

Estudo comparativo entre dois métodos de aplicação de torque aos pilares protéticos em implantes de conexão externa

Comparative study between two methods of torque application on external hexagon implants abutments

Anderson Almeida Castilho*
Priscilla Cristoforides Pereira*
Rodrigo Otávio Assunção**
Alberto Noriyuki Kojima***
Renata Faria***
Marco Antonio Bottino****

Resumo

O propósito do presente estudo foi avaliar o efeito do retorque na pré-carga de pilares protéticos fixados a implantes de conexão externa após diferentes tempos de espera. Trinta implantes de conexão externa (Screw Master®, Conexão) foram incluídos em resina acrílica. Sobre cada implante foi instalado um pilar protético (Ceraone®, Conexão) e, sobre estes, aparafusados os parafusos de fixação (30 Ncm), com o auxílio de um torquímetro digital. Os conjuntos implantes/pilares foram divididos em seis grupos, de acordo com os fatores "retorque" e "tempo de espera para coleta dos dados" (2, 5 e 10min) (n = 5): aplicação de torque + coleta de dados de destorque após 2min (GA₁), 5min (GA₂) e 10min (GA₃); aplicação de torque + retorque após 10min + coleta de dados de destorque após 2min (GB₁), 5min (GB₂) e 10min (GB₃). Os dados obtidos foram analisados estatisticamente pelos testes Anova (dois fatores) e Tukey (5%). As médias ± desvios-padrão dos valores de destorque (Ncm) observados para as condições experimentais foram: GA₁: 25,39 ± 1,59; GA₂: 22,91 ± 1,74; GA₃: 21,95 ± 1,07; GB₁: 28,16 ± 2,92; GB₂: 21,97 ± 1,44; GB₃: 21,21 ± 2,91. Verificou-se que os métodos de aplicação de torque (retorque) não influenciaram na perda de pré-carga para os grupos estudados (p =

0,6427 > 0,05) e que o tempo de espera para coleta dos dados do retorque afetou de maneira significativa os valores de pré-carga, sendo os maiores após 2min da aplicação do torque (p = 0,0001 < 0,05). Conclui-se que houve perda significativa da pré-carga após 5min da aplicação do torque.

Palavras-chave: Implante. Torque. Pilar protético.

Introdução

O afrouxamento do parafuso que retém a prótese ao implante é considerado uma das complicações protéticas mais frequentes, especialmente em restaurações localizadas em áreas de pré-molares e molares¹. Além de maior tempo clínico consumido, problemas como fístulas associadas ao afrouxamento dos parafusos, sobrecarga, danos aos implantes e tecidos de suporte têm sido considerados fatores que podem gerar altos custos²⁻⁶.

* Alunos do curso de mestrado em Odontologia Restauradora, especialidade Prótese Dentária, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos - SP, Brasil.

** Aluno do curso de doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos - SP, Brasil.

*** Doutores em Odontologia Restauradora, especialidade Prótese Dentária, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos - SP, Brasil.

**** Professor Titular Doutor da disciplina Prótese Parcial Fixa do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos - SP, Brasil.

Percebe-se que a perda da pré-carga dos parafusos de fixação é um dos fatores predominantes para o seu afrouxamento. Durante a pré-carga o parafuso é alongado e os filetes das roscas são mantidos sob tensão. Assim, a força de atrito gerada entre as roscas do parafuso do pilar protético e as roscas do implante mantém o equilíbrio no sistema e propicia um contato entre ambos, imprimindo à prótese ausência de movimento⁷. Essa força de aperto deve ser suficiente para prevenir o afrouxamento quando as próteses estão em função^{8,9}.

Pesquisas clínicas relatam uma perda dos parafusos entre 6% e 31% após a primeira visita pós-inserção^{10,11}, além de demonstrarem uma maior incidência de perda da pré-carga e fratura de parafusos de conexões implante-intermediário em implantes de conexão externa¹². Num estudo retrospectivo relativo às restaurações unitárias, observou-se que 57% dos parafusos dos *abutments* (fixação) foram perdidos durante o primeiro ano em função e apenas 37% permaneceram estáveis após três anos de acompanhamento¹.

Vários fatores podem influenciar na estabilidade dos parafusos e, possivelmente, causar o seu afrouxamento pela perda da tensão, tais como o desenho geométrico e precisão da adaptação na união dos componentes, a adaptação passiva do pilar ao implante ou do cilindro protético ao pilar, a diferença do coeficiente de fricção dos parafusos, que, por sua vez, dependem da dureza do material das roscas e acabamento das superfícies, a quantidade e propriedades do lubrificante, velocidade do apertamento¹³⁻¹⁵, forças de fricção sobre a cabeça do parafuso, tipo de *abutment* e parafuso, *design* dos parafusos¹⁶, sistema de aplicação de torque utilizado e controle de qualidade do fabricante¹⁷. Percebe-se que cargas aplicadas externamente e forças mastigatórias que adicionam tensão de tração aos parafusos reduzem essa fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar^{14,15}. Aliado a isso, possíveis danos às roscas internas e possível fratura do parafuso podem ocorrer quando superfícies usinadas não se adaptam passivamente e o parafuso é apertado na tentativa de se aumentar o assentamento, além, até mesmo, da potencial perda do implante¹⁴.

A deformação e o escoamento das superfícies de contato entre os componentes do *abutment* e implante resultam na redução da pré-carga. Esse fenômeno, conhecido como “sedimentação”, é baseado no fato de que nenhuma superfície é completamente plana e que todas as superfícies usinadas exibem certo grau de rugosidade. Assim, quando um parafuso de fixação é aparafusado pela primeira vez ao implante, o contato entre as roscas do implante e as do *abutment* ocorre apenas nas microrrugosidades. Em virtude da ocorrência desse fenômeno, estima-se que, em média, haja uma redução nos valores da pré-carga entre 2% e 10%, o que ocorre nos primeiros segundos ou minutos logo após o aparafusamento do parafuso de fixação ao pilar protético¹⁸.

Embora melhorias nos materiais tenham diminuído a incidência de perdas dos parafusos¹², a frequente visualização dessas complicações tem levado a pesquisas de mecanismos que visem minimizar esses problemas²⁻⁶. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do retorque na manutenção da pré-carga de pilares protéticos fixados a implantes de conexão externa após diferentes tempos de espera.

Materiais e método

Inclusão dos implantes

Com o auxílio de uma matriz metálica, trinta implantes de conexão externa (Screw Master®, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, SP, Brasil) foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, possibilitando que as mensurações posteriores fossem sempre realizadas no longo eixo de cada implante. Sobre cada implante foi instalado um pilar protético (Ceraone®, Conexão Sistemas de Prótese Arujá, São Paulo, SP, Brasil) e, sobre estes, com o auxílio de um torquímetro digital (TQ-8800®, Lutron, Taiwan), foram aparafusados os parafusos de fixação de titânio (encaixe quadrado) com um torque de (30 Ncm).

Desenho experimental

Os conjuntos implantes/pilares foram divididos em seis grupos de acordo com os fatores “retorque” (dois níveis: com e sem) e “tempo de espera para coleta dos dados” (três níveis: 2, 5 e 10min) (n = 5): GA₁- aplicação de torque + coleta de dados de destorque após 2min; GA₂- aplicação de torque + coleta de dados de destorque após 5min; GA₃- aplicação de torque + coleta de dados de destorque após 10min; GB₁- aplicação de torque + retorque após 10min + coleta de dados de destorque após 2min; GB₂- aplicação de torque + retorque após 10min + coleta de dados de destorque após 5min e GB₃- aplicação de torque + retorque após 10min + coleta de dados de destorque após 10min.

Utilizou-se um dispositivo metálico para fixar os implantes, evitando-se movimentos no momento de realização dos testes de torque e destorque. O torquímetro foi posicionado de forma que a chave de encaixe quadrado (Conexão Sistemas de Prótese Arujá, São Paulo - SP, Brasil) acoplada ao mandril do mesmo ficasse totalmente paralela ao longo eixo do implante. Para a mensuração do torque e destorque utilizou-se novamente o torquímetro digital portátil TQ-8800®. Seguindo-se metodologia utilizada no estudo de Breeding et al.¹⁸ (1993), foram realizadas três repetições em cada ato de destorque para se obter uma média para os valores de torque e destorque. Cada dado obtido foi automaticamente armazenado num *software* especial aplicado ao torquímetro digital.

Análise estatística

Foi realizado um experimento inteiramente ao acaso, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 3, em que o fator “retorque” apresentava dois níveis (com e sem) e o fator “tempo de espera”, três níveis (2min, 5min e 10min). Essas seis condições experimentais, que têm como unidade experimental o sistema formado por três elementos (implante, pilar protético e parafuso), foram submetidas a cinco réplicas. Os trinta dados foram submetidos ao método estatístico da Anova (dois fatores) sob o nível de significância de 5%.

Resultados

Para avaliar o relacionamento entre os fatores “retorque” e “tempo de espera” os dados obtidos neste experimento foram submetidos à análise estatística Anova (dois fatores).

Verificou-se por meio do Anova que o fator retorque não influenciou na perda de pré-carga para os grupos experimentais estudados ($p = 0,6427 > 0,05$) e que o tempo de espera para coleta dos dados do retorque afetou de maneira significativa os valores de pré-carga, sendo os maiores obtidos após 2min da aplicação do torque ($p = 0,0001 < 0,05$). A interação entre os fatores “retorque” e “tempo de espera” não foi significativa ($p = 0,1042 > 0,05$). Assim, a alteração de pré-carga em ambos os métodos de torque no período de 2min é praticamente a mesma experimentada nos demais tempos de espera (Tab. 1).

Tabela 1 - Teste estatístico Anova dois fatores para os dados obtidos

Efeito	Gl	SQ	QM	F	p
Método	1	0,948	0,948	0,22	0,6427
Tempo de espera	2	153,981	76,9904	17,92	0,0001
Interação	2	21,374	10,6870	2,49	0,1042
Resíduo	24	103,086	4,2953		
Total	29	279,389			

As médias \pm desvios-padrão dos valores de destorque observados para todas as condições experimentais foram: $GA_1: 25,39 \pm 1,59$ Ncm; $GA_2: 22,91 \pm 1,74$ Ncm; $GA_3: 21,95 \pm 1,07$ Ncm; $GB_1: 28,16 \pm 2,92$ Ncm; $GB_2: 21,97 \pm 1,44$ Ncm; $GB_3: 21,21 \pm 2,91$ Ncm.

Ao se compararem as seis condições experimentais entre si por meio do teste de Tukey 5%, observou-se que os grupos GA_1 e GB_1 apresentaram os maiores valores de destorque (Tab. 2).

Tabela 2 - Resultado do teste de Tukey (5%) para as seis condições experimentais.

Método/Tempo (min)		Média (\pm DP) (Ncm)	Grupos homogêneos		
A	2	25,38 \pm 1,59	A	B	
	5	22,91 \pm 1,74		B	C
	10	21,95 \pm 1,07		B	C
B	2	28,12 \pm 2,92	A		
	5	21,97 \pm 1,44		B	C
	10	21,21 \pm 2,91			C

Quando o método de torque foi avaliado isoladamente, observou-se que os valores de destorque foram semelhantes (A: $23,413 \pm 2,04$ Ncm; B: $23,769 \pm 3,97$ cmN), ao passo que, quando o fator tempo de espera foi avaliado separadamente, o tempo 2min ($26,757 \pm 2,65$ Ncm) apresentou valor de destorque estatisticamente superior aos demais tempos: 5min ($22,437 \pm 1,58$ Ncm) e 10min ($21,580 \pm 2,10$ Ncm), os quais foram semelhantes entre si (teste de Tukey 5%).

Discussão

A busca por soluções para o problema de afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* e suas consequências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa¹⁹, incentivando a investigação de outras formas de tratamento de superfícies dos parafusos a fim de se otimizar a pré-carga²⁰, assim como ao estudo de outras formas de conexão *abutment*/implante¹⁹.

Uma redução nos valores de pré-carga é esperada nos primeiros segundos ou minutos após a aplicação do torque, em razão da deformação e escoamento das superfícies de contato entre os componentes do *abutment* e implante¹⁸. Para otimizar os valores obtidos na pré-carga, diversos autores recomendam o retorque do parafuso com o mesmo valor de torque após 10min do torque inicial aplicado^{12,21,22}. Com os resultados obtidos no presente estudo foi possível observar que após 5 e 10min do torque, os valores de destorque foram menores estatisticamente em comparação ao tempo de 2min. Baseado em estudos prévios realizados pelos autores deste trabalho, os tempos de leitura do destorque foram determinados, os quais foram adotados como base para nova aplicação do torque (retorque) utilizado nas amostras dos grupos GB₁, GB₂ e GB₃.

Os valores de destorque obtidos neste estudo para todos os grupos, em seus respectivos intervalos de tempo, foram menores que o torque inicial, que variou de 90% a 86% para o Grupo A e de 78% a 75% para o Grupo B. Esses resultados estão de acordo com os obtidos em estudos prévios, nos quais foi demonstrado que valores de destorque imediatamente mensurados após o torque inicial dos parafusos de fixação dos *abutments* sempre foram menores que os do torque inicial^{14,19,23}.

Khraisa et al.¹⁹ (2002) demonstraram uma perda percentual média de 83,3% em *abutments* de titânio de conexão externa antes da aplicação de cargas, assim como valores diferentes de destorque de acordo com cada marca comercial analisada^{24,25}. A escolha por *abutments* pré-usinados neste estudo foi motivada pelo fato de haver influência direta em valores de destorque obtidos imediatamente após a aplicação de torque em comparação aos *abutments* que necessitam de procedimentos de fundição, acabamento e polimento para sua confecção, como foi observado em outros estudos²⁴⁻²⁶. Evitou-se, assim, uma variável que pudesse interferir nos resultados.

Observou-se ainda que o procedimento de retorque otimizou em 10% a manutenção dos valores de pré-carga obtidos após a leitura do destorque em 2min, embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Em vista dos dados obtidos em relação aos grupos B₂ e B₃ (22% e 25% menores em relação ao grupo B₁), pode-se afirmar que o efeito de sedimentação foi mais marcante nos grupos A₂ e A₃ em vista da suposta deformação e escoamento das superfícies de contato entre os componentes do *abutment* (parafuso de fixação e pilar protético) e implante, uma vez que foi reaplicado o torque. Isso pode ser justificado por uma possível deformação plástica entre as superfícies contactantes, com consequente perda progressiva da capacidade de manutenção da pré-carga em função do tempo. Entretanto, quando se compararam os valores de destor-

que entre GA₂ e GB₂ e entre GA₃ e GB₃, não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos. Assim, o retorque não influenciou na manutenção da pré-carga do parafuso de fixação entre os grupos estudados.

Embora haja uma tolerância na justeza de adaptação entre os hexágonos dos *abutments* e hexágonos dos implantes, o que geralmente se situa em cinco graus²⁴, uma tolerância excessiva pode ocasionar a perda dos parafusos por fadiga flexural⁷. Além disso, pode-se supor que valores mensurados de torque e destorque possam ter sido afetados por esse grau de liberdade de justeza de adaptação, constituindo-se em falsos valores obtidos, uma vez que pode haver uma acomodação entre as superfícies contactantes do sistema.

Caso fossem empregados testes de fadiga mecânica aos *abutments* conectados aos implantes, possivelmente os valores de destorque obtidos seriam afetados quanto à análise da pré-carga, como observado em estudos anteriores^{18,19,27-29}. Além da fadiga mecânica, o torque aplicado e a pré-carga são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção depende, por sua vez, da dureza do material das roscas, de acabamento das superfícies, da quantidade e propriedades do lubrificante e da velocidade de apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção, menor será a pré-carga^{13,15,22}. Nesse sentido, pode-se supor que os testes *in vitro* podem apresentar valores diferentes comparativamente aos testes *in vivo*, uma vez que existe a ação da saliva atuando como lubrificante. Outra limitação deste estudo é a impossibilidade de se padronizar a velocidade de apertamento dos parafusos de fixação dos *abutments*, mesmo sendo realizados pelo mesmo operador, fato que pode influenciar nos valores de destorque.

Deve-se considerar ainda que a aplicação de um torque acima dos valores recomendados pelos fabricantes, com o objetivo de minimizar os problemas relativos ao afrouxamento de os parafusos, não é recomendada na prática clínica, mesmo diante do fato de os parafusos operarem dentro de um limite de segurança relativo ao torque aplicado, que não ultrapassa 60% da resistência mecânica do material²³. Esse fato limita a atuação dentro de seus limites de elasticidade, evitando-se, assim, cargas acima do seu limite de resistência mecânica, com a consequente fratura do material^{15,24}.

Neste estudo foram utilizados componentes de um mesmo lote, mas, segundo estudos previamente realizados¹⁵, pode haver diferença significativa na manutenção da condição de pré-carga alcançada em componentes protéticos até mesmo de um mesmo lote.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que para o sistema de conexão e marca comercial analisados, independentemente do método utilizado para aplicação do torque aos pilares protéticos, houve uma perda significativa da pré-carga após 5min da aplicação do torque.

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of the retorquing on the preload of Ceraone abutment fixed to implants of external connection after different elapsed times for data collection. Thirty external hexagon implants (ConexãoTM, Brazil) were embedded in acrylic resin. After, the CeraoneTM abutments were fixed on each implant and the torque was applied (30 Ncm). The sets of implant/abutment/screw were divided among six groups according to the factors "retorquing" and "elapsed times for data collection" (2, 5 and 10 min) (n = 5): torque application + detorque data collection after 2min (GA1), 5min (GA2) and 10min (GA3) and torque application + new torque application (retorquing) after 10min + detorque data collection after 2min (GB1), 5min (GB2) and 10min (GB3). The data obtained were statistically analyzed by using the ANOVA two-way and Tukey test (5%). The means (\pm DP) of the detorque values (Ncm) observed for the experimental conditions were: GA1: 25.39 ± 1.59 ; GA2: 22.91 ± 1.74 ; GA3: 21.95 ± 1.07 ; GB1: 28.16 ± 2.92 ; GB2: 21.97 ± 1.44 ; GB3: 21.21 ± 2.91 . It was observed that the methods for torque application (retorquing) did not influence the lost of preload for the groups studied ($p = 0.6427 > 0.05$) and that the elapsed time for retorquing data collection significantly affected the preload values, where the higher values were obtained after 2 min ($p = 0.0001 < 0.05$) torque application. We concluded that regardless the methods used for torque application, there was a significant loss of preload after 5min torque application.

Key words: Implants. Torque. Abutment.

Referências

1. Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1990; 10:340-9.
2. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:29-36.
3. Lewis S, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992; 67:509-15.
4. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:372-8.
5. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:52-8.
6. Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single tooth replacements by the use of Branemark implants. *Int J Prosthodont* 1999; 12:483-91.
7. Patterson E, Johns M. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:26-34.
8. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5):529-36.
9. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant screw mechanics. *Dent Clinics North Am* 1998; 42(1):71-89.
10. Scheller H, Urgell P, Kultje C. A 5-year multicenter study on implantsupported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:212-2.
11. Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: A retrospective study of 78 implants. *J Periodontol* 1999; 70:449-54.
12. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81:537-52.
13. Burguete RL, Johns RB, King TL. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6):592-9.
14. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brumski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:48-63.
15. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3):295-302.
16. Schulte J, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent* 1997; 6:28-31.
17. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:367-77.
18. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-9.
19. Khraisa T, Stegaroiu R, Nomura S, Myakawa O. A fatigue resistance of two implant abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6):604-10.
20. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Milerr AW. Implant abutment screw rotations on preload for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86:24-32.
21. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002; 28(2):67-73.
22. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol* 2003; 29(5):242-5.
23. Nakamura LH. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno após o ensaio de ciclagem mecânica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.
24. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:529-36.
25. Binon P. The spline implant: Design, engineering and evaluation. *Int J Prosthodont* 1996; 9(5):419-33.
26. Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol* 2000; 91-105.
27. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. Effect of Casting procedures on screw loosening in UCLA type abutments. *J Prosthodont* 2006; 15:77-81.

28. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagnerj, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants 2001; 85(6):599-607.
29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant- abutment ulinterface after fatigue testing. J Prosthet Dent 2001; 85:268-75.

Endereço para correspondência

Anderson Almeida Castilho
Rua P^e José M^a da Silva Ramos, 250
Jd. das Colinas
12242-250 São José dos Campos - SP - Brasil
Fone: (12) 3922-7545 ou (12) 3931-8544
E-mail: andercast@yahoo.com.br

Recebido: 02/09/2008 Aceito: 25/03/2009