



G. Cabello Domínguez¹
D.A. González Fernández²
M.E. Aixelá Zambrano³
A. Casero Reina⁴
J. Giménez Fábrega⁵

Biomecánica en implantología

- 1 Master en Periodoncia por la UCM.
Práctica privada, Clínica NEXUS, Málaga.
- 2 Doctor en Odontología y
Master en Periodoncia por la UCM.
- 3 Master en Estética Dental por la UCM.
Práctica privada, Clínica NEXUS, Málaga.
- 4 Master en Endodoncia por la UCM.
Práctica privada, Clínica NEXUS, Málaga.
- 5 Profesor colaborador.
Master de Periodoncia, UCM.

Correspondencia:
Gustavo Cabello Domínguez
Clínica NEXUS (Odontología Especializada)
C/ Méndez Nuñez 12; 1ª Planta
29008 Málaga
gustavocabello@wanadoo.es

RESUMEN

La biomecánica es un apartado conceptual de la Implantología que analiza el efecto de las fuerzas estáticas y dinámicas sobre los distintos elementos involucrados en las rehabilitaciones sobre implantes. Tradicionalmente, se ha enfocado este campo desde una perspectiva demasiado rígida y centrada en los riesgos biológicos que se podían derivar de esta interacción. Las nuevas superficies de implantes y los nuevos diseños de las juntas protésicas han permitido cambiar la concepción de esta disciplina, flexibilizándose los esquemas y propuestas amparados bajo este capítulo.

PALABRAS CLAVE

Implantes dentales; Biomecánica; Ajuste pasivo; Oclusión; Sobrecarga.

INTRODUCCIÓN

La Biomecánica es una disciplina que, desde los comienzos de la Implantología, ha jugado un papel

determinante en el análisis de la interacción entre un elemento artificial (el implante oseointegrado y sus diferentes componentes) y un ente biológico (los tejidos periimplantarios). Este maridaje entre la Mecánica (como disciplina de la Física) y la Implantología (como disciplina de la Biología) ha estado con frecuencia sometido a esquemas demasiado rígidos, en los que los preceptos epistemológicos de la Física (Mecánica) se extrapolaban de forma demasiado estricta al fenómeno de la interacción implante-organismo vivo. A pesar de esto, se empiezan a vislumbrar nuevas tendencias en la forma de conceptualizar la Implantología, en la que los preceptos biomecánicos se suavizan y en el que la actividad del clínico se flexibiliza, sobre todo en pro de esquemas más simples y más biomiméticos.

Hasta muy recientemente, se asumía que la longitud de los implantes era determinante en el éxito de éstos. Estudios clásicos^(1, 2) correlacionaban mayores tasas de fracaso cuando se empleaban implantes cortos. Hoy por hoy, y posiblemente por el advenimiento de las «nuevas superficies», empiezan a superarse ciertas premisas al respecto. Publicaciones que analizan el comportamiento de los implantes cortos (≤ 8

312 mm) han mostrado porcentajes de éxito muy elevados y equiparables a los de los implantes estándar^(3, 4). Aún así, bajo el auspicio de un protocolo clínico razonable, se sigue recomendando la prescripción prudente de estos implantes y siempre en el contexto de «implantes de apoyo». Posiblemente, y con las presentaciones de nuevas mejoras a nivel de diseño y superficie, pueda llegar a revolucionarse este apartado, y a aceptarse como «implantes óptimos» –con todas las consecuencias clínicas que esto conllevaría– los denominados «implantes cortos».

El número de implantes en cada tipo de rehabilitación, ha sido otra de las tendencias, que, apoyándose en concepciones mecánicas, ha generado directrices de actuación no fundamentadas. Bajo esta premisa, se asumían como «fórmulas sensatas» el «empleo de un implante por diente» (a veces incluso dos; 5, 6) en las rehabilitaciones parciales y de «demasiados implantes» en las rehabilitaciones de toda una arcada desdentada. Hoy por hoy, no existe ninguna duda en aceptar la posibilidad de intercalar de forma estratégica pilares y pónicos en las rehabilitaciones parciales o en emplear un número más reducido de implantes en las rehabilitaciones totales (4-5 implantes en mandíbula y 6-8 implantes en el maxilar)⁽⁷⁻¹⁰⁾.

Otros «argumentos de opinión» basados en concepciones no biológicas; como la triploidización, el anclaje bicortical, la necesidad de carga axial, las especiales consideraciones protésicas de las conexiones implante-diente, las modificaciones de las caras oclusales en las rehabilitaciones implanto-soportadas... han ocupado la conciencia de los clínicos durante mucho tiempo. Sin embargo, si aislamos la lógica física del comportamiento clínico real de los implantes (basado en la experiencia clínica y en la referencia científica) comprobamos que posiblemente la asunción de argumentos mecánicos de forma directa, conlleva con frecuencia errores y esquemas demasiado rígidos en la conceptualización de la Implantología actual.

El complejo biomecánico implante/prótesis implanto-soportada está sujeto a dos tipos de fuerzas: la carga estática (resultante de fuerzas a las que está sometido

el complejo señalado antes de recibir ningún tipo de carga oclusal) y la carga dinámica (resultante de fuerzas a las que se somete el complejo durante la función masticatoria). En base a esta premisa se estructura la revisión y se recapitulan los puntos de interés más importantes.

CARGA ESTÁTICA. AJUSTE PASIVO

Cuando un tornillo se aprieta, éste se elonga, lo que produce una tensión en el mismo y una compresión entre las dos partes que el tornillo une. Este conjunto de fuerzas se denomina precarga y existe independientemente de que se ejerza o no una carga masticatoria externa. Cuanto mayor sea la precarga, más protegido estará el tornillo y más se alargará su vida. Por otro lado, la máxima congruencia entre los componentes (pilar protésico y supraestructura –cilindro de oro, de titanio o colado–) se denomina ajuste pasivo. Cuanto mayor ajuste pasivo se consiga, mayor será la precarga obtenida con un torque determinado, y menor será la tensión introducida en el sistema⁽¹⁰⁾.

El ajuste pasivo es un fenómeno que genera una atención especial en la biomecánica de las prótesis implanto-soportadas atornilladas soportadas sobre varios implantes. En las restauraciones unitarias atornilladas, este requisito es fácilmente obtenible, especialmente si se utilizan componentes mecanizados de precisión⁽¹¹⁾. Mientras que en las prótesis fijas cementadas, su interés ocupa un segundo plano, ya que en éstas, la pasivación se obtiene de forma más sencilla al insertarse la prótesis con un elemento fluido –cemento– que minimiza la tensión sobre el sistema^(12, 13).

El ajuste pasivo perfecto es una utopía⁽¹⁴⁻¹⁷⁾, aunque existe una cierta tolerancia a pequeñas discrepancias. Los umbrales de discrepancia tolerables no se han establecido formalmente, ahora bien las tensiones generadas a consecuencia de la presencia de un ajuste pasivo inadecuado parecen ser más críticas sobre las juntas protésicas que sobre la unión hueso-implante^(18, 19, 20, 21).

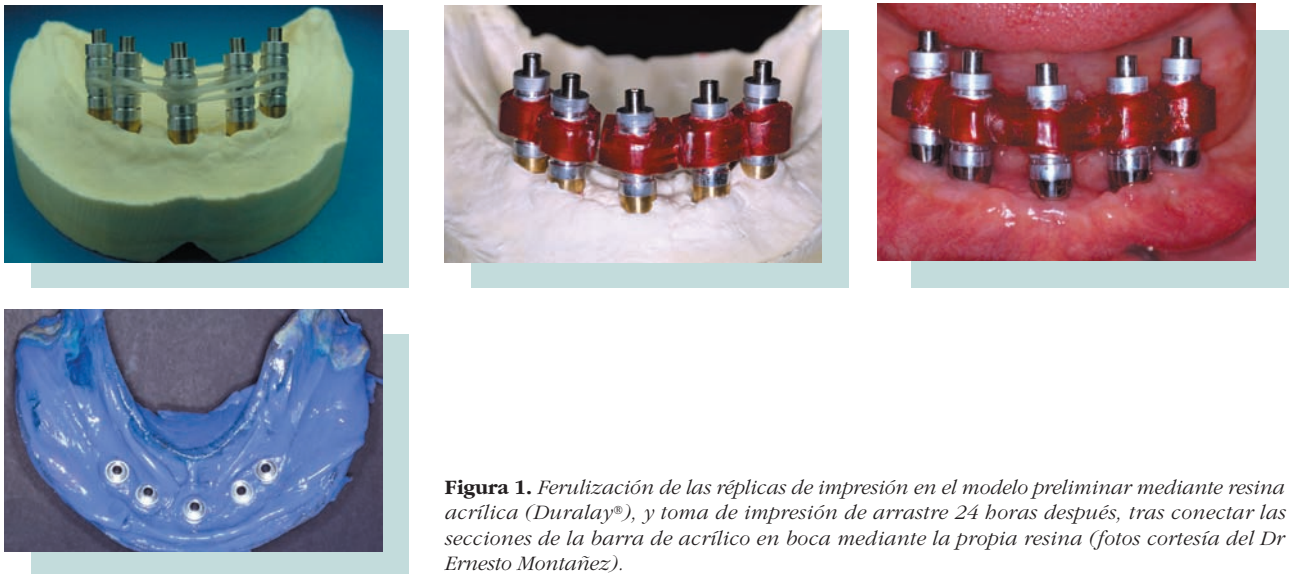


Figura 1. Ferulización de las réplicas de impresión en el modelo preliminar mediante resina acrílica (Duralay®), y toma de impresión de arrastre 24 horas después, tras conectar las secciones de la barra de acrílico en boca mediante la propia resina (fotos cortesía del Dr Ernesto Montañez).

Jemt y Book⁽¹⁸⁾ comprobaron en dos grupos de pacientes y mediante un análisis prospectivo (durante 1 año) y retrospectivo (tras 5 años) realizado sobre rehabilitaciones de arcada completa mediante prótesis fija o sobredentaduras (sobre implantes Brånemark®), la imposibilidad de lograr un ajuste pasivo perfecto. Aún así, la presencia de desajustes por debajo de 275µ no generaba pérdidas óseas por encima de los umbrales habituales tras 5 años de seguimiento clínico⁽¹⁸⁾.

Carr y cols.⁽¹⁹⁾ estudiaron en monos (6 babuinos) el efecto del desajuste protésico de prótesis fijas sobre dos implantes, a las que comparaban con un grupo control de prótesis bien ajustadas, tras un período de carga no dinámica de 4 semanas. Bajo estas condiciones, no se observaron diferencias ni clínicas, ni radiológicas, ni histológicas, entre los dos grupos.

Jemt y Lekholm⁽²⁰⁾ analizaron en un modelo animal (conejos) y mediante un análisis por técnica fotogramétrica en 3-D, el efecto de insertar prótesis atornilladas (implantes Brånemark®) con un importante grado de desajuste y clara presencia de tensión en el sistema. Bajo este esquema se comprobó considerables efectos sobre las juntas protésicas (desplazamientos y aflojamientos), pero discretos efectos sobre el hueso periimplantario.

Duyck y cols.⁽²¹⁾ en un modelo animal y experimento parecido al anterior, al que además asociaban a la falta de ajuste pasivo, un componente de carga dinámica, comprobaron en un análisis histomorfométrico, la presencia de un hueso lamelar denso alrededor de los implantes sometidos a carga estática (durante 14 días) sin signos de pérdida ósea.

Estos estudios confirman el dudoso efecto biológico (sobre la unión implante-hueso) de la falta de ajuste pasivo. Aún así, se asocia con frecuencia rehabilitaciones sobre implantes mal ajustadas con una mayor incidencia de fracasos técnicos (aflojamientos o fracturas de tornillos o pilares)⁽²²⁾. De este modo, y con el fin de obtener un ajuste pasivo clínico óptimo, se han ideado diferentes técnicas para minimizar los factores críticos en las diferentes fases de la elaboración de la prótesis:

1. Toma de impresiones y verificación del modelo maestro. Para llevar a cabo las técnicas impresión en Implantología se acepta el empleo preferente de materiales muy exactos y rígidos, como son las siliconas de adición y especialmente los poliéteres^(25, 29). Se han contemplado especiales alternativas a las técnicas de impresión convencionales⁽²³⁻³²⁾:

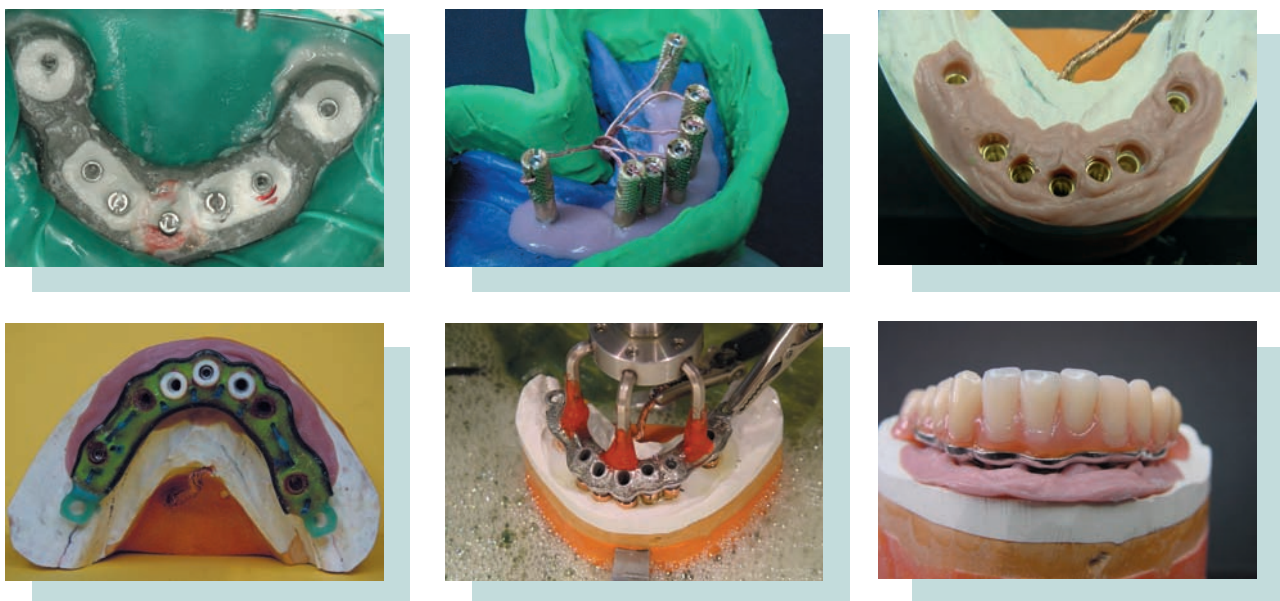


Figura 2. Sistématica paso a paso para la obtención de un ajuste pasivo clínico óptimo: Impresión con férula FRI, vaciado específico para la elaboración de un modelo para electroerosión, encerado y colado de la estructura y pasivación mediante electroerosión (procedimiento técnico llevado a cabo por Sr. Damián Rodríguez, Málaga).

- Conexión rígida mediante ferulización de los aditamentos de impresión por medio de resina acrílica y posterior verificación o impresión de arrastre con cubeta individual. La eficacia de este método ha arrojado resultados contradictorios: favorables en determinados estudios^(25, 27, 28, 31, 32) y no favorables en otros^(26, 30). Asiff y cols.⁽²⁸⁾ comprobaban que para obtener mayor precisión con esta técnica era preferible emplear acrílico autopolimerizable, ya que con acrílico de polimerización dual se propiciaba mayor contracción y distorsión en el registro.

Las técnicas de ferulización de los aditamentos de impresión, aunque se pueden realizar directamente sobre los implantes en boca (p. ej., mediante conexión de éstos mediante seda dental y posterior impregnación con resina acrílica sobre los puentes de seda dental), debido a las contracciones tardías que sufren estos materiales, es preferible llevarla a cabo (al menos 24 horas antes) en un modelo realizado con una impresión pre-

liminar de los implantes, desde la que se podrá o verificar su exactitud o realizar una nueva impresión (por arrastre) más exacta (Fig. 1).

- Conexión rígida mediante férula de impresión y escayola (FRI) y posterior impresión de arrastre con cubeta individual (Fig. 2)^(28, 33).
2. Procedimiento de soldadura/colado: Si no se consigue un ajuste clínico de la estructura con los pilares de los implantes, una forma frecuente de mejorar dicho ajuste consiste en la sección (tras verificar desajuste en boca o en el modelo maestro) y soldadura de la estructura⁽³⁴⁻³⁶⁾ o bien seccionar la estructura en sectores y proceder después a la soldadura en base a la verificación de la exactitud del modelo maestro⁽³⁷⁻³⁹⁾.
 3. Cementado de la estructura con los componentes del implante: Otra estrategia consiste en el cementado de la estructura de la rehabilitación sobre implantes a los cilindros de oro, de titanio o colados. Esta técnica de cementado se puede llevar a cabo sobre los pilares en un modelo maes-

tro verificado o colocados en boca^(37, 40-45). En este último caso, será preciso, una vez fraguado completamente el cemento, desatornillar la prótesis para proceder a la terminación de la misma en el laboratorio. Estos métodos requieren el empleo de cementos específicos para garantizar la unión de metales.

4. Métodos de pasivación sobre el modelo maestro verificado: Parten de la base de un modelo maestro exacto y verificado y persiguen corregir los errores (distorsiones) cometidos durante la fase de fabricación de la estructura.

- Soldadura con láser de titanio. Desde su primera descripción por parte de Gordon y Smith en 1970⁽⁴⁶⁾, esta técnica ha estado sometida a diferentes modificaciones. En un intento por superar la distorsión originada durante el colado, Nobel Biocare® desarrolló una técnica de soldadura con estereo-láser, que se denominó técnica de Procera^{®(47)}.

El sistema CRESCO© es una modificación de esta técnica que permite un ajuste pasivo muy exacto al privar de tensiones a la estructura durante la soldadura de la misma, tras ser seccionada ésta en un mismo plano⁽⁴⁸⁾.

- Mecanizado por descarga eléctrica o electroerosión (Fig. 2). Consiste en el bombardeo con impulsos eléctricos de alta intensidad de la superficie metálica de los cilindros de la estructura de la prótesis. Esto genera una erosión eléctrica selectiva de éstos hasta lograr un máximo asentamiento (pasivación) de todos los cilindros sobre los pilares. Posiblemente sea la «electroerosión» la técnica más exacta de las que se dispone hoy día, para lograr un ajuste pasivo óptimo de las estructuras^(49, 50).

5. Elaboración de rehabilitaciones de arcada por sectores. Este concepto es especialmente aplicable a las rehabilitaciones de arcada completa en las cuales se emplea prótesis metal-cerámica. Consiste en la elaboración de tres o más sectores (prótesis fijas implanto-soportadas) en la rehabilitación (por ejemplo: 46i-45-44i; 43i-42-41-31-32-33i; 34i-35-

36i). Este tipo de diseño facilita el ajuste pasivo, pero exige una colocación de implantes en zonas muy estratégicas desde el punto de vista protésico, disponer de sistemas de pilares biomecánicamente superiores (juntas protésicas muy estables) y la presencia de maxilares que no sean muy atroficos⁽¹⁰⁾.

Todos estos métodos permiten un procedimiento muy riguroso en la elaboración de la prótesis implanto-soportada, que consiga converger en la obtención de un ajuste pasivo clínico lo más exacto posible, que podría ser determinado de diferentes formas^(10, 51, 52):

- a. Comprobación visual y por métodos clínicos convencionales (sonda de exploración). Es poco preciso y muy subjetivo.
- b. Empleo de materiales que detectan la presencia y nivel de desajuste (p.e Fit-checker®). Incurren en la formación de desajustes debido al espacio que ocupan.
- c. Radiografías. Sólo detecta discrepancias muy groseras⁽⁵³⁾.
- d. Test de Sheffield. Método que permite comprobar la presencia de ajuste pasivo tanto en el modelo de trabajo como durante la prueba de la estructura en boca. Para llevarlo a cabo se emplea un solo tornillo que fija la mesoestructura en uno de sus extremos. En este proceso debe de verificarse que no se producen desajustes entre el resto de cilindros y los implantes, al realizarse el apretamiento del tornillo del implante más distal. Este procedimiento debe llevarse a cabo desde los implantes más distales de cada extremo de la rehabilitación (Fig. 3).

CARGA DINÁMICA. MAGNITUDES DE FUERZA

Se determina por las cargas generadas durante los contactos oclusales funcionales o parafuncionales. El análisis de la carga dinámica puede hacerse en función de los determinantes que la condicionan: la dirección, la frecuencia y la magnitud⁽¹⁰⁾.

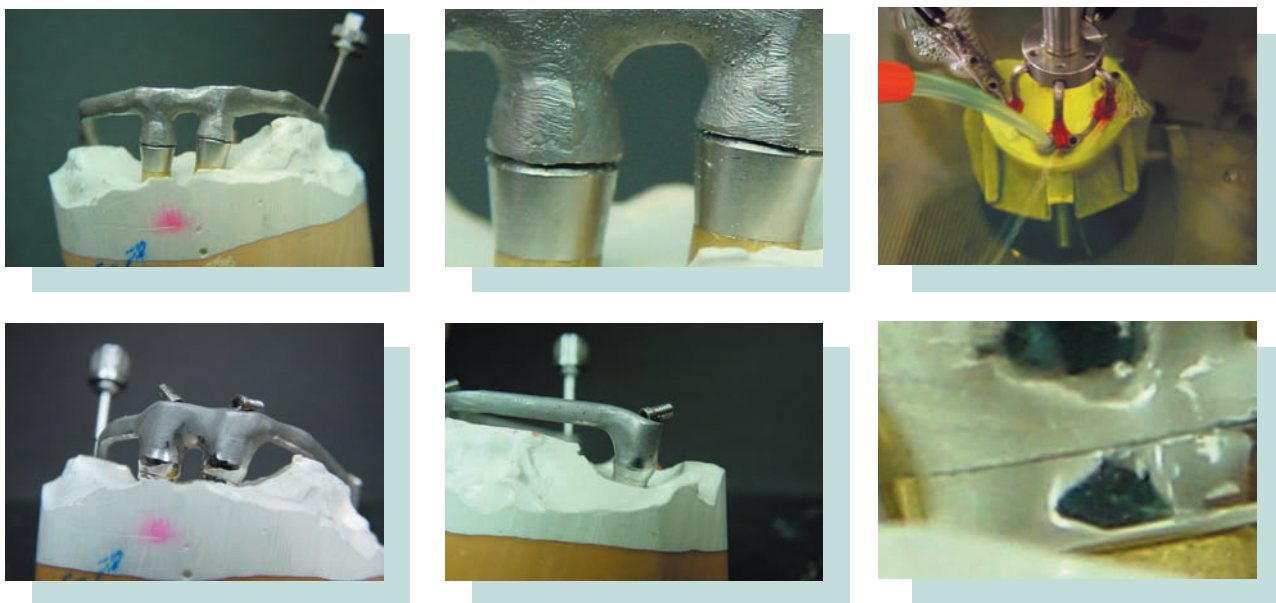


Figura 3. Test de Sheffield. Permite comprobar el ajuste de la estructura tanto en el modelo de trabajo como en la boca del paciente. Observar desajuste tras apretar el tornillo del implante más distal en prueba de la estructura colada, que se compensa tras la pasivación realizada mediante electroerosión.

Dirección

Pese a que no se ha demostrado científicamente que las cargas laterales sean perjudiciales para los implantes⁽⁵⁴⁾, se ha aceptado como referente clínico la conveniencia de cargas axiales al implante. Esta recomendación clínica no deja de ser un referente de opinión sin contrastar, ya que múltiples estudios avalan la estabilidad de las restauraciones que generan cargas no axiales sobre los implantes, como sucede en las situaciones que a continuación se detallan. Por otro lado, aunque se empieza a desprestigiar la importancia biomecánica de la falta de axialidad de la carga sobre los implantes, si es cierto que ciertas situaciones clínicas en donde esta discrepancia es muy marcada, puede generar situaciones de conflictos derivadas de problemas asociados más al ámbito biológico (higienización de los implantes) que al mecánico. Esto obliga a una rigurosa contemplación de las consecuencias que pueden tener cierto tipo de rehabilitaciones implantológicas (Fig. 4).

Prótesis en extensión

Aunque las extensiones han sido aceptadas desde los comienzos de la Implantología en rehabilitaciones de la arcada desdentada⁽⁵⁵⁻⁵⁷⁾, ha existido más dudas acerca de la aceptación de este tipo de restauraciones en desdentados parciales. Recientemente, y a pesar de ciertos atisbos de duda que aporta la bibliografía⁽⁵⁸⁾, se han publicado algunos estudios con resultados prometedores al respecto⁽⁵⁹⁻⁶¹⁾.

Barbier y Schepers⁽⁵⁸⁾ investigaron en un modelo animal (perros beagle) y mediante técnica de fluorocromos y análisis microscópico, la remodelación del hueso periimplantario alrededor de implantes IMZ® sometidos a carga axial o no-axial. Después de 7 semanas de carga dinámica de los implantes, observaban mayores indicadores histológicos de procesos de remodelación ósea (con implicación de osteoclastos y células inflamatorias) alrededor de aquellos implantes sometidos a carga no axial (cantilevers).

Romeo y cols.⁽⁶¹⁾ analizan un total de 49 prótesis en extensión soportadas por implantes ITI® (32 pacien-

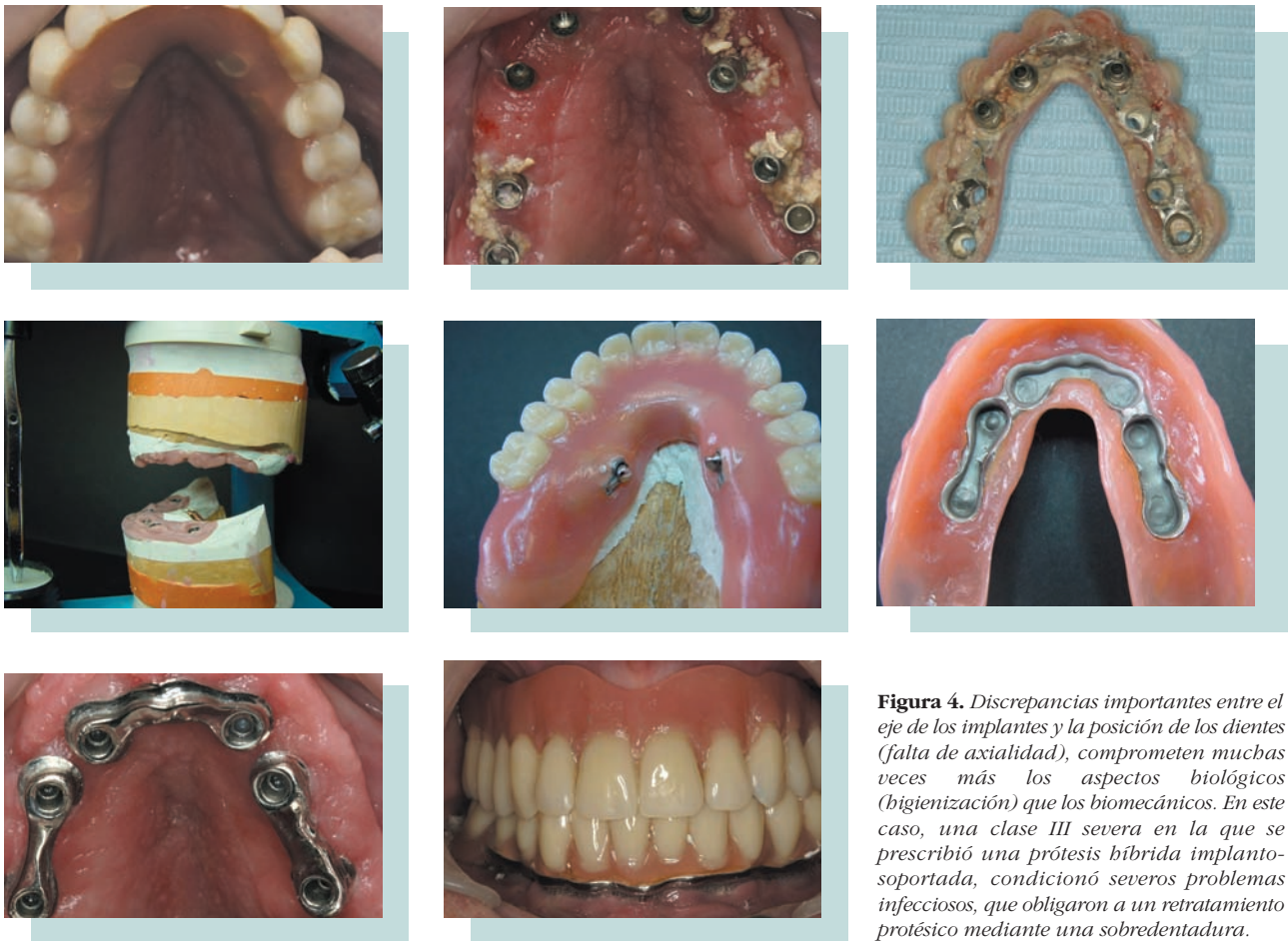


Figura 4. Discrepancias importantes entre el eje de los implantes y la posición de los dientes (falta de axialidad), comprometen muchas veces más los aspectos biológicos (higienización) que los biomecánicos. En este caso, una clase III severa en la que se prescribió una prótesis híbrida implanto-soportada, condicionó severos problemas infecciosos, que obligaron a un retratamiento protésico mediante una sobredentadura.

tes) o Brånemark System® (6 pacientes) (34 mesiales y 15 distales) tras una media de seguimiento de 3,9 años. Bajo estos criterios, observan un éxito protésico en el 98% de estas prótesis (similar al de prótesis implanto-soportadas sin extensiones) sin diferencias estadísticamente significativas entre cantilevers mesiales y distales.

Pilares angulados

El empleo de pilares angulados conlleva la transmisión de cargas no-axiales sobre los implantes. Se han analizado las consecuencias del empleo de este tipo de pilares a nivel clínico^(62, 63) e histológico⁽⁶⁴⁾.

Balshi y cols.⁽⁶²⁾ estudiaron en un proyecto multicéntrico de 3 años de duración realizado sobre 71 pacientes rehabilitados mediante 425 implantes Brånemark®, la efectividad clínica de los pilares angulados. De los 425 implantes, 209 eran restaurados empleando pilares angulados de 30° y el resto empleando pilares estándar. Concluyen con similares tasas de éxito y con incidencias periimplantarias muy semejantes en ambos grupos.

Sethi y cols.⁽⁶³⁾ publican un estudio prospectivo en donde contemplan el comportamiento clínico durante 5 años de los implantes restaurados mediante pilares angulados. Un total de 2.261 Brånemark fueron restaurados mediante pilares angulados de hasta 45°

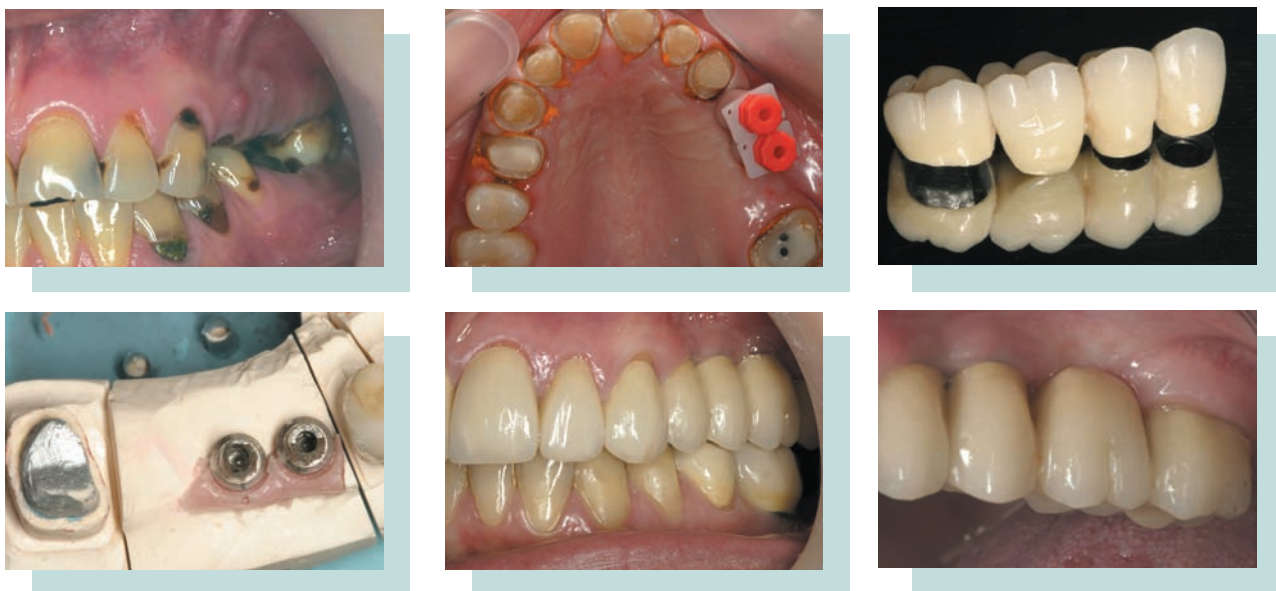


Figura 5. Conexión mediante un conector rígido de implantes y un molar, ante la falta de disponibilidad ósea y la no aceptación de un procedimiento de elevación de seno por parte de la paciente. Todo ello en el contexto de una rehabilitación oral compleja.

o pilares estándar, estimándose un 98,6% de éxito de las restauraciones después de 5 años de seguimiento.

Celletti y cols.⁽⁶⁴⁾ analizaron el comportamiento histológico observado en un modelo animal (monos) de los tejidos periimplantarios cuando se empleaban pilares angulados. Se describen similares hallazgos histológicos en el hueso periimplantario y la mucosa periimplantaria independientemente de si el pilar empleado era estándar o angulado.

Conexiones diente-implante

Las conexiones diente-implante representan una situación biomecánica intuitivamente conflictiva debido a la distinta naturaleza de la unión diente-hueso (por medio del ligamento periodontal) y de la unión implante-hueso (mediante una «anquilosis funcional»). Esta particularidad biomecánica y hallazgos anecdóticos de intrusión de dientes pilares al realizar estas conexiones^(65, 66), ha generado una política reservada a la hora de prescribir prótesis implanto-dento soportadas. Esta diferencia en la concepción mecánica de ambos elementos (dientes e implantes) derivó en el planteamiento de opciones protésicas no rígidas, que por medio de ataches rom-

pefuerzas o conexiones telescópicas, permitiesen mecanismos de compensación para equilibrar estas conexiones. Sin embargo, recientes estudios histológicos^(67, 68) y clínicos^(69, 70) han generado una propuesta hacia conexiones implante-diente por medio de conectores rígidos convencionales, prescindiendo de artificios compensatorios en el diseño protésico (Fig. 5).

Biancu y cols.⁽⁶⁷⁾ publicaron un estudio experimental en un modelo animal (10 perros beagle) en el que se analizaba el comportamiento de las conexiones implante-diente y las diferencias de progresión de lesiones infecciosas inducidas por medio de ligaduras. El estudio se llevó a cabo en implantes tipo Bränemark y el análisis histológico se hacía tras un período de carga de 6 meses. En este contexto, no se apreciaban alteraciones histológicas en los dientes conectados a los implantes, ni diferencias en la progresión de la enfermedad periodontal en dientes experimentales y controles.

Pensun y cols.⁽⁶⁸⁾ establecen un modelo similar al del estudio anterior en 30 perros mongrel a los que se colocaban 120 implantes. De éstos, 96 se conectaron a 48 dientes naturales, y se someten a los animales a

una serie de sacrificios secuenciados y posterior análisis histológico (hasta 24 meses). Contemplan en el análisis histológico secuenciado que los dientes pasan por una fase adaptativa, que una vez superada genera una normalidad en este aspecto. Concluyen que la combinación de dientes e implantes no representa complicaciones a nivel histológico y no promueve fenómenos inflamatorios.

Ericsson y cols.⁽⁶⁹⁾ en un estudio llevado a cabo en 10 pacientes rehabilitados mediante prótesis implanto-dento soportadas, observan tras un período de seguimiento de 3 años unos resultados satisfactorios, similar al de rehabilitaciones parciales sobre implantes convencionales.

Fugazzotto y cols.⁽⁷⁰⁾ realizan un seguimiento de 3-14 años a 1.206 prótesis fijas implanto-dento soportadas en donde se empleaban diseños protésicos con conectores no-rígidos resilientes según el protocolo IMZ. Observaban intrusiones dentarias en 9 casos, asociados a problemas biomecánicos (pérdida de tornillos transocclusales o fracturas de las conexiones atornilladas).

Recientemente, Lang y cols.⁽⁷¹⁾ en un metanálisis que profundiza a cerca de la predictibilidad de este tipo de prótesis en toda la literatura de impacto publicada, observan porcentajes de supervivencia de las prótesis implanto-dento soportadas algo menores que los resultados publicados en otro metanálisis del mismo grupo llevado a cabo en prótesis fijas implanto-soportadas convencionales⁽⁷²⁾. Apuntan que la mayoría de las intrusiones referidas en la literatura, se producen en dientes conectados a implantes mediante conectores no-rígidos.

Implantes como anclaje ortodóntico

El empleo de implantes como anclaje dentro del tratamiento de ortodoncia constituye un recurso empleado desde hace ya más de una década por los ortodontistas⁽⁷³⁾. Desde el punto de vista biomecánico este modelo clínico se erige como un referente más de la inocuidad biológica de las fuerzas no axiales aplicadas sobre implantes osteointegrados. Nuevos conceptos al respecto (microimplantes, miniplacas, implantes palatinos, conectores específicos para facilitar el ancla-

je ortodóntico...) ha ampliado el arsenal del ortodontista, que en muchos casos contempla el implante como el «anclaje ideal».

Melsen y Lang⁽⁷⁴⁾ abordan en un estudio experimental histomorfométrico (6 monos *Macaca fascicularis*) las reacciones titulares alrededor de implantes sometidos durante 2 semanas a fuerzas ortodónticas de distintos umbrales (100cN, 200cN y 300cN), comparado con implantes controles (sin carga). Observaron que el porcentaje de osteointegración no se veía afectada por la carga lateral, con diferencias no estadísticamente significativas en los procesos de turn-over (remodelación) en favor de los implantes test (mayor aposición ósea).

Gotfredsen y cols.⁽⁷⁵⁾ estudian igualmente en un modelo animal (3 perros beagle) el efecto de la carga lateral mantenida sobre el hueso periimplantario. Emplean 3 implantes ITI® estrechos en cada perro, de los que los dos primeros están ferulizados protésicamente y el más distal se conecta a los otros dos mediante un tornillo de expansión que se activaba en el lado test cada 2 semanas y durante un período de 46 semanas. En el lado control sólo se activa este tornillo a partir de las 10 últimas semanas. Tras el análisis histológico se comprobó una similar densidad ósea y tasa de contacto hueso/implante en ambos grupos.

Frecuencia

Los contactos fisiológicos entre los dientes se producen en la masticación y deglución de alimentos o saliva. Estos contactos se producen habitualmente en máxima intercuspidación y normalmente se puede apreciar un cierto «deslizamiento» entre cúspides y vertientes hasta llegar al engranaje final. Es en este momento cuando el individuo desarrolla una fuerza máxima fisiológica (que dura 0,3 seg en cada ciclo), que viene a ser un 30% de la fuerza máxima oclusal que el individuo es capaz de realizar. La suma de todos los contactos dentarios fisiológicos que se producen a lo largo del día no llega a 18 minutos en total^(76, 77). Los contactos que se producen en bruxistas pueden llegar a ser de varias horas al día y con una fuerza superior debido a la hipertrofia muscular. Por tanto, y

320 aunque el bruxismo no sea una contraindicación absoluta de los implantes, se deben de asumir una serie de premisas a la hora de rehabilitar a estos pacientes:

- Aumentar el número y distribución de los implantes.
- Utilizar sistemas de implantes y pilares que sean superiores biomecánicamente.
- Restaurar la guía anterior (habitualmente perdida por desgaste).
- Suministrar una férula oclusal como protector de las restauraciones^(10, 78).

Magnitud

La magnitud de la fuerza ejercida a nivel oclusal varía mucho en función del individuo^(76, 79, 80). Sin embargo, debido al sistema de palanca de tercer grado que conforma el sistema masticatorio, la fuerza ejercida en sectores posteriores es entre 3 y 5 veces mayor que en sectores anteriores^(76, 79). El factor crítico y más influyente que determina la magnitud, es la masa muscular, por encima de la dimensión vertical de oclusión o la forma del ciclo masticatorio⁽⁸⁰⁾.

Ciertas asunciones tradicionales acerca de determinadas ventajas de ciertos materiales de restauración en la reconstrucción de los dientes protésicos⁽⁸¹⁻⁸⁴⁾ y de determinados diseños reducidos de las caras oclusales de los dientes posteriores⁽⁸⁵⁻⁸⁷⁾, empiezan a ponerse en entredicho, en pro de diseños más biomiméticos y en respuesta a la escasa evidencia científica, que, pese a la lógica física aplicada a la Implantología, (biomecánica), encerraban estos conceptos. Por tanto, estas argumentaciones acerca de recomendaciones que podían aplicarse al diseño de las restauraciones implanto-soportadas en favor de reducir la magnitud de la fuerza que actuaría sobre los implantes, empiezan a desprejarse, al igual que se comienza a reconsiderar el fenómeno de la sobrecarga, a pesar de la escasa documentación científica que se dispone al respecto.

Se considera sobrecarga en implantes, aquella situación en la que la fuerza funcional que reciben los implantes, sobrepasa la capacidad del hueso para soportarla⁽⁸⁸⁾. Tradicionalmente se acepta una posible

doble etiología en el fracaso de los implantes tras la fase de osteointegración y carga funcional^(89, 90); la vía infecciosa (por desarrollo de periimplantitis) y la vía traumática (por efecto de la sobrecarga oclusal).

Lindquist y cols.⁽⁹¹⁾ en un estudio donde se contemplaba la pérdida ósea alrededor de implantes Brånemark® (superficie maquinada) empleados en rehabilitaciones de 46 pacientes edéntulos, observaban una correlación entre las variables de escasa higiene oral y el apretamiento dentario con signos de pérdida ósea periimplantaria.

Sanz y cols.⁽⁹²⁾ publicaban un artículo en el que parecían manifestarse diferencias histológicas e histométricas en el tejido periimplantario entre implantes perdidos por infección (con signos clínicos que la evidenciaban: bolsas, sangrado al sondaje y radiolucidez periimplantaria) con otros perdidos al parecer por sobrecarga (con signos negativos de infección).

Quirynen y cols.⁽⁹³⁾ en un estudio realizado sobre 467 pacientes rehabilitados con 1.273 implantes Brånemark (superficie maquinada) y examinados durante un período de 3 años, observaban altas tasas de fracasos en los implantes de 7 mm (12% en maxilar y 18% en mandíbula). Por otro lado, correlacionaban fracasos de implantes o tasas de reabsorción ósea considerables, en pacientes con actividad oclusal parafuncional o que tenían rehabilitaciones implanto-soportadas en el maxilar antagonista, donde la reducida mecanorrecepción –propiciada por la ausencia de dientes⁽⁹⁴⁾– podía desencadenar la tendencia a la sobrecarga.

A mediados de la pasada década se comienzan a publicar una serie de artículos en donde el fenómeno de la sobrecarga se analiza en modelos animales. A raíz de esto, la concepción al respecto comienza a matizarse, achacando muchas veces a las características de las superficies mecanizadas, las tasas de fracaso de implantes en condiciones clínicas especiales (implantes cortos -1, 2, 93-, hueso tipo IV -95, 96-, sobrecarga oclusal -91, 92, 93-...). Casi paralelamente a la publicación de estos artículos, que comentamos a continuación, surge la revolución de las «superficies implantológicas mejoradas», lo que trae como conse-

cuencia la necesidad de un replanteamiento al respecto de estos puntos críticos.

Hoshaw y cols.⁽⁹⁷⁾ someten a implantes colocados en tibias de conejo a situaciones de carga especiales (en magnitud y frecuencia) durante 6 a 12 semanas y lo comparan con implantes controles (libres de carga). Frente a esta situación, observan mayor contenido de tejido óseo no mineralizado en los implantes controles, con claros fenómenos de remodelación ósea en los implantes que recibían carga.

Ogiso y cols.⁽⁹⁸⁾ llevan a cabo un estudio en 6 monos a los que someten a situaciones de sobrecarga extrema. Emplean implantes de hidroxiapatita colocados en sectores posteriores (la situación de sobrecarga de las restauraciones sobre implantes posteriores generaban una mordida abierta anterior de 4-5 mm) y mantienen la situación de trauma oclusal durante 3 meses. Tras este período no aparecían signos de movilidad en los implantes, mientras que en la dentición antagonista a los implantes, observaban una reabsorción ósea del hueso alveolar debida a la intrusión dentaria que se producía. A nivel histológico no se detectaban anomalías a nivel óseo, salvo una remodelación adaptativa.

Isidor en una serie de artículos⁽⁹⁹⁻¹⁰¹⁾ introduce uno de los escasos argumentos científicos en favor de la influencia negativa de la sobrecarga sobre la osteointegración. En su diseño experimental emplea 4 monos (*Macaca fascicularis*) a los que coloca 5 implantes Astra® de superficie maquinada (4 fijaciones) o Tioblast (1 fijación). Para conseguir la sobrecarga se elaboraban prótesis fijas en supraoclusión que se cambiaron dos veces para compensar la intrusión de los dientes mandibulares antagonistas. Al cambiar estas prótesis se iban generando fuerzas más laterales que axiales, ya que la prótesis renovada causaba un deslizamiento lateral de la mandíbula durante la oclusión. Paralelamente, se mediaba periimplantitis en otro grupo de implantes por medio de ligaduras de algodón, mientras que el grupo de los implantes sometidos a sobrecarga se cepillaban periódicamente (1 vez por semana). Se realizó un seguimiento clínico durante 18 meses, tras los que se observó marcados signos de inflamación periimplantaria en los implantes que reci-

bían ligaduras (con mayores índices de sangrado, mayor profundidades de sondaje, mayores pérdidas de inserción y una pérdida ósea media de 1,8mm a los 18 meses). Cinco de los implantes sometidos a sobrecarga (de un total de 8) mostraban evidentes signos de pérdida ósea periimplantaria a los 18 meses, aunque solamente uno mostraba una pérdida total de la osteointegración. El mismo autor presenta los datos histológicos en un estudio posterior⁽¹⁰⁰⁾ en el que se confirman los datos clínicos. En un tercer artículo⁽¹⁰¹⁾, se introduce el posible interés del Periotest® para valorar objetivamente la movilidad de los implantes en diferentes situaciones de patología periimplantaria.

En otra tríada de artículos de referencia, Miyata y cols.⁽¹⁰²⁻¹⁰⁴⁾, trataban de establecer a partir de qué límites se establece el efecto dañino de la sobrecarga sobre los tejidos periimplantarios. En un modelo animal similar al estudio de Isidor, colocan implantes IMZ a los que someten a una prematuridad en las restauraciones de 100 µm de intensidad y de dirección linguo-vestibular. A las 4 semanas ningún espécimen mostró signos de inflamación y/o fracaso y presentaban normalidad en la osteointegración⁽¹⁰¹⁾. En un segundo ensayo⁽¹⁰²⁾ someten a las prótesis de los animales a diferentes situaciones de prematuridades oclusales (100 µm, 180 µm y 250 µm). En este contexto y a las 4 semanas, comprobaban aumentos en la profundidad de sondaje en las prótesis sometidas a contactos superiores a 180 µm, que también presentaban signos de pérdida ósea a nivel radiográfico. Finalmente, en un tercer estudio⁽¹⁰³⁾ tratan de valorar la reversibilidad de las lesiones inducidas por el trauma oclusal equivalente a 250 µm de prematuridad en implantes en los que además se inducían lesiones inflamatorias (por cese de cepillado) al ser comparadas con grupos controles (con control de placa). Los resultados, aunque algo incongruentes, muestran que una vez inducidas las lesiones por periimplantitis, el cese de los posibles agentes causales (placa y/o trauma oclusal) parecen ser insuficientes para revertir el proceso a nivel histológico.

Finalmente y durante el presente año, Heitz-Mayfield y cols.⁽¹⁰⁵⁾ evaluaban la influencia de la sobrecarga sobre los tejidos periimplantarios en 6 perros Labradores a los

322 que colocaban 4 implantes ITI (2 con superficie TPS y 2 con superficie SLA) en cada hemimandíbula. Tras 6 meses de osteointegración se sometía al lado derecho a prótesis fijas en supraoclusión (con aumento de la dimensión vertical de al menos 3mm), mientras que los implantes del lado control no se cargaban. A los 8 meses se procedía al sacrificio de los animales y al estudio histológico, que mostró la ausencia de diferencias significativas entre ambos grupos (el contacto hueso-implante fue del 73% para los implantes sometidos a sobrecarga y del 74% para los controles). Sin embargo si hubo diferencias significativas en el contacto hueso-implante entre los implantes de superficie TPS (67%) en comparación con los de superficie SLA (80,5%), independientemente del grupo al que perteneciesen.

DISCUSIÓN

Aunque las presunciones biomecánicas clásicas siguen siendo referentes aludidos y defendidos en determinados foros, argumentos novedosos y más flexibles al respecto están siendo aceptados como válidos por numerosos clínicos, en pro de simplificar los tratamientos y de obtener resultados más biomiméticos. Las «consecuencias biológicas» de los factores de riesgo biomecánicos derivados de componentes de fuerzas estáticas (ajuste pasivo inadecuado) o dinámicas (alteraciones en la dirección, frecuencia o intensidad), parecen quedar en entredicho tras un análisis detallado de la literatura científica. Además, la incorporación de mejores superficies de implantes, permiten -debido al mayor contacto entre hueso e implante que condicionan- considerar que es quizás la osteointegración el apartado menos sensible frente a los factores de riesgo mecánicos. Por otro lado, esto deja entrever un futuro diferente en el ejercicio clínico, ya que posiblemente cada vez sean necesarios menos implantes y de menor longitud para rehabilitar a los pacientes. Sin embargo, y en contrapartida, son las interfases implantológicas (pilar-implante y pilar restauración) y los materiales empleados para elaborar las prótesis, los elementos que más pueden llegar a afectarse ante la presencia de desór-

denes biomecánicos de cualquier tipo. A este respecto, resulta especialmente significativo los hallazgos de dos metanálisis publicados recientemente^(72, 106), en donde los fracasos biológicos son los que más comprometerían las prótesis fijas dento-soportadas⁽¹⁰⁶⁾, frente a los fracasos mecánicos, que aparecían con una frecuencia considerable en las prótesis implanto-soportadas⁽⁷²⁾. La supervivencia a 10 años de las restauraciones sobre dientes y sobre implantes resultaban muy parecidas (89,1% en las dento-soportadas frente a un 86,7% en las implanto-soportadas). Sin embargo, en el análisis de complicaciones, se concluían resultados inversos, tal que los dientes sufrían a lo largo de ese período, en un 20% de las prótesis, problemas biológicos (caries, pérdida de vitalidad o progreso de enfermedad periodontal) frente a un 8,6% de problemas biológicos periimplantarios (periimplantitis y mucositis periimplantaria) en las prótesis implanto-soportadas. Paralelamente, se producían un 11,7% de complicaciones técnicas en dientes (pérdida de retención, fractura del pilar o fractura del material de restauración) frente a un 21,7% de complicaciones técnicas en implantes (fractura del implante, aflojamiento o fractura de pilares, descementado o fractura del material de restauración).

Este último apunte nos sirve para arrojar una última reflexión, ya que, aunando todo lo referido, podemos intuir que el factor de riesgo biomecánico, es más un factor de riesgo mecánico -en sentido estricto (técnico)- que biológico. De esta forma, la repercusión de éste, es, y posiblemente será, cada vez menos determinante sobre la estabilidad de la osteointegración, pero puede condicionar -sin duda así lo pensamos- la estabilidad de las juntas protésicas y de los materiales de restauración de las prótesis soportadas o retenidas por implantes. Quizás y tras la profunda revolución en la ingeniería de los componentes que se involucran con la biología periimplantaria (que ha permitido la obtención de pronósticos en la «osteointegración» muy cercanos al 100%), se ha de generar un esfuerzo paralelo, que permita minimizar los problemas técnicos (en juntas protésicas y materiales), que sin duda constituyen el verdadero «talón de Aquiles» de las rehabilitaciones sobre implantes.

IMPLANT BIOMECHANICS

ABSTRACT

Biomechanics is a part of Implantology that deals with the effect of dynamic and static forces acting on the different components involved in implant-supported reconstructions. Formerly, this field has likely been observed from a too rigid perspective, focused in the biologic risks that could derive from such an interaction. New implant surfaces and newly designed prosthetic joints have allowed a change in the overall understanding of this area, being the schemes and proposals included in this chapter more flexible than before.

KEY WORDS: Dental implants; Biomechanics; Passive fit; Occlusion; Overload.

BIOMÉCANIQUE EN IMPLANTOLOGIE

RESUMÉ

La biomécanique est une vision conceptuelle de l'implantologie qui analyse l'effet des forces statiques et dynamiques sur les différents éléments insérés dans les réhabilitations sur implants. Traditionnellement, on a focalisé ce domaine dans une perspective trop rigide et centrée sur les risques biologiques qui pouvaient dériver de cette interaction. Les nouvelles surfaces d'implants et les nouvelles conceptions des assemblages prothétiques ont permis de changer la conception de cette discipline, en assouplissant les schémas et les propositions préconisées sous ce chapitre.

MOTS CLÉS: Implants dentaires; Biomecánica; Ajustement passif; Occlusion; Surcharge.

BIOMECCANICA IN IMPLANTOLOGIA

RIASSUNTO

La biomeccanica è un capitolo concettuale dell'implantologia che analizza l'effetto delle forze statiche e dinamiche sui diversi elementi coinvolti nelle riabilitazioni su impianti. Tradizionalmente questo campo è stato focalizzato da una prospettiva troppo rigida e centrata sui rischi biologici che potevano sorgere da questa interazione. Le nuove superfici degli impianti ed i nuovi disegni delle parti protesiche hanno permesso di cambiare la concezione di questa disciplina, rendendo gli schemi più flessibili.

PAROLE CHIAVE: Impianti dentali; Biomeccanica; Ritenzione passiva; Sovraccarico.

BIOMECÂNICA EM IMPLANTOLOGIA

RESUMO

A biomecânica é uma divisão conceptual da implantologia que analisa o efeito das forças estáticas e dinâmicas nos diferentes elementos implicados nas reabilitações sobre implantes. Tradicionalmente este campo tem sido estudado a partir de uma perspectiva demasiado rígida e centrada nos riscos biológicos que se podiam deduzir desta interacção. As novas superfícies de implantes e os novos desenhos dos aditamentos protésicos permitiram mudar a concepção desta disciplina, flexibilizando os esquemas e propostas deste capítulo.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes dentários; Biomecânica; Adaptação passiva; Oclusão; Sobrecarga.

BIBLIOGRAFÍA

1. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4.641 consecutively placed Bränemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:142-146.
2. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;**8**:151-161.
3. Ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeleer G, Sutter F. Short (6 mm) non-submerged dental implants: A results of a multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:791-798.
4. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with

- individual crowns: Preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;**75**:327-332.
5. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**:379-386.
 6. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Two-implant-supported single molar replacement: Interdental space requirements and comparison to alternative options. *Int J Periodont Rest Dent* 1997;**17**:427-435.
 7. Eliasson A, Palmqvist S, Severson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:505-510.
 8. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt TA. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Impl Res* 1996;**7**:329-336.
 9. Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates for fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Impl Res* 1995;**6**:227-231
 10. Giménez Fábrega J. Consideraciones Biomecánicas y de Oclusión en prótesis sobre implantes. *ROE* 1996;**1**(1):63-76.
 11. Carr AB, Brunski JB, Hurkey E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional «gold» and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996a;**11**:589-598.
 12. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cemented retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**: 239-246.
 13. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit: An in vivo study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res* 2004;**15**:466-473.
 14. Tan KB, Rubenstein JE, Nichols IE, Yudelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one piece osseointegrated implant retained prostheses. *Int J Prosthodont* 1993;**6**:346-363.
 15. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Impl Res* 1995;**6**:172-180.
 16. Haack JE, Sakagushi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995;**10**:529-536.
 17. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthetic Dent* 1996;**75**:314-325.
 18. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**: 620-625.
 19. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthetic Dent* 1996b;**76**:500-599.
 20. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Impl Res* 1998;**9**:272-280.
 21. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2001;**12**:207-218.
 22. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:169-178.
 23. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Estrategias para conseguir ajuste en las implanto-prótesis: Revisión de la literatura. *Rev Int de Prótesis Estomat* 1999;**1**(4) (de Int J Prosthodont 1999;**12**: 167-178).
 24. Celemin A, Encinas L, del Río L, del Río J. Impresiones en implantoprótesis. *Rev Int de Prótesis Estomat* 2003;**5**(2).
 25. Barret MG, de RijkWG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;**2**:75-82.
 26. Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:533-540.
 27. Assif D, Marshak B, Schmidt A. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994;**71**: 589-591.
 28. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:885-888.
 29. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000;**83**:323-331.
 30. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000;**83**:555-561.
 31. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003;**89**:186-192.
 32. Naconecy MN, Texeira E.R, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19**:192-198.
 33. Jiménez-López V. *Rehabilitación oral en prótesis sobre implantes*. Editorial Quintessence, S.L. 1998.
 34. Sutherland JK, Hallam RF. Soldering technique for osseointegrated implant prostheses. *J Prosthet Dent* 1990;**63**:242-244.
 35. Clelland NL, Carr AB, Gillat A. Comparison of strain transferred to bone stimulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prostheses. *J Prosthodont* 1996;**5**:193-200.
 36. Waskewicz CA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:405-411.
 37. Parel SM. Modified castings technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4**:33-40.
 38. Bruce RW. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1964;**14**:936-943.
 39. Schiffler BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley W, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985;**54**:770-776.
 40. McCarney J. Intraoral connection of individual abutment attach-

- ments for osseointegrated implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1991;**66**:799-803.
41. Seller KG. Direct assembly framework for osseointegrated implant prostheses. *J Prosthet Dent* 1989;**62**:662-668.
 42. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:475-480.
 43. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: A two year report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994;**14**:405-419.
 44. Stumpel LJ, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder luting. *J Prosthet Dent* 1993;**69**:398-400.
 45. Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Bränemark implants: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995;**10**:614-618.
 46. Gordon T.E, Smith D.L. Laser welding of prostheses. An initial report. *J Prosthet Dent* 1970;**24**:472-476.
 47. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int Periodontics Restorative Dent* 1992;**12**:177-183.
 48. Helldén LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:190-195.
 49. Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:56-61.
 50. Rübelling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int* 1999;**30**:38-43.
 51. Kan A. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;**81**:7-13.
 52. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11**:151-158.
 53. Ormaechea B, Millstein P, Hiriyama H. Tube angulation effect on radiographic analysis of fixture abutment interface. *J Dent Res* 1995;**74**:152 (Abst 1123).
 54. Current issues forum. Is non axial loading harmful to the bone-implant interface? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;**10**:621-625.
 55. Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T. Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1987;**58**:197-203.
 56. Taylor T.D. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6**:329-337.
 57. Jemt T. Failures and complications of 391 consecutively inserted fixed prosthesis supported by Bränemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of placement to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1991;**6**:270-276.
 58. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodelling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:215-223.
 59. Rodriguez A, Aquilino S, Lund P, Ryther J, Southard T. Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular prosthesis during cantilever loading. *Int J Prosthodont* 1993;**2**:93-102.
 60. Shackelton J, Carr I, Slabbert J, Becker P.J. Survival of fixed prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:23-26.
 61. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2003;**14**:303-311.
 62. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in non axial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;**15**:563-573.
 63. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three year evaluation of Bränemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12**:52-58.
 64. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: Five year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:801-810.
 65. Sheets CG, Earthman JC. Natural tooth intrusion and reserval in implant assisted prosthesis: Evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;**70**(6):513-520.
 66. Cho GC, Chee WL. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis; a clinical report. *J Prosthet Dent* 1992;**68**:3-5.
 67. Biancu S, Erisson I, Lindhe I. The periodontal ligament o teeth connected to osseointegrated implants: An experimental study in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1995;**22**:362-370.
 68. Pensun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:342-350.
 69. Ericsson I, Lekholm U, Bränemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of final bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;**13**:307-312.
 70. Fugazzotto PA, Kirsh A, Ackermann KL, Neuendorff G. Implant/tooth connected restorations utilizing screw-fixed attachments: A survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:819-823.
 71. Lang N.P, Pjetursson B.E, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5-years. Combined tooth-implant supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004;**15**:643-653.
 72. Pjetursson B.E, Tan K, Lang N.P, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004;**15**:625-642.
 73. Ödman J, Lekholm U, Jemt T, Bränemark PI, Thilander B. Osseointegrated titanium implants: a new approach in orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics* 1988;**10**:98-105.
 74. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to

- orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001;**12**:144-152.
75. Gotfredsen K, Berglund T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Impl Res* 2001;**12**:552-558.
76. Gibbs C.H, Lundeen H.C. *Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance*. In: Lundeen H.C. Ed *Advances in occlusion*. 1982; Chapter 1: 2-32.
77. Graf H, Zander H.A. Tooth contact patterns in mastication. *J Prosthet Dent* 1963;**13**:1055-1066.
78. Holmgren K. Effect of full-arch maxillary occlusal splint on parafunctional activity during sleep in patients with nocturnal bruxism and signs and symptoms of craniomandibular disorders. *J Prosthet Dent* 1993;**69**:293-297.
79. Hagberg C. Assessments of bite force: a review. *J Craniomand Dis* 1987;**1**:162-169.
80. Sasaki K et al. Relationships between the size, position and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. *J Dent Res* 1989;**68**:499-503.
81. Gracis SE, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yudelis RA. Shock absorbing behaviour of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991;**4**:282-291.
82. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implants: A three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:781-790.
83. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:17-23.
84. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:231-237.
85. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**12**:360-370.
86. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implantology* 2001;**XXVII**(6):293-301.
87. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: Therapeutic differential loading. *J Oral Implantology* 2001;**XXVII**(6):302-310.
88. Esposito M, Hirsh J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14**:473-490.
89. Newman MG, Fleming TF. Periodontal considerations of implants and implant associated microbiota. *J Dent Educat* 1988;**52**:537-544.
90. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of oral implant failures. *Periodontology* 2000 1994;**4**:127-138.
91. Lindquist LW, Rockler B, Carlson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;**59**(1):59-63.
92. Sanz M, Alandez J, Lázaro P, Calvo JL, Quirynen M, Van Steenberghe D. Histo-pathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Bränemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. *Clin Oral Impl Res* 1991;**2**:128-134.
93. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. *Clin Oral Implant Res* 1992;**3**:104-111.
94. Hämmerle CHF, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Impl Res* 1995;**6**:83-90.
95. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark mixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;**62**:2-4.
96. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: Report on 45 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;**7**:459-467.
97. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Bränemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9**:345-360.
98. Ogiso M, Tabata T, Kuo PT, Borgese D. A histologic comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:581-588.
99. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implant: A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;**7**:143-152.
100. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8**:1-9.
101. Isidor F. Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:377-383.
102. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;**13**:677-683.
103. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15**:425-431.
104. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 4: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;**17**:384-390.
105. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Gerber S, Bosshardt D.D, Jönsson J, Lang N.P. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 2004;**15**:259-268.
106. Tan K, Pjetursson B.E, Lang N.P, Chan E.S.Y. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. III. Conventional FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004;**15**:654-666.