

# CONEXÕES IMPLANTE-ABUTMENT

Roberta Pires Dias<sup>1</sup>

Luis Eduardo Marques Padovan<sup>2</sup>

Marcelo Matida Hamata<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Professora do Curso de Especialização em Implantodontia do HRAC/USP, Bauru/SP; Mestre em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo (FOB/USP), Bauru/SP; especialista em Prótese pela Pontifícia Universidade Católica (PUC), Rio de Janeiro/RJ e em Implantodontia pela APCD, Bauru/SP; Coordenadora do Curso de Especialização em Implantodontia da Sociedade de Promoção Social do Fissurado Labiopalatal (PROFIS), Bauru/SP.

<sup>2</sup>Professor Doutor Assistente das Disciplinas de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da Universidade Sagrado Coração, Bauru/SP.

<sup>3</sup>Aluno do curso de especialização em Implantodontia do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo (HRAC/USP), Bauru/SP.

Recebido em: 20/11/2008  
Aceito em: 01/6/2009

DIAS, Roberta Pires, PADOVAN, Luis Eduardo Marques e HAMATA, Marcelo Matida. Conexões implante-*abutment*. *Salusvita*, Bauru, v. 28, n. 3, p. 277-288, 2009.

## RESUMO

O sucesso em longo prazo dos implantes osseointegrados tem sido bem estabelecido na literatura. Entretanto, um problema mecânico comumente associado com implantes em restaurações unitárias é a instabilidade na interface implante-*abutment*. Assim, o objetivo deste trabalho foi realizar, por meio de uma revisão bibliográfica, um estudo comparativo entre os vários tipos de conexões externas e internas disponíveis, na tentativa de estabelecer qual tipo de conexão apresenta um melhor comportamento biomecânico em próteses unitárias. Concluiu-se que deve haver uma avaliação criteriosa das características de cada sistema e de cada marca comercial. Quanto menor a tolerância durante a fabricação dos componentes, mais precisa e estável será a interface implante-*abutment*. Além disso, um sistema mais resistente muitas vezes não é o melhor sistema, pois devemos sempre levar em conta a tolerância biológica. A tolerância ao estresse deve ser menor no complexo implante-prótese, preferencialmente no parafuso, do que no tecido ósseo adjacente.

**Palavras-chave:** Implantes osseointegrados. Conexões internas e externas. Próteses unitárias.

## ABSTRACT

*The long-term success of dental implants has been very established in the literature. However, a mechanical problem commonly associated to single implant is the implant-abutment interface instability, specifically the screw loosening or fractures. In this way, the purpose of this article was to accomplish, through a review of literature, a comparative study among the several types of external and internal connections available, attempting to establish which connection type presents better biomechanical behavior in single tooth restorations. It was concluded that a careful evaluation of the features of each system and manufacturers. The smaller the tolerance during components fabrication, the more accurate and stable will be the implant-abutment interface. Besides, many times, a more resistant system is not the best system because the biologic tolerance is very important. The stress tolerance must be smaller in the implant-prosthesis complex, mainly in the screw, than in the bone around.*

**Keywords:** *Osseointegrated implants. Internal and external connections. Single tooth restoration.*

## INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados surgiram originalmente para reabilitar pacientes edêntulos, mas logo passaram a fazer parte dos planejamentos de próteses parciais e, posteriormente, de próteses unitárias (AVIVI-ARBER E ZARB, 1996; SALINAS; SADAN, 1998; LENCHEWSKI, 2001).

Um problema mecânico comumente relatado e que afeta principalmente as restaurações com implantes unitários é a instabilidade na junção implante-abutment (I-A), especificamente, o afrouxamento ou fratura do parafuso do abutment ou de fixação da prótese (JEMT ET AL., 1990; 1993).

Diversos fatores podem influenciar na estabilidade da junção I-A. Estes incluem torque, pré-carga e desenho do implante (KRAUSER et al., 1991; BAUFOR E O'BRIEN, 1995). Além disso, fatores como fadiga do parafuso e a desadaptação dos componentes afetam a pré-carga e a estabilidade da junção. Quando há desadaptação na junção I-A ou quando há contaminação por detritos, a pré-carga é significativamente reduzida (PATTERSON E JOHNS, 1992; BURGLETTE ET AL., 1994; KITAGAWA et al., 2006).

Desde a introdução do sistema Brånemark, a extensão hexagonal na porção coronal do implante foi gradualmente transformada de um

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-abutment.  
Salusvita, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-*abutment*.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

dispositivo auxiliar para colocação cirúrgica dos implantes em um mecanismo anti-rotacional em próteses unitárias (JEMT et al., 1986; BEATY, 1994). A estabilidade dessa junção, segundo Binon (1994), está diretamente relacionada à quantidade de liberdade rotacional entre as configurações hexagonais do implante e do *abutment*, afirmando que uma rotação menor que cinco graus é desejável para que se tenha uma ótima estabilidade. A altura da extensão hexagonal também é um fator significativo na estabilidade anti-rotacional, sendo que para alcançar um efeito anti-rotacional ótimo, a extensão teoricamente deveria ter uma altura mínima de 1,2mm (BEATY, 1994). Outro fator importante é a geometria hexagonal externa e a largura da plataforma de assentamento. Segundo Boggan et al. (1999), os implantes de largo diâmetro (5,25 mm) e com maiores extensões do hexágono externo obtiveram os melhores resultados quanto à estabilidade da interface I-A.

Ainda com relação à conexão I-A no sistema de hexágono externo, Sones (1989), afirma que inconsistências nesta interface podem resultar em um “*gap*” ou fenda. Como consequência, pode ocorrer acúmulo de detritos e um potencial para movimentos adicionais, na medida em que a pré-carga é dissipada por vibrações e micromovimentos decorrentes de cargas funcionais (SONES, 1989; BURGUILLET ET AL., 1994). Esse fato pode ser observado no estudo de Breeding et al. (1992) que avaliaram comparativamente três desenhos de implante: 1) hexágono externo (Minimatic); 2) hexágono interno (Bio-Vent); e 3) octógono interno (Sulzer Calcitek); e estudaram o torque de afrouxamento entre esses três sistemas submetidos ou não a cargas verticais e laterais. Todos os sistemas tiveram uma redução do torque de afrouxamento após serem submetidos a cargas.

Binon (1996) relata que durante a fase inicial de perda da pré-carga, se houver um engrenamento imediato entre o *abutment* e o implante, a junção retém sua rigidez podendo resistir às micro-movimentações e à total perda da pré-carga. Inversamente, quanto maior a desadaptação, maior será a liberdade rotacional que resultará em perda da pré-carga, baixa rigidez da junção I-A e afrouxamento rápido e progressivo do parafuso.

Assim, têm se notado um esforço dos fabricantes na tentativa de evitar as falhas mecânicas, quer seja pela alteração dos materiais, pelo maior rigor na fabricação dos componentes ou por modificações dos desenhos da interface I-A. Desta maneira, surgiram novas formas de conexões I-A, tanto externas quanto internas. Como exemplos temos: a) conexões do tipo *spline*, onde buscou-se um maior engrenamento da interface através de entalhas, b) hexágono, octógono e dodecágono interno, as quais objetivaram um aumento da

área de conexão, e c) cone-morse, que visou uma maior estabilidade de junção através da resistência friccional entre os componentes.

## REVISÃO DE LITERATURA

A constante busca por melhoras na conexão I-A, com finalidade de melhorar o prognóstico em longo prazo das próteses unitárias, impulsionou o desenvolvimento de vários desenhos e sistemas de implantes.

Sob o ponto de vista mecânico e protético, os estudos têm mostrado superioridade das conexões internas sobre o tradicional hexágono externo, sendo o sistema cone-morse o principal destaque.

Visando comparar a efetividade de conexões internas e externas, Balfour e O'Brien (1995) realizaram um estudo comparando hexágono externo (HE), octógono interno (OI) e hexágono interno (HI). Cada grupo foi submetido a três testes: 1) torção (torque lateral); 2) flexionamento compressivo (carga compressiva a 30°; e 3) fadiga cíclica a 30° (frequência de 14 Hz). Nos dois primeiros testes as cargas foram progressivas e aplicadas até que ocorresse falha, sendo que no teste de fadiga cíclica as cargas foram regressivas, a partir da máxima carga obtida pelo teste compressivo, até que não houvesse mais falhas. O hexágono interno mostrou o melhor comportamento nos testes 1 (HI = 192.1 Ncm; HE = 98.3 Ncm; OI = 37.3 Ncm) e 2 (HI = 814 N; HE = 756 N; OI = 587 N), sendo que no teste 3 foi ligeiramente inferior ao octógono interno (OI = 400 N; HI = 367 N; HE = 242 N). Em relação às falhas, os implantes de hexágono externo mostraram desvantagens pela irreversibilidade, tornando-se não restauráveis.

Fatores como configuração anatômica do tecido ósseo, posição e angulação dos dentes adjacentes ao espaço edêntulo podem ditar a colocação dos implantes, que algumas vezes são posicionados inadequadamente. Para solucionar o problema, *abutments* angulados são utilizados. Em vista disso, Dixon e Breeding (1995) realizaram um estudo comparando três sistemas diferentes e utilizou *abutments* retos e angulados: 1) hexágono externo (Minimatic); 2) hexágono interno (Spectra-System); e 3) octógono interno (Sulzer Calcitek). Os conjuntos I-A receberam cargas constantes sobre uma superfície inclinada de 25° simulando um mês de função. A quantidade de torque necessário para o afrouxamento do parafuso antes e depois dos testes de carga foi avaliada. O hexágono interno foi o sistema que apresentou os maiores valores de torque reverso.

O constante apertamento e afrouxamento manual dos parafusos de fixação durante as etapas clínicas podem levar a uma perda

DIAS, Roberta Pires, PADOVAN, Luis Eduardo Marques e HAMATA, Marcelo Matida. Conexões implante-*abutment*. *Salusvita*, Bauru, v. 28, n. 3, p. 277-288, 2009.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-*abutment*.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

da pré-carga e conseqüente fadiga da interface I-A. Weiss et al. (2000) comparou o efeito dos ciclos de torque e torque reverso sobre a resistência de pré-carga de 7 sistemas: 1) cone morse (ITI); 2) cone morse (Alpha Bio); 3) *spline* (Sulzer Calcitek); 4) octógono interno (Sulzer Calcitek); 5) hexágono externo (Steri-Oss); 6) hexágono externo (Brånemark Nobel Biocare); e 7) um implante com interface integralmente plana (Sulzer Calcitek). Foram realizados 200 ciclos consecutivos nos quais um torque de 20 Ncm era realizado por 5 segundos e após 10 segundos registrava-se o torque necessário para o afrouxamento do parafuso do *abutment*. Houve redução nos valores de torque reverso em todos os sistemas. Os piores resultados foram obtidos pelos sistemas de octógono interno e hexágono externo e os melhores resultados pelos sistemas cone morse seguidos do *spline*.

Mertz et al. (2000) buscando um melhor entendimento da mecânica dos sistemas de hexágono externo e cone morse, realizou uma análise de elementos finitos. A conexão cônica passou por um efeito cunha, enquanto o estresse se concentrou nas duas primeiras roscas do parafuso do *abutment*. Na conexão hexagonal externa, os níveis de estresse foram significativamente maiores.

Avaliando ainda a resistência a fadiga de implantes de conexão interna e externa, Khraisat et al. (2002) comparou, respectivamente, dois sistemas: 1) hexágono externo (Brånemark Nobel Biocare); e 2) cone morse (ITI). Os sistemas receberam cargas cíclicas perpendiculares ao longo eixo. Para se simular uma função de 6 anos, objetivou-se um valor máximo de 1.800.000 ciclos. Em todos as amostras do sistema de hexágono externo houve fratura do parafuso de conexão I-A entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, enquanto no sistema cone morse nenhuma falha ocorreu até 1.800.000 ciclos.

Kitagawa et al. (2005) compararam, pelo método de elemento finito, a influência das conexões tipo hexágono externo (sistema Brånemark) e cone-morse (sistema Ankylos) sobre o afrouxamento de parafusos. Observou-se maior estabilidade da interface I-A no sistema cone morse.

Quanto aos aspectos biológicos, o sistema cone morse também leva certa vantagem sobre os demais. Essas vantagens vão desde um melhor selamento da interface I-A, que diminui a quantidade de bactérias nessa região, a uma menor perda óssea marginal aos implantes.

Em sistemas de implantes de dois estágios cirúrgicos ou submersos, um *microgap* pode existir no nível da crista alveolar na interface I-A. Esse *gap* é geralmente associado a um mau cheiro, inflamação dos tecidos periimplantares e perda da crista óssea alveolar pelo acúmulo de bactérias anaeróbicas em seu interior. Gross et al. (1999)

compararam o grau de infiltração bacteriana na interface I-A em 5 sistemas de implante cujas conexões eram o hexágono externo, *spline* e cone morse (Brånemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). Essa micro-infiltração ocorreu em todos os sistemas e diminuiu quanto maior fosse o torque de apertamento do parafuso do *abutment*. Entretanto essa infiltração parece ser menor no sistema cone morse. DIBART et al. (2005) avaliaram o selamento na interface I-A resultante do sistema Bicon (cone morse) e observaram que o selamento fornecido pelo sistema cone more demonstrou ser hermético com relação à invasão bacteriana.

Com o objetivo de se observar o estresse transferido ao osso através de fotoelasticidade em 3 desenhos de implante, Cehreli et al. (2004) concluíram que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os 2 sistemas tipo cone morse (ITI e Astra Tech) e o sistema de hexágono externo (Nobel Biocare) sobre as características de distribuição de cargas verticais e oblíquas. Entretanto as características morfológicas dos implantes não foram padronizadas e, portanto, outras variáveis além das diferenças na conexão I-A estavam presentes.

Quanto à perda óssea marginal no pescoço do implante, o sistema cone morse apresenta perdas ósseas menores que o conceituado Imm (em média no primeiro ano) do sistema de hexágono externo, principalmente quando apresentam essa região com superfície rugosa e com micro-roscas (SHIN et al. 2006). Essa perda óssea pode ser associada a 2 conceitos devido à característica do sistema cone morse.

O primeiro conceito relacionado à teoria da plataforma *switching* e às distâncias biológicas é explicado pelo posicionamento da interface I-A em direção ao centro do implante, mais distante do tecido ósseo. Dessa forma, a possível colonização bacteriana da interface estaria em uma distância biológica que diminuiria essa perda óssea marginal. Este conceito surgiu junto com o surgimento dos implantes de plataforma larga de hexágono externo da Implant Innovations (3i), quando seus componentes ainda não eram disponíveis e se utilizava componentes protéticos de plataforma regular. Notou-se então que havia uma menor perda óssea vertical em longo prazo, sugerindo um melhor comportamento biológico após o reposicionamento da borda da interface implante-*abutment* horizontalmente em direção ao centro. Contudo, no hexágono externo esse princípio deve ser iniciado com o cicatrizador, na segunda fase cirúrgica, devido ao processo de formação das distâncias biológicas se iniciar imediatamente à exposição do implante na cavidade oral (LAZZARA; PORTER, 2006).

O segundo conceito é baseado no aspecto biomecânico, em que o sistema cone morse distribuiria melhor as cargas oclusais. A caracte-

DIAS, Roberta Pires, PADOVAN, Luis Eduardo Marques e HAMATA, Marcelo Matida. Conexões implante-*abutment*. *Salusvita*, Bauru, v. 28, n. 3, p. 277-288, 2009.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-*abutment*.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

rística da plataforma *switching* parece influenciar também neste aspecto. O nível de estresse na borda da área cervical do implante cone morse ou do implante de hexágono externo (plataforma *switching*) é reduzido (MAEDA et al., 2007). Entretanto esse fator parece estar mais relacionado às características morfológicas do implante. SHIN et al. (2006) comparou 3 sistemas de implantes cone morse. O primeiro com pescoço usinado (Ankylos), o segundo com pescoço com superfície rugosa, e o terceiro com pescoço com superfície rugosa e micro-roscas. Este último desenho de implante foi significativamente mais efetivo em manter o nível ósseo marginal ao redor dos implantes (perda óssea de 0,18mm após 12 meses).

## DISCUSSÃO

O tipo de falha mais freqüente quando realizamos próteses unitárias sobre implantes é a fratura ou afrouxamento do parafuso que está estritamente relacionado com a perda da pré-carga (DIXON; BREEDING; 1995). A pré-carga por sua vez depende de vários fatores. Dentre esses fatores o tipo de conexão tem tido importância devido a sua participação na presença de micro-movimentos entre implante e *abutment* (BINON, 1995;1996). A busca por conexões I-A mais resistentes e estáveis às cargas mastigatórias levou ao desenvolvimento de vários desenhos de conexão, tanto externas quanto internas, que hoje existem no mercado.

Com essa gama de geometrias de junção I-A, muitos estudos visaram comparar e avaliar a efetividade de cada sistema de forma a se apontar o melhor. A maioria dos estudos comparativos entre os sistemas enfocou os estudos em testes de resistência como os de torção, compressão e fadiga cíclica (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; BOGGAN et al., 1999; KHRAISAT et al., 2002), ou ainda em testes que analisaram o torque e o torque reverso necessário para o afrouxamento dos parafusos (BREEDING et al., 1992; DIXON; BREEDING, 1995; WEISS et al., 2000).

Porém, duas perguntas devem ser feitas antes de aceitarmos um tipo de conexão como a melhor: 1) será que a conexão mecanicamente mais resistente e estável é a conexão ideal para o sucesso do tratamento em longo prazo? 2) será que o afrouxamento do parafuso é tão ruim? Muitas vezes, cargas inadequadas ou hábitos parafuncionais podem levar ao insucesso do tratamento. As falhas ou conseqüências indesejadas ocorrem sempre onde a tolerância ao fator negativo é menor. Os parafusos de fixação da prótese ou do *abutment* são teoricamente os componentes mais frágeis do complexo implante-

prótese (KHRAISAT et al., 2002). Dessa forma, um sistema mais frágil, cujos parafusos possam se afrouxar mais facilmente pode funcionar como um sistema de proteção dos tecidos periimplantares ou até mesmo para proteger o implante de danos irreversíveis como fraturas do implante (KHRAISAT et al; 2002). Outro problema de difícil resolução seria a fratura do parafuso do *abutment* dentro do implante (LUTERBACHER et al., 2000; MANGANO; BARTOLUCCI, 2001). Além disso, falhas como afrouxamento ou fratura dos parafusos podem atuar como “alertas” informando que algo está sobrecarregando o sistema. Quanto ao custo, aparentemente pode se pensar que haja um aumento quando temos que apertar ou trocar o parafuso, porém esse custo pode ser pequeno quando comparado a conseqüências indesejáveis nos implantes e nos tecidos periimplantares. As falhas mecânicas podem ser benéficas desde que não tornem o sistema irreversível. No estudo de BALFOUR; O'BRIEN (1995) houve irreversibilidade do hexágono externo após falhas no sistema perante testes de compressão e torção.

Quanto aos estudos mecânicos abordados nesse trabalho, de um modo geral, pode se observar um melhor desempenho das conexões internas em relação às externas. Porém devemos analisar cada sistema de forma independente, pois nem sempre uma conexão interna terá melhores resultados. No estudo de Balfour e O'Brien (1995), no qual se comparou os sistemas de hexágono interno, hexágono externo e octógono interno, os melhores resultados em relação à resistência mecânica foram obtidos pelo hexágono interno porém os piores resultados foram obtidos pelo octógono interno. Em um outro estudo, Weiss et al. (2000) compararam a quantidade de torque necessária para o afrouxamento do parafuso em 7 sistemas de conexão, tanto externas quanto internas. Os piores resultados foram obtidos com os sistemas de hexágono externo e octógono interno, enquanto os melhores resultados foram obtidos pelos sistemas tipo cone morse de conexão interna e tipo *spline* de conexão externa. Outro fator importante é se verificar dentro de cada sistema, a marca comercial de cada um, pois cada empresa possui um grau de tolerância próprio e que vai determinar a precisão de adaptação. Quanto menor a tolerância durante a fabricação dos componentes, mais preciso e estável será o encaixe I-A e menores serão os índices de falhas mecânicas (BINON, 1995; 1996). Além disso, como já comentado, mesmo se as propriedades de resistência mecânica forem maiores em um sistema, isso pode não significar que em uma visão geral ele seja melhor. Devemos avaliar também a tolerância biológica do organismo a determinado desenho de implante, sendo que o complexo I-A deve ter sempre uma tolerância menor que a tolerância biológica para que o

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-*abutment*.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-*abutment*.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

ponto mais frágil do complexo osso-implante-prótese seja localizado no compartimento protético. Este é reversível, geralmente de fácil substituição e tem custo acessível (KHRAISAT et al., 2002).

Em relação à distribuição de estresse do implante para o tecido ósseo, a comparação entre diferentes sistemas de diferentes marcas comerciais torna-se difícil. A dificuldade maior se encontra na tentativa de se isolar o tipo de conexão como única variável. As empresas de implantes dificilmente fabricam grandes diversidades de sistemas de conexão, por outro lado possuem características macro-estruturais específicas como: passos de rosca, característica de superfície e morfologia. Dessa forma, quando comparamos os diversos tipos de sistemas de conexão, torna-se difícil padronizar sua morfologia macro-estrutural inerente a cada marca comercial. As variáveis, então, se tornam muitas, sendo difícil associar certa característica de distribuição de forças ao osso ao tipo de conexão utilizado.

Atualmente a preocupação dos estudos em se avaliar essas conexões I-A passou a ser em relação à estética, principalmente relacionada à perda óssea marginal ao redor dos implantes. Nesse sentido o sistema cone morse se destaca pelo desenho que: 1)distribuiria melhor as forças; 2)diminuiria a colonização de bactérias na interface I-A; e 3)direcionaria assim a formação das distâncias biológicas de forma a preservar a margem óssea (GROSS et al., 1999; DIBART et al., 2005; LAZZARA; PORTER, 2006; MAEDA et al., 2007). No sistema de hexágono externo, o último item citado pode ser mimetizado através do conceito de plataforma *switching*, onde se instala um componente protético de menor diâmetro em relação à plataforma do implante. Entretanto, as capacidades de resistência mecânica e de diminuição da colonização bacteriana continuariam sendo compatíveis com os implantes tipo hexágono externo, inferiores quando comparados com os implantes cone morse.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com a bibliografia consultada pode-se concluir que :

A busca por melhores índices de sucesso nas próteses sobre implantes unitárias levou ao desenvolvimento de novos desenhos de conexão I-A; de um modo geral pôde se observar um melhor desempenho das conexões internas em relação às externas com destaque para o sistema cone morse;

Quanto menor a tolerância dos fabricantes durante a fabricação dos componentes, mais preciso e estável será o encaixamento I-A e menores serão os índices de falhas mecânicas;

O complexo I-A deve ter sempre uma tolerância menor que a tolerância biológica para que o ponto mais frágil do complexo osso-implante-prótese seja localizado no parafuso.

## REFERÊNCIAS

AVIVI-ARBER, I.; ZARB, G. A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Impl.*, v.11, n.3, p.311-321, 1996.

BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*, v.73, n.1, p.36-43, 1995.

BEATY, K. The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.9, suppl, p.52-54, 1994.

BINON, P. P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.9 (spec suppl), p.48-63, 1994.

BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*, v.8, n.2, p.162-178, 1995.

BINON, P. P. The Effect of Implant/Abutment Hexagonal Misfit on Screw Joint Stability. *Int J Prosthodont*, v.9, n.2, p.149-160, 1996.

BOOGAN, R. S. 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.

BREEDING, L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*, v.6, n.5, p.435-439, 1993.

BURGHETTE, R. L. et al. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*, v.71, p.592-599, 1994.

CEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res*, v.15, p.249-257, 2004.

DIBART, S. et al. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.20, n.5, p.732-737, 2005.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*, v.74, n.3, p.270-278, 1995.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-abutment.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-abutment.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.

GROSS, M. et al. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *J Oral Maxillofac Implants*, v.14, n.1, p.94-100, 1999.

JEMT, T et al. Modified single and short span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent*, v.55, p.243-247, 1986.

JEMT, T.; LEHHOLM, U.; GRONDAHL, K. 3 year follow up study of early single implant restorations and modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.10, p. 341-349, 1990.

JEMT, T.; PETTERSSON, P. A 3 year follow-up study on single implant treatment. *J Dent*, v.21, p.203-208, 1993.

KITAGAWA, T. et al. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, v.75B, p.457-463, 2005.

KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*, v.88, n.6, p.604-610, 2002.

KRAUSER et al. Immediate implantation after extraction of a horizontally fractured maxillary lateral incisor. *Pract Perio Aesthet Dent*, v.3, p.33-40, 1991.

LAZZARA, R. J.; PORTER, S. S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.26, n.1, p.9-17, 2006.

LENCHIEWSKI, E. Esthetics and implant surgery. In: ASCHHEIM, K. W.; DAFE, B. G. eds. *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to techniques and Material*. 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis, MO: Mosby: 2001, 429-440.

LUTERBACHER, S. et al. Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with. *Clin Oral Impl Res*, v.11, p.163-170, 2000.

MAEDA, Y. et al. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Impl Res*, v.18, p.581-584, 2007.

MANGANO, C.; BARTOLUCCI, E. G. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.16, n.5, p.675-680, 2001.

MERTZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.4, p.519-526, 2000.

PATTERSON, E. A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture crews in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.7, p.26-33, 1992.

SALINAS, T. J. SADAN, A. Establishing soft tissue integration with natural tooth-shaped abutments. *Pract Periodont Aesthet Dent*, v.11, n.1, p.35-42, 1998.

SHIN, Y. K. et al. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.21, n.5, p.789-794, 2006.

SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, v.62, p.581-585, 1989.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*, v.84, n.2, p.194-199, 2000.

DIAS, Roberta  
Pires, PADOVAN,  
Luis Eduardo  
Marques e  
HAMATA, Marcelo  
Matida. Conexões  
implante-abutment.  
*Salusvita*, Bauru,  
v. 28, n. 3, p. 277-  
288, 2009.