

Racionalização biomecânica para o uso de implantes curtos: uma revisão de literatura

Biomechanical rationale for the use of short implants: a literature review

Geraldo Lúcio de Magalhães Silva - Especialista em Periodontia UFRJ e Implantodontia PUC MG. Mestre em Periodontia PUC MG. Professor convidado da PUC MG

Resumo

Tradicionalmente, implantes com comprimentos ≥ 10 mm apresentaram desempenhos superiores quando comparados com implantes curtos. Contudo, recentemente, estudos publicaram altas taxas de sobrevivência de implantes curtos com diferentes sistemas de implantes. O objetivo desta revisão de literatura é o de avaliar os fatores biomecânicos, possivelmente, responsáveis pelo sucesso do uso de implantes com comprimentos $\leq 8,5$ mm.

Descritores: Implantes curtos, biomecânica, força, tensões,

Abstract

Traditionally, implants with lengths ≥ 10 mm showed superior performance when compared with short implants. However, recently, studies have published high survival rates of short implants with different implant systems. The purpose of this review is to evaluate the biomechanical factors possibly responsible for the success of implants with lengths ≤ 8.5 mm.

Descriptors: Short implants, biomechanical, load, stress

Correspondência com o autor: glucio@oi.com.br

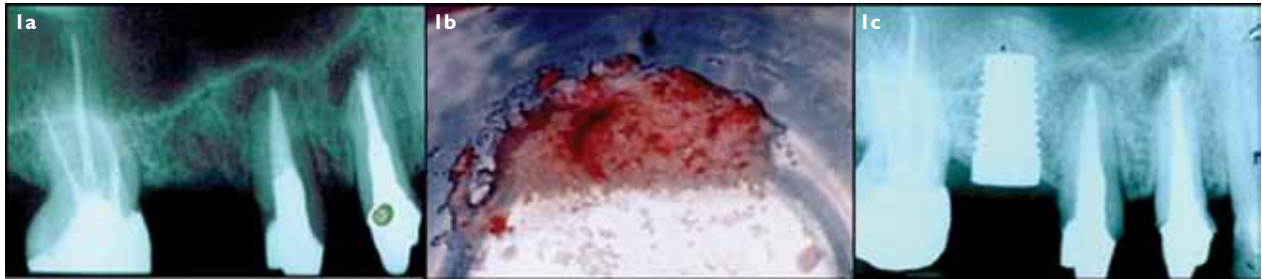
Recebido: 01/12/2009

Aceito: 05/01/2010

Introdução

O uso de implantes curtos oferece, em relação às técnicas regenerativas, uma série de vantagens como custo e tempo reduzido de execução, simplicidade e

menor risco de complicações (Felice, *et al.*¹⁵ 2009). Figuras 1a, 1b, 1c e Figura 2.



Figuras 1a, 1b, 1c - Nesse caso a área do dente 16 foi submetida a técnica de enxerto sinusal atraumática, associada a um enxerto autógeno para possibilitar a fixação de um implante de 10mm (SIN®). Cerca de 30 dias após o procedimento ocorreu um abscesso e perda do implante.



Figura 2 - A mesma área foi tratada posteriormente com um implante curto (8,5mm- Bionnovation®). A osseointegração ocorreu sem nenhuma intercorrência. O dente 15 foi perdido devido fratura vertical e substituído por um implante.

O conceito de implantes curtos é controverso, sendo mais apropriado definir a região intraóssea do dispositivo no momento da prótese entrar em função (Naves, *et al.*⁹ 2006; Renouard and Nisand³⁷ 2006). Dessa maneira, comprimentos variando de 4 a 8,5mm podem ser considerados como curtos (Felice, *et al.*¹⁵ 2009). A Figura 3 apresenta sistemas de implantes com variação

na terminologia do comprimento. Por exemplo, nos implantes tipo Branemark, 8mm significa o comprimento total do implante, enquanto no sistema ITI significa apenas a região intra-óssea (Bernard, *et al.*⁴ 2003).

Com relação à região intraóssea do implante é importante registrar que a técnica cirúrgica pode influenciar essa medida (Davarpanah, Martinez and Tecucianu¹⁰ 2000) conforme observado nas Figuras 4a, b e c.

Historicamente o uso de implantes curtos foi visto com muita restrição em virtude das altas taxas de insucesso quando comparadas com os resultados obtidos com implantes longos (Hagi, *et al.*²³ 2004; Winkler, Morris and Ochi⁵⁰ 2000). Contudo, recentemente, vários estudos, utilizando diferentes sistemas de implantes, apresentaram excelentes índices de sobrevivência com comprimentos não tradicionais, ou seja <10mm (Anitua, *et al.*² 2008; Deporter, *et al.* 2001¹²; Deporter, *et al.* 2008¹³; Fugazzotto¹⁸ 2008; Gentile, Chuang and Dodson²⁰ 2004; Goené, *et al.*²² 2005; Misch, *et al.* 2006³²; Renouard and Nisard³⁶ 2005; Strietzel and Reichart⁴² 2007; Tawill and Younan⁴⁵ 2003) indicando que o resultado clínico seria menos dependente do design do implante e estar associado a outros fatores. Uma curva de aprendizado deve ser levada em consideração para a obtenção dos resultados favoráveis com a técnica (Renouard and Nisard³⁷ 2006).



Figura 3 - Variação na terminologia do comprimento de diferentes sistemas de implantes. Por ex, nos implantes tipo Branemark, 8mm significa o comprimento total do implante, enquanto no sistema ITI significa a região rugosa e com roscas (Bernard, *et al.*⁴ 2003).



Figuras 4a, 4b, 4c - Para evitar dano a nervo mandibular inferior um implante de 7mm (Bionnovation®) foi fixado, sendo que a parte lisa da plataforma foi mantida acima da crista óssea. Assim, cerca de 5,5mm (ultracurto) está inserida no tecido ósseo.

O objetivo deste trabalho de revisão é o de analisar os parâmetros biomecânicos que poderiam ser responsáveis pelo sucesso atual dos implantes considerados curtos.

Revisão da literatura e discussão

A ação de uma carga em um determinado sistema mecânico resulta na ocorrência de tensões e deformações (Glantz and Nilne²¹ 1998; Sahin, Cehreli and Yalçin³⁹ 2002). Quando dentes naturais são submetidos às cargas oclusais, as tensões são dissipadas ao longo da superfície radicular em virtude da presença do ligamento periodontal, ausente nos implantes osseointegrados. Nesses, as tensões tendem a se concentrar nas primeiras roscas (Weinberg⁴⁸ 1998). Deve ser entendido que a magnitude e a distribuição das tensões são constantes e independentes do comprimento do implante (Pierrisnard, et al.³³ 2003) conforme observado nas Figuras 5 e 6.

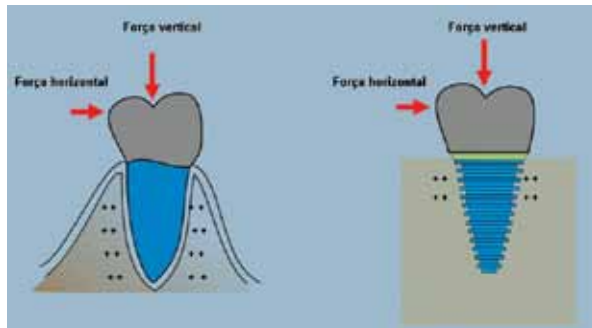


Figura 5 - A ação de uma força em um sistema mecânico formado por estruturas com módulos de elasticidade diferentes, ex: implante e tecido ósseo, produz maiores tensões próximas ao contato inicial entre elas, ou seja ao nível das primeiras roscas. (Isidor²⁶ 2006.)

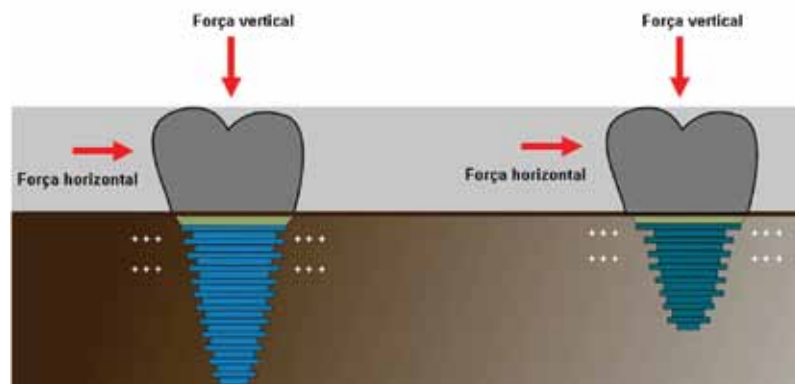


Figura 6 - Forças oclusais criam tensões e deformações que tendem a se concentrar na região cervical do implante, independente do comprimento do dispositivo (Pierrisnard, et al.³³ 2003)

Amplificadores de tensão

As tensões geradas no implante, nos componentes protéticos e no tecido ósseo são diretamente proporcionais a força aplicada e inversamente proporcional a área de distribuição da carga. As tensões resultantes das cargas axiais (longo eixo do implante) são distribuídas mais uniformemente na prótese, nos componentes protéticos, implante e no tecido ósseo (Figura 7) (Bidez and Misch⁵ 1992).

Uma força aplicada na prótese fora do eixo axial do dente ou implante tende a fazer com que o conjunto gire em relação a um ponto conhecido como fulcro ou centro de rotação. Nos dentes naturais o fulcro é localizado mais apicalmente quando comparado com implantes conforme observado na Figura 8 (Weinberg⁴⁸ 1998).

A ação de cargas não-axiais produz momentos de força que tendem formar gradientes (concentração) de tensões em determinadas regiões (Figura 9). O torque (momento) gerado seria função da força (F) multiplicada pela distância (d), perpendicular ao centro de rotação (fulcro) do implante (Misch and Bidez²⁹ 1994; Rangert, Jemt and Jorneus³⁴ 1989).

O uso de implantes curtos frequentemente está associado a coroas protéticas alongadas, resultando em uma proporção coroa/implante desfavorável. Essa situação foi responsável pela exclusão de indivíduos em um estudo (Romeo, et al.³⁸ 2006) enquanto em outros essa relação foi desconsiderada, mesmo estando aumentada em duas a três vezes (Figura 10) (Nadir, et al.³² 2004; Tawill, Aboujaoude and Yonan⁴⁶ 2006).

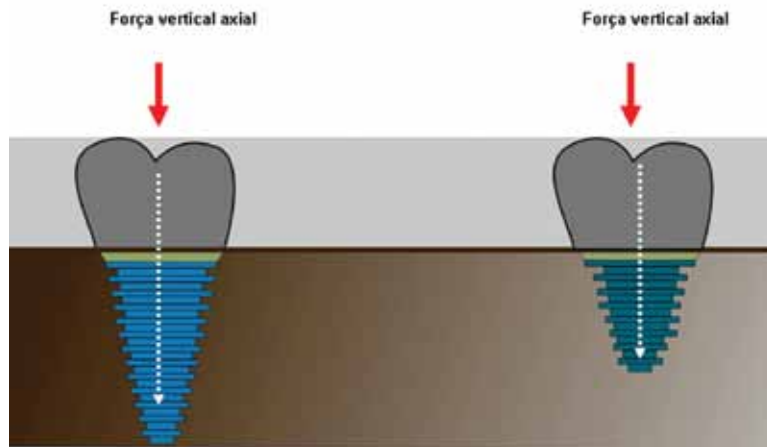


Figura 7 - Tensões resultantes das forças axiais são adequadamente distribuídas no sistema prótese-implante.

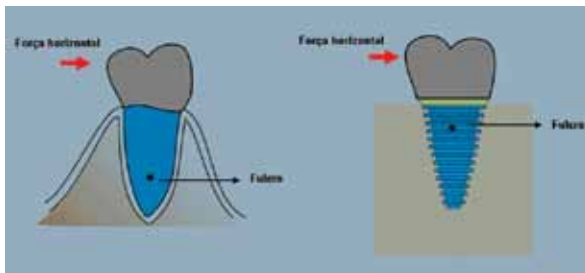


Figura 8 - O dente natural e o implante inclinam em torno do fulcro quando submetidos a cargas não axiais. O fulcro no implante está localizado em um nível mais cervical.

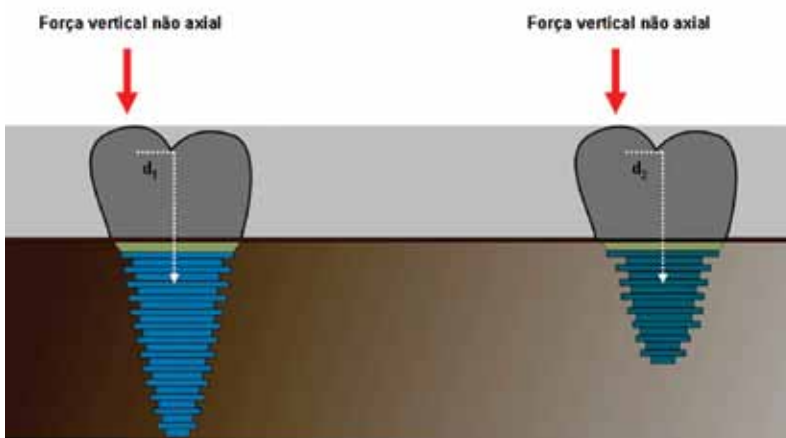


Figura 9 - Uma força vertical não-axial produz um momento de força cujo valor seria o módulo da força multiplicado pela distância que passa perpendicular ao centro de rotação. Observe que neste modelo $d1$ é igual a $d2$ no implante curto e longo. O aumento das tensões é igual em ambos os implantes ($T = Fxd$).



Figura 10 - Proporção clínica coroa-implante: O comprimento da prótese deve ser adicionado ao comprimento do implante acima do nível ósseo (seta vermelha) e comparado com o comprimento da parte intraóssea do implante (seta preta) para descrever um cenário biomecânico mais real (Blanes6 2009).

A Figura 11 mostra que se somente forças axiais são aplicadas, o aumento do comprimento da prótese não resulta em um aumento das tensões no implante curto (Misch, *et al.*³⁰ 2005).

Entretanto, conforme mostrado na Figura 12, cargas não axiais aplicadas na prótese produzirão momentos de

força com valores maiores em implantes curtos quando comparados com implantes longos (Misch, *et al.*³⁰ 2005).

Uma situação interessante (Figura 13) ocorre quando uma força vertical não axial é aplicada em um plano inclinado, comum quando as cúspides são esculpidas de forma a reproduzir a anatomia da superfície oclusal.

A confecção de superfícies oclusais planas, principalmente em implantes curtos, é indicada para orientar as cargas verticalmente. A eliminação de planos inclinados é considerada como um dos procedimentos mais

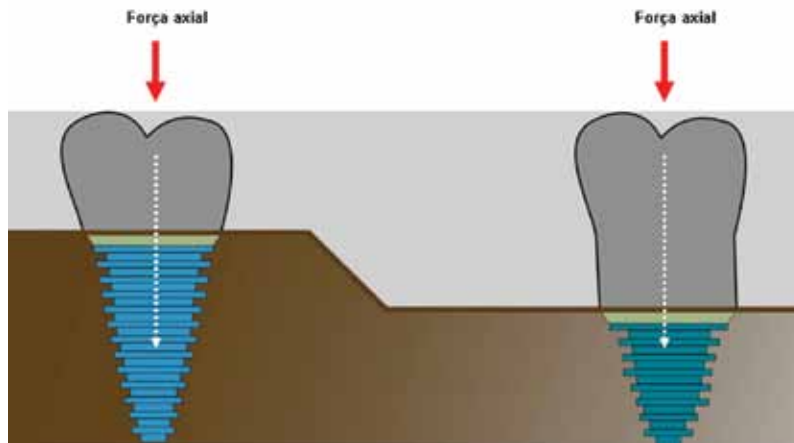


Figura 11 - O aumento do comprimento da coroa protética não resulta em um aumento das tensões no implante curto quando cargas axiais são aplicadas ao sistema.

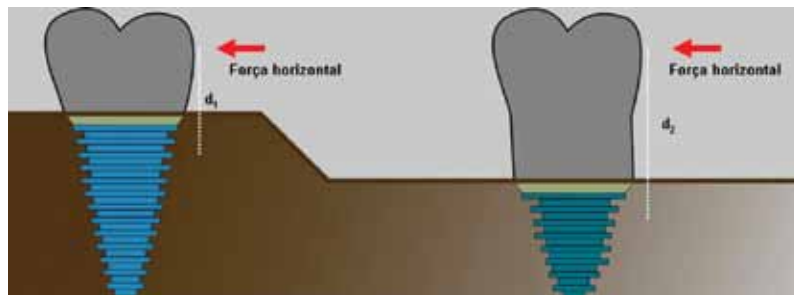


Figura 12 - Observe que uma força horizontal aplicada no eixo vestibulo/lingual-palatino vai produzir um momento de força ($M = F \times d$) maior no implante curto com coroa alongada devido o eixo de rotação ter sido deslocado apicalmente quando comparado com o implante longo. O mesmo vai acontecer no eixo mésiodisal.

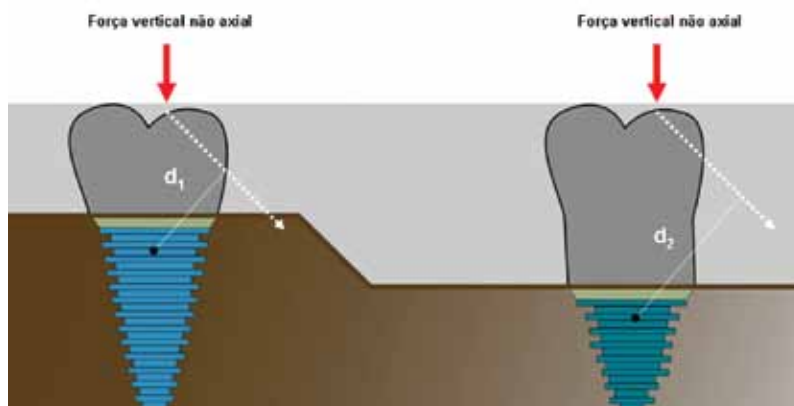


Figura 13 - Forças verticais não axiais aumentam as tensões geradas na interface implante-tecido ósseo pela ocorrência de momentos de força. Quando uma força vertical incide em um plano inclinado ela se decompõe em um componente não vertical. Observe que nesse caso o uso do implante curto deslocou o centro de rotação mais para apical, aumentando o braço de alavanca. O momento de força resultante no implante curto é maior devido a d_2 ser maior que d_1 . (momento de força = $F \times d$) (Weinberg⁴⁷ 1993; Weinberg⁴⁸ 1998)

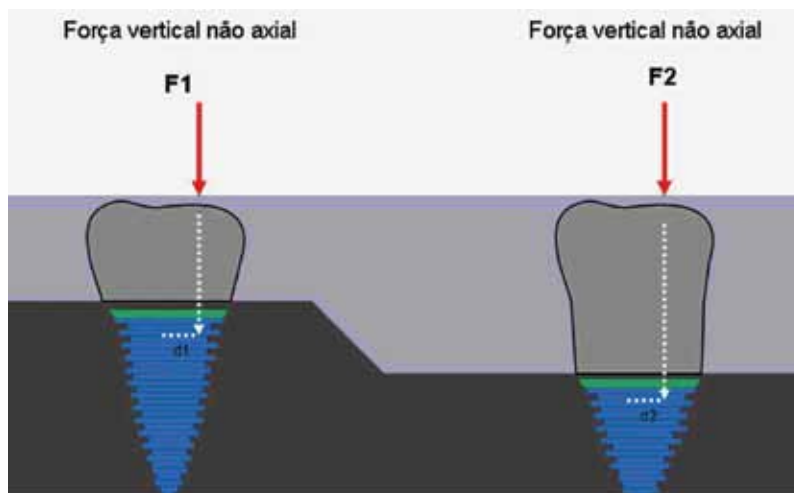


Figura 14 - Mesmo com o centro de rotação sendo deslocado apicalmente, uma superfície oclusal plana possibilitou que uma carga vertical não axial produzisse um momento de força ($M = F \times d$) igual em ambos os sistemas.

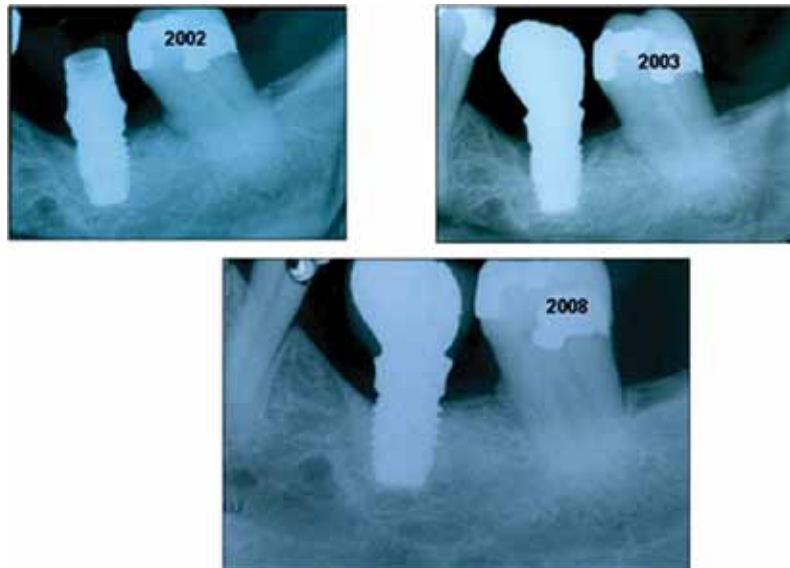


Figura 15 - O Aumento da área transversal de transferência de força com o implante de largo diâmetro ($T=F/A$) reduz as tensões no sistema prótese-implante.

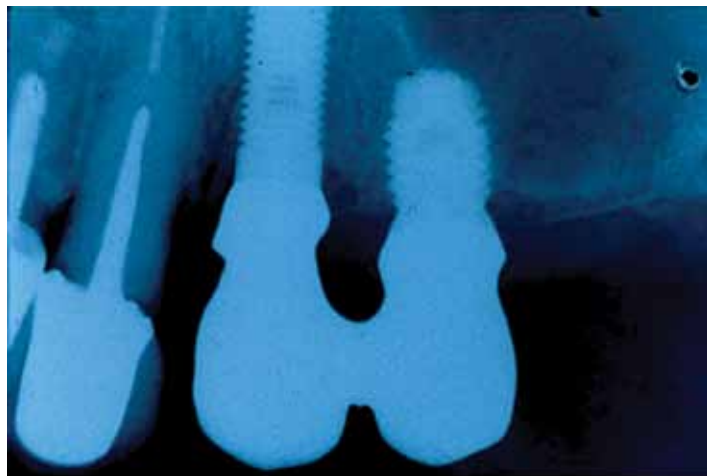


Figura 16 - O planejamento, nesse caso, envolveu duas abordagens terapêuticas para aumentar a superfície de distribuição das tensões: a utilização de um implante curto, de largo diâmetro que foi unido ao implante longo.

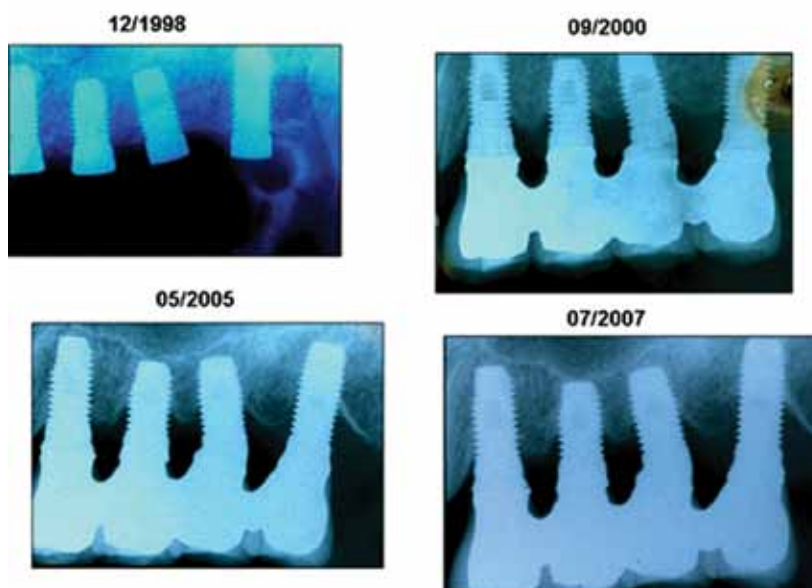


Figura 17 - Aumentando a área de distribuição de uma carga através da união rígida de implantes de vários comprimentos reduz as tensões. Observe que após um período de remodelamento o nível ósseo foi estabilizado em implantes fixados em osso tipo IV.

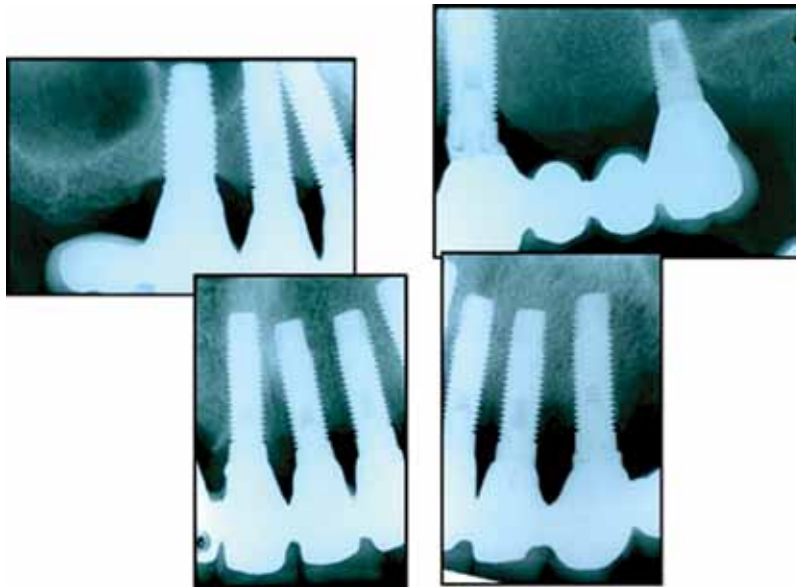


Figura 18 - Um implante curto foi utilizado para eliminar um cantilever no segmento posterior esquerdo. Espessura inadequada do rebordo na região dos pré-molares e a recusa da paciente em submeter-se a um tratamento regenerativo, impossibilitaram a fixação de implantes. A redução das tensões e deformações na região do implante 23 foi possível e de forma simplificada com o uso de um implante curto. Prótese em função há quatro anos.

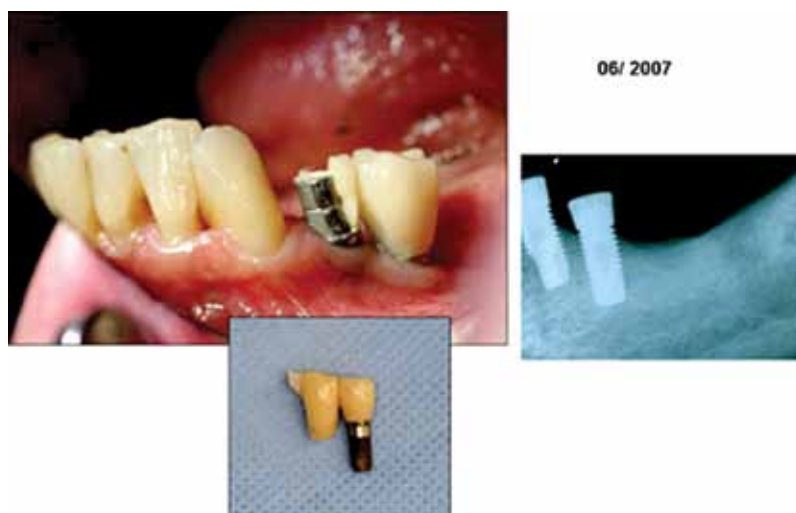


Figura 19 - O caso acima ilustra uma situação onde cargas oclusais excessivas resultaram em falha do tratamento. A paciente tinha um histórico de bruxismo e de várias fraturas radiculares. Os implantes curtos nas áreas dos dentes 36 e 37 foram perdidos, provavelmente, devido sobrecarga. A transferência de tensões, dentro de limites fisiológicos, é fundamental.

importante na redução das tensões (Figura 14) (Sütpieler, *et al.*⁴³ 2004).

Outra conduta clínica importante a ser considerada é a de aumentar a secção transversal de distribuição das tensões nas estruturas envolvidas (Lum²⁷ 1991; Himmlová, *et al.*²⁵ 2004). O uso de implantes de largo diâmetro e/ou a splintage com implantes longos podem ser empregados com esse objetivo (Figuras 15, 16 e 17).

O efeito prejudicial do comprimento de cantilever no aumento das tensões é reconhecido há algum tempo (Rangert, Sullivan and Jemt³⁵ 1997) Utilizados em posições estratégicas, implantes curtos eliminariam essa situação, reduzindo as tensões no sistema mecânico conforme observado na Figura 18 (Akça and Iplikçioğlu¹ 2002; Degidi, *et al.*¹¹ 2007).

As forças que atuam nas próteses implantossuportadas são produzidas pelos músculos da mastigação,

devido ser analisadas e transferidas, dentro de limites fisiológicos, para o sistema (Lum²⁷1991). Hábitos parafuncionais (bruxismo), história de fraturas radiculares, desgastes excessivos do esmalte e dentina devem orientar o profissional na avaliação e controle das forças oclusais no planejamento inicial (Rangert, Sullivan and Jemt³⁵ 1997). Associação de fatores de risco como o bruxismo, proporção coroa/implante desfavorável e osso de baixa qualidade podem comprometer a longevidade dos implantes curtos (Fugazzoto, *et al.*¹⁹ 2004). Além do aumento da sobrecarga, as tensões e deformações tendem a serem maiores em osso em que a rigidez é reduzida (Figura 19) (Tada, *et al.*⁴⁴ 2003).

A sequência apresentada na Figura 20 mostra que quando as tensões geradas pelas cargas oclusais estão dentro dos limites fisiológicos do sistema o sucesso clínico com implantes curtos pode ser antecipado.

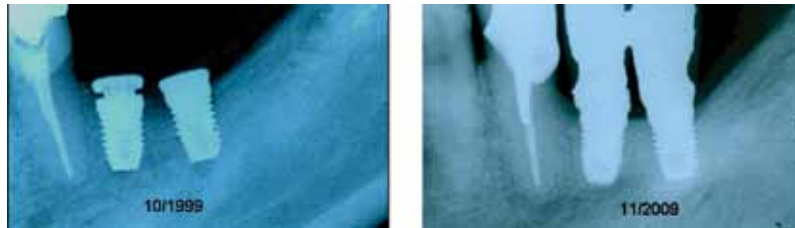


Figura 20 - Implantes curtos foram posicionados na região posterior desta paciente. Observe que foram utilizados intermediários angulados para corrigir a posição dos implantes e que a proporção coroa-raiz é desfavorável. O sucesso clínico deste caso, comprometido biomecanicamente, estaria relacionado à transferência de tensões fisiológicas para o sistema.

Superfície lisa versus superfície rugosa

Os estudos relatando insucesso com implantes curtos, na sua maioria, utilizaram implantes com superfície lisa, embora resultados favoráveis com esse tipo de superfície foram publicados (Friberg, *et al.*¹⁷ 2000., Stellingsma, Meijer and Ragboebar 2000⁴¹, Tawill e Younan⁴⁵ 2003) Recentemente, publicações relatando altas taxas de sobrevivências com implantes de comprimentos não tradicionais empregaram implantes com diferentes formas de rugosidade superficial (Anitua, *et al.*² 2008; Deporter, *et al.* 2001¹²; Deporter, *et al.* 2008¹³; Fugazzotto¹⁸ 2008; Gentile, Chuang and Dodson²⁰ 2004; Goené, *et al.*²² 2005; Misch, *et al.*³¹ 2006; Strietzel and Reichart⁴² 2007).

Quando o desempenho de implantes curtos foi avaliado com a de implantes longos, a sobrevivência de implantes curtos com superfícies rugosas foi considerada idêntica aquela de implantes com comprimentos tradicionais. Com relação aos implantes curtos com superfície lisa ocorreu uma diferença negativa significativa

em termos de sobrevivência, principalmente na maxila (Feldman, *et al.*¹⁵ 2004).

Do ponto de vista biomecânico uma superfície rugosa aumenta a área de dispersão das tensões em virtude do aumento da área de contato com o tecido ósseo. Sendo assim o sucesso atual com implantes curtos pode ser, em parte, associado a essa variável (Misch, *et al.*³¹ 2006).

Remodelamento ósseo inicial

Uma perda óssea inicial de 1,5mm tem sido descrita em alguns sistemas de implantes padrão Branemark e considerada normal (Figura 21) (Esposito, *et al.*¹⁴ 1998).

As consequências desse fenômeno em implantes curtos são visíveis. Cerca de 5,5mm de superfície ficará integrada com o tecido ósseo quando um implante de 7mm for utilizado (Arin³ 2006). A Figura 22 mostra esquematicamente esse efeito.

Vários fatores têm sido relacionados com o fato. Entre eles, a posição da interface intermediário-im-

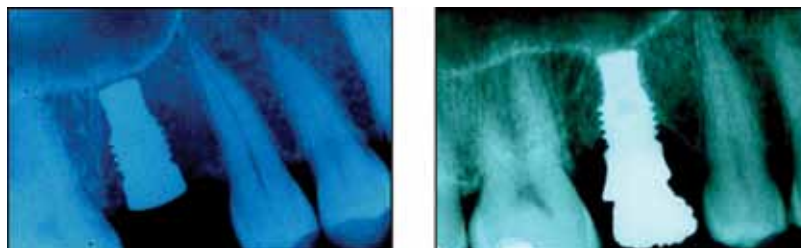


Figura 21 - Perda óssea inicial após o implante entrar em função.



Figura 22 - Um implante de 7mm reduziria sua fixação intra-óssea para algo em torno de 5,5mm em virtude da perda óssea inicial.

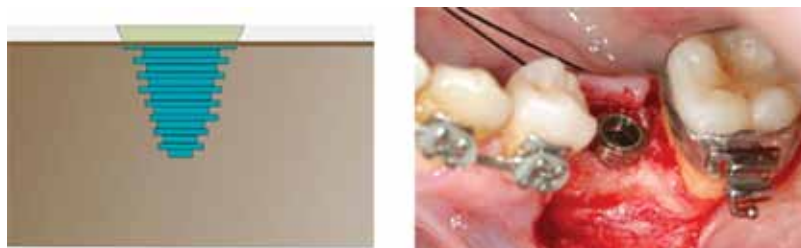


Figura 23 - Nessa situação a parte lisa do implante foi fixada acima do nível ósseo numa tentativa de reduzir o remodelamento ósseo inicial. Um implante de 8,5mm foi utilizado ao invés de um de 7mm. A inserção de rosca dentro do osso seria de 7mm e não de 5,5mm. Assim, a proporção coroa-implante seria otimizada.

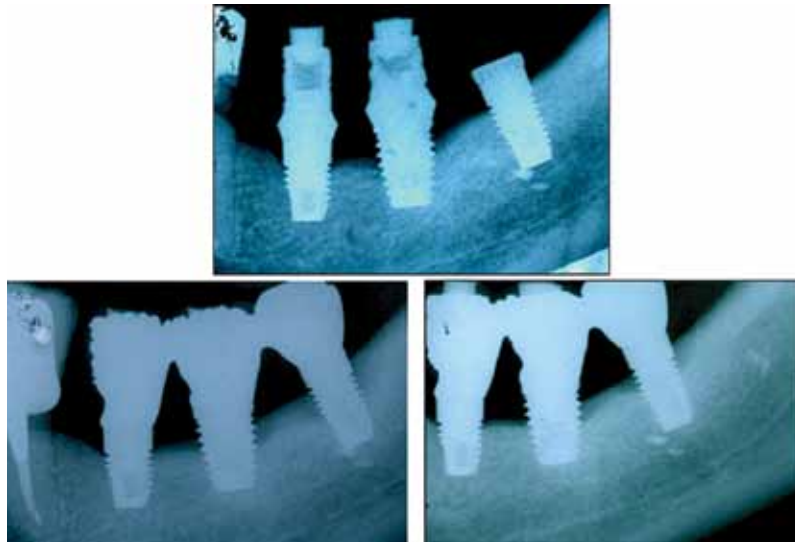


Figura 24 - A parte lisa dos implantes foram posicionados acima da crista óssea numa tentativa de reduzir a perda óssea inicial, otimizar a proporção coroa-implante e evitar dano as estruturas vâsculo-nervosas nessa área. Observe que na área do dente 35 não ocorreu alteração do nível ósseo. No implante 36 ocorreu reabsorção provavelmente devido a trauma cirúrgico e no implante 37, remodelamento devido sobrecarga.

plante em relação ao nível ósseo é determinante neste remodelamento ósseo em alguns sistemas de implantes (Hermann, *et al.*²⁴ 2000). A alteração da posição dessa interface resulta em benefícios biomecânicos como o aumento da ancoragem intraósseo, favorecendo a proporção coroa/raiz em virtude do fulcro ser deslocado coronariamente (Figuras 23 e 24) (Blanes⁶ 2009; Davarpanah, Martinez and Tecucianu¹⁰ 2000).

Design do implante e remodelamento ósseo inicial

A estrutura tridimensional de um implante com

todos os seus elementos e características define o seu design, sendo alguns aspectos considerados mais importantes como a sua forma, o tipo de retenção da prótese, presença ou ausência de roscas, macroirregularidades (Steigenga, *et al.*⁴⁰ 2003). A resposta do remodelamento ósseo pode variar de acordo com diferentes configurações da interface implante-intermediário (Cocharan, *et al.*⁷ 2009; Weng, *et al.*⁴⁹ 2008).

Projetada para facilitar o controle do biofilme bacteriano, a região lisa da plataforma dos implantes, pode ser, em parte, responsável pelo remodelamento ósseo inicial quando os implantes são submetidos à carga. A

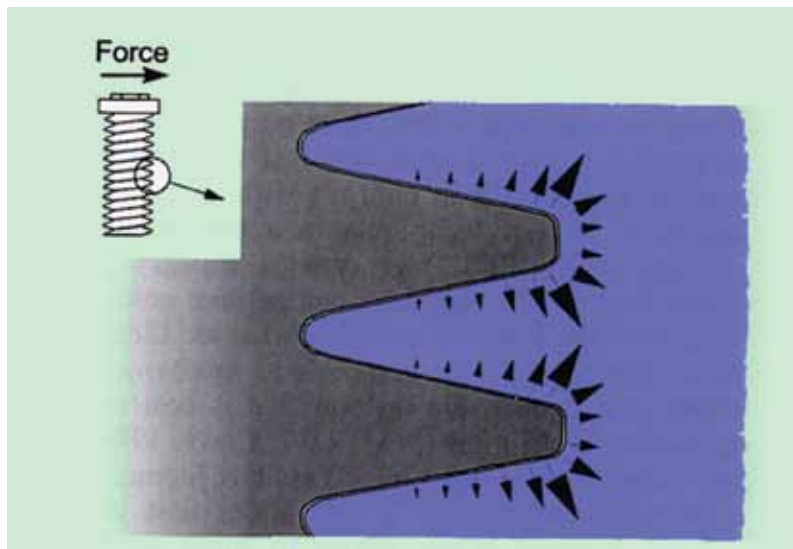


Figura 25 - A presença de roscas e/ou rugosidades favorece a ocorrência de diferentes vetores de força, resultando em tensões que estimulam a formação óssea. (Fonte: modificado de Wiskott and Belser⁵¹ 1999).



Figura 26 - Em termos biomecânicos a redução, em altura, da parte lisa do implante, favorece a produção de tensões de compressão que são mais benéficas para o tecido ósseo. O aumento da área condicionada também aumenta o contato entre o tecido ósseo e o implante, reduzindo os valores das tensões gerados. (Fonte: Bionnovation®).

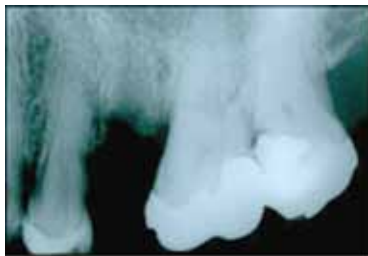


Figura 27 - Onde a qualidade óssea pode comprometer o travamento inicial do implante alterações no protocolo cirúrgico são importantes. Neste caso, para aumentar a estabilidade inicial, apenas a broca cilíndrica de 2mm foi utilizada para fixação de um implante de diâmetro de 4mm.



presença de roscas e/ou rugosidades cria um campo heterogêneo de vetores de forças durante a função, resultando na formação discreta de tensões, responsáveis pela manutenção do nível ósseo (Figura 25) (Wiskott and Belser⁵¹ 1999).

Esse pode ser o motivo que tem guiado as empresas em reduzir a altura da parte lisa dos implantes (Cosyn, et al.⁸ 2007). A Figura 26 é um exemplo dessa mudança.

Técnica cirúrgica

Quando da utilização de implantes curtos, diversas alterações do protocolo cirúrgico original foram descritas, melhorando a ancoragem e a compressão apical. Dessa forma a área de contato entre o implante e o tecido ósseo é aumentada, reduzindo a concentração de tensões (Figura 26). Entre as várias estratégias recomendadas poderiam ser citadas: (Anitua, et al.² 2008; Felice, et al.¹⁵ 2009; Fugazzoto¹⁸ 2008; Maló, Nobre and Rangert²⁸ 2007; Renouard and Nisard³⁶ 2005).

1. Uso de brocas cônicas;
2. Redução do número de osteotomias;
3. A não utilização da broca counter-sink;

4. Redução da velocidade (50rpm) na preparação do sítio cirúrgico;
5. Inserção do implante através do contra-ângulo para reduzir pressões laterais.

Conclusões

Recentemente, estudos com diferentes sistemas de implantes vêm reportando altas taxas de sobrevivência com implantes curtos, muito embora, na sua maioria, esses trabalhos fossem retrospectivos e apresentem uma amostra inferior àquela relacionada aos implantes de comprimento convencional. Esse desempenho pode ser explicado, em parte, pela observância aos princípios biomecânicos no planejamento protético-cirúrgico, entre eles:

1. A utilização de implantes com superfícies texturizadas que, aumentando a área de contato implante-osso, possibilitou uma distribuição das tensões mais adequadamente;
2. Alteração do protocolo cirúrgico visando otimizar a estabilidade inicial e a ancoragem dos implantes curtos;

3. Conduas clínicas procurando reduzir a incidência de vetores de força não axiais, diminuição das tensões, controle da sobrecarga oclusal e uma melhor distribuição das cargas no sistema prótese-tecido ósseo.

Referências bibliográficas

1. Akça, KC; Iplikçioglu, CH. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabilitation*. 2002; 29:350-356.
2. Anitua, E; Orive, G; Aguirre, JJ; Andía, I. Five-Year Clinical Evaluation of Short Dental Implants Placed in Posterior Areas: A Retrospective Study. *J Periodontol*. 2008;79:42-48.
3. Arlin, ML. Short implants as a treatment option: Results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:769-776.
4. Bernard, JP; Serge, SMSS; Pessotto, S; Vasquez ML; Belser, UC. The Anchorage of Branemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. *Clin Oral Imp Res*. 2003;14: 593-600.
5. Bidez, MW; Misch, CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992;18:264-825.
6. Blanes, RR. To what extent does the crow-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Imp Res*. 2009 (Suppl.4);20:67-72.
7. Cocharan, DL; Bosshardt, DD; Grize, L; Higginbottom, FL; Jones, AA; Jung, RE; Wieland, M; Dard, M. Bone response to loaded implants with non matching implant-abutment diameters in canine mandible. *J Periodontol*. 2009;80:609-617.
8. Cosyn, J; Sabzevar, MM; Wilde P; DeRouck T. Two-piece implants with turned versus microtextured collars. *J Periodontol*. 2007;78:1657-1663.
9. Neves, FD; Fones, D; Bernardes, SR; Prado, CJ; Neto, AJF. Short implants- An analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:86-93.
10. Davarpanah, M; Martinez, H; Tecucianu, J-F. Apical-Coronal Implant Position: Recent Surgical Proposals. Technical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15: 865-872.
11. Degidi, M; Piattelli, A; Lezzi, G; Carinci, F. Immediately loaded short implants: Analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int* 2007;38:193-201.
12. Deporter, DA; Todescan, R; Watson, PA; Pharoah, M; Pilliar, RM; Tomlinson, G. (2001). A prospective human clinical trial of endopore dental implants in restoring the partially edentulous maxilla using fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:527-536.
13. Deporter, DA; Ogiso, B; Sohn, DS; Ruljancich, K; Pharoahi, M. Ultrashort Sintered porous-surfaced dental implants used to replace posterior teeth. *J Periodontol*. 2008;79:1280-1286.
14. Esposito, M; Hirsch, JM; Lekholm, U. Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I) Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998;106:527-551.
15. Felice, P; Cannizzaro, G; Checchi, V; Marchetti, C; Pellegrino, G; Censi P; Espósito, M. Vertical bone augmentation versus 7-mm-long implants in posterior atrophic mandibles. Results of randomized controlled clinical trial of up to 4 months after loading. *Eur J Oral Implantol*. 2009; 2(1)7-20.
16. Feldaman, S; Boitel N; Weng D; Kohles SS; Sath RM. Five-year survival distributions of short-length (10mm or less) machined-surface and Osseotite® implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6:16-23.
17. Friberg, B; Grondahl, K; Lekholm, U; Branemark, PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2:184-189.
18. Fugazzotto, PA. Shorter implants in clinical practice: Rationale e treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:487-496.
19. Fugazzotto, PA; Beagle, JR; Ganeles, J; Jaffin, R; Vlassis, J; Kumar, A. Success and failure of 9mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 48 months in function. A retrospective study. *J Periodontol*. 2004;75:327-332.
20. Gentile, MA; Chuang, SK; Dodson, TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5,7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:930-937.
21. Glantz, PO; Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol* 2000. 1998; 17:119-124.
22. Goené, R; Bianchesi, C; Huerzeler, M; Lupo, RD; Testori, T; Davarpanah, M; Jalbout, Z. Performance of short implant in partial restoration: 3-year follow-up of Osseotite® implants. *Implant Dent*. 2005;14:274-280.
23. Hagi, D; Deporter, DA; Pilliar, RM; Arenovich, T. A targeted review of study outcomes with short(≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol*. 2004;75: 798-804.
24. Hermann, JS; Buser, D; Schenk, RK; Cochran, DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2000;71:1412-1424.
25. Himmlová, L; Dostálová, T; Kácovský, A; Konvicková, S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91:20-25.
26. Isidor, F. Influence of forces in peri-implant bone. *Clin Oral Imp Res*. 2006;17(suppl. 2)8-18.
27. Lum, LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17:126-131.
28. Maló, P; Nobre, MA; Rangert, Bo. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 year of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9:15-21.
29. Misch, CE; Bidez, MW. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. *J Oral Implantol*. 1994;15:1330-1343.
30. Misch, CE; Goodacre, CJ; Finley, JM; Misch, CM; Marinbach, M; Dabrowsky, T; English, CE; Kois, JC; Cronin, RJ. Consensus conference panel report: Crow-height space guidelines for implant dentistry-part I. *Implant Dent*. 2005;14:312-321.
31. Misch, CE; Steigenga, J; Barbosa, E; Dietsch, FM; Cianciola, LJ; Kazor, C. Short dental Implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77:1340-1347.
32. Nadir, R; Bischof, M; Briaux, JM; Beyer, S; Moncler, SS; Bernard, J-P. A 7-year life table analysis from a prospective study no ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Imp Res*. 2004;15:150-157.
33. Pierrisnard, L; Renouard, F; Renault, P; Barquinins, M. In-

- fluence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:254-262.
34. Rangert, B; Jemt, TM; Jorneus, L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4: 241-247.
35. Rangert, B; Sullivan, RM; Jemt, TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-370.
36. Renouard, F; Nisard, D. Short implants in the severely resorbed maxilla: A 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(suppl 1):104-110.
37. Renouard, F; Nisard, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp Res.* 2006;17(suppl):35-51.
38. Romeo, E; Chisolfi, M; Rozza, R; Chiapasco, M; Lops, D. Short (8mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: A 3-14 year longitudinal study. *Int J Prosthodontic.* 2006;19:586-592.
39. Sahin, S; Cehreli, M; Yalçin, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prosthesis—a review. *J Dentrist.* 2002;30:271-282.
40. Steigenga, JT; Al-Shammari, KF; Nociti, FH; Misch, CE; Wang, H-I. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12:306-317.
41. Stellingsma, C; Meijer, HJA; Ragboebar, GM. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: A five-year retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58:382-387.
42. Strietzel, FP; Reichart, PA. Oral rehabilitation using Camlogs screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clin Oral Imp Res.* 2007;18:591-600.
43. Sütüpedeler, M; Ecker, SE; Zobitz, M; An, K-N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:819-825.
44. Tada, S; Stegaroiu, R; Kitamura, E; Miyakawa, E; Kusakari, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:357-368.
45. Tawill, G; Younan, R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:894-901.
46. Tawill, G; Aboujaoude, N; Yonan, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:275-282.
47. Weinberg, LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:19-31.
48. Weinberg, LA. Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *Int J Prosthodont.* 1998;11:55-69.
49. Weng, D; Nagata, MJH; Bell, M; Bosco, AF; De Melo, LGN; Richter, E-J. (2008). Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Imp Res;* 19, 2008; 1141-1147.
50. Winkler, S; Morris, HF; Ochi, S. Implant Survival to 36 Months as Related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5:22-31.
51. Wiskott, HWA; Belser, UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Imp Res.* 1999;10:429-444.