

PASSIVIDADE DA ESTRUTURA METÁLICA PARA PRÓTESES FIXAS IMPLANTO-SUPORTADAS

PASSIVITY OF METALLIC FRAMEWORK FOR IMPLANT-SUPPORTED FIXED PROSTHESIS

Stüker, Rafael Augusto*
Teixeira, Eduardo Rolim**
Zani, Izo Milton***

RESUMO

Em virtude da freqüência cada vez maior de reabilitações implanto-suportadas, e de que esta modalidade de tratamento vem se mostrando extremamente eficaz na resolução de várias situações clínicas, foi realizada esta revisão literária com o objetivo de ressaltar questões relacionadas à passividade da estrutura metálica em próteses fixas sobre implantes. São descritos aspectos e alternativas relacionadas a alterações ósseas, assim como procedimentos clínicos e laboratoriais que podem influenciar na passividade de estruturas metálicas, esta que talvez seja o fator mais importante na determinação da longevidade tanto da restauração protética quanto dos implantes.

UNITERMOS: implantes dentários; soldagem; adaptação.

SUMMARY

Regarding implant-supported rehabilitations, a treatment modality extremely effective in terms of solution of several clinical situations, this study was conducted to point out subjects related to the passivity of the metallic framework. Aspects and alternatives related to bone alterations are described, as well as clinical and laboratory procedures that can influence in the framework passivity. Perhaps passivity might be the most important factor in the determination of the longevity for both prosthetic restoration and implant.

UNITERMS: dental implants; welding; adaptation.

INTRODUÇÃO

Cada vez mais freqüentes são as situações clínicas em que os implantes osseointegrados apresentam-se como a alternativa de tratamento mais indicada, mas ainda existem muitas dúvidas quanto ao seu funcionamento e às razões que levam a falhas, sendo a fratura de componentes a mais freqüente, principalmente em casos de reabilitações extensas (Becker et al.¹, 2000).

Uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração (Guichet et al.⁷, 2000). Pode apresentar uma perfeita adaptação aos implantes sem que apresente um ajuste passivo, pela influência de vários outros fatores envolvidos, mas uma estrutura desadaptada com certeza não possuirá passividade.

Entre os fatores que influenciam neste conceito, faz-se necessário um levantamento sobre os

* Especialista em Prótese Dentária pela Universidade Federal de Santa Catarina. Mestrando em Prótese Dentária pela PUCRS.

** Doutor em Implantodontia pela Universidade de Hiroshima – Japão. Coordenador da área de Prótese Dentária do Mestrado e Doutorado em Odontologia da PUCRS.

*** Mestre e Doutor em Prótese Dentária pela USP-SP. Coordenador do Curso de Especialização em Prótese Dentária da UFSC.

processos laboratoriais que estão envolvidos na fabricação de estruturas para implantes, assim como diferentes métodos de solda, além de alternativas clínicas para melhorar a adaptação das estruturas metálicas aos implantes.

Visando esclarecer algumas dúvidas, este trabalho tem por objetivo apresentar situações relacionadas com a passividade da estrutura metálica implanto-suportada que parece ser o principal responsável pela grande maioria de fracassos, assim como sucessos neste tipo de restauração.

REVISÃO DA LITERATURA

Sobre a resposta óssea relacionada com a passividade, Bränemark² (1983) afirmou que uma carga controlada é necessária para a estimulação de um remodelamento ósseo na interface com a superfície do implante e manutenção da osseointegração, possibilitando uma seqüência apropriada dos eventos celulares/teciduais. A prótese deve possuir uma precisão na adaptação de aproximadamente 10 mm, para que propicie um estímulo de remodelamento adequado, e este nível de adaptação é considerado passivo, pois após a conexão da prótese, a posição dos implantes permanecerá a mesma em relação à sua posição antes da fixação.

Muitos autores consideram a passividade um pré-requisito para o sucesso clínico e manutenção da osseointegração a longo prazo, embora não esteja bem claro o que seja uma adaptação passiva e como atingi-la ou medi-la. É questionável a habilidade em produzir e detectar níveis de adaptação no que considera-se passivo, e alguns autores afirmam que o ajuste de uma prótese pode não ser tão importante quanto se espera em relação à resposta óssea (Carr et al.³, 1996).

Quanto ao conceito de passividade, Sahin et al.¹⁹ (2001) afirmaram que uma estrutura com uma adaptação passiva, deve, teoricamente, induzir uma carga de absolutamente zero nos componentes do sistema de implantes e no osso adjacente na ausência de uma carga externa. De acordo com evidências científicas e com os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados para a fabricação de estruturas, os autores observaram que este nível de ajuste não pode ser atingido, o que pode acarretar em conseqüências de uma pobre adaptação a perda do parafuso de ouro, fratura do parafuso de fixação ou do próprio implante, assim como de outras estruturas do sistema.

Embora algumas complicações sejam atribuídas a uma falta de passividade, seu efeito no sucesso dos implantes é questionável, existe também

a teoria que um certo desajuste não induziria perda óssea em função de um mecanismo de compensação biológica. Um fator essencial a ser levado em consideração é que um dente possui um movimento vestibulo-lingual fisiológico entre 56 e 108 μm , e uma intrusão de 28 μm sobre cargas normais devido à presença do ligamento periodontal (Nishimura et al.¹⁶, 1999). Como os implantes são completamente envolvidos por tecido ósseo e sua interface não é resiliente, um movimento mínimo é observado, que é atribuído a deformações do tecido ósseo sobre cargas, assim estas duas estruturas apresentam comportamentos diferentes sobre cargas similares, onde o dente tem uma tendência de migrar quando é submetido a uma sobrecarga, enquanto que nos implantes, a carga é distribuída sobre o sistema e transferida ao osso, por isso, justifica-se a intrusão de dentes em uma prótese fixa implanto-dentosuportada (Sahin et al.¹⁹, 2001).

A imprecisão em uma prótese convencional de múltiplos elementos não é tão evidente pela mobilidade do ligamento periodontal que pode acomodar uma distorção, o que as próteses implanto-suportadas não apresentam (Tan et al.²², 1993).

Segundo Rangert et al.¹⁷ (1989) a unidade de ancoragem do sistema de implantes que consiste do implante, do pilar e do cilindro de ouro que estão conectados ao pilar e ao parafuso, devem transferir as forças oclusais para o osso sobre forma de estresse fisiológico, por isso o desenho da prótese e o posicionamento dos implantes têm uma influência significativa nesta carga conduzida sobre o tecido ósseo assim como sobre os parafusos, e uma perfeita adaptação aos pilares e uma alta rigidez da estrutura são necessários para uma correta distribuição das forças de flexão, pois quando o ajuste entre o implante e a prótese não é preciso, algumas das unidades de ancoragem sofrem uma maior porção das cargas, enquanto outras não sofrerão virtualmente carga nenhuma (Golden et al.⁴, 2000).

As influências biomecânicas representam um fator importante na longevidade do osso ao redor dos implantes, pois as forças que incidem sobre uma prótese implanto-suportada durante a mastigação serão transferidas aos implantes e causam estresse no tecido ósseo adjacente, este que pode levar a uma reabsorção óssea e conseqüente perda dos implantes. As cargas que incidem sobre o sistema têm influência direta no remodelamento ósseo, onde uma força moderada induz uma formação óssea, enquanto que uma exagerada leva a uma reabsorção (Meijer et al.¹⁵, 1992).

Embora a passividade no ajuste das restaurações seja considerada essencial no sucesso das restaurações com implantes osseointegrados, Jemt et al.¹¹ (1996) não encontraram correlação estatística entre desadaptação da prótese e modificações no nível do osso marginal, ou perda óssea, com um *gap* de 111 μm em média em um grupo com 1 ano e de 91 μm com 5 anos de acompanhamento em um estudo *in vivo*.

Com conclusões semelhantes ao estudo anterior, Carr et al.³ (1996) também não encontraram diferenças significativas ao avaliar a resposta óssea ao redor de implantes posicionados na mandíbula de babuínos suportando próteses parafusadas que exibiam dois níveis de desadaptação: 38 μm e 345 μm sem carga funcional ou oclusal, sugerindo o oposto do que se espera clinicamente.

Também para Riedy et al.¹⁸ (1997) a precisão no ajuste entre a estrutura metálica e os implantes tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência de cargas, na biomecânica do sistema de implantes, na ocorrência de complicações e na resposta tecidual nesta interface.

Para Helldén et al.⁹ (1998); Helldén et al.¹⁰ (1999) como os implantes osseointegrados não possuem resiliência ao osso, a importância de estruturas passivamente adaptadas para a prevenção da transmissão de cargas para o implante e osso subjacente é fundamental, porém, experimentos com animais e estudos clínicos não têm demonstrado maiores efeitos biológicos adversos induzidos por desajuste.

Descrevendo os vários fatores responsáveis para atingir a passividade de uma estrutura metálica para implantes, Watanabe et al.²³ (2000) afirmaram que para aumentar a precisão entre o pilar do implante e a sobreestrutura vários métodos de moldagem, solda, fundição têm sido desenvolvidos, e parece ser um consenso que não é possível adaptar uma estrutura extensa passivamente sobre os pilares utilizando a fundição de uma peça única, avaliaram também a ordem em que os parafusos foram fixados em relação à produção de tensões sobre o osso. Com um torque de 14,5 Ncm, a seqüência de parafusamento que produziu as menores tensões foi primeiramente o central e posteriormente os laterais. Ressaltaram que a análise visual de adaptação do ajuste não é tão importante, e sim o estresse causado pela estrutura, pois muitas vezes a estrutura aparenta uma adaptação satisfatória, mas pode estar produzindo um nível de tensão não satisfatório, e próteses que apresen-

tam discrepâncias visíveis ou movimentos sobre os pilares não devem ser instaladas, no que concordam Jemt et al.¹³ (1996) que alertam para que o clínico se preocupe em avaliar seus valores de adaptação.

Goll⁵ (1991) citou que uma estrutura metálica fundida para uma arcada completa que se adapte passivamente em múltiplos implantes não é possível de ser atingida todas as vezes em consequência da série de detalhes envolvidos em sua produção. Também analisou a questão de fundir uma peça inteira ou em múltiplas secções a serem soldadas, observou que as fundições com níquel-cromo são significativamente menores, enquanto que as fundições com metais preciosos são mais volumosas que o padrão. Na fundição de apenas uma peça as propriedades de resistência e dureza do metal são mantidas, enquanto que se duas ou três peças são soldadas as propriedades são alteradas e esta estrutura não poderá sofrer tratamento térmico, além da vantagem de necessitar um menor tempo laboratorial, mas se a estrutura não se adaptar adequadamente ela deve ser seccionada e as partes unidas com resina acrílica e uma nova soldagem é produzida fixando os novos análogos metálicos e vertidos à nova posição (Figs. 1, 2, 3 e 4).

Riedy et al.¹⁸ (1997) consideram a técnica convencional de cera perdida imprecisa se julgada pelos requisitos de um ajuste passivo, e aconselha a secção de uma estrutura de resina acrílica que posteriormente será soldada a laser, o que também é relatado por Helldén et al.¹⁰ (1999).

Helldén et al.⁹ (1998) consideram as distorções da estrutura durante os procedimentos de fundição a maior causa de desajustes tanto para implantes como para restaurações convencionais.

Hebel et al.⁸ (2000) sugerem que após a fundição, se a estrutura não se adaptar no modelo, deve ser seccionada e soldada sobre ele antes de ser levada na boca, sem a necessidade da presença do paciente. Outra sugestão para evitar a secção e solda é a utilização de um *jig* para verificar a precisão do modelo-mestre antes da fabricação da estrutura. Knudson et al.¹⁴ (1989) também descrevem uma técnica de confecção de um *jig* de verificação onde os componentes podem ser esplintados no modelo de trabalho e retornar à cavidade bucal para confirmar sua precisão. Se com o *jig* não for obtida uma boa adaptação dos pilares na cavidade bucal, uma nova moldagem é necessária, esta técnica elimina a chance da fabricação de uma estrutura em um modelo impreciso.



Figura 1 – Estrutura metálica apresentando uma adaptação insatisfatória.



Figura 2 – Prova e corte da estrutura metálica.



Figura 3 – União em boca para solda.



Figura 4 – Radiografia final apresentando uma perfeita adaptação entre a estrutura metálica e os implantes.

Sahin et al.¹⁹ (2001) afirmam que cada passo na fabricação de uma estrutura fundida influencia no ajuste final, onde já temos uma discrepância mínima entre os componentes de moldagem e o pilar protético.

Sartori et al.²⁰ (2004) descrevem outra alternativa para melhorar a adaptação de uma estrutura metálica aos implantes, a eletro-erosão. Foram comparadas estruturas metálicas de ouro e titânio antes e após esta técnica, e observaram que este procedimento reduziu os *gaps* na interface entre a estrutura metálica e os implantes em ambos os grupos e em todas as condições avaliadas.

Sobre a técnica de solda, Gordon et al.⁶ (1970) apresentam uma série de vantagens da soldagem a laser o que a torna superior às demais, visto que não são necessárias transferências, pois ela é realizada diretamente no modelo de trabalho, sem distorções quando posicionado nos troquéis. Como preparos para a solda a laser, o metal de cada lado da união deve possuir uma superfície

de contato lisa para obtermos uma melhor união, esta solda penetra de 0,5 e 1 mm, dependendo da energia utilizada e do tipo de metal, e o tempo consumido para a solda é de aproximadamente 4 minutos, o que contrasta com a soldagem convencional de aproximadamente 2 horas (Jemt et al.¹², 1992).

Sjögren et al.²¹ (1988) também avaliaram as características mecânicas da solda a laser de ligas de titânio com diversas variações comparando com a técnica de brasagem com uma liga de ouro, e observaram os melhores resultados com a solda a laser que também podem estar relacionados com um maior controle de qualidade das ligas de titânio, conclusões semelhantes foram encontradas por Riedy et al.¹⁸ (1997).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base na literatura apresentada sobre a passividade da estrutura metálica para próteses

fixas implanto-suportadas, observa-se que existem diversas variáveis que podem ter influência sobre o resultado final desta restauração.

Dentre as alternativas laboratoriais citadas para melhorar a adaptação de uma estrutura metálica para implantes, é consenso entre os autores que a solda a laser demonstrou vantagens sobre os procedimentos com os quais foi comparada, tanto em relação à precisão quanto ao tempo do procedimento. Como desvantagens o alto custo do equipamento e o não conhecimento e domínio da técnica pela maioria dos laboratórios.

A passividade da estrutura metálica para implantes exerce um papel fundamental na longevidade de uma reabilitação implanto-suportada, principalmente do ponto de vista mecânico, pois ainda não se tem um consenso sobre sua influência na osseointegração.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 2000;84(2):210-4.
2. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1983;50(3):399-410.
3. 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 (St. Louis)*. 1996;76(5):500-9.
4. Golden WG, Wee AG, Danos TL, Cheng AC. Fabrication of a two-piece superstructure for a fixed detachable implant-supported mandibular complete denture. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 2000;84(2):205-9.
5. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – clinical procedures. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1991;66(3):377-84.
6. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of ceramic fixed prostheses. *Dent Digest*. 1970;306-9.
7. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants (Lombard)*. 2000;15(2):239-46.
8. Hebel KS, Galindo D, Gajjar RC. Implant position record and implant position cast: minimizing errors, procedures and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 2000;83(1):107-16.
9. 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 (Lombard)*. 1998;13(2):190-6.
10. Helldén LB, Dérand T, Johansson S, Lindberg A. The Cresco Ti precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1999;82(4):487-91.
11. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants (Lombard)*. 1996;11(5):620-5.
12. Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Restorative Dent (Chicago)*. 1992;12(3):177-83.
13. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1996;75(3):314-25.
14. Knudson RC, Williams EO, Kemple KP. Implant transfer coping verification jig. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1989;61(5):601-2.
15. Meijer HJ, Kuiper JH, Starman FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1992;68(1):96-102.
16. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1999;81(6):696-703.
17. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants (Lombard)*. 1989;4(3):241-47.
18. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 1997;78(6):596-604.
19. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent (Baltimore)*. 2001;10(2):85-92.
20. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Matos M da G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electro-erosion. *J Prosthet Dent (St. Louis)*. 2004;92(2):132-8.
21. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium dentistry. *Acta Odontol Scand (Oslo)*. 1988;46:247-53.
22. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis, RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont (Lombard)*. 1993;6(4):346-63.
23. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants (Lombard)*. 2000;15(2):209-18.

Recebido para publicação em: 06/04/2005; aceito em: 30/08/2005.

Endereço para correspondência:

RAFAEL AUGUSTO STÜKER
Rua Jardim dos Eucaliptos, 1070 casa 2 – Campeche
CEP 88063-270, Florianópolis, SC, Brasil
E-mail: rafaelstucker@yahoo.com