

Provisionales de carga inmediata completa: Técnica pickup de Germán Galluci

Carmen Bernal Ortega^a/Elvira Fernández Molina^b/Jose Vicente Rios Santos^c/Pedro Bullón Fernández^d/Carlos Bermejo Mas^e/Pedro Calvo Lázaro^f/Mariano Herrero Climent^g

Objetivo: Analizar los factores que influyen en la carga inmediata favoreciendo la cicatrización ósea, y comparar diversos protocolos protésicos de carga inmediata completa. Se describe un procedimiento con prótesis provisional atornillada (técnica pickup) y se ilustra con un caso clínico. **Materiales y método:** Se revisaron mayoritariamente artículos de la base de datos PubMed y otras publicaciones de los últimos diez años. **Resultados:** Numerosos estudios han demostrado que la osteointegración puede lograrse con implantes cargados de forma inmediata siempre que se favorezca la cicatrización ósea, controlando los micromovimientos en la interfase hueso-implante y, por tanto, las fuerzas que reciben los implantes. Para ello es posible actuar sobre la prótesis y los implantes. Se han propuesto diversas técnicas para la realización de prótesis provisionales inmediatas: fijas y removibles.

Conclusiones: En general se recomienda la ferulización de los implantes mediante prótesis fijas rígidas evitando las mucosoportadas rebasadas que favorecen la generación de cargas no controladas. La técnica «pickup» permite recuperar la estética y función del paciente el mismo día de la cirugía, guiando y conformando los tejidos perimplantarios antes de la restauración definitiva y favorece un correcto control de las fuerzas durante el periodo de osteointegración.

Palabras clave: carga inmediata, estabilidad primaria, oclusión, osteointegración, micromovimientos.

Introducción

Las rehabilitaciones mediante prótesis fija implanto-soportadas se han convertido en una tratamiento muy extendido desde que los estudios a largo plazo han demostrado que los implantes se pueden emplear de forma predecible para la rehabilitación de los maxilares desdentados¹⁻⁸. La carga in-

mediata, entendiendo como tal la colocación de la prótesis antes de las 48 h tras la inserción del implante⁹, es una técnica cada vez más aceptada cuya principal ventaja radica en la reducción o eliminación del tiempo de espera entre la fase quirúrgica y la protésica, simplificación que satisface y beneficia al paciente, aunque a veces aporta un riesgo adicional.

Numerosos estudios experimentales^{10,11} y ensayos clínicos¹²⁻¹⁵ han demostrado que la osteointegración puede lograrse con implantes cargados de forma inmediata, siempre que se favorezca la cicatrización ósea, controlando los micromovimientos en la interfase hueso-implante y, por tanto, las fuerzas que reciben los implantes¹⁶. Asimismo, se ha demostrado que la carga inmediata puede favorecer la cicatrización del tejido óseo, estimulando la remodelación ósea en la interfase hueso-implante y proporcionando un mayor contacto entre ambos^{14,17}.

Influencia de las fuerzas sobre el hueso perimplantario

El hueso es un tejido dinámico que se adapta estructuralmente a los requerimientos funcionales; es decir, se produce una adaptación funcional como respuesta biológica a la carga¹⁸. Según la teoría de los mecanostatos de Frost¹⁹, en

^aLicenciada en Odontología por la Universidad de Sevilla. Alumna del Máster de Periodoncia e Implantes de la US.

^bLicenciada en Odontología por la US. Alumna del Máster de Periodoncia e Implantes de la US.

^cProfesor Titular de Odontología Integrada de Adultos de la US. Director del Máster de Periodoncia e Implantes de la US.

^dCatedrático de Medicina Bucal y Periodoncia de la US. Director del Máster de Periodoncia e Implantes de la US.

^eProfesor colaborador del Máster de Periodoncia e Implantes de la US. Práctica privada en Prostodoncia, Murcia.

^fMáster en Periodoncia por la UCM. Profesor colaborador del Máster de Periodoncia e Implantes de la US. Práctica privada en Periodoncia e Implantes, Madrid.

^gDirector del Máster de Periodoncia e Implantes de la US. Práctica privada en implantes, Marbella.

Correspondencia: Carmen Bernal Ortega. C/Murillo 12 - 41001 Sevilla. E-mail: karmenbernal@hotmail.com

el hueso hay unos receptores que detectan la deformación del tejido óseo al ser sometido a las cargas activándose respuestas celulares que permiten una acomodación a la nueva situación (modelado y remodelado óseo). Frost²⁰, en 1992, propuso la hipótesis de que las células responden a la deformación local del hueso producida por el estrés mecánico. Así, este se adapta a una determinada deformación; por encima de un cierto nivel se produce una sobrecarga ligera del hueso, a la que responde formando más tejido óseo. Sin embargo, si la deformación supera este umbral, es decir, que excede la capacidad del hueso, pueden producirse microfracturas que ponen en marcha una mayor actividad osteoclástica y se inhibe la remodelación ósea, y en consecuencia se produce la pérdida de la osteointegración. De esta forma, una sobrecarga ligera aplicada al hueso que está cicatrizando reduciría el tiempo de cicatrización²⁰.

Las fuerzas oclusales afectan al hueso que rodea a los implantes, generando un estrés mecánico que puede tener consecuencias positivas y negativas para el tejido óseo²¹ y, por ende, también para la consecución y el mantenimiento de la osteointegración. Este da como resultado «strain», término que hace referencia a la deformación que sufre el hueso al aplicar una fuerza, y que habitualmente se expresa en microstrain (μm^{-1}), donde 1000 μm^{-1} se corresponden con una deformación del 0,1%. La cuantía de la deformación está directamente correlacionada con el estrés aplicado al hueso, pero también depende de las propiedades mecánicas del mismo (p. ej., su rigidez, que varía dependiendo del tipo de hueso)²².

Piattelli y cols.²³⁻²⁵, en un estudio llevado a cabo en monos, demostraron que las características del hueso y la cantidad de contacto hueso-implante eran diferentes en implantes con y sin carga; había más hueso denso alrededor de los implantes que estaban cargados mecánicamente. Berglundh y cols.²⁶, en un estudio en perros, mostraron un mayor contacto hueso-implante, tras 10 meses de someterlos a carga funcional. Melsen y Lang²⁷ investigaron las reacciones tisulares alrededor de implantes colocados en monos y sometidos a una fuerza continua bien definida, y observaron una aposición ósea cuando el strain oscilaba entre 3.400 y 6.600 μm^{-1} y una pérdida ósea cuando excedía los 6.700 μm^{-1} . La aposición ósea alrededor de un implante puede ser, por tanto, una respuesta biológica al estrés mecánico bajo ciertas condiciones, mientras que la pérdida de hueso marginal o la pérdida completa de osteointegración puede ser el resultado del estrés mecánico si se supera un determinado umbral. Cuando las fuerzas oclusales exceden la capacidad de carga mecánica o biológica de los implantes osteointegrados o de las prótesis pueden originar un fracaso mecánico o de la osteointegración. En estos casos se habla de sobrecarga²⁸, entendiendo como tal aquella condición en la que las fuerzas presentes exceden la capacidad de un dispositivo y son destructivas.

Se recomienda, por tanto, un control de las cargas transmitidas al hueso y un control de micromovimientos dentro de la llamada «zona de carga fisiológica» que va a mejorar la remodelación ósea permitiendo una adaptación de la estructura ósea a la carga²⁹. Para ello es posible actuar a dos niveles: a nivel de la prótesis (diseño oclusal y protésico, ma-

teriales de restauración, tramos de prótesis) y de los implantes (diseño, superficie, diámetro, longitud), que a través de la restauración van a recibir las fuerzas oclusales.

Factores a considerar para favorecer la cicatrización ósea

Diseño protésico

El diseño protésico define cómo se transmiten las cargas al hueso y va a permitir actuar sobre el control de las mismas, optimizando su distribución y minimizando los componentes horizontales y los momentos de fuerza. Para reducir la magnificación de las fuerzas se debe conseguir una distribución equilibrada de los contactos oclusales con un diseño protésico adecuado, evitando las fuerzas horizontales, reduciendo los brazos de palanca y tratando de aplicar las fuerzas oclusales cerca del punto de fulcro. Duyck J. y cols.³⁰ señalaron que el punto de aplicación de la carga en una prótesis fija implantosoportada de arcada completa podría afectar a la fuerza resultante en cada implante. Cuando una fuerza oclusal se aplicaba al cantilever distal se registraban las fuerzas axiales y los momentos de fuerza más elevados en los implantes distales, fenómeno más pronunciado en las prótesis soportadas sólo por tres implantes en comparación con las que se sustentan en cinco o seis.

La transmisión de las cargas va a estar influenciada por la ferulización de los implantes y su rigidez. La ferulización va a permitir una mejor distribución de las fuerzas al hueso dependiendo de su rigidez. Yokohama S. y cols.³¹, en un estudio en el que compararon estructuras implantosoportadas sobre 8 implantes en 1, 2, 3 y 4 tramos, concluyeron que la supraestructura en un único tramo era más efectiva para reducir la concentración de estrés que las estructuras separadas. Wang T. M. y cols.³² señalaron que la reducción del estrés dependía de la rigidez del material de ferulización. En las prótesis ferulizadas sometidas a cargas estáticas horizontales, el estrés se incrementaba cuando el material era resina, en comparación con el oro o la porcelana.

Diseño del implante

La distribución de las fuerzas también está afectada por las características de la superficie del implante y el diseño macroscópico. En un análisis tridimensional de elementos finitos, Petrie C. S. y cols.³³ sugirieron que el diámetro, la longitud y la conicidad debían ser considerados en conjunto por su efecto sobre la tensión a nivel la cresta ósea, dado que es en esa zona donde se acumula una mayor concentración de estrés. Para minimizarla recomiendan el uso de implantes de diámetro ancho, relativamente largos y no cónicos.

La superficie del implante desempeña un papel fundamental en el proceso de osteointegración afectando a la distribución del estrés y, por tanto, a la deformación en la interfase hueso-implante. Los estudios experimentales demuestran que las superficies de sustracción mejoran el contacto hueso-implante, en comparación con las maqui-

nadas³⁴⁻³⁶. Se ha comprobado que presentan una aposición ósea más rápida y una mayor superficie relativa de contacto hueso-implante³⁷, ofreciendo una resistencia superior a las fuerzas de torque^{35,38}. Esto se traduce en un acortamiento del período de cicatrización y en una mayor superficie de osteointegración real para un implante de las mismas dimensiones. En los últimos años se han desarrollado nuevas superficies modificadas químicamente que tratan de mejorar la estabilidad del implante en el período crítico de la cicatrización comprendido entre la 2.^a y la 4.^a semana. Estas superficies bioactivas presentan una gran humectabilidad, propiedad que favorece la migración y adhesión celular, así como la adsorción proteica en los estadios iniciales de la cicatrización, proporcionando un contacto hueso-implante hasta un 60% superior, transcurridas 2 semanas de la colocación de los mismos³⁹, momento en que las otras superficies muestran su peor comportamiento con menos cantidad de hueso en contacto con el implante y una menor estabilidad.

Actualmente se considera que la presencia de estabilidad primaria (la ausencia de movilidad de una fijación en el momento de su colocación) es un requisito indispensable para el éxito de la osteointegración de los implantes cargados de forma inmediata^{40,41}. La estabilidad mecánica inicial del implante se debe al contacto y fricción entre su superficie y el hueso, mientras que su mantenimiento a largo plazo se basa en una unión biológica entre ambos, determinada principalmente por las características de superficie del implante (estabilidad secundaria). La estabilidad primaria va a depender de varios factores, como son la cantidad y calidad ósea, la técnica quirúrgica y el diseño del implante (macroestructura y superficie)⁴².

Existen dos métodos diagnósticos no invasivos avalados por una amplia documentación científica, para evaluar la estabilidad de los implantes: el sistema Periotest® y el análisis de la frecuencia de resonancia (AFR)^{43,44}. Debido a su mayor precisión, el AFR ha reemplazado hasta cierto punto al dispositivo Periotest®, que fue desarrollado para un próstico similar^{45,46}.

El AFR permite cuantificar, de un modo objetivo, la estabilidad de los implantes y monitorizarla a lo largo del tiempo^{44,47,48}. El primer sistema comercializado fue el Osstell™ (Integration Diagnostic AB, Goteborg, Sweden), un dispositivo no invasivo que mide la frecuencia de vibración de un transductor atornillado a un implante. El resultado se expresa en valores ISQ (cociente de estabilidad del implante) en una escala de 1 a 100. Es una medida indirecta de la rigidez de la interfase hueso-implante; por tanto, cuanto mayor sea el grado de estabilidad de un implante, mayor será su frecuencia de resonancia⁴⁴. Sennerby y Meredith⁴⁹ señalaron que unas cifras de estabilidad primaria de 60-65 ISQ eran favorables para cargar los implantes de forma inmediata, mientras que valores inferiores a 40 ISQ indicaban una mayor propensión al fracaso de los mismos.

Los estudios de carga inmediata han demostrado que, entre la 2.^a y la 4.^a semana tras la inserción de los implantes, hay un descenso inicial de los valores de ISQ que parecen incrementarse en los 2-3 meses siguientes^{50,51}. El descenso inicial de la estabilidad coincide con el período de

transición entre la estabilidad primaria y la secundaria en el proceso de osteogénesis, y el incremento posterior refleja los cambios en la interfase hueso-implante durante el proceso de osteointegración como consecuencia del remodelado óseo y la adaptación a la función^{52,53}.

Provisionales de carga inmediata completa: Técnica pickup

En las rehabilitaciones completas inferiores con implantes de carga inmediata, ya sea mediante sobredentaduras, híbridas o prótesis fija ceramo-metálica, numerosos estudios han demostrado que los resultados son similares a los obtenidos con el protocolo convencional, logrando tasas de éxito superiores al 95%⁵⁴⁻⁶⁰. En rehabilitaciones completas maxilares, menos documentadas, los resultados son ligeramente inferiores, con tasas que oscilan entre un 93% y un 99% de éxito⁶¹⁻⁶⁶.

Se han propuesto diversas técnicas para la realización de prótesis provisionales inmediatas: unas son fijas (atornilladas o cementadas, metal-porcelana, metal-acrílico o de acrílico)^{57,65,67-69} y otras removibles (sobredentaduras y prótesis mucosoportadas convencionales rebasadas)^{54,56,70}. Aunque no hay unanimidad sobre el uso de provisionales, en general se recomienda la ferulización de los implantes mediante prótesis fijas rígidas tratando de reducir las cargas nocivas sobre los mismos. El empleo de prótesis mucosoportadas convencionales rebasadas, especialmente en los casos de compromiso estético, no permite diseñar el perfil de emergencia final preciso de los dientes a reponer, ni la relación maxilo-mandibular exacta, además de favorecer la generación de cargas no controladas sobre una interfase aún inmadura⁷¹.

Gallucci y cols.⁷⁰ en 2004 presentaron un artículo en el que describen una técnica de carga inmediata con prótesis provisional atornillada para pacientes desdentados totales. La técnica consiste en confeccionar un mock-up, es decir, una prótesis fabricada en resina a partir del encerado diagnóstico, que se adapta en el momento de la cirugía y se convierte en una prótesis fija de acrílico retenida por tornillos sobre pilares provisionales. La prótesis se termina en el laboratorio y se coloca el mismo día de la intervención valorando la oclusión y verificando la adaptación marginal de los pilares mediante una radiografía panorámica.

En dicho trabajo colocan entre 6 y 10 implantes Straumann para rehabilitar pacientes desdentados maxilares y mandibulares, empleando un total de 78 fijaciones en 8 pacientes. Todos los implantes se cargan de forma inmediata con excepción de dos implantes por falta de estabilidad primaria. En el transcurso de 8 a 20 meses, la tasa de éxito es del 97,4% (dos implantes de 8 mm se perdieron tras 5 semanas de carga). Durante el período de cicatrización, cada dos semanas retiran el provisional para diagnosticar cualquier complicación de forma precoz. Los implantes son evaluados mediante AFR (Osstell™/Integration Diagnostics, Goteborg, Sweden) cada 2 semanas, después de 4 meses de carga y antes de tomar la impresión final. Tras 4 meses de carga, el cociente de estabilidad de im-



Fig. 1 Aspecto inicial.



Fig. 2 Ortopantomografía previa.



Figs. 3a-3c
Prótesis de resina.

plante medio para los implantes maxilares es de $60 \pm 4,1$ (51-72 ISQ) y de $65 \pm 6,5$ (47 a 74 ISQ) para los mandibulares. En todos los pacientes se coloca la prótesis definitiva, y no se pierde ningún implante transcurrido 1 año de seguimiento.

Conclusiones

El empleo de esta técnica de carga inmediata presenta numerosas ventajas tanto desde el punto de vista estético como desde el punto de vista funcional y biológico:

- Permite recuperar la estética y función del paciente el mismo día de la cirugía, guiando y conformando los tejidos perimplantarios antes de la restauración definitiva.
- El diseño protésico favorece un correcto control de las cargas transmitidas al hueso, que va a mejorar la remodelación ósea, favoreciendo una adaptación de la estructura ósea a la carga.
- Asimismo, permite valorar la oclusión, parámetros estéticos y el perfil de emergencia final preciso de los dientes a reponer, asegurando una correcta adaptación previa del provisional.
- Y, por último, el provisional se termina en el laboratorio, donde se hacen todas las correcciones, proporcionando un acabado óptimo.

Caso clínico

Paciente varón de 45 años que acude a la consulta porque refiere dificultad para masticar con su prótesis removible. El

examen intraoral muestra un maxilar superior prácticamente desdentado y una clase II de Kennedy subdivisión 1 mandibular. La exploración clínica y radiológica revela la presencia de escasos dientes remanentes, gran parte de ellos de pronóstico cuestionable, y una disponibilidad ósea limitada en los sectores posteriores. De acuerdo con el paciente se planteó la exodoncia de los dientes de pronóstico cuestionable y la colocación de implantes (Straumann® SLA) con carga inmediata en el maxilar superior (figs. 1 y 2).

A partir del encerado diagnóstico se confecciona una prótesis de resina con perforaciones en los lugares teóricos de la colocación de los implantes y una férula quirúrgica



Figs. 4a-4b Férula quirúrgica para marcar la localización de los implantes.



Fig. 5a-5b El «mock up» se adapta y se convierte en una prótesis fija de acrílico.

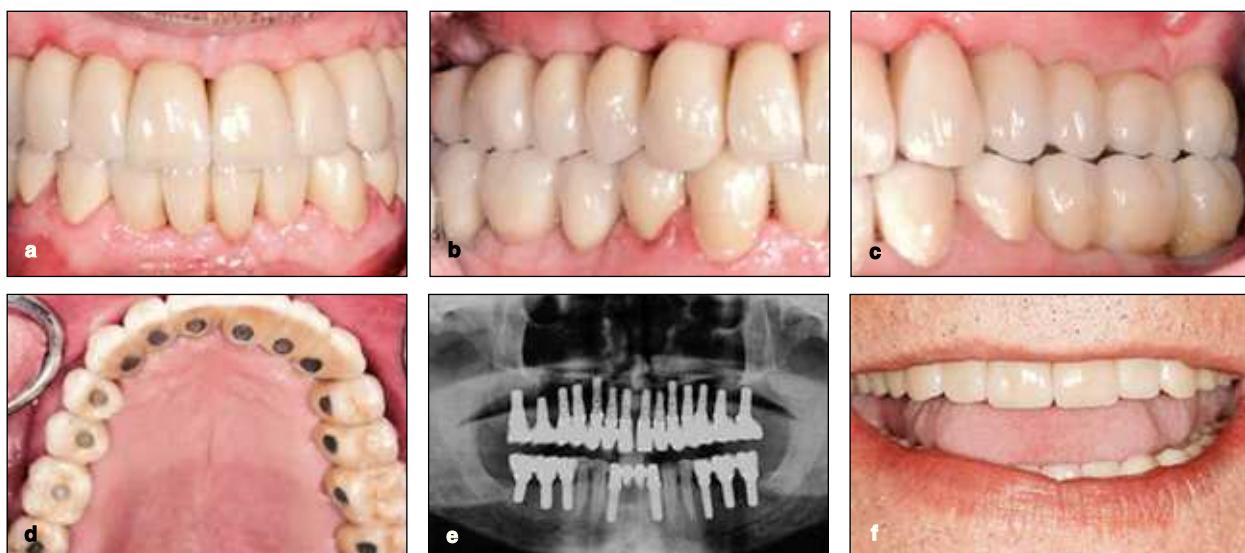


Fig. 6 Radiografía panorámica postoperatoria.

(figs. 3a-3c). Una vez realizadas las exodoncias, se utiliza la férula quirúrgica para marcar la localización de los implantes. La cara vestibular de la férula delimita la localización y dirección de las fijaciones, y la extensión palatina permite su estabilización durante la cirugía. A continuación se colocan los implantes realizando una elevación del suelo del seno maxilar mediante el uso de osteótomos con la técnica de Summers⁷¹ (figs. 4a-4b). Una vez colocados los implantes se adapta el «mock up» y se convierte en una prótesis fija de acrílico retenida por tornillos sobre pilares provisionales en seis de los implantes, anteriores y posteriores. La prótesis se termina en el laboratorio y se coloca el mismo día de la intervención valorando la oclusión y verificando la adaptación marginal de los pilares mediante una radiografía panorámica (figs. 5a-5b y fig. 6). Finalmente se confecciona una prótesis definitiva céramo-metálica atornillada en dos tramos (figs. 7a-7f).

Bibliografía

1. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990;63(4):451-7.
2. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):53-61.
3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.
4. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):417-24.
5. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
6. Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson LD, Linden B, Rundcrantz T, Wendelhag I. Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: a 5-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(6):544-8.
7. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329-36.
8. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of



Figs. 7a-7f Prótesis céramo-metálica atornillada. La rehabilitación está bien integrada y en armonía con los tejidos periimplantarios. Radiografía de control al año. Aspecto del paciente durante una sonrisa moderada.

- a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):260-73.
9. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:109-13.
 10. Duyck J, Vrielinck L, Lambrechts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(3):150-8.
 11. Quinlan P, Nummikoski P, Schenk R, Cagna D, Mellonig J, Higginbottom F, Lang K, Buser D, Cochran D. Immediate and early loading of SLA ITI single-tooth implants: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):360-70.
 12. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):529-39.
 13. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent.* 2005;94(3):242-58.
 14. Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. *J Oral Implantol.* 2005;31(1):18-24.
 15. Froum SJ, Simon H, Cho SC, Elian N, Rohrer MD, Tarnow DP. Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):54-60.
 16. Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol.* 2006;51(1):1-9.
 17. Romanos GE, Testori T, Degidi M, Piattelli A. Histologic and histomorphometric findings from retrieved, immediately occlusally loaded implants in humans. *J Periodontol.* 2005;76(11):1823-32.
 18. Wolff J. *Das gesetz der transformation der knochen.* Berlin: Hirschwald, 1892.
 19. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9.
 20. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner.* 1992;19(3):257-71.
 21. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3-15.
 22. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:8-18.
 23. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol.* 1993;19(4):314-20.
 24. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1997;17(2):162-9.
 25. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *J Periodontol.* 1998;69(3):321-7.
 26. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2005;32(9):925-32.
 27. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):144-52.
 28. Isidor F. Occlusal loading in implant dentistry. In Lang NP, Karring T, Lindhe J, eds. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology.* London Quintessence Publishing Co., Ltd., 1999; 358-375.
 29. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(175):286-92.
 30. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):465-75.
 31. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shioya M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):578-83.
 32. Wang TM, Leu LJ, Wang J, 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(2):231-7.
 33. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
 34. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
 35. Albrektsson T, Sennerby L. Re: A comparison of endosseous dental implant surfaces. *Cochran DL* (1999;70:1523-1539). *J Periodontol.* 2000;71(6):1054-5.
 36. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):196-201.
 37. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):128-34.
 38. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snætivý D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999;45(2):75-83.
 39. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res.* 2004;83(7):529-33.
 40. Romanos GE. Surgical and prosthetic concepts for predictable immediate loading of oral implants. *J Calif Dent Assoc.* 2004;32(12):991-1001.
 41. Degidi M, Piattelli A. 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2005;31(1):25-31.
 42. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.
 43. Schulte W, Lukas D. Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *J Oral Implantol.* 1993;19(1):23-32.
 44. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):261-7.
 45. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.
 46. Lachmann S, Laval JY, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):80-4.

47. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):226-33.
48. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Bränemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(4):266-72.
49. Sennerby L, Meredith N. Analisi Della Frequenza di Risonanza (RFA), Osteointegrazione e carico inmediato 2002; 19-32.
50. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Réé A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmre CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(4):428-34.
51. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):584-94.
52. Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(3):275-80.
53. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:2-7
54. Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(3):383-8.
55. Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. *J Periodontol.* 2000;71(5):833-8.
56. May D, Romanos GE. Immediate implant-supported mandibular overdentures retained by conical crowns: A new treatment concept. *Quintessence International* 2002; 33 (1): 5-12. Testori T, Del Fabbro M, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the completely edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):544-51.
57. Testori T, Del Fabbro M, Galli F, Francetti L, Taschieri S, Weinstein R. Immediate occlusal loading the same day or the after implant placement: comparison of 2 different time frames in total edentulous lower jaws. *J Oral Implantol.* 2004;30(5):307-13.
58. Aalam AA, Nowzari H, Krivitsky A. Functional restoration of implants on the day of surgical placement in the fully edentulous mandible: a case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(1):10-6.
59. Ormianer Z, Garg AK, Palti A. Immediate loading of implant overdentures using modified loading protocol. *Implant Dent.* 2006;15(1):35-40.
60. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Bränemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):824-30.
61. Jaffin RA, Kumar A, Berman CL. Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(5):721-30.
62. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A prospective study of immediate functional loading, following the Teeth in a Day protocol: a case series of 55 consecutive edentulous maxillas. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):24-31.
63. Degidi M, Piatelli A, Felice P, Carinci F. Immediate functional loading of edentulous maxilla: a 5-year retrospective study of 388 titanium implants. *J Periodontol.* 2005;76(6):1016-24.
64. Ibañez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, Menendez AB, Juaneda AM, Zamar NJ, Monquiat JL. Immediate occlusal loading of double acid-etched surface titanium implants in 41 consecutive full-arch cases in the mandible and maxilla: 6- to 74-month results. *J Periodontol.* 2005;76(11):1972-81.
65. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S60-9.
66. Tarnow DP, Emtiaz S, Classen A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):319-24.
67. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(3):418-26.
68. Kammeyer G, Proussaefs P, Lozada J. Conversion of a complete denture to a provisional implant-supported, screw-retained fixed prosthesis for immediate loading of a completely edentulous arch. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):473-6.
69. Herrero M y Herrero F. Segunda fase quirúrgica. En: Herrero M y Herrero F: *Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral*. Madrid, TRP Ediciones, Marban, 1995: 107-124.
70. Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(4):524-33.
71. Summers RB. The osteotome technique: Part 3—Less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compendium.* 1994; 15(6):698-708.