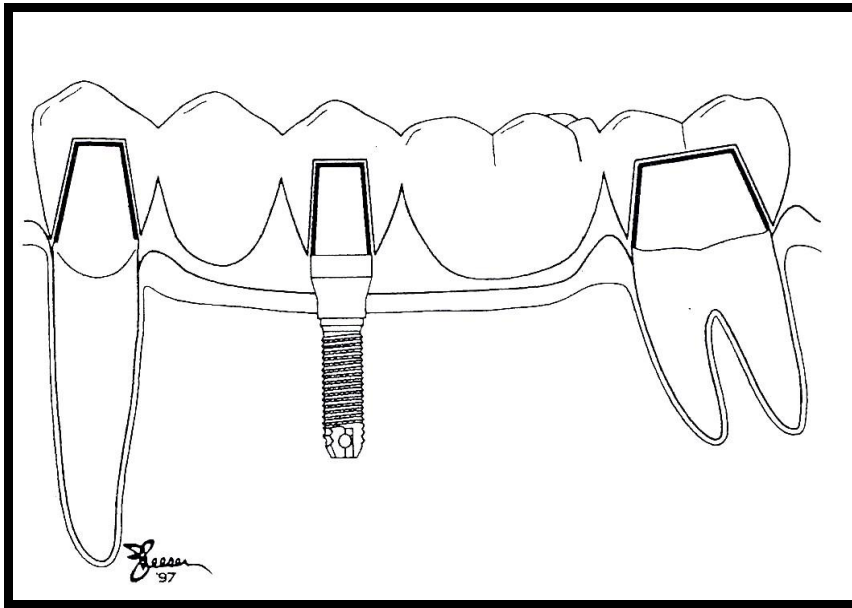


Gráfico 4.  
Cofia y estructura ensambladas.  
Tomado de Schlumberger, 1998.

Otra alternativa que se ha sugerido en la conexión diente-implante es la utilización de sistemas de semipresión no rígida<sup>(44)</sup>. (Gráfico5)

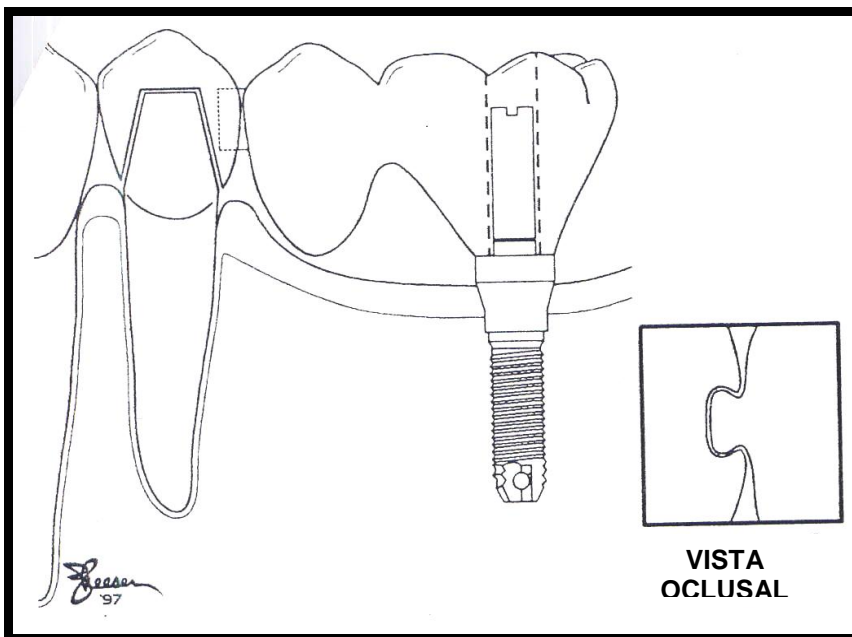


Gráfico 5.  
Conector de semipresión no rígido con hembra y macho.  
Tomado de Schlumberger, 1998.

En el *gráfico 6* se muestra un engranaje no rígido cilíndrico entre el implante y el diente natural, esto debería permitir una carga normal del diente natural, con un movimiento apical completo y algo de movimiento lateral. Cuando se construye con la utilización de un diente natural con periodonto sano, permite que la carga del implante se encuentre dentro de límites aceptables y permite la cementación definitiva de la restauración al diente natural. De igual forma es técnicamente simple y de bajo costo, optimiza la estética en coronas pilares anteriores y permite la recuperación de la sección protésica del implante<sup>(44)</sup>.

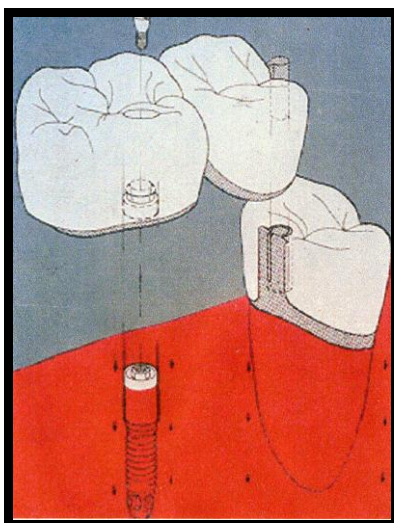


Gráfico 6. Representación esquemática que representa un conector no rígido cilíndrico. La porción hembra adapta dentro de la corona, la cual posee un piso para el asiento definitivo de la prótesis unida al implante. Tomado de Sullivan, 1986.

Para que las prótesis dento-implantosoportadas sean recuperables, la porción hembra del conector se debe localizar en la corona del diente natural. Sin embargo, el diente natural

puede ser intruido verticalmente dentro del alveolo, dejando la porción macho del conector extruída oclusalmente. Para prevenir esto, se puede añadir al conector una clavija en forma de U colocada a través de la interfase entre el conector macho y la hembra desde la cara lingual (Gráfico 7). Debido a que la relación entre el macho y la hembra del conector tienen una relación muy precisa, se sugiere que la clavija en forma de U sea colocada durante la cementación<sup>(48)</sup>.

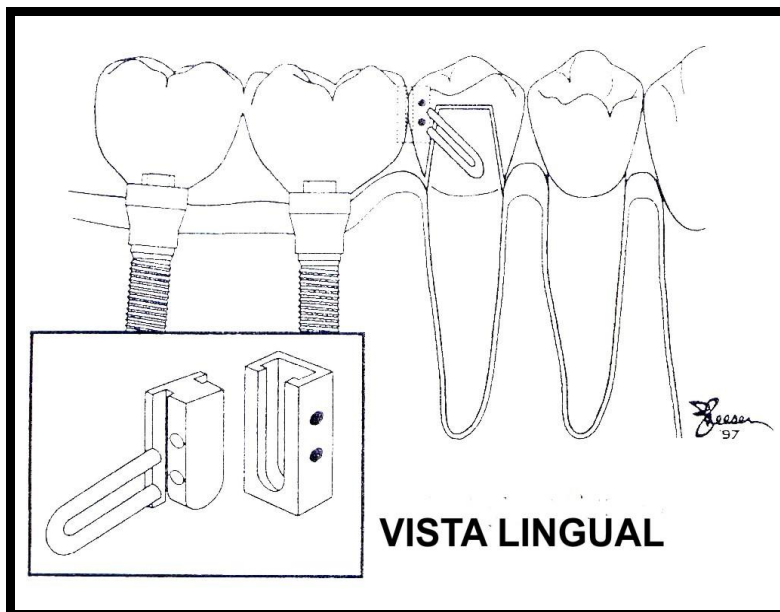


Gráfico 7. La sección del macho y la hembra se pueden asegurar juntos con una clavija en forma de U. Tomado de Schlumberger, 1998.

#### 2.2.2.2. Dispositivos específicos

Se han desarrollado diferentes técnicas de conexión entre dientes e implantes debido a sus diferentes características biomecánicas, los implantes poseen cierta rigidez y la

restauración requiere flexibilidad. Debido a esto empezaron a aparecer sistemas de implantes diseñados para utilizar un elemento resiliente entre el implante y la prótesis. Teóricamente, la función de los dispositivos específicos es doble; inicialmente los elementos absorbentes de tensiones pueden funcionar como una estructura reguladora al reducir el aumento violento de las tensiones y también se piensa que pueden actuar como un distribuidor de tensiones donde las fuerzas pueden ser desviadas a otras zonas del hueso o alrededor del implante. La distribución de tensiones en el hueso puede ser ligeramente manipulada aunque la fuerza total permanece constante<sup>(46)</sup>.

Entre los sistemas que utilizan estos dispositivos se encuentran el Sistema IMZ (IntraMobile Cylinder desarrollado por la casa Interpore International y diseñado por Axel Kirsch DDS, en Alemania)<sup>(26)</sup>, el Sistema Core-Vent (Dent Supply-Core-Vent Corp., Encino California)<sup>(33)</sup> y el Sistema ISIS (ISIS International, Inc., Pittsburg, Penn)<sup>(24)</sup>.

Los implantes oseointegrados poseen un contacto directo con el hueso y por lo tanto transmitirán ondas de tensión y choques. Por esta razón es recomendable el uso de un material amortiguador de choques como una resina acrílica. Este

permitirá la construcción de una estructura rígida y fuerte con una adecuada protección al impacto en su superficie externa<sup>(42)</sup>.

Skalak<sup>(41)</sup> propone que un elemento resiliente, posiblemente con la forma de un anillo, se inserte entre el implante y la prótesis para mimetizar el desplazamiento de un diente natural y aminorar entonces la diferencia de desplazamiento entre el diente natural y el implante, para distribuir la carga aplicada entre los pilares de la prótesis.

El Sistema IMZ fue concebido y desarrollado en la década de los setenta, clínicamente se empezó a utilizar en el año 1978. Dentro de este sistema se encuentra el elemento intramóvil viscoelástico (Gráfico 8), cuyo propósito es el de mimetizar la respuesta del diente natural a las fuerzas oclusales y durante los impactos repentinos que producen los objetos duros durante la masticación<sup>(26)</sup>.

Chapman *et al.*<sup>(8)</sup> recomiendan el uso de ese elemento intramóvil de polioximetileno, el cual permitirá al pilar del implante una compresión más funcional que un implante con un pilar de titanio en su totalidad. Este movimiento podría proteger la interfase entre el hueso y el implante de la sobrecarga oclusal

y axial y permitir que el diente natural comparta las fuerzas funcionales de la oclusión aplicadas sobre la prótesis fija.

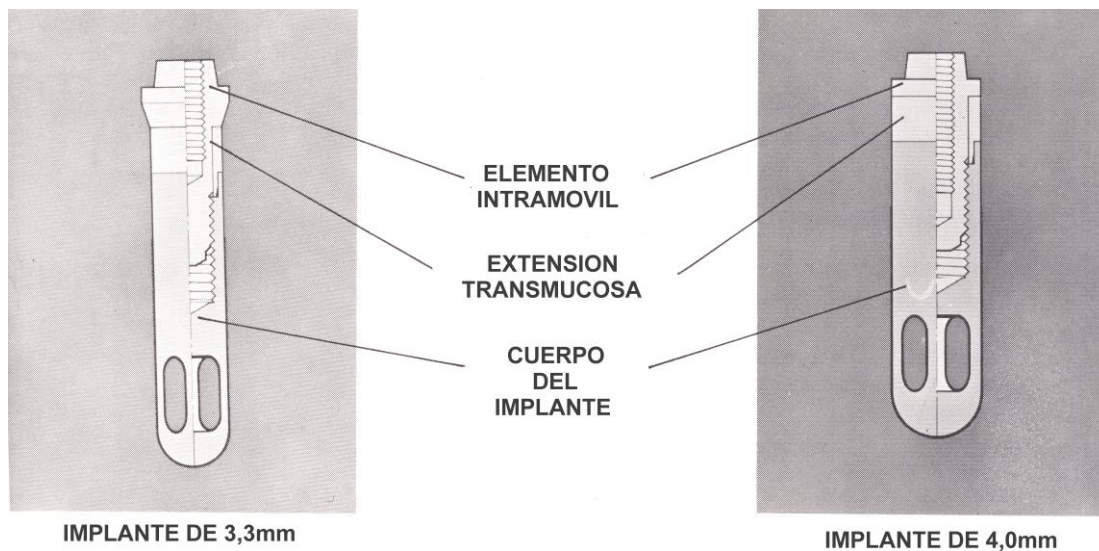


Gráfico 8. Sistema IMZ. Tomado de Kirsch 1989.

El protocolo del sistema IMZ para el tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos permite la conexión rígida a pilares naturales, la selección de prótesis ceramometálicas como material restaurador y el diseño de prótesis recuperable<sup>(25)</sup>.

Cuando los implantes son interconectados a pilares móviles se requiere de una conexión rígida. Es aquí donde los elementos intramóviles del sistema IMZ reducen la rigidez del implante y disminuyen la diferencia de la misma entre los implantes y los



pilares naturales haciendo de esta conexión algo más compatible<sup>(25)</sup>.

De manera similar, el sistema de implantes Core-Vent poseía originalmente una cofia plástica para cuando se deseara la unión con un diente natural y un elemento rompedoras. Luego de muchos años de uso clínico se constató que esta cofia de polisulfuro tenía un potencial mayor de fractura que la cofia de titanio<sup>(33)</sup>.

El sistema de implantes ISIS utiliza un *espacio liberador de tensiones* (Gráfico 9). Este *espacio liberador de tensiones* está localizado en el tercio cervical del embutido del implante con la función de transmitir las tensiones del tercio medio del embutido en lugar de su tercio cervical<sup>(44)</sup>. Los estudios mecánicos realizados a este sistema de implantes muestran que las cargas aplicadas a la corona del implante producía tensiones solo en el embutido del implante, manteniendo al hueso de soporte sin ninguna tensión<sup>(24)</sup>.

Otro dispositivo específico en la conexión diente–implante es el tornillo T-Block que permite la unión de dos piezas, para prevenir el fenómeno de intrusión<sup>(17,25)</sup> (Gráfico 10). Este

aditamento utiliza tanto un tornillo vertical como un tornillo horizontal<sup>(17)</sup>. (Gráfico 11) La decisión de utilizar uno u otro es dependiente de dos factores: el espacio morfológico disponible y el acceso clínico al tornillo. La dimensión vertical limitada del espacio podría forzar el uso de un tornillo de fijación horizontal así como para simplificar el control de placa del paciente tanto como sea posible<sup>(17)</sup>.

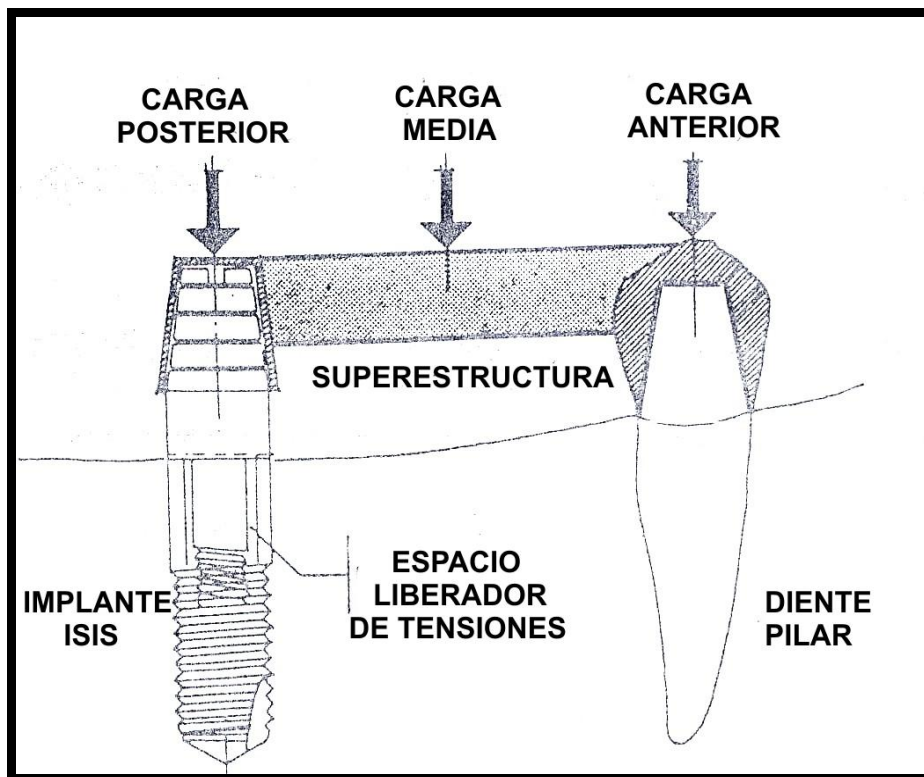


Gráfico 9. Diagrama de un implante ISIS y su estructura interna conectada a un diente natural simulado. Tomado de Hussein, 1994.

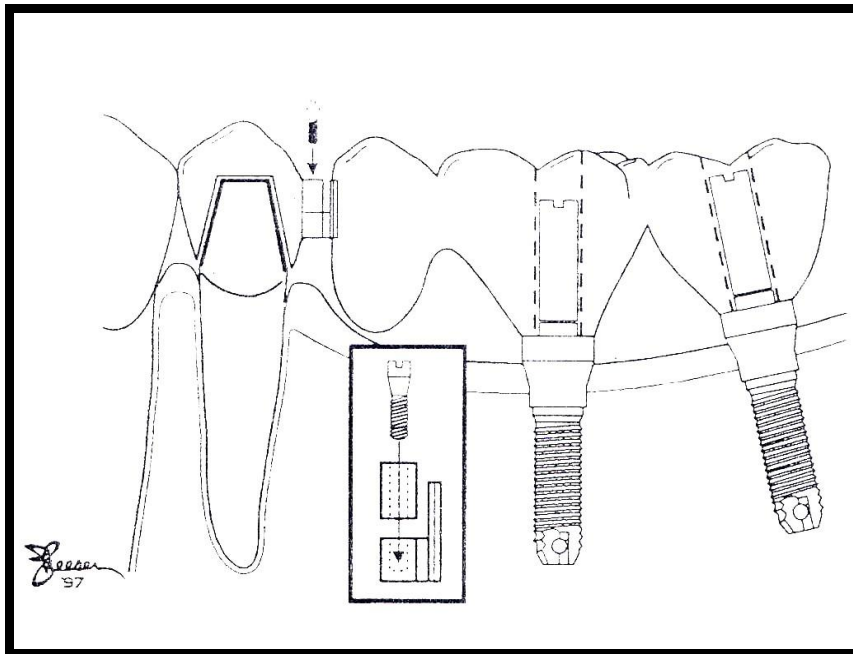


Gráfico 10. Juntas de precisión que se pueden usar para proporcionar una unión rígida con la recuperación del segmento del implante.

*Tomado de Schlumberger, 1998.*

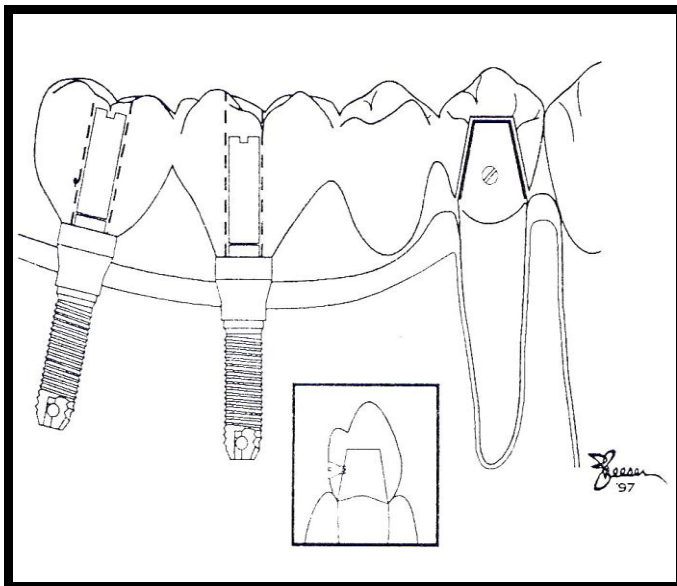


Gráfico 11. Cofia cementada permanentemente al diente natural, con un tornillo en la superficie lingual. El tornillo lingual es usado para mantener la estructura en posición. *Tomado de Schlumberger, 1998.*

### 2.2.2.3 Conexión rígida

Desde un punto de vista biomecánico, la combinación de un diente y un implante oseointegrado representa un factor de riesgo que podría acarrear problemas con respecto a la diferencia de anclaje en el hueso. Sin embargo, no se indica ninguna desventaja en conectar dientes e implantes en la misma restauración<sup>(3)</sup>.

Bidez y Misch<sup>(5)</sup> concluyen que se podría, con una movilidad clínica de cero en un pilar natural posterior, establecer una conexión rígida entre un implante y un diente; el implante, el hueso y la prótesis compensan la ligera movilidad dental. En los incisivos anteriores, la opción de elección consiste en colocar implantes de manera que se evite tener que unirlos a dientes naturales. Si ello fuera imprescindible se deben ferulizar el mayor número de dientes naturales para conseguir una mayor rigidez.

Una técnica alternativa para combinar dientes naturales e implantes en una prótesis fija, es utilizar una subestructura en forma de cofia, la cual se cementa permanentemente al diente natural (*Gráfico 12*) . La superestructura con cofia telescópica se cementa de manera temporal al diente natural y la porción del

implante se retiene por tornillos. Debido a esto, podrían ocurrir ciertos problemas clínicos: a) la cofia telescópica se puede separar del diente natural y éste ser intruido verticalmente dentro del alvéolo, b) el cemento temporal entre la estructura de la prótesis fija se podría endurecer y evitar la separación y c) podrían aparecer caries secundarias<sup>(48)</sup>.

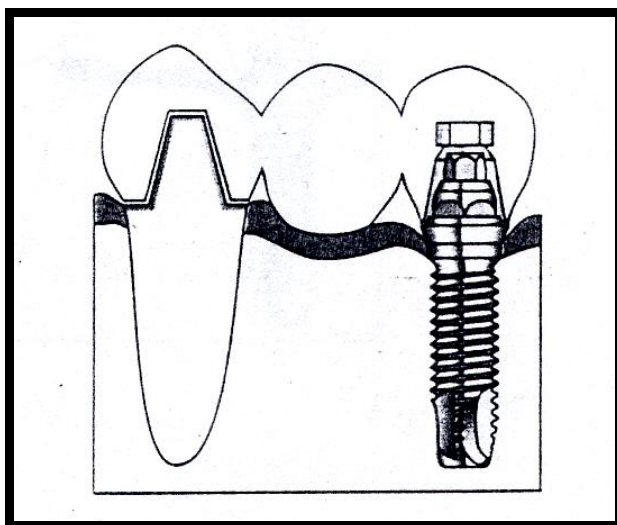


Gráfico 12. Cofia telescópica. Tomado de Engelman, 1998.

El uso de una prótesis parcial fija con la utilización de una cofia en el diente natural permite una serie de ventajas dentro de las cuales están la recuperación de la prótesis parcial fija para permitir el servicio y mantenimiento de los componentes, así como la habilidad de sellar permanentemente el diente natural con la cofia. Técnicamente, las prótesis parciales fijas con cofias son más difíciles de fabricar y necesitan mayores habilidades

del profesional y del técnico de laboratorio que las prótesis fijas convencionales<sup>(44)</sup>.

Existen desventajas inherentes al diseño que fácilmente podrían disuadir de su uso, un ejemplo de ello sería el potencial adverso que tiene la aplicación de una carga lejos del implante, si el diente natural posee un soporte periodontal reducido. Esta prótesis se podría comparar con una prótesis a extensión la cual podría generar, una carga resultante que sería el doble de la aplicada. La tensión podría causar falla de la unión hueso implante, la unión soldada de la prótesis, de alguno de los componentes metálicos del implante o del tornillo de oro. Así mismo, el cementado provisional de la prótesis fija en el diente natural podría permitir la desmineralización de la estructura dental y la formación de caries dental si la pérdida de cemento no es atendida. El odontólogo podría elegir el cementado permanente de la prótesis en el pilar natural, se eliminaría el potencial de recuperación de la prótesis, con lo cual se sacrificaría parte del protocolo de Brånemark<sup>(44)</sup>.

### **2.2.3 CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS DE LAS DIFERENTES ALTERNATIVAS DE DISEÑO EN PRÓTESIS PARCIAL FIJA DENTO-IMPLANTOSOPORTADAS**

### **2.2.3.1 Consideraciones biomecánicas de la utilización de mecanismos de rompiefuerzas**

Skalak<sup>(41)</sup> señala que un conector se debe utilizar para separar el diente del segmento del implante de la restauración, pero solo en situaciones en las cuales el implante es un pilar distal, sin embargo, este tipo de unión no evita que el pónico actúe como una prótesis a extensión.

Nishimura et al.<sup>(32)</sup> evaluaron un modelo fotoelástico del maxilar inferior de humano, edéntula en el área distal al primer premolar, en la cual colocó 2 implantes de 3,75 X 13 milímetros. La conexión entre el diente y los implantes se realizó rígidamente y por medio de conectores de semipresición, dejando en algunos casos libre de unión entre diente e implante. Se simularon cargas verticales sobre las caras oclusales y las tensiones se monitoriaron fotoelásticamente y fotográficamente.

Aunque las tensiones menores se observaron cuando se utilizó un conector no rígido, el conector rígido causó, solo en situaciones particulares, tensiones ligeramente superiores en las estructuras de soporte. El conector rígido demostró mayor transferencia de tensiones cuando se realizó la conexión de los dos implantes y del premolar mas distal. Las recomendaciones

para la selección del conector se deben basar en la salud periodontal clínica del diente y el soporte que proveen los implantes. Se concluyó que aunque las tensiones menores se observaron cuando se utilizaron conectores no rígidos, el conector rígido, solo en situaciones particulares, causó ligeramente mayores tensiones en las estructuras de soporte<sup>(32)</sup> .

Cohen *et al.*<sup>(10)</sup> proponen una modificación al utilizar mecanismos de rompiefuerzas que traería aparentemente consecuencias biomecánicas diferentes. Ellos afirman que cuando se desea el uso de un conector de semipresición entre un diente y un implante, la hembra del conector debería estar localizada mesial al molar soportado por el implante (*Gráfico 13*). El macho del conector debe estar colocado en distal del pónico asentado dentro de la hembra del conector.

Esta distribución de la conexión limita las fuerzas del brazo a extensión ejercidas por el diente pilar natural. Esto también limita las fuerzas sobre el implante a ser dirigidas en el mismo sentido del eje largo del implante. Esta orientación trae dos ventajas: con un conector extracoronario en el implante los requerimientos de diseño de colado son mas flexibles; el diseño



de conector invertido provee más estética y una anatomía oclusal más higiénica<sup>(10)</sup>.

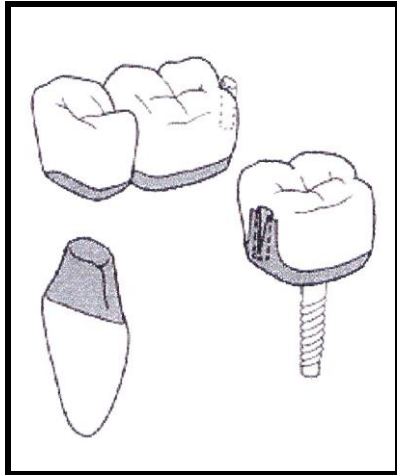


Gráfico 13. Prótesis parcial fija de tres unidades con un aditamento en la corona del implante y una cofia en el diente natural. Tomado de Cohen, 1994.

### **2.2.3.2 Consideraciones biomecánicas de aditamentos o dispositivos específicos**

Van Rossen *et al.*<sup>(46)</sup>, por medio de un análisis de elemento finito, realizó cálculos de distribución de fuerzas en el hueso que rodea un implante con y sin elementos específicos. Se simuló un implante individual y un implante conectado con un diente natural. Para el implante individual se concluyó que la variación en el módulo elástico del elemento absorbente de tensiones no tenía efecto en la concentración de tensiones en el hueso. Cuando se utilizaba este dispositivo en un implante conectado con un diente natural, se concluyó que la distribución de tensiones era más efectiva cuando se utilizaba un elemento con un bajo módulo de elasticidad. También se concluyó que el

hueso alrededor del diente natural mostraba un descenso en el grado de concentración de tensiones.

En el sistema IMZ, el elemento intramóvil imita las propiedades viscoelásticas de la membrana periodontal. En general, cuando una fuerza de oclusión (F) se aplica a lo largo del eje largo del diente, esta carga no se transmite primariamente al tejido de soporte del diente. Debido a la conexión rígida entre el implante oseointegrado y el diente natural, la carga (F) creará un momento (M) con la longitud de la prótesis (L) como palanca (*Grafico 14*)<sup>(26)</sup>.

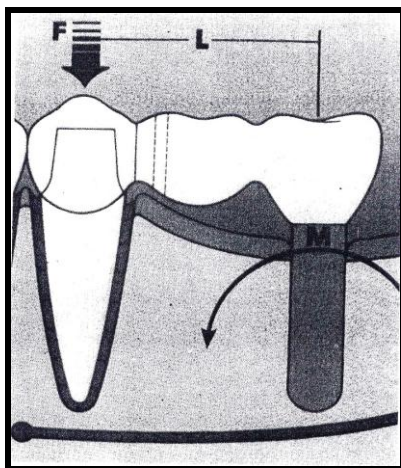


Gráfico 14. Restauración de un implante sin un elemento intramóvil. Tomado de Kirsch 1989.

Esta situación es desfavorable en dos aspectos. Primero la carga está completamente soportada por el implante rígido debido a la acción de palanca, las fuerzas transmitidas son

significativamente amplificadas causando mayores tensiones a la interfase implante-hueso. Segundo, el diente pilar se mantiene sin cargas, perdiendo con esto el estímulo funcional necesario para el mantenimiento de las estructuras anatómicas de la membrana periodontal<sup>(26)</sup>.

Esto cambia cuando el implante, sin elemento liberador de tensión, se reemplaza por un implante con elemento amortiguador IMZ (*Gráfico 15*). Debido al elemento intramóvil, la superestructura semirígida se puede inclinar bajo la acción de la fuerza aplicada (F). Una significativa fracción de la carga se transmite ahora al diente, estimula la membrana periodontal y evita el efecto desfavorable de las altas tensiones a la interfase implante-hueso<sup>(26)</sup>.

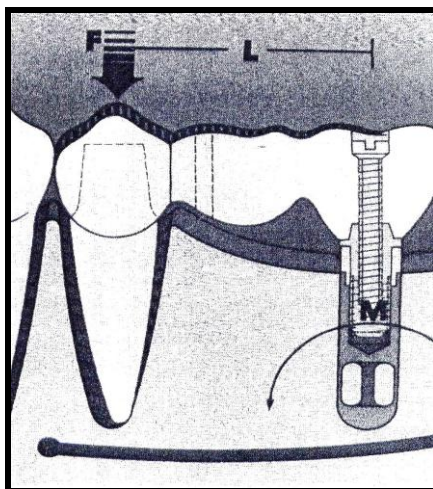


Gráfico 15.

Restauración de un implante con un elemento intramóvil.

Tomado de Kirsch, 1989.

Un análisis biomecánico revela que la tensión transmitida a la interfase implante-hueso es altamente reducida cuando el elemento intramóvil se incorpora dentro del implante IMZ (Gráfico 16). Para un implante sin elemento liberador de tensiones, la tensión incrementa linealmente con la longitud de la prótesis (curva superior), mientras que el elemento intramóvil reduce la acción de palanca y disminuye los valores de tensión, inclusive para brechas largas<sup>(26)</sup>.

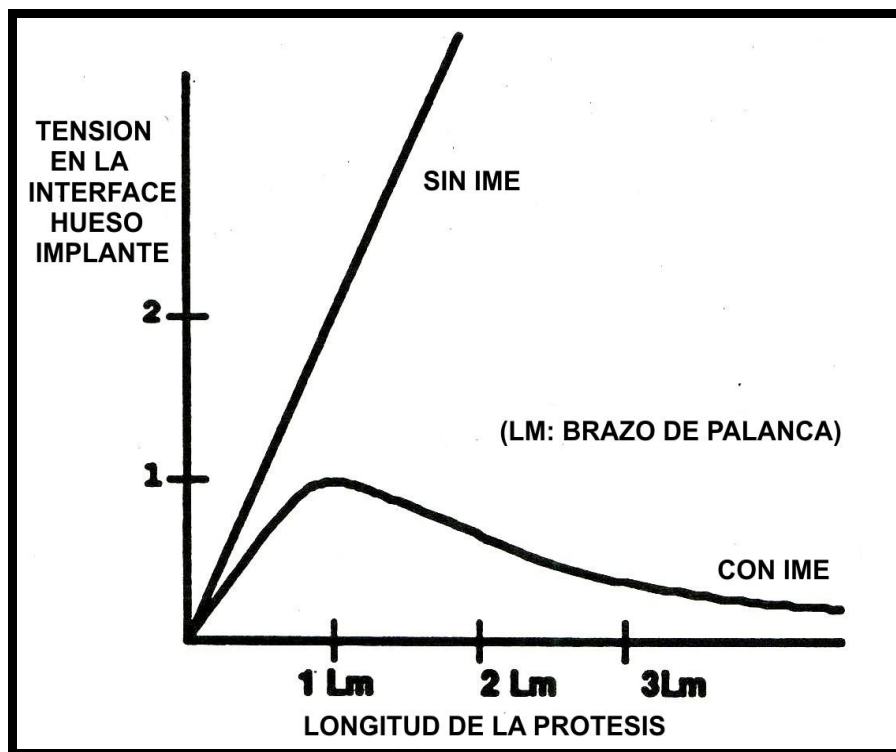


Gráfico 16. Relación entre tensión en la interfase implante-hueso y la longitud de la prótesis con y sin elemento intramóvil. Tomado de Kirsch, 1989.

En un estudio realizado por Holmes *et al.*<sup>(22)</sup> se pudo determinar, en pruebas de elemento finito, que la deflexión de la estructura de la prótesis era mucho mayor cuando se utilizaba el elemento intramóvil de polioximetileno que cuando se utilizaba el elemento de titanio. Además la experiencia clínica de los autores identificaron al elemento intramóvil de resina como el elemento más propenso a fallar y no el tornillo retentivo. Esto se puede explicar cuando se comparan las propiedades mecánicas de los metales y las propiedades mecánicas de las resinas, particularmente en su resistencia a la cedencia y su resistencia a la fatiga. La resistencia a la cedencia del titanio tiene un rango de 160 a 550 Mpa, la del polioximetileno es de aproximadamente 70 Mpa.

Holmes *et al.*<sup>(21)</sup> realizaron un estudio de método de elemento finito sobre implantes IMZ restaurados con coronas de oro coladas, para examinar la influencia del polioximetileno del elemento intramóvil en la transmisión de fuerzas verticales y oblicuas. Las concentraciones de tensión en el hueso y en los componentes del implante fueron mucho mayores bajo una carga con 30 grados de inclinación que bajo la carga vertical. La transmisión de tensiones al hueso ocurrió principalmente en la región crestal y esa tensión no se redujo cuando el elemento

intramóvil se colocó en el material de polioximetileno en lugar del compuesto por titanio. Las mayores concentraciones de tensión ocurrieron en el tornillo retentivo.

McGlumphy *et al.*<sup>(29)</sup> realizaron un estudio con la finalidad de comparar las diferencias en los patrones de tensión generados en un plástico fotoelástico por un implante IMZ con el elemento interno resiliente y con el elemento interno rígido. Bajo una carga estandarizada sobre una extensión voladiza, los patrones de tensión se fotografiaron con un polariscopio circular. Se calcularon las áreas totales de tensión y se realizó una comparación estadística. Las cargas estáticas no demostraron diferencia estadística entre el área de tensiones generada por un implante IMZ con y sin elemento interno resiliente.

Van Steenberghe<sup>(47)</sup> describió, en un estudio a seis años el, comportamiento de implantes Brånemark en pacientes parcialmente edéntulos. Luego de 36 meses, observó un 87% de éxito en 40 implantes en el maxilar superior y un 92% de éxito en 93 implantes en el maxilar inferior. Notó que un 58% de los implantes estaban conectados a dientes naturales y que un 6,7% de los implantes colocados fallaron en oseointegrarse.

Chapman *et al.*<sup>(8)</sup> realizaron un estudio en 15 pacientes con prótesis a extensión distal ancladas en implantes y dientes naturales, con la utilización de elementos amortiguadores de choque dentro del implante *versus* un elemento interno de titanio. Las fuerzas oclusales y la semejanza oclusal bilateral se examinó con un programa adaptado para el sistema de análisis oclusal T-scan. Los resultados indicaron que existe una diferencia significativa entre las fuerzas oclusales utilizando un amortiguador interno de choques (18N) y un elemento interno de titanio (30 N). Tal parece que los diferentes niveles de tensiones registrados en este estudio entre los elementos de soporte confirman que la filosofía del diseño del elemento intramóvil del Sistema IMZ podría ayudar a reducir las fuerzas oclusales.

Lill *et al.*<sup>(27)</sup> realizaron investigaciones para mostrar si los sistemas disponibles comúnmente (IMZ o estructuras especialmente diseñadas como la Barra Dolder y los ataches de semipresión cilíndricos) tenían una adecuada deformabilidad para proveer a los implantes oseointegrados de la elasticidad necesaria para imitar la movilidad del diente natural. Mientras que los sistemas probados mostraron una deformabilidad variable, ninguno de ellos cumplió completamente con los

requerimientos. Esto podría explicar la reabsorción en forma de embudo que se presenta en la cortical ósea perimplantar.

Babbush *et al.*<sup>(4)</sup>, en un estudio a diez años que incluía 3.436 implantes IMZ, descubrieron resultados tanto a corto como a largo plazo (un 34% de los casos tenían más de 5 años) con un éxito de 97,5%. Ellos también informaron que la ruptura del elemento intramóvil sucedió en solo un 1,4% de los implantes, disipando, en su opinión, la alarma de que esto constituía la mayor dificultad del sistema.

Sin embargo, se sugiere que el elemento intramóvil es el eslabón débil en el sistema IMZ, ya que es el responsable de la tendencia de los tornillos oclusales a aflojarse y requerir un continuo reemplazo<sup>(46)</sup>.

### **2.2.3.3 Consideraciones biomecánicas de la utilización de conexión rígida**

En situaciones clínicas específicas, debido a las limitaciones anatómicas, se requiere de la colocación de un solo implante en lugares donde es necesario un mínimo de 2 implantes para soportar la prótesis. En estas situaciones es una ventaja el conectar solo un implante con un diente por medio de una



prótesis. Se ha utilizado la conexión de un implante Brånemark con un diente natural en la práctica privada. Las recomendaciones clínicas para realizar tal conexión demanda que el diente natural posea un ligamento periodontal y hueso de soporte en buen estado<sup>(35)</sup>.

En la situación en la cual un implante esté rígidamente conectado a un diente, las fuerzas verticales en la masticación inducen a una flexión del implante debido a que el diente se mueve dentro de su alvéolo. La magnitud de esta flexión es dependiente de la movilidad del diente y de la flexibilidad de la prótesis, del implante y del hueso<sup>(35)</sup>. (Grafico 17)

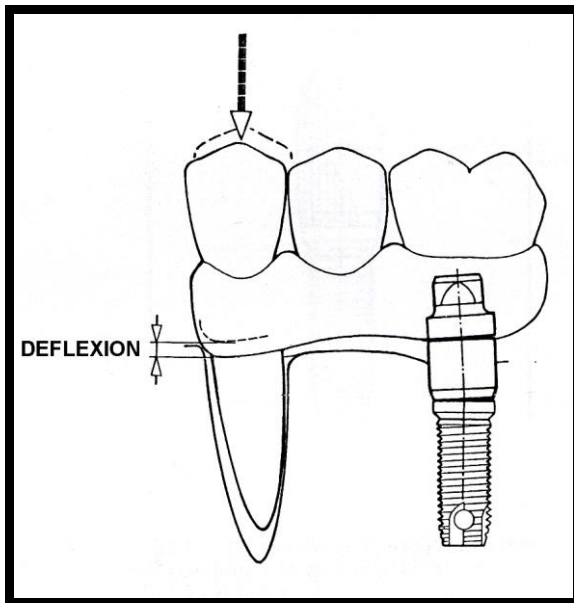


Grafico 17. Deflexión de la prótesis con un implante y un diente. Tomado de Rangert, 1991.

Rangert *et al.*<sup>(35)</sup> realizan análisis de la flexibilidad del Sistema de Implantes Brånemark. El pilar protésico del sistema se fija al embutido por medio de un tornillo de aleación de oro. Cuando esta unión atornillada se somete a una flexión, la presión en el lado a extensión del pilar, aumentará y la presión en el lado opuesto disminuirá (*Grafico 18*) .

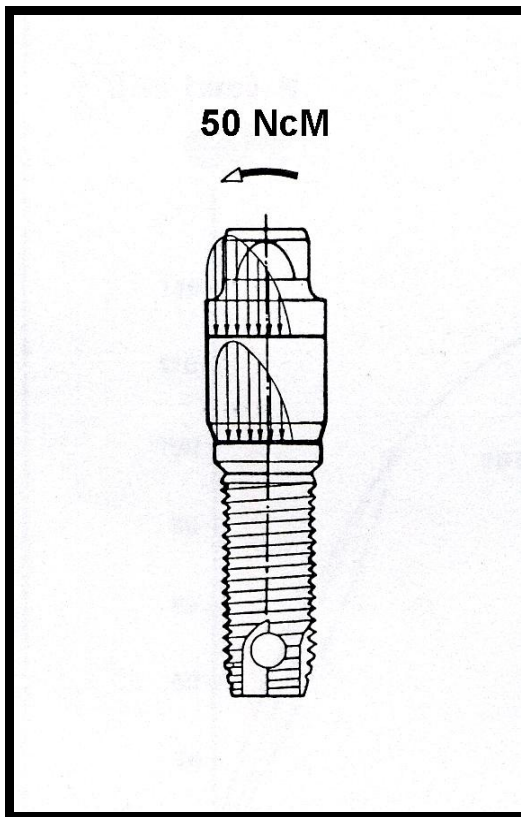


Grafico 18. La distribución de la carga externa se compensa con la tensión interna dentro del tornillo antes que se abra la unión atornillada. La carga externa virtualmente no afecta al tornillo. Tomado de Rangert, 1991.

Estos cambios de presión en la superficie y la tensión en el tornillo de oro producirán una deformación en los materiales involucrados y el pilar protésico se comienza a inclinar con

respecto al implante. Esta inclinación se registra como una deflexión al final del brazo a extensión. Si la inclinación se incrementa, la superficie en contacto del pilar protésico se mueve hacia el lado del brazo a extensión y la unión atornillada eventualmente se abre<sup>(35)</sup> (Grafico 19).

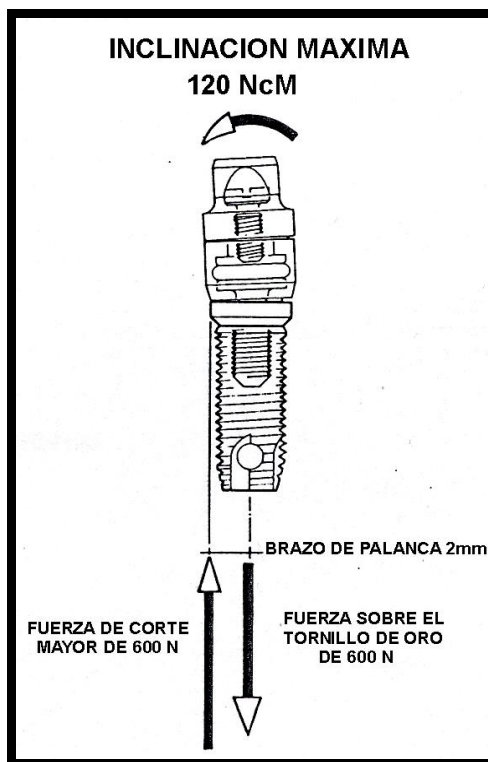


Gráfico 19. Al abrirse la unión atornillada el tornillo interno recibe toda la carga externa Tomado de Rangert, 1991.

Debido a que la resistencia a la tracción del tornillo es de aproximadamente 600 N y el brazo de palanca interno es de aproximadamente 2 milímetros, la máxima resistencia a la flexión es de aproximadamente 120 Ncm. Esto significa que la flexión transferida al hueso desde el implante puede llegar hasta

aproximadamente 120 Ncm. Una mayor flexión produciría una falla mecánica, normalmente una fractura del tornillo<sup>(35)</sup>.

Acorde con el fabricante, el tornillo se debería apretar con una fuerza de aproximadamente 10 Ncm (los estudios de laboratorio realizados por el fabricante han mostrado que esta medida corresponde a una fuerza de tensión en el tornillo, precarga, de aproximadamente 250 a 300 N). Con esta precarga, la tensión que puede soportar el tornillo está justo por debajo de la resistencia a la cedencia del material<sup>(35)</sup>.

Cuando se alcanza este nivel (250 a 300 N), debido a la carga externa sobre el pilar protésico, la unión atornillada comienza a abrirse. Esto significa que con un brazo de palanca interno de aproximadamente 2 milímetros, la fuerza de flexión necesaria para abrir la unión atornillada es de aproximadamente 50 a 60 Ncm. Cualquier fuerza de flexión por debajo de este valor será contrarrestado por el cambio de distribución de tensión dentro de la unión atornillada e influenciará la tensión del tornillo solo en un menor grado. Por lo tanto, las cargas por debajo 50 Ncm tendrán una influencia insignificante en el tornillo<sup>(35)</sup>.

Cho *et al.*<sup>(9)</sup> describieron en su estudio, un paciente que requería una rehabilitación completa en el maxilar superior e inferior. El maxilar inferior se restauró con la colocación de 6 implantes Brånemark. En el lado derecho se realizó una prótesis parcial fija con cofia telescópica para restaurar un premolar colocado entre dos de los implantes. No se colocó ningún tipo de cemento entre la prótesis y la cofia; después de 5 meses se observó una discrepancia entre la cofia y la restauración debido a la intrusión del diente natural. Los autores manifiestan que la causa de dicha intrusión es desconocida y concluyen que se deben realizar más estudios para explicar este fenómeno.

Se realizó un estudio en una paciente femenina de 66 años de edad, la cual presentaba una periodontitis moderada, ausencias dentarias y bruxismo. Luego de una terapia periodontal, se colocó una prótesis parcial fija que se extendía desde el lateral hasta el segundo molar con 2 implantes como pilares intermedios. Se realizaron cofias telescópicas en estos dientes y se cementó la prótesis parcial fija con cemento provisional. Después de 10 meses, se evidenció una intrusión del lateral de aproximadamente 1,5 milímetros. Los autores concluyen que es importante considerar algún mecanismo de

absorción de energía en los implantes para poder igualar ésta a la del diente natural<sup>(39)</sup>.

Rangert *et al.*<sup>(35)</sup> presentaron los resultados de un estudio en el cual utilizaron un modelo *in vitro* de una barra en extensión restaurada con implantes Brånemark estándar de 4,0 milímetros y 7,0 milímetros con cofias de oro y tornillos. De estas observaciones se constató que existe suficiente flexibilidad dentro del implante Brånemark estándar para permitir el movimiento adecuado de un diente rígidamente conectado a un implante en una prótesis fija de seis unidades, sin que se sobrecargue este último. Las pruebas mecánicas y las consideraciones teóricas, sin embargo, indican que la movilidad transversa en la conexión con un diente debería ser limitada y que la unión de la prótesis al diente debería ser de un diseño rígido para evitar la pérdida del tornillo.

Se atendieron 23 pacientes con una dentición Clase I de Kennedy, los cuales se restauraron con prótesis fijas en la parte posterior del maxilar inferior. En un lado se colocaron prótesis fijas soportadas por dos implantes (prótesis tipo I) y en el otro lado se colocaron prótesis soportadas por un implante y un diente natural (prótesis tipo II), por medio de un atache de

precisión McCollum (T-attachment, Centres Metaux, Biel-Bienne, Suiza). Se colocaron 69 implantes y se construyeron 46 prótesis. Se perdieron 8 de los implantes durante el período de observación. El porcentaje de fallas fue el mismo en los dos tipos de prótesis; 5 implantes pertenecían a la prótesis tipo I (10,9%) y 2 implantes pertenecían a la prótesis tipo II (8,7%), mientras que 1 implante se perdió previo a la carga del mismo<sup>(3)</sup>.

La conexión rígida entre dientes e implantes, aunque clínicamente exitosa en cierto grado, no está todavía estandarizado, documentado y probado por un largo período y se podría considerar una práctica experimental<sup>(25)</sup>.

### III. DISCUSIÓN

Una prótesis parcial fija soportada en un extremo por un diente natural y por el otro con un implante oseointegrado presenta una relación muy compleja<sup>(16)</sup>. Se ha planteado que existen tres consideraciones biomecánicas que considerar en estas situaciones; la carga mecánica, la transmisión de fuerzas a los tejidos periodontales y las reacciones biológicas de los tejidos periodontales ante las fuerzas transmitidas<sup>(28)</sup>.

Las cargas mecánicas en forma de fuerzas oclusales varían en magnitud y en dirección en una prótesis combinada diente implante. La transmisión de esas fuerzas a los tejidos periodontales de un diente y un implante pueden variar debido a que el diente tiene un ligamento periodontal mientras que el implante no lo posee, por lo tanto el diente va a presentar más movilidad que el implante<sup>(35,48)</sup>.

Debido a la diferencia de movilidad entre dientes naturales e implantes se podrían producir algunas reacciones biológicas de los tejidos periodontales ante las fuerzas transmitidas, dentro de las que se incluyen la resorción ósea alrededor del cuello de los implantes, la fractura ósea, la fractura del implante, la fractura del tornillo de fijación, el aflojamiento del tornillo de fijación, la falla del cemento y la intrusión del diente natural. La intrusión pareciera ser



la consecuencia más discutida; se ha observado la intrusión del diente junto con el retenedor, mientras que en otras situaciones el diente se ha intruido sin que la restauración lo acompañe<sup>(38)</sup>, sin embargo, no siempre se observa este fenómeno<sup>(47)</sup>.

La causa de la intrusión es multifactorial; se han planteado diferentes teorías que buscan explicar el fenómeno, tales como la atrofia por desuso, el empaquetamiento de restos, la memoria de recuperación debilitada, la unión mecánica, la flexión que sufre la estructura metálica de la prótesis parcial fija y la flexión y torsión que sufre el hueso maxilar al ocluir los dientes durante la masticación<sup>(16, 37,40)</sup>.

En la realización de una prótesis fija dento-implantosoportada, los pilares van a proporcionar a la prótesis un tipo de soporte diferente, dependiendo de su condición periodontal. Para esta situación en particular, los factores más importantes a tomar en cuenta son la cantidad de implantes y dientes de soporte y la selección del tipo de conexión interproximal de la restauración<sup>(32)</sup>.

Se ha advertido sobre la posibilidad de conectar protésicamente dientes naturales e implantes, pero debido a los problemas biomecánicos por su diferente comportamiento ante las cargas, se

han propuesto diferentes mecanismos, tales como los mecanismos de rompiefuerzas, los dispositivos específicos y la conexión rígida<sup>(42,44)</sup> .

El problema se podría resolver teóricamente con la incorporación de conexiones a través de mecanismos de rompiefuerzas entre el segmento del implante y los dientes naturales para permitir una carga normal sobre el diente natural, con un movimiento apical completo y algo de movimiento lateral<sup>(24,28,38)</sup>, con las ventajas adicionales de ser técnicamente simple y de bajo costo, optimizar la estética en coronas pilares anteriores y permitir la recuperación de la sección protésica del implante<sup>(28)</sup>. Sin embargo, algunos diseños han fallado en lograr una distribución efectiva de las cargas, pareciera que este tipo de unión produce que el pónico actúe como una prótesis a extensión<sup>(25,35,41,48)</sup> .

Se han desarrollado diferentes técnicas de conexión entre dientes e implantes debido a sus diferentes características biomecánicas, los implantes poseen cierta rigidez y la restauración requiere flexibilidad. Por lo tanto, empezaron a aparecer sistemas de implantes diseñados para utilizar un elemento resiliente entre el implante y la prótesis<sup>(8,22,26,46,47)</sup> .

Teóricamente la función de los dispositivos específicos es doble; inicialmente los elementos absorbentes de tensiones pueden funcionar como una estructura reguladora, al reducir el aumento violento de las tensiones y actuar como un distribuidor de tensiones donde las fuerzas se pueden desviar a otras zonas en el hueso o alrededor del implante. La distribución de tensiones en el hueso puede ser ligeramente manipulada aunque la fuerza total permanezca constante <sup>(4,8,22,26,46,47)</sup>. Sin embargo, algunos autores no observaron diferencias estadísticas entre el área de tensiones generada por un implante con y sin elemento interno resiliente <sup>(21,27,29,46)</sup>. Además, este sistema presentaba problemas a largo plazo debido a que el elemento intramóvil era el eslabón débil en el sistema IMZ porque requería un reemplazo continuo y era el responsable de la tendencia de los tornillos oclusales a aflojarse <sup>(46)</sup>.

Definitivamente, desde un punto de vista biomecánico, la combinación de un diente y un implante oseointegrado representa un factor de riesgo que podría acarrear problemas con respecto a la diferencia de anclaje en el hueso <sup>(44,48)</sup>. Sin embargo, algunos autores concluyen que se podría, en un pilar natural posterior, establecer una conexión rígida entre un implante y un diente; el implante, el hueso y la prótesis podrían compensar la movilidad dental <sup>(21,42,43)</sup>. No obstante, algunos autores no recomiendan

conectar rígidamente un diente a un implante por el fenómeno de intrusión observado en este tipo de prótesis <sup>(9,39)</sup>.

Se ha descrito la posibilidad de realizar prótesis fijas entre implantes, al igual que el de dientes conectados a implantes, para lo cual se han realizado diversos análisis sobre las opciones mencionadas, sin embargo, todavía existe mucha controversia sobre este tópico <sup>(2,6,15,17,28,29,35,36,40,42,44)</sup>, debido a la diferencia de movilidad entre el diente natural y el implante oseointegrado, por esta misma razón los autores coinciden en la necesidad de realizar más estudios *in vivo* a largo plazo en esta área <sup>(25,35,48)</sup>.

## **IV. CONCLUSIONES**

1.-La conexión entre implantes dentales y dientes naturales dentro de la misma prótesis es, en el presente, uno de los tópicos más controversiales en implantología dental.

2.-Los implantes endóseos no poseen mecanismos adaptativos a las fuerzas masticatorias al carecer de ligamento periodontal y no son capaces de intruirse levemente como los dientes naturales. Se comportan como una anquilosis funcional. La movilidad de un diente natural es diez veces mayor que la de un implante oseointegrado.

3.-Se ha observado en la conexión entre dientes naturales e implantes dentales, por medio de una prótesis parcial fija, la intrusión del diente junto con el retenedor o la del diente sin que la restauración lo acompañe. La causa de la intrusión es multifactorial, los factores causales podrían ser la atrofia por desuso, el empaquetamiento de restos, la memoria de recuperación debilitada y la fricción mecánica.

4.- Para compensar la diferencia de movilidad entre los dientes naturales y los implantes se han diseñado diversos sistemas,

dentro de los cuales se señalan: los mecanismos de rompiefuerzas, los dispositivos específicos y la conexión rígida.

5.-Existe controversia en relación a la incorporación de rompiefuerzas entre el segmento del implante y los dientes naturales para lograr una distribución efectiva de las cargas. En general este tipo de unión produce que el pónico actúe como una prótesis a extensión, para lo cual se ha propuesto, sin comprobación, una modificación que recomienda utilizar un conector de semipresición invertido entre un diente y un implante, en el cual, la hembra del conector debe estar localizada en el implante y el macho en el pónico.

6.- Se han desarrollado dispositivos específicos con la finalidad de prevenir el efecto de intrusión en aquellos casos de prótesis parcial fija dento-implantosoportadas; entre los cuales tenemos el elemento intramóvil (Sistema IMZ), la cofia plástica (Sistema Core-Vent), el espacio liberador de tensiones (Sistema ISIS), y el tornillo de unión (Sistema T-Block).

7.-Los elementos intramóviles se diseñaron para funcionar como una estructura reguladora reduciendo el aumento violento de las tensiones y también para actuar como un distribuidor de las

mismas donde las fuerzas se puedan desviar a otras zonas en el hueso o alrededor del implante; sin embargo, el sistema presentó problemas a largo plazo, debido a que era el eslabón débil en el sistema porque requería un reemplazo continuo y era el responsable de la tendencia de los tornillos oclusales a aflojarse.

8.-Existe controversia en relación a conectar rígidamente un implante y un diente natural, por el fenómeno de intrusión observado en estos casos. No se ha logrado demostrar efectivamente que el implante, el hueso y la prótesis compensen la diferencia de movilidad entre sus pilares o si este tipo de conexión se puede considerar como una prótesis a extensión.

9.-La conexión entre un diente natural y un implante dental puede traer consecuencias impredecibles debido a las complicaciones biomecánicas que esta acarrea. Por lo tanto, es necesario realizar más estudios *in vivo* a largo plazo en esta área.

## V. REFERENCIAS

1. Albrektsson T, Johansson C, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000;2:58-73.
2. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75:285-91.
3. Åstrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : a 2 year longitudinal study. *The int J oral maxillofac implants* 1991;6:305-312.
4. Babbush C, Kirsch A. The intramobile cylinder (IMZ) two-stage osseintegrated implant system with the intramobile element. (IME) : Short and long term clinical data. *The implant Report* 1990. *Practical Periodont Aesthet Dent* 1990;2:24-32.
5. Bidez M, Misch C. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-294.
6. Breeding L, Dixon D, Sadler J, McKay M. Mechanical consideration, for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1995 ;74:487-92.
7. Brunski J. Biomechanical factors affecting the bone- dental implant interface. *The international Journal of Oral Maxillofacial Implants.* 2000;15:23-46.
8. Chapman R, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:339-374.
9. Cho G, Chee W. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis : A clinical report. *J Prosthet Dent* 1992;68:3-5.
10. Cohen S, Orenstein J. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures : a technical report. *Int Oral Maxillofac Implants* 1994;9:230-234.
11. Cooper L. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J prosthet dent* 1998;80:439-49.



12. Davidoff R. Restorative-based treatment planning : determining adequate support for implant- retained fixed restorations. *Implant Dent* 1996;5:179-84.
13. Jablosnki. Diccionario ilustrado de odontología. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1992. Implante, implante dental; p.630-31,.
14. Engelman M. Oseointegración- Diagnóstico clínico y alternativas restauradoras. Barcelona: Quintessence; 1998.
15. English C. Cylindrical implants. Part II :questions need answering. *Calif Dent Assoc J* 1988 ;1:26-33.
16. English C. Implant- supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures. *J Dent Symp* 1993 ;1:10-5.
17. Fugazzotto P, Kirsch A, Ackermann K, Neuendorff G. Implant tooth connected restoration utilizing screw fixed attachments : a survey of 3096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J of Oral and Maxillofac implants* 1999 ;14:819-823.
18. Gross M, Laufer B. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I : Laboratory and clinical studies. *J of oral rehabilitation* 1997;24:863-870.
19. Herrero M, Herrero F, Atlas de Procedimientos clinicos en implantología oral. Madrid:TRP ;1995.
20. Hobo S, Ichida E, García L, Osteintegración y Rehabilitación Oclusal. España: Marban; 1997.
21. Holmes D, Grigsby W, Goel V, Keller J. Comparison of stress transmission in the IMZ Implant System with Polyoxymethylene or Titanium Intramobile Element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.
22. Holmes D, Haganman C, Aquilino S. Deflection of superstructure and stress concentration in the IMZ Implant System. *The International Journal of Prosthodontics* 1994;7:239-46.
23. Hussein G, Zekry K, El Wakad M. Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 1994;72:614-22.

24. Ismail Y. A comparison of current root form implants. Biomechanical design and prosthodontic applications. New York State Dent J 1989;36:35-6.
25. Kay H. Free-standing versus implant-tooth interconnected restorations : Understanding the prosthodontic perspective. The international journal of periodontics and restorative dentistry 1993;13:47-69.
26. Kirsch A. The IMZ osteointegrated Implant System. Dental Clinics of North America. 1989;33:733-91.
27. Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzak G. The ability of Currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. Int J Maxillofac Implants 1988;3:281-286.
28. Mathews M, Breeding L, Dixon D, Aquilino S. The effect of connecto5r design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1991;65:822-7.
29. McGlumphy E, Campagni W, Peterson L. A comparison of stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or resilient internal element. J Prosthet Dent 1989;62:586-93.
30. Mühlemann H. 10 years of tooth mobility measurements . J. of Periodontology 1960;31:110-122.
31. Mühlemann H. Tooth mobility : a review of clinical aspects and research findings. J of Periodontology 1967;38:114-41.
32. Nishimura R, Ochiai K, Caputo A, Mo Jeong C. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. J Prosthet Dent 1999;81 :696-703.
33. Niznick G. Core-Venture. Encino (Calif): F. A. Davis Company; 1986.
34. Palmer R. Teeth and implants. British Dental Journal 1999,187:183-8.
35. Rangert B, Gunne J, Sullivan D. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth : an in vitro study. Int Oral Maxillofac Implants 1991;6 :177-186.
36. Richter E. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J Prothet Dent 1989;61:602-9.

37. Rieder C, Parel S. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J perio Rest Dent* 1993;13 :334-347.
38. Schlumberger T, Bowley J, Maze G. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:199-203.
39. Sheets C, Earthman J. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;70:513-20.
40. Sheets C, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent* 1997;77:39-45.
41. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated protheses. En: Branemark P-I, Zarb G, Albrektsson T editores. *Tissue-integrated prosthesis: osteointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1995. p. 117-28.
42. Skalak R. Biomechanical consideration in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
43. Smith D, Zarb G. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:567-72.
44. Sullivan D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int Oral Maxillofac Implants* 1986;1:38-45.
45. The Academy of Prosthodontics. *The Glossary of Prosthodontics terms*. Seventh edition. *J Prosthet Dent*. 1999;81:39-110.
46. Van Rossen I, Braak L, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205.
47. Van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting bridges in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989 ;61:217-223.
48. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.