

PRISCILLA SILVA RIBEIRO

FATORES DE RISCO MECÂNICOS E BIOMECÂNICOS
DAS PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-
SUPPORTADAS POSTERIORES EM SEGMENTO RETO

BELO HORIZONTE

2010

PRISCILLA SILVA RIBEIRO

FATORES DE RISCO MECÂNICOS E BIOMECÂNICOS
DAS PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-
SUPPORTADAS POSTERIORES EM SEGMENTO RETO

Monografia apresentada ao Curso de
Especialização em Prótese Dentária da FO-
UFMG, como requisito para obtenção de título
de Especialista.

Orientador: Marcos Dias Lanza

BELO HORIZONTE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS
GERAIS
2010

R484f Ribeiro, Priscilla Silva
2010 Fatores de risco mecânicos e biomecânicos das próteses parciais fixas
MP implanto-suportadas posteriores em segmento reto / Priscilla Silva Ribeiro,
2010.
20 f.
Orientador: Marcos Dias Lanza
Monografia (Especialização)- Universidade Federal de Minas Gerais,
Faculdade de Odontologia.
1. Prótese parcial fixa. 2. Fatores de risco. I. Lanza, Marcos Dias.
II. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia.
III. Título.

BLACK D3321

PRISCILLA SILVA RIBEIRO

**FATORES DE RISCO MECÂNICOS E BIOMECÂNICOS
DAS PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-
SUPPORTADAS POSTERIORES EM SEGMENTO RETO**

Belo Horizonte/MG, 09 de março de 2010.

Banca Examinadora (NOME E ASSINATURA):

Agradeço a meu orientador, Marcos Dias Lanza, pelos conhecimentos adquiridos, a meus familiares, pelo apoio sempre presente na obtenção de meus objetivos, e a Gustavo Rosa, pela ajuda na correção e formatação final deste trabalho.

RESUMO

Objetivo-se no presente trabalho, por meio de uma revisão de literatura, avaliar e enumerar os fatores de risco mecânicos e biomecânicos das próteses parciais fixas implanto-suportadas posteriores em segmento reto. Um diagnóstico correto e a elaboração do plano de tratamento são preponderantes para avaliação dos fatores de risco. A utilização de um *checklist* foi proposta para auxiliar na busca destes fatores. Reabilitações em pacientes onde serão realizadas próteses parciais fixas implanto-suportadas posteriores em segmento reto devem ser criteriosamente planejadas, uma vez que são susceptíveis à flexão de cargas, prevenindo, assim, complicações e falhas dos implantes.

ABSTRACT

The aim of this project is to evaluate and enumerate the mechanical and biomechanical risk factors of implant-supported fixed partial prosthesis posterior in straight segment by doing a literature revision. A correct diagnosis and a elaboration of a treatment plan are essential to evaluate risk factors. The utilization of a check list was suggested to help in the search for risk factors. Rehabilitation of patients who will be submitted to an implant-supported fixed partial prosthesis posterior in straight segment should be discerningly planned, as this is very susceptible to load flexion, thus preventing complications and implant imperfections.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	7
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	9
2.1. Fatores De Risco Biomecânicos.....	9
2.2. Fatores De Risco Mecânicos.....	12
3. DISCUSSÃO.....	16
4. CONCLUSÃO.....	18
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	19

1. INTRODUÇÃO

Devido a um crescente aumento da procura por implantes dentários, faz-se necessário um aprofundamento constante do profissional frente às inovações a cerca da implantodontia. O uso de implante, hoje, é o tratamento de escolha para o edentulismo.

Para isso, é preciso levar em consideração diversos fatores até o processo final de elaboração de um plano de tratamento. Este plano é precedido de um diagnóstico, onde o exame clínico é realizado seguindo uma seqüência lógica, até a definição dos meios a serem executados para se atingir o objetivo do tratamento.

Para os autores Renouard e Rangert (2008), um exame clínico confiável baseia-se na avaliação sistemática de muitos parâmetros simples. Ele utiliza uma série de *checklists*, que permite tornar mais segura a prática da implantodontia e auxilia a busca de fatores de risco.

O plano de tratamento para pacientes parcialmente dentados é crítico na obtenção de resultados ótimos. Muitos fatores devem ser rotineiramente considerados durante o processo de planejamento numa tentativa de melhorar a previsibilidade do tratamento. Os reguladores do tratamento são os fatores principais que influenciam a presença ou ausência do risco para um resultado bem-sucedido. Cada regulador é caracterizado por fatores de risco capazes de reduzir a qualidade do tratamento (Morton e Ganeles, 2009).

Dessa maneira é possível estabelecer o perfil de risco individual de cada paciente para receber implantes dentários, determinando as limitações de cada caso. A dificuldade neste tipo de tratamento reside essencialmente na possibilidade de identificar os pacientes de risco, onde as taxas de fracasso e complicações são nitidamente superiores à média.

Complicações causadas por carregamento oclusal podem influenciar o prognóstico das reconstruções protéticas parciais e unitárias. A carga oclusal pode ultrapassar a capacidade de tolerância mecânica e biológica das próteses ou dos implantes osseointegrados, causando falhas mecânicas ou falha na osseointegração. Se isso ocorrer, a carga pode ser definida como sobrecarga (Isidor, 2006).

Uma breve abordagem acerca de propriedades mecânicas faz-se oportuna ao entendimento do sistema de transmissão de forças ao complexo prótese/implante/osso, uma vez que fatores como variações biológicas de cada indivíduo, tipo de dentição antagonista, tipo de prótese se unitária ou múltipla, material utilizado para confecção da prótese, posição do implante, são de grande relevância para se optar por um padrão oclusal. A necessidade de conhecimentos dos aspectos biomecânicos em implantes é essencial para que se estabeleça uma estratégia de tratamento em que as forças oclusais sejam dissipadas da melhor maneira possível (Santos et al, 2007).

Neste estudo abordaremos alguns fatores de risco mecânicos e biomecânicos a serem considerados na reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos em segmento posterior.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Fatores De Risco Biomecânicos

Uma das 4 (quatro) causas de fracassos tardios em implante, ou seja, falhas ocorridas geralmente depois de um ano de inserção do implante ou quando o processo de osseointegração já está completado e a função do implante estabelecida, uma está relacionada com problemas biomecânicos devido ao design e confecção da prótese. (Tolstunov, 2006). Maia et al (2009) afirma que o desajuste entre a base do implante e o pilar protético representa um risco biomecânico, possibilitando a submissão do conjunto à cargas indesejáveis.

Segundo Renouard e Rangert (2008), a maior parte das complicações em implantodontia tem uma origem biomecânica. Os afrouxamentos dos parafusos, descimentações e fraturas são alguns dos problemas, entre outros, que podem ocorrer a curto, médio e longo prazos.

Existem diferenças biomecânicas no tratamento com implantes, em situação de edentulismo de arco completo comparados com edentulismo parcial em segmento posterior. As próteses parciais não se beneficiam da estabilização do cruzamento dos arcos e, portanto são mais susceptíveis a flexão de cargas (Rangert, 1997).

A colocação de implantes em arco completo, definida pelo rebordo alveolar, permite axialização de forças no implante que neutralizam os contatos laterais. Entretanto, esta capacidade de suporte não está presente em próteses de pequena extensão, devido ao fato dos implantes serem colocados em linha, levando a uma susceptibilidade de flexão dos implantes (Rangert, 1997).

No entanto, com o aumento de conhecimentos específicos sobre as diretrizes biomecânicas indicadas em restaurações parciais posteriores, recomendações detalhadas sobre como evitar sobrecarga nessas situações têm sido enfatizadas (Rangert, 1997).

Para Rangert (1997), a frequência de sobrecarga no implante em restaurações parciais posteriores é baixa, e com um plano de tratamento apropriado, sobrecarga nessas situações é quase sempre prevenida. Um procedimento de *checklist* foi proposto para ajudar o clínico a enumerar e avaliar fatores de carga deletérias, permitindo a ele avaliar com certa antecedência pacientes que apresentam

fatores de risco em potencial, evitando assim situações de sobrecarga durante a execução da prótese parcial posterior implanto-suportada (Rangert, 1997).

De acordo com Renouard e Rangert (2008) e Rangert (1997), é possível definir muitos tipos de fatores de risco biomecânicos:

- 1- Fatores de risco geométricos: número de implantes, posição relativa do implante e a forma da prótese.
- 2- 2- Fatores de risco oclusais: problemas associados às forças aplicadas sobre os componentes (em especial as laterais), assim como os hábitos parafuncionais do paciente.
- 3- Fatores de risco ósseos: estabilidade inicial do implante, assim como o pequeno diâmetro do implante em relação ao tipo de espaço edêntulo.
- 4- Fatores de risco tecnológicos: problemas de adaptação da prótese e prótese cimentada.
- 5- Sinais de alerta: sinais que aparecem durante a função e indicam uma situação de sobrecarga oclusal da prótese.

O número e a posição dos implantes definem a capacidade de suporte geométrico da prótese. Uma mesma prótese com a mesma carga oclusal pode exercer diferentes níveis de estresse nos implantes e suporte ósseo, dependendo do número de implantes e configuração utilizados (Rangert, 1997).

O número ideal de implantes é dado pelo número de unidades radiculares (UR) perdidas, e não somente pelo número de dentes perdidos. Assim, um canino vale 1 UR, enquanto um molar vale 2 UR (Renouard e Rangert, 2008).

O posicionamento dos implantes sobre uma linha reta, para restaurações posteriores, favorece o desenvolvimento de forças laterais nocivas sobre estes, não permitindo resistir de modo eficaz as forças oclusais desenvolvidas durante os movimentos de lateralidade. Com o intuito de melhorar a distribuição da carga durante as forças laterais, os implantes são colocados em triploidização, permitindo distribuir as forças essencialmente ao longo eixo dos implantes, o que representa uma situação muito favorável (Rangert, 1997).

Para Rangert (1997) e Renouard e Rangert (2008), próteses em cantiléver devido a uma extensão mesial ou distal, ou deslocamento dos implantes (bucal ou linguo-oclusal) distante do centro da coroa protética, criam um braço de alavanca

levando a um alto risco de afrouxamento do parafuso ou fratura dos componentes protéticos.

Com relação à proporção coroa/implante, Rangert (1997) e Renouard e Rangert (2008) afirmam que uma altura excessiva da coroa pode aumentar a carga nos implantes, devido a criação de um braço de alavanca desfavorável, resultando em alto risco de perda da crista óssea peri-implantar. Em contrapartida Blanes (2009), Sanz e Naert (2009) chegaram à conclusão de que essa proporção não influencia a perda de crista óssea peri-implantar em reabilitações com implantes. Além disso, não existem dados para avaliar a relação entre a proporção coroa/implante e taxas de sobrevivência dos implantes ou ocorrências de complicações técnicas ou biológicas nas restaurações implanto-suportadas.

O uso de implantes curtos para Renouard e Nisand (2005) pode ser considerado uma alternativa, em casos de reabsorções severas, comparado com procedimentos cirúrgicos de enxerto ósseo.

Akça et al (2003), mostrou em seu estudo que o estresse no implante era concentrado mais no colar e nas primeiras roscas e diminuía homogeneamente para apical. Também por sua vez, quando uma força é aplicada num ângulo de 30° (trinta graus) (movimento de lateralidade) sobre um implante, as pressões concentram-se nos primeiros milímetros em torno do seu colo, mostrando que o uso de implantes longos não melhora a distribuição das pressões em relação a um implante curto (Renouard, 2008).

Algumas vantagens cirúrgicas dos implantes curtos quando comparados com implantes longos: menor risco de perfuração do seio maxilar e de parestesia mandibular; menor necessidade de enxertia óssea; menor morbidade; e um procedimento cirúrgico menos honeroso (Silva et al, 2009).

Regiões com reduzida altura óssea são favorecidas com o uso de implantes curtos não só por suas dimensões, mas também pelo tratamento de superfície, sugerindo um fator importante para altas taxas de sucesso (Silva et al, 2009).

O uso de implantes de diâmetro reduzido e ocos, segundo Schwarz (2000), deve ser realizado com cautela, principalmente em restaurações posteriores, onde os implantes são submetidas à cargas pesadas. Renouard e Rangert (2008), afirma também que o uso de implantes de diâmetro reduzidos na região posterior representa uma situação de risco importante.

Já o uso de implantes de diâmetro largo, para Boggan et al (1999), poderia reduzir a probabilidade de fratura do componente a longo prazo. Segundo Iplikçioğlu e Akça (2002), baixos níveis de estresse foram observados em implantes de diâmetro largo. Compartilhando da mesma idéia, Renouard e Rangert (2008) afirma que implantes de diâmetro largo apresentam uma melhor resistência mecânica e são mais eficazes para suportar carga.

2.2. Fatores De Risco Mecânicos

Segundo Salvi (2009), a definição de risco mecânico é uma complicação ou falha dos componentes pré-fabricados causados por forças mecânicas.

Atualmente existem cerca de 20 (vinte) variações geométricas da interface *abutment*/implante diferentes disponíveis. Essa geometria é de extrema importância porque é um determinante primário para previsibilidade e estabilidade do sistema protético, definindo o sucesso das próteses implanto-suportadas (Binon, 2000). Maia et al (2009) por sua vez, afirma que a longevidade da osseointegração pode ser influenciada negativamente por alguns fatores como, por exemplo, a adaptação entre a plataforma do implante e o pilar protético.

O design da conexão desempenha um papel importante na resistência dos sistemas de implantes (Möllersten et al, 1997); E falhas mecânicas, tais como afrouxamento e/ou fratura do parafuso oclusal, parafusos do *abutment* ou mesmo do próprio *abutment* estão relacionadas com o tipo de design da conexão, sendo que a fratura do implante é uma das falhas mecânicas que compromete seriamente a longevidade do tratamento (Akça et al, 2003).

A maior parte de dados clínicos a longo prazo relatados na literatura envolvem o hexágono externo. Isso é resultado de sua grande utilização e aplicação clínica, juntamente com o nível de complicações relatadas e também do esforço para encontrar soluções. (Binon, 2000).

No contexto original, o hexágono externo foi utilizado para restaurar arco completamente edêntulo, onde os implantes eram unidos com uma estrutura rígida de metal e se tinha um bom desempenho clínico. Estabilidade a longo prazo requer adaptação precisa da estrutura e adesão aos princípios mecânicos básicos. Em restaurações unitárias e edentulismo parcial, a conexão é exposta a grandes

aplicações de carga. Como resultado, o parafuso de retenção não era mais protegido do estresse e ficava sujeito a cargas de flexão abrindo a junção e afrouxando o parafuso. (Binon, 2000)

Branemark notou essa deficiência e recomendou que a conexão de hexágono externo deveria ter uma altura mínima de 1,2 mm para oferecer estabilidade lateral e rotacional, para restaurações unilaterais. No entanto, o desenho original de 0,7 mm e seus inúmeros clones manteve-se inalterado até recentemente, quando hexágonos mais amplos e altos foram introduzidos (Binon, 2000).

Binon (2000) relatou ainda que complicações no sistema de hexágono externo consiste primariamente no afrouxamento do parafuso, variando de 6% (seis por cento) a 48% (quarenta e oito por cento).

Para Merz et al (2000), o sistema de implante de hexágono externo parece ser mais propenso a afrouxamento do parafuso, uma vez que componentes de forças externas, exceto a força compressiva axial, são concentradas principalmente no parafuso do *abutment*.

Ding et al (2003) afirmou que aumento do afrouxamento do parafuso, fratura de componentes e dificuldade de assentamento do *abutment* em tecidos subgengivais são problemas comuns quando se trabalha com hexágono externo.

Conexões de hexágono externo apresentam menor resistência rotacional nos movimentos laterais e também apresentam um microgap próximo ao osso, onde são referidas situações de sobrecarga na plataforma do implante (Lanza, 2008).

Uma variedade de conexões foram desenvolvidas para superar as limitações do sistema de hexágono externo, dentre elas, o sistema de hexágono interno e o cone morse (Binon, 2000).

Existem várias configurações de hexágono interno disponíveis. A conexão interna oferece uma redução na altura da plataforma de restauração, assentamento mais fácil dos componentes, excelente resistência à cargas laterais, resistência na abertura da junção, proteção do parafuso do *abutment*, selamento microbiano e resistência ao afrouxamento do parafuso com alta estabilidade (Binon, 2000).

A conexão cônica de 8° (oito graus) originou-se com o Grupo ITI na Suíça e resultou em uma conexão mais estável mecanicamente, firme e com características de auto bloqueio. O torque de afrouxamento para conexões da ITI foi muito maior, cerca

de 124% (cento e vinte e quatro por cento), do que o torque de apertamento original (Sutter et al, 1993).

Em seu estudo, Norton (1997) conclui que a incorporação de conexão cônica entre *abutment* e implante aumenta drasticamente a capacidade do sistema em resistir a forças de flexão, quando comparado com sistema de hexágono externo.

Merz et al (2000), em seu estudo, no qual usou testes de carga e modelo de elemento finito tri-dimensional, também constatou que conexão cônica de 8° (oito graus) é mais estável mecanicamente do que conexão com hexágono externo.

Maeda et al (2006) sugeriu, mesmo com as limitações do modelo de estudo, que conexões com hexágono interno mostravam uma dispersão na distribuição de forças descendente no ápice do implante comparado com o hexágono externo.

Afrouxamentos de componentes nos conjuntos com conexões cônicas internas são menores do que com outras conexões (Soares et al, 2009).

A profundidade da conexão nos sistemas de implante parece desempenhar também uma importância significativa na resistência de cargas de flexão. Sistemas com conexões rasas suportam menos forças de flexão do que sistemas com conexões profundas (Mollersten et al, 1997).

Uma carga de compressão de flexão é um tipo de carga que produz alto nível de estresse dentro da interface *abutment*-implante. Ding et al (2003) avaliou implantes cone morse com modificações internas e demonstrou que estes podem resistir forças em excesso e que não ocorreu redução significativa na resistência da conexão mesmo com as alterações.

Freitas et al (2009), em seu estudo de revisão da literatura, concluiu que implantes cone morse apresentavam vantagens como: maior estabilidade mecânica e resistência a movimentos rotacionais; distribuição uniforme das forças exercidas sobre o *abutment* e melhor transmissão das mesmas para o tecido ósseo; redução da tensão exercida sobre o parafuso e, conseqüentemente, diminuição da possibilidade de afrouxamento do mesmo; redução do *gap* com diminuição da possibilidade de invasão bacteriana na interface implante-abutment; e baixo potencial de perda óssea com preservação da integridade do espaço peri-implantar.

Em um planejamento de próteses unitárias, parciais e/ou múltiplas, devemos optar primeiro em escolher o tipo de sistema de retenção ideal que melhor se adapte à situação clínica (hexágono externo, hexágono interno, cone Morse), e, dessa forma,

definir qual o tipo de prótese a ser confeccionada (cimentada e/ou aparafusada), como fator decisivo de sucesso a longo prazo de uma prótese fixa implanto-suportada (Lanza, 2008).

3. DISCUSSÃO

A taxa de sucesso clínico a longo prazo está diretamente ligada a um bom planejamento clínico, o qual fatores de risco mecânicos e biomecânicos são bem analisados individualmente, antes da execução do trabalho propriamente dito.

Uma conexão confiável entre *abutment* e implante, juntamente com desenho adequado da oclusão e uma osseointegração estável são importantes condições para um funcionamento apropriado e estabilidade das restaurações com implantes (Merz et al, 2000).

A importância da reabilitação em pacientes parcialmente edêntulos em segmento posterior, se deve ao fato, principalmente da região de molares está exposta à forças de mastigação 3 (três) vezes maior em comparação com a região anterior. Dessa forma, se existe a presença de algum fator de risco, como por exemplo, incidência de forças oclusais adversas (cargas laterais) pode resultar em complicações mecânicas (Schwarz, 2000).

Através da análise dos estudos, a maioria é unânime em afirmar que uma conexão interna cônica é mecanicamente mais estável que uma conexão de hexágono externo. As conexões internas apresentam melhores resultados clínicos, suportando aplicações prolongadas de forças laterais (Akça et al. 2003). Contudo, a transição para conexão de hexágono interno tem sido gradual, mas profunda. Com a excelente variedade de novas interfaces disponíveis é improvável que as conexões de hexágono externo sobrevivam por muito tempo no novo milênio (Binon, 2000).

Para Iplikçioğlu e Akça (2002), a confecção de uma prótese fixa implanto-suportada na região posterior, onde faltam 3 (três) dentes e fatores de risco em potencial são ausentes, o tratamento proposto com a colocação de 2 (dois) implantes de diâmetro 4.1 mm e altura mínima de 8 mm é previsível.

Com o uso de conexões mecanicamente mais estáveis, como o cone morse, a necessidade de triploidização recomendada para implantes de hexágono externo, pode ser descartada, mesmo na presença de forças oclusais fora do eixo (Schwarz, 2000).

Graças ao avanço tecnológico e pesquisas realizadas no âmbito da terapia com implantes, situações que antes eram consideradas de alto risco podem ser solucionadas com boa previsibilidade. Alterações no design dos implantes, melhorando questões estéticas e funcionais; uso de implantes curtos de diâmetro largos ou convencionais; tipos de tratamento de superfície dos implantes e simplificação dos protocolos cirúrgicos são alguns exemplos de alterações que oferecem ao cirurgião dentista meios para tratar estas situações.

Ótima distribuição de implantes; cargas ao longo eixo do implante; número, diâmetro e altura apropriados; eliminação de cantilévers; precisão na adaptação da prótese e controle das cargas oclusais são igualmente importantes na área clínica e devem ser levados em consideração para alto nível de sucesso a longo prazo (Binon, 2000).

4. CONCLUSÃO

- O uso de *checklist* elaborado auxilia na identificação dos fatores de risco.
- O segmento posterior (principalmente região de 1° molar e 2° pré-molar) é submetido a altas concentrações de carga oclusal.
- O uso de conexões de hexágono interno é clinicamente mais favorável nas próteses parciais.
- O número de implantes, diâmetro, comprimento, bem como o seu posicionamento são determinados em função das exigências biomecânicas apropriadas ao tipo de espaço edêntulo considerado.
- O uso de implantes curtos é uma opção de tratamento, em casos de reabsorções severas. Implantes de diâmetro largo apresentam melhor resistência mecânica.
- O sucesso do implante é multifatorial, sendo dependente de fatores do hospedeiro, da habilidade do profissional na realização da cirurgia e da reabilitação protética.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AKÇA, K.; ÇEHRELI, M.C.; IPLIKÇIOĞLU, H. Evolution on of the mechanical characteristics of the implant-abutment comples of a reduced – diameter morse – taper implant. *Clin. Oral Impl. Res.* v. 14, p. 444-454, 2003.
2. BINON, P.P. Implants and Components: entering the new millennium. *The Int. J. Oral Maxil. Impl.*, v. 15, n. 1, p. 76-95, 2000.
3. BLANES, R.J. To what extent does the crown – implant ratio affect the survival and complications of implant – supported reconstructions? A septematic review. *Clin. Oral Impl. Res.* v. 20 (suppl. 4), p. 67-72, 2009.
4. BOGGAN, R.S. *et al.* Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J. Prosthet Dent.*, v. 82, n. 4, p. 436-440, 1999.
5. DING, T.A. *et al.* Evolution of the ITI Morse Taper Implant/ Abutment Design with an Internal Modification. *Int. J. Oral Maxillo Fac. Implants*, v. 18, n. 6, p. 865-872, 2003.
6. FREITAS, C. V. S. *et al.* Estudo comparativo das propriedades de conexões implante-abutment do tipo hexágono externo e cone-morse. *Impl. News*, v. 6, n. 6, p. 663-671, 2009.
7. IPLIKÇIOĞLU, H.; AKÇA, K. Comparative evolution of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dentistry*, v. 30, p. 41-46, 2002.
8. ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin. Oral Impl Res.*, v. 17 (Suppl. 2), p. 8-18, 2006.
9. LANZA, M. D.; LANZA, M. D. S. *Crítérios da mecânica dos implantes: o que mudou?* [online]. Belo Horizonte, MG: Sociedade Brasileira de Reabilitação Oral, Dez. 2008. Disponível em: http://www.sbro.com.br/artigos/CRITERIOS_DA_MECANICA_DOS_IMPLANTE_O_que_mudou.pdf. Acesso em: 25 jan. 2010.
10. MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. *In Vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J. Oral Rehabilitation*, v. 33, p. 75-78, 2006.
11. MAIA, B. G. F. *et al.* Avaliação da interface implante/pilar intermediário em conexões do tipo cone-morse através do método de microscopia eletrônica de varredura. *Impl. News*, v. 6, n. 6, p. 625-629, 2009.
12. MERZ, B.R.; NUNENBART, S.; BELSER, C. Mechanics of the Implants- Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. *Int. J. Oral Maxillo Fac Implants*, v. 15, n. 4, p. 519-526, 2000.

13. MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDÉN, L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent*, v. 78, n. 6, p. 582-591, 1997.
14. MORTON, D.; MARTIN, W. C.; BUSER, D. Princípios gerais de avaliação pré-tratamento e planejamento para os pacientes parcialmente dentados que recebem implantes dentários. In: MORTON, D.; GANELES, J. *ITI Treatment Guide: Protocolos de carga em Implantodontia/ Pacientes Parcialmente Dentados*. São Paulo: Quintessence, 2009. vol. 2, cap. 3, p. 19-27.
15. NORTON, M.R. An in vitro evolution of the strength of an internal conical interfacial in implant design. *Clin. Oral. Implant Res.* v. 8, p. 290-298, 1997.
16. RANGERT, B.; SULLIVAN, R.M.; JEMT, T.M. Load Factor Control For Implants in the Posterior Partially Edentulous Segment. *Int. J. Oral Maxillo Fac. Implants*, v. 12, n. 3, p. 360-370, 1997.
17. RENOUEARD, F., NISAND, D. Short Implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin. Oral Impl. Res.*, v. 7 (Suppl. 1), p. 104-110, 2005.
18. RENOUEARD, Franck; RANGERT, Bo. Fatores de Risco Biomecânico. In: RENOUEARD, Franck; RANGERT, Bo. *Fatores de Risco em Implantodontia: análise clínica simplificada para um tratamento previsível*. 2ª Ed. São Paulo: Quintessence, 2008. Cap. 3, p. 33-56.
19. SALVI, G.E.; BRÄGGER. Mechanical and Technical Risks in Implant Therapy. *Int. J. Oral Maxillo Fac Implants*, v. 24 (suppl), p. 69-85, 2009.
20. SANTOS, L. B. et al. Aspectos biomecânicos das próteses sobre implantes. *Odont. Clin. Cientif.*, v. 6, n. 1, p. 13-18, 2007.
21. SANZ, M.; NAERT, I. Biomechanics/ Risk management (Working Group 2). *Clin. Oral. Impl. Res.*, v. 20 (Suppl. 4), p. 107-111, 2009
22. SCHWARZ, M.S. Mechanic complications of dental implants. *Clin. Oral Impl. Res.* v. 11 (suppl.), p. 156-158, 2000.
23. SILVA, A. A. P. et al. Implantes curtos. *Impl. News*, v. 6, n. 6, p. 649-653, 2009.
24. SOARES, M. A. D. et al. Estudo comparativo entre as diferentes conexões para implantes dentários. *Impl. News*, v. 6, n. 6, p. 685-691, 2009.
25. SUTTER, F. et al. The New Restorative concept of the ITI Dental Implant System: Design and Engineering. *Int. J. Periodont. Rest. Dent*, v. 13, n. 5, p. 409-431, 1993.
26. TOLSTUNOV, L. Dental Implant Success – Failure Analysis: a concept of Implant Vulnerability. *Implant Dent*, v. 15, n. 4, p. 341-346, 2006.