

Perda óssea peri-implantar e diferentes sistemas de implantes

Peri-implant bone loss and different implant systems

Gustavo Henrique Diniz PIMENTEL¹, Leandro de Moura MARTINS², Marcelo Barbosa RAMOS³, Fabio Cesar LORENZONI³, Adriana Corrêa de QUEIROZ⁴

RESUMO

O tratamento reabilitador com implantes dentários tem se tornado cada vez mais comum nos consultórios odontológicos. Desde a introdução dos primeiros implantes, uma série de inovações tem sido propostas com o objetivo de melhorar os resultados obtidos com esses tratamentos, levando ao surgimento de diversos sistemas de implantes. Os mais comumente utilizados são o hexágono externo, o hexágono interno e o cone morse. Um dos grandes desafios dos pesquisadores tem sido minimizar a perda óssea peri-implantar, bastante comum após a instalação da maioria dos sistemas de implantes. O objetivo desse trabalho é discutir o comportamento dos diferentes tipos de implante quanto à reabsorção da crista óssea peri-implantar, revisando os principais fatores que podem levar a essa perda óssea e sua relação com as características dos implantes.

Palavras-chave: Implantes dentários. Reabilitação bucal. Periodontia.

ABSTRACT

The rehabilitation with dental implants has become increasingly common in dental offices. Since the introduction of the first type of implant, many innovations have been proposed with the aim of improving the results obtained with these treatments, leading to the emergence of several implant systems. The most commonly used are external hexagonal, internal hexagonal and morse-taper. A main challenge for researchers has been to minimize the peri-implant bone loss, very common after the implantation of the majority of implant systems. The aim of this paper is to discuss the behavior of different types of implants regarding the resorption of peri-implant bone crest, revising the main factors that can lead to this bone loss and its relation with the features of the implants.

Key words: Dental implants. Mouth rehabilitation. Periodontics.

Endereço para correspondência:

Gustavo Henrique Diniz Pimentel
Rua Emanuel Flávio Espírito Santo, 100 - Conj. Kissia II
Bairro D. Pedro I
69040-250 - Manaus - Amazonas - Brasil
E-mail: ghdpimentel@ufam.edu.br

Recebido: 12/06/2010

Aceito: 03/08/2010

1. Mestre em Reabilitação Oral. Professor Assistente, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Amazonas, Manaus, AM, Brasil.

2. Doutorando em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, SP, Brasil. Professor Assistente, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Amazonas, Manaus, AM, Brasil.

3. Doutorando em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, SP, Brasil.

4. Doutoranda em Periodontia, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brasil. Professora Assistente, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Amazonas, Manaus, AM, Brasil.

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários têm revolucionado a prática da odontologia moderna. Pacientes completamente ou parcialmente edêntulos podem, agora, usufruir dos benefícios de restaurações fixas, sem se preocupar com a falta de estabilidade e conforto de suas próteses¹¹. O conceito de sucesso em restaurações retidas por implantes para os pacientes é bem simples: o paciente preocupa-se somente com estética e função. Os dentistas, porém, precisam de um critério um pouco diferente de sucesso. Em termos, sucesso pode ser descrito, na visão do profissional, em: (1) estabilidade biológica (sem perda de tecidos duros e moles, por causa de infecção ou sobrecarga); (2) estabilidade mecânica; e (3) possibilidade de higienização²⁴. Várias são as aplicações clínicas dos implantes, e o correto conhecimento de suas diferentes partes torna-se fundamental para se ter um tratamento satisfatório nos aspectos estéticos, funcionais e biológicos.

Decorrente de um maior acesso pelo surgimento de novas marcas de implantes, a demanda de pacientes vem aumentando e a tecnologia empregada na confecção de suas próteses aumenta proporcionalmente. Diversos são os desenhos de implantes disponíveis no mercado, apresentando também diferentes custos, sendo a compreensão do correto funcionamento desses cada vez mais necessária^{10,22}. A maioria dos sistemas de implantes é composta por duas partes principais: uma intraóssea (implante propriamente dito), que é instalada em uma primeira fase cirúrgica (implantes de dois estágios), e a outra uma conexão transmucosa (intermediário), que é instalada normalmente após o período predeterminado para a osseointegração do implante³¹. O principal modelo e o mais conhecido, é o sistema de hexágono externo proposto por Brånemark, cuja forma de unir uma parte a outra é feita por um parafuso e um dispositivo anti-rotacional em forma de hexágono, localizado acima do implante. Outro tipo de implante disponível é o sistema de hexágono interno, onde o dispositivo antirrotacional situa-se na parte interna do implante. Apesar de algumas vantagens em relação ao sistema de hexágono externo, comparações parecem ser ainda muito divergentes. A perda de parafusos, fratura de componentes e dificuldade de se assentarem os intermediários, com tecidos subgengivais profundos, são problemas comumente relatados quando se trabalha com conexões do tipo hexagonal. Para contornar alguns desses problemas, em 1985 foi proposta uma conexão cone morse onde o intermediário, na forma de um cone, conecta-se internamente com o implante¹². Seus idealizadores criaram-no com a intenção, dentre outras, de poder facilitar a estabilidade dos tecidos moles ao redor dos implantes devido à "ausência de espaço" (*gap*) entre o intermediário e o implante. Dessa maneira, ter-se-ia um implante "à prova

de bactérias" e com máxima estabilidade mecânica²⁴.

Em todo sistema que utiliza um parafuso para unir o intermediário ao implante, o *gap* é observado entre essas duas partes^{11,15,22,30}. As consequências de uma fenda entre o intermediário e o implante podem ser mecânicas ou biológicas. Os problemas mecânicos relacionam-se com a micromovimentação do intermediário e possíveis fraturas dos parafusos. Já o biológico tem a ver com a penetração de bactérias por esse espaço e consequente colonização das partes internas do implante, formando um nicho bacteriano nessa região^{9,30}. O tamanho desse *gap* pode variar entre 40 e 100 μm ^{9,30}, enquanto que o tamanho de uma bactéria é de aproximadamente 0,5 μm ¹¹.

Em se tratando da colonização bacteriana, alguns fatores devem ser considerados, como a inflamação dos tecidos moles peri-implantares e a precoce perda de estrutura óssea ao redor dos implantes. Essas condições, que caracterizam a doença peri-implantite^{7,10,16}, têm sido associadas à presença desse *gap*^{11,26}. As possíveis hipóteses da presença bacteriana no interior do implante são a colonização bacteriana durante a fase cirúrgica e a penetração de bactérias pelo *gap*, após a reabertura do implante e instalação do intermediário, formando um nicho bacteriano no interior do implante^{11,18}. Torna-se importante salientar que estudos prévios nos implantes de hexágono externo levaram à classificação em as perdas ósseas próximas às bases de assentamento desses implantes, determinando como aceitáveis perda de 1 mm no primeiro ano de função e 0,1 mm por ano subsequente. Atualmente, contudo, têm-se discutido que essa perda óssea pericervical inicial pode ser uma possível precursora da doença peri-implantar².

Tem sido sugerido que o sistema cone morse impede por completo a passagem de bactérias entre o meio interno e o externo, creditando a esse fato uma não reabsorção óssea nas regiões peri-implantares^{11,31}. Porém, pouco se sabe de como realmente esses implantes se comportam em relação à colonização bacteriana das partes internas, e se é realmente essa a explicação para a menor reabsorção óssea quando se utiliza esses sistemas.

Dessa maneira, buscou-se revisar a literatura relacionando os sistemas hexágono externo, hexágono interno e cone morse com a microinfiltração bacteriana e a perda óssea ao redor dos implantes.

DESENHO DA MACROESTRUTURA DOS IMPLANTES

Em implantodontia, macroestrutura refere-se às características morfológicas internas e externas dos implantes. Quanto a esse aspecto, encontram-se disponíveis comercialmente

vários sistemas de implantes, com diferentes formatos, superfícies, tamanhos e distâncias entre as roscas, assim como diferentes possibilidades de conexão entre implantes (porção endóssea) e intermediários protéticos.

O sistema mais conhecido, e o mais bem documentado, é o sistema de conexão hexagonal externa (Figura 1), proposto por Brånemark. Esse sistema possui uma conexão em forma de hexágono que age como mecanismo antirrotacional, sendo, juntamente com o parafuso protético, o responsável pela estabilidade mecânica do conjunto implante/intermediário.

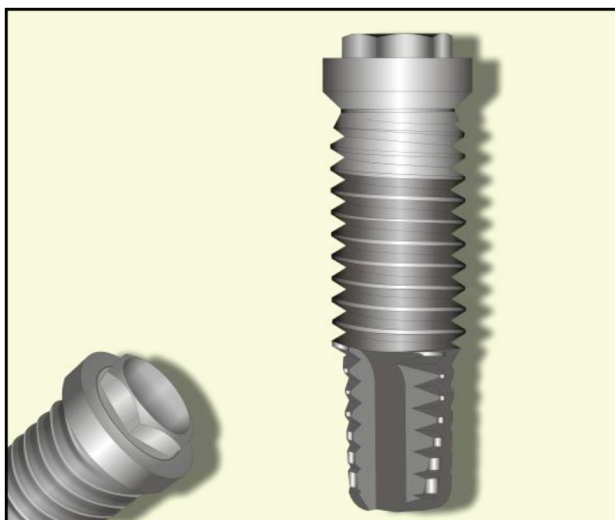


Figura 1 - Implante hexágono externo.

O primeiro trabalho longitudinal com a utilização dos implantes Brånemark foi publicado por Adell². Nesse trabalho, 2768 implantes, de 371 pacientes foram avaliados num período de 15 anos. O índice de sucesso de osseointegração observado na maxila foi de 81% e de 91% na mandíbula. Nesse mesmo trabalho, verificou-se uma reabsorção de 1,2 mm no primeiro ano de função, com perda de 0,1 mm a cada ano subsequente. Os autores relacionaram o sucesso com a qualidade do procedimento cirúrgico e da reabilitação protética, estabelecendo protocolos bem definidos para isso, e ressaltaram a importância de um íntimo contato entre o osso e o implante para que ocorra a osseointegração.

Após a consagração da osseointegração, outros sistemas foram propostos na tentativa de "corrigir" alguns aspectos falhos do hexágono externo. Dentre esses, há os sistemas de conexão interna. Essas conexões diferem bastante quanto à maneira de se conectar o intermediário ao implante. Cada empresa, diferente do que se tem com o sistema de hexágono externo, buscou seu próprio mecanismo e desenho, com características únicas, dificultando sobremaneira uma padronização. O sistema de hexágono interno (Figura 2) foi introduzido no mercado para conseguir uma melhor estabilidade mecânica.

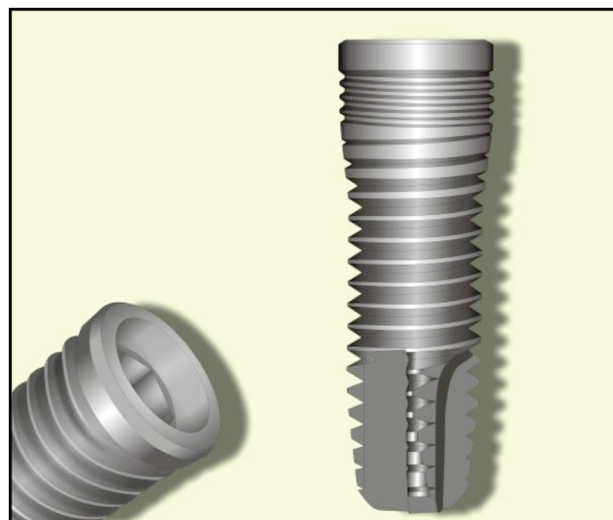


Figura 2 - Implante hexágono interno.

Três diferentes tipos de implantes (um de hexágono externo, um hexágono interno e um octógono interno) foram comparados quanto às propriedades mecânicas. O sistema de hexágono externo, quando submetido a forças laterais, apresentou danos irreparáveis quando comparado aos outros sistemas, sendo o sistema de hexágono interno o que exibiu melhor estabilidade. Os autores sugeriram que isso se deveu, principalmente, à altura do componente protético e ao tipo de titânio utilizado (comercialmente puro, no hexágono externo e liga de titânio no hexágono interno)⁵.

Recentemente, o sistema cone morse (Figura 3) vem ganhando bastante espaço, tanto comercialmente quanto clinicamente, na implantodontia. Esse sistema é tido como mais estável biomecanicamente e mais eficiente em termos de selamento bacteriano, devido à configuração da sua conexão.

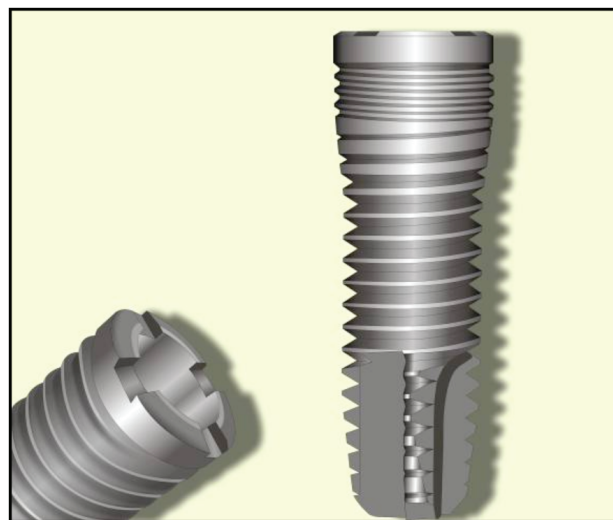


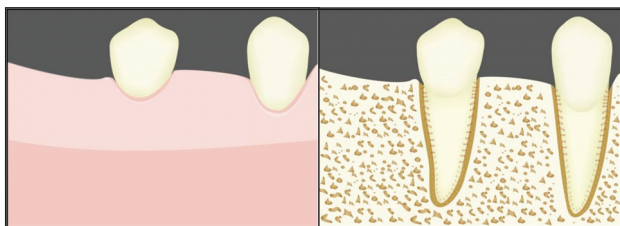
Figura 3 - Implante cone morse.

Em um trabalho de elementos finitos foram comparados os sistemas de hexágono interno e cone morse. Para esse estudo, foi criada uma coroa metalocerâmica simulada sobre os intermediários de cada sistema e uma força de 100 N foi aplicada na cúspide vestibular. O estresse resultante foi medido na prótese, no intermediário, no implante e no osso adjacente. O sistema de hexágono interno provocou maior estresse no osso alveolar e na prótese, porém menor no intermediário protético. Já o sistema cone morse resultou em um maior estresse no intermediário, mas com um menor estresse no osso alveolar e na prótese. Os autores sugeriram que o sistema cone morse poderia levar a uma menor reabsorção óssea que o hexágono interno, acreditando que o formato do seu intermediário protético dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese²⁸.

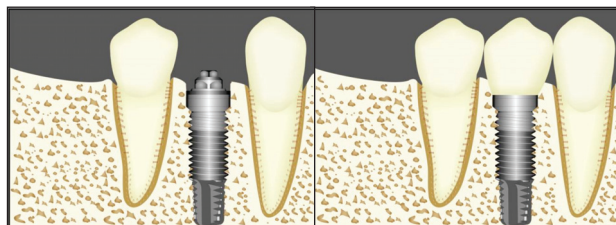
Em 2008, um estudo comparou a transmissão de forças por fotoelasticidade e por análise extensiométrica (Strain-Gauge) na região peri-implantar de diferentes tipos de implantes de conexão interna cônica. Os autores sugeriram que a macroestrutura tem pouca relação com a perda óssea marginal, sendo muito mais importantes fatores como o tratamento de superfície e a rugosidade superficial; e concluíram que as conexões internas cônicas comportam-se de maneira similar aos implantes de corpo único, concluindo, ainda, que o aumento do diâmetro dos implantes pode reduzir de maneira considerável o estresse na região³.

PERDA ÓSSEA AO REDOR DOS IMPLANTES E PERI-IMPLANTITE

Uma das principais falhas estudada em implantodontia é a perda de osso marginal ao redor dos implantes, que chegou a ser aceita como natural, chamada de saucerização (Figuras 4 a 11). Essa perda óssea, porém, está muito associada à colonização bacteriana das estruturas do implante. A colonização pode ser tanto da superfície externa, quanto dos espaços internos do implante. Internamente, a colonização bacteriana está relacionada com um espaço existente entre a porção protética do sistema (intermediário protético) e a porção endóssea (implante). Tanto a colonização externa quanto a interna relaciona-se com a doença denominada peri-implantite.



Figuras 4 e 5 - Aspecto do leito receptor do implante.



Figuras 6 e 7 - Imediatamente após a instalação do implante e da prótese.



Figura 8 - Imediatamente após a instalação do implante e da prótese.

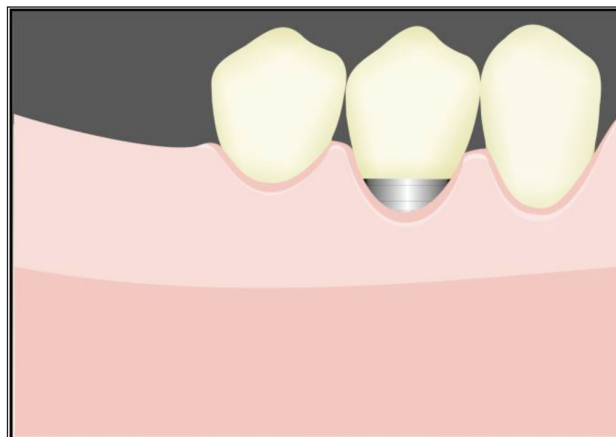
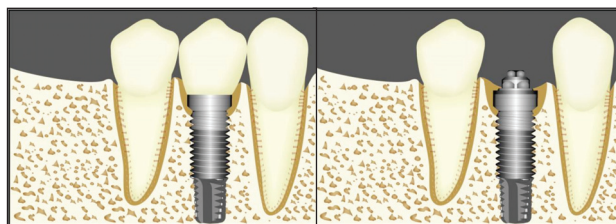


Figura 9 - Possível retração gengival e exposição clínica da cinta do intermediário, decorrentes da reabsorção.



Figuras 10 e 11 - Aspecto da reabsorção óssea.

Em uma revisão de literatura, conceituaram peri-implantite. Segundo os autores, a doença é definida como um processo

inflamatório que afeta os tecidos ao redor dos implantes osseointegrados após estarem em função, resultando em perda óssea²¹.

Em trabalho de 1995, verificou-se a presença de inflamação e reabsorção óssea em 5 cães labradores, após 3 meses da colocação de 6 implantes na área desdentada. Decorridos mais 3 meses, colocaram as conexões protéticas (intermediários) sem prótese e, consequentemente, sem carga, sendo os cães submetidos a rigoroso protocolo de higiene, por mais 3 meses. Os autores observaram que todos os cães apresentaram inflamação e reabsorção na região entre o componente protético intermediário e o implante¹⁴.

Acreditando que o estresse gerado pelos implantes no osso peri-implantar tem grande participação no processo de perda óssea. Foi feita uma análise de elementos finitos comparando a distribuição de estresse de três diferentes modelos. Os autores observaram uma grande concentração de estresse no osso cortical da crista óssea, e associaram esse achado com a reabsorção óssea dessa região²⁵.

O simples fato dos implantes estarem posicionados submucosamente leva ao entendimento de que os tecidos moles exercem papel fundamental na proteção do osso marginal. Tem sido mostrado que uma remoção inadequada de placa bacteriana pode levar à inflamação desses tecidos, com consequente perda óssea. Sendo, portanto, de extrema importância a característica superficial do implante. Para o autor, não está claro o quanto esse fator pode ser considerado como fonte do fracasso, se comparado a outros fatores como quantidade e qualidade óssea, fresagem óssea inadequada, problemas funcionais e biomecânicos. Ele afirma que, qualquer que seja o desenho protético do implante, esse deve permitir que o paciente remova a placa bacteriana de maneira satisfatória³².

A comparação clínica e microbiológica das estruturas peri-implantares e periodontais foi o principal propósito de um estudo. Foram estudados 15 pacientes desdentados parciais, 7 mulheres e 8 homens, que portavam no mínimo 1 prótese sobre implante parafusada e 8 dentes naturais. Os autores concluíram que as interfaces implantes-intermediários foram colonizadas por bactérias, sendo a composição da microflora do sulco peri-implantar e desta interface influenciada pela microbiota dentária e que o modo de retenção da prótese teve pouca influência nos parâmetros clínicos e microbiológicos¹⁹.

A microinfiltração na interface implante/intermediário foi comparada em 5 diferentes sistemas de implantes com torque de 10 Ncm e 20 Ncm. Os sistemas avaliados foram o Spline, o Nobel, o Steri-Oss, o 3i e o Strauman, sendo esse último o único do tipo cone morse. A infiltração foi observada em todos os sistemas. O aumento do torque de 10 Ncm para 20 Ncm diminuiu consideravelmente a infiltração, com diferenças estatisticamente significantes. Segundo os autores, todos os sistemas são passíveis de infiltração bacteriana, independente da configuração da interface implante/intermediário¹⁵.

As mudanças ocorridas na crista óssea alveolar foram avaliadas, relacionando-as com as dimensões das fendas entre

60 conjuntos de intermediários/implantes, colocados em 6 cães, todos numa altura de 1 mm acima da crista óssea. Os autores acreditam que as reabsorções ósseas acontecidas ao redor dos implantes foram muito mais decorrentes da movimentação devido à colocação dos componentes protéticos, do que pela dimensão das fendas entre implante e intermediário¹⁷.

A microinfiltração bacteriana em implantes do tipo cone morse, com intermediários friccionais, foi avaliada de duas maneiras¹¹. Na primeira fase, a capacidade de passagem de fora pra dentro dos implantes foi verificada por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Na segunda, a capacidade de passagem de dentro pra fora foi avaliada por testes microbiológicos laboratoriais. A microscopia mostrou um *gap* de 0,5 μ m. Segundo os autores, as bactérias não foram capazes de colonizar o interior dos implantes. Na segunda fase, assim como na primeira, não foi encontrada contaminação. Os autores afirmam que o espaço entre o intermediário e o implante, nesse sistema estudado, é incapaz de permitir a penetração de bactérias, seja do meio interno para o externo, seja do externo para o interno.

A capacidade de selamento de dois materiais em cinco tipos de implantes foi avaliada. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre os materiais testados. Após 14 dias, todos os implantes do grupo controle (sem material de selamento) já haviam sido contaminados. O mesmo, após 63 dias, aconteceu com os implantes do grupo experimental. Os autores relataram que os materiais testados podem retardar a contaminação bacteriana, sugerindo serem importantes durante o período de cicatrização dos tecidos¹³.

Com o objetivo de avaliar a infiltração bacteriana através da interface entre implantes de hexágono externo e intermediários calcináveis e pré-usinados, realizaram um estudo *in vitro*. Os resultados mostraram contaminação de 1 espécime do grupo pré-usinado, após 24 horas e 1 espécime do grupo calcinável, após 48 horas. Os autores concluíram que ambos os grupos testados apresentaram baixo índice de infiltração bacteriana, sem diferenças estatisticamente significantes entre os grupos²³.

DISCUSSÃO

A utilização de implantes como recurso na reabilitação de pacientes desdentados cresceu muito nos últimos anos, graças à consagração do titânio como elemento osseointegrável^{2,4} e ao estabelecimento de um protocolo de tratamento inicial. Originalmente, preconizava-se 3 a 6 meses de submersão dos implantes do tipo hexágono externo, para então, após a osseointegração, serem confeccionadas as próteses sobre esses implantes⁴. Aliados a esses fatores, tem-se o grande avanço tecnológico empregado na fabricação dos materiais, possibilitando o surgimento de novos desenhos de implantes e as dinâmicas modificações das técnicas cirúrgicas, estabelecendo

novos protocolos.

Os novos implantes surgiram com o apelo de solucionar problemas encontrados no hexágono externo, como a presença de um espaço entre o intermediário e o implante (*gap*), favorecendo a microinfiltração; o afrouxamento do parafuso, aumentando esse espaço ainda mais e possibilitando uma maior e mais constante penetração de bactérias no interior dos implantes.

O sistema de hexágono interno surge como alternativa para próteses unitárias. O fato da conexão ser interna, com uma altura do antirrotacional superior a do hexágono externo, possibilitaria uma melhor estabilidade, principalmente quando submetidos a forças laterais decorrentes da mastigação⁵. Outro sistema que surgiu com boas propriedades mecânicas foi o sistema cone morse. A conexão do tipo cone morse provê uma melhor distribuição de forças ao longo do implante quando comparado com o hexágono externo, sejam essas forças laterais ou não²⁰. Quando se compara o sistema cone morse com o sistema hexágono interno, observa-se que o sistema cone morse promove um menor estresse no osso peri-implantar. Esse fato pode ser devido ao desenho do intermediário protético que dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese²⁸.

As conexões internas apresentam uma interface mais estável, pois possuem um melhor contato entre as paredes do intermediário e do implante, favorecendo a distribuição de cargas e protegendo seus parafusos de fixação protética⁶. Dessa maneira, destacam-se claramente as grandes vantagens mecânicas das conexões internas, sejam elas cônicas e/ou hexagonais.

Um dos grandes desafios encontrados ainda na implantodontia é, sem dúvida, o entendimento de como se processa a reabsorção óssea ao redor dos implantes após sua colocação ou durante o uso. Foi relatada na literatura uma reabsorção óssea de aproximadamente 1,2 mm de altura durante o primeiro ano de função, com mais 0,1 mm de reabsorção para cada ano subsequente². Identificar as causas dessa reabsorção passou a ser um dos maiores desafios das pesquisas em implantodontia. Diversas são as suposições, destacando-se a colonização bacteriana da superfície dos implantes e do *gap* entre o intermediário e o implante^{8,11,29}; o desenho e a falta de estabilidade mecânica do intermediário protético^{1,25}. Dessa maneira, a literatura é muito divergente quanto às causas dessa reabsorção. Observou-se que em cães que receberam implantes e intermediários protéticos sem próteses, ou seja, sem carga, a reabsorção óssea também estava presente¹⁴. Esses achados, portanto, limitam em muito a teoria da participação mecânica no processo de reabsorção óssea, pelo menos como causa absoluta.

Seguindo essa linha de pensamento, Mombelli e Lang descreveram o que se entende por peri-implantite. Segundo os autores, a doença caracteriza-se por um processo inflamatório que afeta os tecidos ao redor dos implantes, quando se encontram em função²¹. Essa inflamação, assim como acontece nos tecidos periodontais, pode levar à grande perda óssea.

Dessa forma, estudos são necessários para se elucidar como os diferentes tipos de implantes comportam-se frente à colonização bacteriana, tanto da superfície externa, quanto das internas dos implantes¹⁰.

Obsejou-se que a penetração de bactérias acontece nos implantes do tipo Brånemark mesmo quando esses não foram completamente imersos em meio contaminado²⁹. Os resultados também suportam o fato de que a penetração de bactérias através da interface implante/intermediário ocorre no sistema de hexágono externo. Os autores, porém, relatam que a utilização de próteses cimentadas diminui essa contaminação²⁷.

Não há infiltração bacteriana nos implantes de um sistema de conexão interna cônica, tanto na avaliação de dentro pra fora, quanto de fora pra dentro dos implantes¹¹. Porém, a falta de meio de cultura estéril no interior dos implantes nos testes de fora para dentro pode ter mascarado os resultados. Já nos testes de dentro para fora, o reduzido volume interno, gerando grande concorrência por nutrientes, pode também ter contribuído para um resultado falso negativo. Os resultados de Gross, Abramovich e Weiss demonstraram infiltração bacteriana em todos os tipos de implantes estudados, inclusive nos de configuração cone morse¹⁵.

CONCLUSÃO

Apesar das grandes contradições encontradas na literatura, parece claro que todos os sistemas de implantes são passíveis de infiltração bacteriana.

Relacionar a perda óssea com tipos de implantes ainda não pode ser conclusivo. Mesmo assim, parece ser sugestivo que os implantes do tipo cone morse causam uma menor perda óssea. O porquê desses resultados ainda não está completamente esclarecido. Acredita-se, porém, numa associação de fatores favoráveis a esse sistema, tanto mecânicos, quanto biológicos.

Mais estudos são necessários para se conseguir compreender completamente o fenômeno da saucerização.

REFERÊNCIAS

1. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, El-Maaytah M. Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(4):217-21.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
3. Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(4):391-9.
4. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
5. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995;73(1):36-43.
6. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
7. Botero JE, Gonzalez AM, Mercado RA, Olave G, Contreras A. Subgingival microbiota in peri-implant mucosa lesions and adjacent teeth in partially edentulous patients. *J Periodontol*. 2005;76(9):1490-5.
8. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2003;82(3):232-7.
9. Buchmann R, Khoury F, Pingel D, Lange DE. The microflora recovered from the outer-surfaces of the Frialit-2 implant-to-prosthetic connector. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):28-34.
10. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent*. 2006;15(3):298-304.
11. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):732-7.
12. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(6):865-72.
13. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol*. 2006;77(11):1828-32.
14. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*. 1995;22(3):255-61.
15. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):94-100.
16. Heijdenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, van der Reijden WA. Feasibility and influence of the microgap of two implants placed in a non-submerged procedure: a five-year follow-up clinical trial. *J Periodontol*. 2006;77(6):1051-60.
17. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2001;72(10):1372-83.
18. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(4):527-40.
19. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(4):209-17.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519-26.
21. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol*. 1998;17:63-76.
22. Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):125-33.
23. Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IV, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37(2):177-80.
24. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):171-7.
25. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):633-40.
26. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlén G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(2):90-5.
27. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*. 2001;72(9):1146-50.
28. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):1-6.
29. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(4):239-44.
30. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*. 2005;31(6):269-75.
31. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):875-81.
32. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):79-89.