

# Adaptação Passiva em Implantes Osseointegrados

## *Passive Fit in Osseointegrated Implants*

Marcelo Matilda Hamata\*  
Paulo Renato Junqueira Zuim\*\*  
Eduardo Passos Rocha\*\*  
Wirley Gonçalves Assunção\*\*

Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. Rev Bras Implantodont Prótese Implant 2005; 12(47/48): 228-35.

A adaptação passiva tem grande importância para o sucesso de próteses múltiplas sobre implantes. Diferente dos dentes, os implantes não possuem mobilidade fisiológica, capaz de compensar pequenas distorções adquiridas durante o processo indireto de confecção da prótese. Em vista disso, a passividade é mais crítica na implantodontia, pois tensões geradas por uma adaptação não passiva podem causar falhas mecânicas ou reações biológicas adversas. O presente artigo teve por finalidade verificar a viabilidade em se obter próteses totalmente passivas e avaliar sua importância dentro do tratamento reabilitador por meio de uma revisão de literatura. Foi possível concluir que é quase impossível se obter uma prótese absolutamente passiva dentro da limitação de distorção imposta por Brånemark (10 $\mu$ m). Além disso, não há um consenso sobre o nível de adaptação clinicamente aceitável para próteses múltiplas sobre implantes. Apesar de não estar bem estabelecida a relação entre adaptação e os efeitos biológicos adversos, esta pode estar associada com a maior frequência de falhas mecânicas devido à concentração de tensões.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implante dentário endósseo; Adaptação marginal; Prótese dentária fixada por implante.

### INTRODUÇÃO

A adaptação é um dos grandes desafios na odontologia. É fator imprescindível para o sucesso, em longo prazo, tanto de próteses unitárias quanto de grandes reabilitações orais (Taylor *et al.*, 2000; Ford, 2003).

A distorção que ocorre em cada estágio de fabricação da prótese pode ser descrita tridimensionalmente (Wee *et al.*, 1999; Sahin, Çehreli, 2001; Iglesia, Moreno, 2001; Ford, 2003). Nicholls (1977) definiu distorção como o movimento relativo de um simples ponto, ou um grupo de pontos, de uma posição de referência originalmente especificada.

O surgimento dos implantes osseointegrados e seus componentes protéticos trouxeram um maior conforto aos profissionais, no que diz respeito à adaptação marginal nos pilares. Os componentes pré-fabricados dos sistemas de implante eliminam a necessidade de moldagem fiel do pilar como nos pilares dentários. Entretanto, devido à limitada micromovimentação dos implantes no tecido ósseo (10 $\mu$ m), o sistema é mais sensível a distorções nas próteses, que geram uma adaptação não passiva (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998). Dessa forma, comparando-se dentes e implantes, se a adaptação marginal em unitários é favorecida nos implantes devido aos componentes pré-fabricados, a adaptação em múltiplos pilares leva ligeira vantagem nos dentes. A presença do ligamento periodontal permite uma micromovimentação dentária ( $\pm$ 100 $\mu$ m), remodelação óssea e compensação de pequenas distorções da prótese (Aparicio, 1994, 1995; Dinato *et al.*, 2001; Karl *et al.*,

\* Mestrando do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Universidade Estadual Paulista – na área de Prótese Dentária; Rua José Bonifácio, 1193, Vila Mendonça – CEP 16015-050, Araçatuba, SP; e-mail: marcelopapa@yahoo.com

\*\* Professor Assistente Doutor do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Universidade Estadual Paulista

2004). Por outro lado, distorções de próteses sobre implantes geram concentrações de tensão sobre o complexo osso-implante-prótese que perduram até que ocorra falha no sistema ou a prótese seja removida (Carr *et al.*, 1996; Dinato *et al.*, 2001). Dessa forma, deve haver o máximo contato entre a base da infra-estrutura (IE), representada pelos cilindros protéticos, e os pilares, representados pelos intermediários ou pelos próprios implantes. Além disso, nenhuma tensão deve ser gerada entre esses pilares (Aparicio, 1994, 1995; Guichet *et al.* 2000; Dinato *et al.* 2001; Iglesia, Moreno, 2001). Quando essa adaptação não é efetiva, gaps (espaços ou fendas) podem estar presentes entre a junção IE-pilar (Dinato *et al.*, 2001; Goossens, Herbst, 2003).

### PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve a finalidade de analisar, baseado na literatura, a viabilidade e a importância de uma adaptação passiva em próteses múltiplas sobre implantes, assim como os prováveis insucessos relacionados à falta de passividade.

### REVISÃO DE LITERATURA

#### Aspectos Biomecânicos

A adaptação passiva é considerada um dos mais significantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante e para o sucesso da reconstrução protética (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998; Taylor *et al.*, 2000; Sahin, Çehreli, 2001; Goossens, Herbst, 2003).

A falta de adaptação das próteses sobre implantes pode trazer algumas conseqüências indesejáveis como falhas protéticas, acúmulo de bactérias, reações teciduais como mucosites e perimplantites e até perda de osseointegração (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998; Taylor *et al.*, 2000; Dinato *et al.*, 2001; Ford, 2003). Em relação às falhas protéticas ou mecânicas, as ocorrências associadas à pobre adaptação são: afrouxamento ou fratura de parafusos, fratura do cilindro de ouro, da IE, da porcelana e do próprio implante (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998; Taylor *et al.*, 2000; Sahin, Çehreli, 2001; Goossens, Herbst, 2003).

Entretanto, existem ainda controvérsias sobre a influência da falta de adaptação sobre quaisquer

efeitos biológicos adversos (Goossens, Herbst, 2003). Em relação às falhas na osseointegração, esse fator não parece ser preponderante, necessitando de mais estudos (Carr *et al.*, 1996). Segundo Brånemark (1983), uma prótese adaptada com precisão teria uma discrepância de até 10µm, que asseguraria um estímulo de remodelação óssea adequado. Esse nível de adaptação poderia ser referido como adaptação passiva, pois após a instalação da prótese os implantes remanesceriam sem tensão nas posições onde foram pré-fixados (Carr *et al.*, 1996).

Carr *et al.* (1996) examinaram o efeito de desadaptações protéticas sobre a osseointegração e o volume ósseo ao redor dos implantes em mandíbulas de babuínos. O estudo comparou a resposta do tecido ósseo ao redor de implantes conectados rigidamente por meio de próteses com boa adaptação (distorção linear de 38 µm) e mal-adaptadas (distorção linear de 345µm). Os dentes antagonistas às próteses foram removidos para se tentar isolar o fator adaptação sobre o comportamento do tecido ósseo. Não houve diferença entre os dois grupos estudados.

Jemt, Book (1996) avaliaram o efeito da falta de adaptação de próteses maxilares fundidas em monobloco sobre a reabsorção óssea marginal dos implantes durante um período de 5 anos. Foram examinados 2 grupos com 7 pacientes cada. O primeiro grupo foi controlado por 1 ano e o segundo por 5 anos. Nenhuma prótese obteve adaptação completamente passiva. Entretanto, foram consideradas clinicamente aceitáveis, pois nenhuma correlação entre o grau de desadaptação das próteses e mudanças nos níveis ósseos marginais foi encontrada. Segundo os autores, há uma certa tolerância biológica óssea para forças estáticas. Contudo, isso não impede a perda óssea em situações clínicas nas quais a precisão da prótese seja pior que a encontrada nesse estudo, ou em pacientes que reagem mais sensivelmente ao estresse ósseo. Os dois grupos mostraram níveis comparáveis de distorção da prótese em relação aos implantes após os períodos estudados (1 ou 5 anos), indicando não haver remodelação óssea que reposicione o implante e compense ortodonticamente a distorção da prótese.

### Aspectos Clínico-Laboratoriais

A desadaptação ou adaptação não passiva é de causa multifatorial. Alguns fatores que influenciam na adaptação passiva são: técnica de moldagem, distorções dos materiais utilizados, processo de fabricação das estruturas metálicas, técnica de soldagem, processo de cocção da porcelana, desenho das IE, e, finalmente, a experiência dos profissionais para realização dos procedimentos e avaliação da passividade (Helldén, Dérand, 1998; Dinato *et al.*, 2001; Goossens, Herbst, 2003). Cada estágio de fabricação da prótese pode contribuir para a distorção das mesmas (Lyzak, 1996; Wee *et al.*, 1999; Karl *et al.*, 2004). Apesar da distorção em cada etapa individual poder ser clinicamente insignificante, a somatória dos erros pode resultar em uma distorção que cause estresses internos significantes para o complexo osso-implante-prótese (Wee *et al.*, 1999, Goossens, Herbst, 2003). O estresse funcional imposto sobre o estresse interno pode ser tolerado pelo sistema ou levar a complicações mecânicas ou biológicas (Wee *et al.*, 1999).

Aparicio (1994) cita três fatores que podem influenciar na adaptação passiva: 1) proximidade dos pontos de fusão do metal da IE e dos cilindros de ouro; 2) distorção da IE durante a queima da porcelana; e 3) soldagem extremamente precisa pelo técnico de laboratório. Iglesia, Moreno (2001) relatam que os cilindros podem sofrer degradação como resultado de sobre-aquecimento durante os processos de fundição, subseqüente remoção do revestimento e processo de soldagem.

Em vista disso, Taylor *et al.* (2000) levantaram duas questões: Qual o nível de desadaptação é clinicamente aceitável? Como medi-la clinicamente? Um implante osseointegrado possui uma micro-movimentação extremamente limitada a 10  $\mu\text{m}$ , referente à resiliência óssea (Karl *et al.*, 2004). A viabilidade de se alcançar próteses passivas dentro da limitação imposta por Brånemark, de 10  $\mu\text{m}$ , por procedimentos indiretos é questionável (Carr *et al.*, 1996; Sahin, Çehreli, 2001). Essa percepção clínica tem sugerido várias outras magnitudes de distorção aceitáveis. Além disso, avaliar clinicamente distorções na ordem de micrômetros se torna difícil ou inviável, necessitando recursos como microscopia

eletrônica de varredura ou equipamentos sofisticados e caros para mensurar tensão (Taylor *et al.*, 2000; Sahin, Çehreli, 2001; Dinato *et al.*, 2001).

Os procedimentos clínicos para avaliação da adaptação das próteses são subjetivos e baseados em sensibilidade e visualização direta ou indireta como sondagem, sensibilidade do paciente e radiografias (Guichet *et al.* 2000; Dinato *et al.*, 2001; Sahin, Çehreli, 2001; Goossens, Herbst, 2003). Outro recurso utilizado para a avaliação clínica de passividade é o teste do aperto de um parafuso, no qual se aperta somente o parafuso mais distal e observa-se a adaptação da IE. Então se parafusa o parafuso do meio e assim por diante, o aperto deve ser realizado até se encontrar uma resistência inicial. Após esta etapa, um giro final de no máximo 180o deve ser realizado para se alcançar um torque de 10 a 15 Ncm e o assentamento completo do parafuso. Se mais que meia volta for necessária, a prótese não estará passiva. Esses 180o eliminariam uma discrepância de 150  $\mu\text{m}$  entre os componentes, que tem sido clinicamente aceito por alguns autores (Jemt, Book, 1996; Guichet *et al.* 2000; Dinato *et al.*, 2001; Iglesia, Moreno 2001; Sahin, Çehreli, 2001).

Apesar de haver um consenso de que desadaptações possam levar a conseqüências adversas, o nível de adaptação clinicamente aceitável não foi determinado (Sahin, Çehreli, 2001). Uma adaptação marginal aceitável não é sinal de uma adaptação passiva, pois os gaps existentes na junção IE-pilar em próteses não passivas podem ser eliminados pela ação de apertamento do parafuso (Dinato *et al.*, 2001; Sahin, Çehreli, 2001). Se esses gaps forem excessivos e mascarados pelo parafusamento, grandes pré-cargas serão introduzidas sobre os componentes protéticos, causando falhas mecânicas (Sahin, Çehreli, 2001, Ford, 2003). Dessa forma, devemos buscar a melhor adaptação possível para diminuirmos ao máximo o nível de estresse interno do complexo implante-prótese. Para isso, alguns cuidados podem ser tomados durante os procedimentos de confecção da prótese.

Para verificarmos a precisão do modelo de trabalho após moldagem, podemos confeccionar um "index" ou guia de verificação. Este pode ser confeccionado posicionando os transferentes no modelo

e unindo-os com resina acrílica e um fio metálico espesso. O index é provado na boca e avaliado por recursos clínicos já citados. A adaptação intra-oral do index reflete a precisão do modelo de gesso (Wee *et al.*, 1999). Outros métodos mais precisos de confecção de index são citados na literatura. Ford (2003), descreve uma técnica na qual se confecciona uma barra em resina composta fotopolimerizável sobre cilindros protéticos posicionados no modelo de trabalho. Os cilindros são asperizados e recobertos com sistema adesivo e resina composta para confecção da barra. Após a polimerização, a barra é seccionada e os segmentos são unidos por uma resina composta gel (Triad Gel; Dentisply) que tem a função de compensar a contração da barra e fraturar sob qualquer tensão durante a prova do index em boca. Iglesia, Moreno (2001), descreveram um index confeccionado em gesso. Os transferentes são unidos com gesso tipo IV desidratado a 400°C, em um forno pré-aquecido, por um minuto. Na ausência de passividade, o index se fratura na boca devido à fragilidade do gesso.

Se ocorrer fratura ou não houver adaptação do index durante a prova em boca, o mesmo pode ser reparado intra-oralmente registrando-se a situação real. A partir daí, pode-se optar por dois procedimentos: 1) nova moldagem e prova do novo index no modelo; 2) reposicionamento do análogo. Pode-se utilizar o index reparado para reposicionamento de análogos no modelo de acordo com a situação intraoral. Essa opção é utilizada quando somente um análogo está mal posicionado. Dessa forma, retira-se o análogo mal posicionado do modelo removendo gesso ao seu redor com uma broca e parafusa-o no index, que é fixado no modelo. O análogo é reposicionado com o acréscimo de gesso ao seu redor (Wee, 1999; Ford, 2003).

Em relação às IE, estas podem ser obtidas de duas maneiras: 1) em monobloco e se não houver adaptação realiza-se o seccionamento e união intra-oral; 2) segmentada com posterior união intra-oral ou no modelo de trabalho (Helldén, Dérand, 1998). A partir da união dos segmentos com resina acrílica, pode-se realizar a soldagem ou a fundição na área de junção. Esta última é feita por meio da inclusão dos segmentos em revestimento, queima e fundição

com a mesma liga utilizada para a fabricação da IE (Wee *et al.*, 1999). Por outro lado, a soldagem pode ser realizada pelo método convencional usando ligas metálicas com baixa temperatura de fusão ou pelo uso de laser e usinagem por descarga elétrica (Wee *et al.*, 1999). Com a utilização do laser, a soldagem é realizada através da fusão do próprio metal, sem a utilização de um metal de adição, o que promove uma melhor união da estrutura metálica soldada (Dinato *et al.*, 2001). O seccionamento e soldagem, não necessariamente, fornecem uma adaptação passiva, mas uma diminuição das tensões ao redor dos implantes, que pode resultar em menor frequência de afrouxamento de parafuso (Sahin, Çehreli, 2001; Ford, 2003).

Segundo Ford (2003), a IE seria mais fraca na área de secção e junção dos segmentos, quando comparada a peças únicas, sem secção. O autor relata uma técnica na qual a correção da falta de passividade é feita pelo aquecimento das áreas que seriam seccionadas, evitando o seccionamento. Assim, o aquecimento fornece uma acomodação da IE em relação às forças de tensão geradas pelo aperto dos parafusos que adaptam a IE de forma não passiva. Com essa técnica, o autor relata que as qualidades metalúrgicas e a integridade da IE remanescem devido ao aquecimento alcançar temperaturas menores que as de soldagem.

Uma outra estratégia para se tentar aumentar a passividade das IE é a fixação intra-oral da prótese definitiva sobre os cilindros protéticos. Os cilindros não são unidos à prótese até que a mesma esteja pronta (Aparício, 1994, 1995; Wee *et al.*, 1999; Iglesia, Moreno, 2001; Goossens, Herbst, 2003). Para uni-los, podemos lançar mão de soldagem, cimento resinoso e resina acrílica autopolimerizável em casos de provisórios. Em relação ao cimento resinoso, podemos utilizar componentes revestidos por sílica para melhorar a adesão metal-componente resinoso (Caeg *et al.*, 1990; Hulterstrom, 1991; Lyzak, 1996; Clelland, van Putten, 1997; Wee *et al.*, 1999). A sílica produz uma camada microscópica de cerâmica sobre o metal. Dessa forma, o material resinoso pode aderir a essa camada com o uso de um agente à base de silano (Caeg *et al.*, 1990; Lyzak, 1996; Wee *et al.*, 1999). O material

utilizado para união corrige as distorções que podem ocorrer durante o processo de fabricação, devido sua função de preenchimento. Além disso, a prótese é parafusada, mantendo sua reversibilidade (Aparicio, 1994; Goossens, Herbst, 2003).

Aparicio (1994) descreveu a técnica citada acima em seu estudo clínico. Os cilindros são parafusados no modelo de trabalho e a IE é encerada sobre os mesmos, respeitando-se o orifício de acesso ao parafuso de fixação. O padrão de cera é removido para fundição, mantendo-se os cilindros no modelo. Durante a prova da IE verifica-se sua entrada e saída de forma telescópica sobre os cilindros posicionados na boca. A prova da porcelana é feita da mesma maneira, porém com cimentação provisória sobre os cilindros em alguns casos, para se conseguir estabilidade durante os ajustes oclusais. A cimentação definitiva é realizada inicialmente sobre o modelo de trabalho para evitar contaminação pela saliva. Assim, a prótese é cimentada sobre os cilindros que são imediatamente desparafusados do modelo, sendo o conjunto parafusado na boca antes do início da presa do cimento. Então, o paciente fecha a boca até que se alcance um ótimo engrenamento dentário. Após a presa do cimento, retira-se a prótese, agora unida aos cilindros, remove-se os excessos de cimento e dá-se o polimento final. O autor considera esse tipo de prótese totalmente passiva. Além disso, os cilindros não são expostos ao aquecimento, o que poderia alterar suas características. Após dois anos controlando 64 próteses, o autor não encontrou problemas quanto ao cimento e relatou que é uma técnica viável para rotina clínica.

Goossens, Herbst (2003) compararam o grau de adaptação entre dois desenhos de próteses metalocerâmicas parafusadas sobre cinco implantes. No primeiro, a prótese parafusada foi cimentada sobre cilindros de titânio com cimento resinoso semelhante à técnica citada acima, e no segundo, a IE (monobloco) foi fundida sobre cilindros UCLA. A adaptação foi avaliada pelo teste do aperto de um único parafuso e também apertando todos os parafusos com um torque de 10 Ncm. Apesar de não haver diferenças estatísticas devido ao tamanho da amostra (3 para cada grupo), as próteses cimentadas sobre os cilindros melhoraram a adaptação

em mais de 50% quando comparadas às próteses fundidas ao cilindro.

Entretanto, Iglesia, Moreno (2001) relatam que a técnica citada anteriormente causa uma série de dificuldades técnicas e não tem sido completamente controlada. Além disso, o cimento pode apresentar porosidades, sofrer degradação e facilitar o acúmulo de bactérias. Dessa forma, esses autores apresentaram um método de união entre a prótese e cilindros de titânio através de pré-soldas a laser (dois pontos na porção coronal e dois na porção apical da IE). Se não houver adaptação, os cilindros podem ser reposicionados, uma vez que foram fixados por pré-soldas. Por outro lado, se verificada a adaptação, é realizada a soldagem total dos cilindros na IE. Helldén, Dérand (1998) também descreveram a técnica de união da IE de titânio e cilindros de titânio utilizando soldagem a laser, porém, sobre o modelo de trabalho.

Marshall *et al.* (1994) ainda relatam o uso de encaixes para próteses muito extensas e curvas que podem sofrer alterações durante a soldagem e aplicação da porcelana.

Em relação ao tipo de fixação das próteses sobre implantes, as cimentadas seriam teoricamente menos comprometidas por distorções do que as parafusadas, pois pequenos desajustes na estrutura cimentada poderiam ser compensados pela cimentação e auxiliariam para que as forças fossem transferidas ao longo de todo sistema prótese-implante-osso (Misch, 1995; Dinato *et al.* 2001). Ghichet *et al.* (2000), compararam as desadaptações marginais e a passividade de adaptação entre próteses parafusadas e cimentadas através de análise microscópica e fotoelástica. Os resultados mostraram não haver diferença estatística na adaptação marginal entre os grupos antes da cimentação e do parafusamento. Entretanto, após o parafusamento, houve uma maior adaptação marginal nas próteses parafusadas em comparação às cimentadas após a cimentação. As próteses parafusadas exibiram variações na localização e intensidade de estresse. Observou-se que ambos os estresses mais alto e mais baixo foram obtidos nas próteses parafusadas. As próteses cimentadas exibiram baixos níveis de estresse, com similaridade na localização (coronal)

e intensidade do estresse. Nenhuma correlação foi encontrada entre a adaptação marginal e a concentração de estresse nas próteses parafusadas. Um relacionamento inverso foi visto entre a desadaptação marginal e o nível de estresse associado às próteses cimentadas.

Karl *et al.* (2004) quantificaram o desenvolvimento de estresse de 4 tipos de próteses: 1) cimentada; 2) parafusada e com a IE fundida usando-se cilindros de plástico; 3) parafusada e com a IE sobrefundida sobre cilindros de ouro; e 4) parafusada e com união intra-oral dos cilindros e prótese. Todas as próteses revelaram uma certa quantidade de estresse. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos 1, 2, 3. O grupo 4 mostrou menores quantidades de estresse que os outros grupos.

## DISCUSSÃO

Teoricamente, para alcançarmos uma adaptação passiva, não se deveria induzir nenhuma tensão sobre o complexo implante-prótese e sobre o tecido ósseo na ausência de cargas externas. Isso pode ser fornecido pelo contato justo, simultâneo e completo das superfícies de todos os retentores e dos cilindros protéticos (Sahin, Çehreli, 2001). Contudo, de acordo com as evidências científicas, tem sido aceito que uma absoluta adaptação passiva é quase impossível de ser obtida (Sahin, Çehreli, 2001). Dessa forma, vários níveis clínicos aceitáveis de adaptação foram sugeridos na literatura, entretanto, ainda não foi estabelecido um grau de adaptação que possa garantir a ausência de comprometimentos no complexo osso-implante-prótese. Além disso, mesmo que fosse estabelecido um nível clínico aceitável, seria difícil ou inviável sua mensuração, na ordem de micrômetros, durante a rotina clínica (Taylor *et al.*, 2000; Sahin, Çehreli, 2001; Dinato *et al.*, 2001). Apesar das diferenças nos níveis de adaptação do estudo de Carr *et al.* (1996) não terem provocado diferenças em relação à resposta do tecido ósseo ao redor dos implantes, esses resultados não podem representar aplicações clínicas, devido à não aplicação de cargas funcionais sobre as próteses que, em seu estudo, estavam sem antagonistas.

Essas cargas poderiam atuar como coadjuvantes de possíveis falhas do conjunto osso-implante-prótese, associadas às tensões geradas pela falta de passividade. A ausência de alterações ósseas na interface osso-implante pode ter sido também consequência de uma absorção de tensões pelo conjunto de componentes protéticos, amortecendo as cargas transferidas ao tecido ósseo (Carr *et al.*, 1996). No estudo de Jemt, Book (1996), também não foi possível se relacionar o grau de adaptação das próteses com a reabsorção óssea marginal dos implantes em próteses maxilares.

Apesar dessa falta de correlação entre adaptação e efeitos adversos sobre o tecido ósseo, procura-se buscar técnicas para a obtenção dos melhores níveis de adaptação possível. É sabido que tensões internas geradas por próteses não passivas podem favorecer a ocorrência de falhas mecânicas, principalmente o afrouxamento dos parafusos (Jemt, Book, 1996; Helldén, Dérand, 1998; Taylor *et al.*, 2000; Sahin, Çehreli, 2001; Goossens, Herbst, 2003). Muitas técnicas para o alcance de passividade são citadas na literatura. A confecção do index para verificação de precisão dos modelos de trabalho tem ganho grande importância dentre os procedimentos clínico-laboratoriais (Wee *et al.*, 1999; Iglesia, Moreno, 2001; Ford, 2003). A união intra-oral dos cilindros e da prótese terminada através de cimentação parece aumentar o nível de passividade das próteses parafusadas devido à capacidade do cimento em compensar pequenas distorções da prótese (Aparício, 1994, 1995; Wee *et al.*, 1999; Iglesia, Moreno 2001; Goossens, Herbst, 2003). Aparício (1994) publicou um estudo no qual controlou esse tipo de prótese por 2 anos e nenhum problema foi encontrado. Entretanto, antes de essa técnica ser recomendada na rotina clínica, sua estabilidade em longo prazo deve ser investigada (Karl *et al.*, 2004).

Os implantes de carga ou função imediata podem também colaborar para uma passividade de adaptação. O período de maturação óssea após injúria pode levar de 12 a 18 meses em humanos (Carr *et al.*, 1996). Segundo Brånemark (1983), o osso ao redor dos implantes continua a se remodelar por um período de 1 ano ou mais até um "estado

fixo" ser alcançado. Nesse período, as propriedades mecânicas do osso são afetadas pela menor quantidade de conteúdo mineral. Assim, o tecido ósseo pode se acomodar e reduzir o nível de tensão na interface osso-implante (Carr *et al.*, 1996). O sucesso dos tratamentos com carga imediata ou carga prematura tem revelado que os implantes podem receber cargas antes do período estabelecido como fase de cicatrização ser concretizado. Entretanto, deve haver uma estabilidade inicial que suporte as cargas funcionais e que permita uma osseointegração com o tempo (Sahin, Çehreli, 2001). O sistema Brånemark Novum pode ter fornecido um avanço significativo na passividade de adaptação. Esse sistema de carga imediata tem o potencial de ser quase passivo com o tempo, pois as cargas aplicadas pela mínima desadaptação fornecem um micromovimento compensatório do implante no tecido ósseo, que pode ser facilmente alcançado em sete horas. Além disso, a IE e todos os componentes são pré-fabricados e os implantes são posicionados de acordo com a IE através de guias cirúrgicos precisos (Sahin, Çehreli, 2001).

## CONCLUSÃO

De acordo com a literatura consultada, podemos concluir que:

- É quase impossível se obter uma prótese absolutamente passiva dentro da limitação imposta por Brånemark (10µm);
- Não há um consenso sobre o nível de adaptação clinicamente aceitável para próteses múltiplas sobre implantes;
- As avaliações clínicas de adaptação são subjetivas e dependem do bom senso e experiência de cada profissional;
- Existem várias técnicas clínico-laboratoriais que visam a passividade, porém há a necessidade de maiores estudos para se verificar a eficácia e o sucesso em longo prazo de cada uma;
- Apesar de não estar bem estabelecida a relação entre adaptação e os efeitos adversos sobre o tecido ósseo, esta pode estar associada com a maior frequência de falhas mecânicas no sistema devido ao armazenamento de tensões. Portanto, a passividade deve ser buscada mesmo reconhecendo-se as limitações de técnicas e materiais.

---

Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha EP, Assunção WG. Passive fit in osseointegrated implants. Rev Bras Implantodont Prótese Implant 2005; 12(47/48): 228-35.

Passive fit is very important to multiple implant-supported prostheses success. Inversely natural teeth, implants do not have physiologic mobility and cannot compensate little distortions acquired during indirect procedures of prosthesis fabrication. In this way, passivity is more critical in implantology. Tensions due to nonpassive fit can cause mechanical fails or adverse biologic reactions. The purpose of this article was to verify the viability to get totally passive prostheses and to evaluate its importance through literature review. It was possible to conclude that is almost impossible to get an absolute passivity according the limitation imposed by Brånemark (10 µm). Besides, there is not a consensus about the clinically acceptable fit level to multiple implant-supported prostheses. Despite is not well established the relation between fit and adverse biologic effects, it can be related to mechanical fails frequency due to tensions concentration.

**KEYWORDS:** Dental Implantation, endosseous; Marginal adaptation; Dental prosthesis, implant-supported.

## REFERÊNCIAS

- Aparicio C. A new method for achieving passive fit of an interim restoration supported by Brånemark implants: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(5):614-8.
- Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodont Rest Dent 1994; 14(5):404-19.
- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995; 8(2):162-78.
- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9(2):149-60.
- Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50(3):339-409.

- Caeg C, Leinfelder KF, Lacefield WR, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resins to metal. *J Prosthet Dent* 1990; 64:37-41.
- Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76(5):500-9.
- Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:793-9.
- Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados. Cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p.283-313.
- Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Implant Dent* 2003; 12(1):11-7.
- Goossens JC, Herbst D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. *SADJ* 2003; 58(7):279-85, 287.
- Guichet LD, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(2):239-46.
- Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(2):190-6.
- Hulterstrom M, Nilson U. Cobalt-chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:475-80.
- Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont* 2001; 14(6):570-4.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5):620-5.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:169-78.
- Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. *In vitro* study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1):19-30.
- Lyzak WA. Corrected master cast procedure for intraoral luted implant frameworks. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4):440-2.
- Marshall JA, Hansen CA, Kreitman BJ. Achieving a passive fit for a screw-retained implant-supported maxillary complete arch ceramometal prosthesis: clinical report. *Implant Dent* 1994; 3(1):31-4.
- Misch C. Screw-retained versus cemented-retained implant-supported prosthesis. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995; 9:15-8.
- Nicholls JI. The measurement of distortion: Theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977; 37:587-9.
- Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2):85-92.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1):66-75.
- Wee AG, Aquilino AS, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2):167-78.

Recebido para publicação em: 10/02/05

Enviado para análise em: 25/03/05

Aceito para publicação em: 14/04/05