

Extensometria: estudo das microdeformações ao redor de três implantes de conexão protética cone-morse, fundidos com coifas plásticas e usinadas, submetidos à carga vertical estática

A comparative study of microstrain around three-morse taper implants, casting with machined and plastic copings, under axial loading

Renato Sussumu NISHIOKA^a, Vivian Mayumi Miyazaki SANTOS^b,
Gabriela Nogueira de Melo NISHIOKA^c, Ivan BALDUCCI^d

^aDepartamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Disciplina de Implante, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 12245-000 São José dos Campos - SP, Brasil

^bMestranda do Programa de Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 12245-000 São José dos Campos - SP, Brasil

^cGraduanda, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara-SP, Brasil

^dDepartamento de Odontologia Social e Clínica Infantil, Disciplina de Bioestatística, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 12245-000 São José dos Campos - SP, Brasil

Resumo

Objetivo: Analisar, por meio da extensometria, as microdeformações ao redor de implantes cone-Morse com diferentes tipos de coifas-plásticas (n = 5) e usinadas (n = 5). Foram inseridos linearmente três implantes cone-Morse no bloco de poliuretano. **Método:** Quatro extensômetros (SG) foram colados na superfície do poliuretano e foram identificados pelo SG1, que foi colado adjacente e mesialmente ao implante A, pelos SG2 e SG3 colados adjacentes mesial e distalmente ao implante B, e o SG4, que foi colado distalmente ao implante C. Dez supraestruturas em CoCr foram parafusadas sobre pilares protéticos Microunit com torque de 10 N.cm, com o auxílio de um torquímetro manual. Cargas axiais de 30 kg foram aplicadas em pontos pré-determinados (A, B, C) sobre os respectivos parafusos de retenção das próteses. Os extensômetros foram capazes de analisar as microdeformações em um limitado segmento ao redor dos implantes. Os registros foram comparados utilizando-se ANOVA de medidas repetitivas e teste múltiplo de Tukey ($\alpha = 0,005$). **Resultado:** Os registros não evidenciaram diferença estatística significativa para o tipo de coifa (p = 0,0838); contudo, evidenciou-se diferença estatística para os pontos de aplicação de carga (p = 0,0338). **Conclusão:** Não houve evidências de que as coifas usinadas reduziram as microdeformações ao redor dos implantes. O ponto de aplicação de carga determinou a quantidade de microdeformações.

Descritores: Cone morse; microdeformação; biomecânica; carga axial.

Abstract

Objective: The aim of this in vitro study was quantify the microstrain around Morse taper implants using plastic (n = 5) and machined (n = 5) copings under axial loading. **Methods:** Three implants of Morse taper junction were embedded in the center of the polyurethane block. Four Strain gauges (SG) were bonded on the surface of polyurethane and it was designated SG1 placed mesially adjacent to implant A, SG2 and SG3 were placed mesially and distally adjacent to the implant B and SG4 was placed distally adjacent to the implant C. The ten CoCr superstructure's occlusal screws were tightened onto the Microunit abutments with a torque of 10 N.cm using the manufacture's manual torque- controlling device. Axial load of 30 kg was applied at three predetermined points (A, B, C). The strain gauges were only capable of detecting strain in a limited segment around the implants. All of the data were compared using RM ANOVA and post hoc multiple range Tukey test ($\alpha = 0.005$). **Result.** The results did not show a statistically significant difference for the copings (p = 0.0838), but showed a statistically significant difference for the loading points (p = 0.0338). **Conclusion:** There were not evidences that the machined copings in reducing the strain around implant. The loading point persuaded in the magnitude of micro strain.

Descriptors: Morse taper; strain development; biomechanics; axial loading.

INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentais osseointegrados tem sido uma alternativa de tratamento para a reabilitação funcional de pacientes parcial ou totalmente desdentados¹⁻³. Entretanto, uma prótese implantossuportada pode estar sujeita à influência de forças externas (funcionais ou parafuncionais) e/ou internas (pré-carga)^{4,5}, sendo que a magnitude dessas forças pode induzir pressões e tensões sobre todos os componentes do complexo prótese-implante-osso⁶⁻⁹.

Estudos demonstraram que a distribuição das tensões em implantes instalados paralelamente segue o seu longo eixo, representando uma posição adequada para a sua instalação quanto à biomecânica⁹⁻¹¹.

Uma das causas da perda óssea marginal é o excesso de carga na interface osso-implante⁹. Um dos motivos de se estudarem as microdeformações, ao redor dos implantes de diferentes conexões protéticas, é para se verificar quais os parâmetros fisiológicos que podem ser considerados deletérios.

A extensometria, também denominada strain gauge ou strain gage, é uma técnica de mensuração indireta de um efeito físico que, por meio de um componente denominado transdutor, utilizando a medição elétrica, permite aferir as deformações mecânicas não visíveis a olho nu^{4,11,12}.

A extensometria vem sendo utilizada para mensurar a deformação tanto *in vivo*^{7,13,14} quanto *in vitro*^{4,11,14-16}, para cargas estáticas e dinâmicas. Quando aplicado em um objeto de estudo, o extensômetro afere a mudança dimensional neste ocorrido ao se aplicar uma carga¹². Os extensômetros podem ser colados próximos aos implantes^{14,11,13,16,17}, sobre os implantes^{17,18}, sobre os pilares protéticos¹⁸ e sobre as estruturas metálicas da prótese^{13,19}, dependendo do local onde se quer medir a deformação ocorrida. Falha no assentamento passivo em próteses implantossuportadas gera tensões/deformações que provocam efeitos deletérios sobre os componentes e os implantes, o que pode acarretar a insuficiência da prótese por fadiga ou a perda de osseointegração^{5,8,11,20-22}.

A fundição da supraestrutura da prótese pode ser realizada a partir de coifas usinadas ou plásticas. A popularização no emprego dos cilindros de plástico deve-se a uma tendência nacional ligada diretamente ao custo; contudo, devem ser avaliadas as diferenças na utilização desses dois materiais. Diversos autores analisaram as tensões causadas pela confecção da prótese implantossuportada, variando o tipo de coifa: plásticas ou usinadas^{4,13-15,22,23}. A precisão das estruturas feitas a partir de coifas usinadas foram superiores àquelas obtidas a partir de coifas plásticas²⁴. Este estudo *in vitro* teve como objetivo avaliar as microdeformações geradas ao redor das fixações, bem como comparar fundições obtidas a partir de coifas plástica e usinada, e depois submetidas à carga axial estática.

MATERIAL E MÉTODO

Foram instalados, no bloco de poliuretano, implantes de conexão protética do tipo cone- Morse com as dimensões de 3,75 × 13 mm (AS TECHNOLOGY-TITANIUM FIX-São José

dos Campos-SP, Brasil), ajustados para torque de 40 N.cm, sendo que a finalização da inserção do implante foi manual, com auxílio da chave catraca cirúrgica (AS TECHNOLOGY-TITANIUM FIX-São José dos Campos-SP, Brasil). Sobre a plataforma de assentamento do grupo de implantes, foram posicionados os pilares protéticos Microunit (AS TECHNOLOGY-TITANIUM FIX-São José dos Campos-SP, Brasil), padronizados com cinta metálica de 3 mm e parafusados com torque de 20 N.cm.

Tanto os locais de perfuração como a instalação dos implantes no bloco de poliuretano e o enceramento das supraestruturas foram padronizados por meio da utilização de matrizes usinadas em alumínio (Figura 1).

A amostra foi constituída por dez enceramentos, sendo que, para a obtenção destas, de forma padronizada, utilizou-se a base (componente 1) sobreposta ao componente 2, sendo fixadas por dois parafusos verticais; formou-se, assim, um compartimento retangular no qual foi vertida a cera, permitindo reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos de prova com dimensões idênticas. As coifas (plásticas e usinadas) foram adaptadas ao enceramento de cada corpo de prova para a realização da fundição com liga de Co-Cr (Wirobond SG Bremen Alemanha) a gás e acetileno, e a injeção do metal, por meio de centrifuga convencional.

As supraestruturas obtidas da fundição foram adaptadas aos pilares protéticos, para a aferição da estabilidade do conjunto, na ausência de aperto. Quaisquer indícios de instabilidade presente determinaram a exclusão da estrutura.

Os quatro extensômetros foram colados individualmente com adesivo à base de cianocrilato, posicionados, centralizados e tangentes aos pilares protéticos, sendo que o pilar central recebeu dois extensômetros (Figura 2).

A aplicação das cargas axiais estáticas foi realizada por meio da extremidade com 2 mm de diâmetro do dispositivo de aplicação de carga (DAC)^{4,11,22} sobre cada parafuso de retenção da supraestrutura (Figura 2-aplicação de carga no Ponto a). A carga aplicada foi de 30 kg durante 10 segundos^{4,11,22,23} em cada

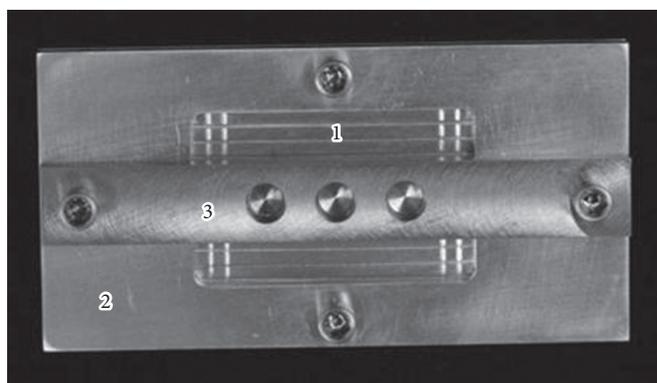


Figura 1. Matriz metálica. O componente 1 é a base e contém três cilindros equidistantes 2 mm, coincidentes com as perfurações do componente 3. O componente 2 é vazado com espessura de 1,5 mm que, sobreposto ao componente 1, forma um recipiente para receber a cera liquefeita e formar o do corpo de prova.

parafuso e repetida outras duas vezes. As microdeformações foram registradas pelos quatro extensômetros.

Foram obtidas 60 medições, sendo submetidas à análise estatística por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.00, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrões, e em representações gráficas (gráfico de pontos e de colunas). A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) de médias repetidas, no qual o ponto de aplicação de carga é considerado o fator repetido (três parafusos de retenção da supraestrutura). O nível de significância escolhido foi de 5%.

RESULTADO

Os resultados foram analisados estatisticamente. Na Tabela 1, podem-se verificar a média dos dados e o desvio padrão referentes à interação dos dois diferentes tipos de coifas utilizadas (usinada e plástica), sob os três pontos de aplicação de carga (A, B, C).

Na Tabela 2, utilizou-se o teste estatístico ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformações (valores em $\mu\epsilon$) obtidos para os dois diferentes tipos de coifas, sob três diferentes pontos de aplicação de carga.

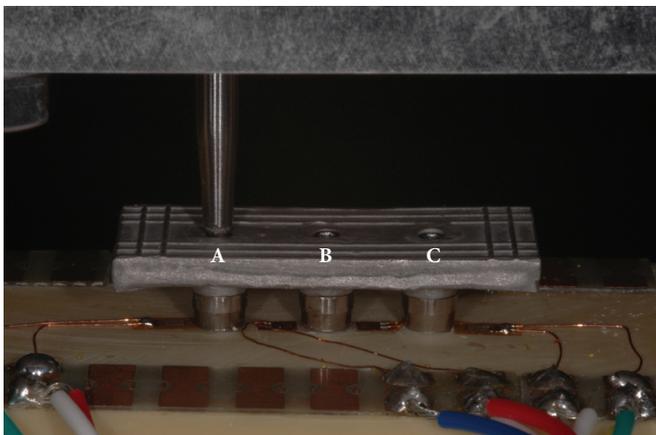


Figura 2. Posicionamento dos extensômetros, sendo dois para o central. Aplicação de carga axial estática, ponto A.

Tabela 1. Média (\pm desvio padrão) dos dados* de microdeformação (valores em $\mu\epsilon$) obtidos para as variáveis coifas e pontos de aplicação de carga

Ponto de aplicação	Coifa		(Média \pm dp)
	Plástica	Usinada	
A	323,2 \pm 131,7**	479,3 \pm 141,2	401,2 \pm 152,7
B	279,9 \pm 66,4	336,5 \pm 66,9	308,2 \pm 69,6
C	369,7 \pm 55,5	411,1 \pm 53,9	390,4 \pm 56,0
(Média \pm dp)	324,3 \pm 92,4	409,0 \pm 107,0	

*Média dos 4 strain-gages; **n = 5.

Por meio do resultado do teste Anova (Tabela 2), verificou-se que o efeito interação não foi estatisticamente significativo. Contudo, pode-se observar com o gráfico de médias (Figura 3) que o efeito coifa não seguiu o mesmo padrão, conforme os diferentes pontos de aplicação, ou seja, a diferença entre a usinada e a plástica foi mais acentuada para a coifa usinada e no ponto A; note-se que as menores médias de microdeformações foram evidenciadas também no ponto A para as coifas plásticas.

Por meio do resultado do teste Anova (Tabela 2), verificou-se, ainda, que o efeito ponto de aplicação foi estatisticamente significativo. O teste de comparação múltipla de Tukey (5%) aplicado indicou que o ponto A (401,2 \pm 152,7 $\mu\epsilon$) diferiu do ponto B (308,2 \pm 69,6 $\mu\epsilon$); os pontos de aplicação A e B não diferem do Ponto C (390,4 \pm 56,0 $\mu\epsilon$). Essas três comparações podem ser visualizadas mediante a Figura 4.

DISCUSSÃO

A precisão das interfaces implante-pilar protético e pilar protético-prótese podem influenciar na transferência de carga oclusal^{22,23}, sendo que pequenos desajustes entre essas estruturas são inevitáveis.²⁵

Este estudo avaliou, em função de um modelo experimental, as microdeformações ao redor de três implantes de conexão protética cone-Morse. Os resultados evidenciaram que não houve diferença estatística significativa ($p = 0,0838$) na utilização do tipo de coifa; contudo, foram registradas as menores médias de microdeformações para as coifas plásticas (323,3 \pm 131,7) e a maiores, para as coifas usinadas (479,3 \pm 141,2). A indiferença na utilização do material de coifas para fundição também foi corroborada pelos resultados obtidos por Karl et al.^{14,15}, que dispuseram um estudo utilizando o mesmo número de fixações, porém a prótese era construída com cinco elementos. Em implantes de conexão cone-Morse, Abreu et al.²², utilizando cargas axiais e não axiais, não encontraram diferenças entre os tipos de coifas utilizados. Comparando-se hexágonos externo e interno, Nishioka et al.⁴ comprovaram que as coifas usinadas não obtiveram diminuição das microdeformações ao redor dos implantes. É imperativo o esclarecimento de que os resultados apresentados acima são de próteses múltiplas e não de próteses unitárias. Essas confirmações obtidas por esses trabalhos desmistificaram o axioma de que as coifas usinadas,

Tabela 2. ANOVA de medidas repetidas (valores em $\mu\epsilon$)

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
Coifa	1	53813	53813	3,90	0,0838
Resíduo I	8	110463	13807,8		
PA	2	51775	25887,6	4,22	0,0338*
Interação	2	19402	9701,0	1,58	0,2363
Resíduo II	16	98190	6136,9		
Total	29	333642			

*p < 0,05.

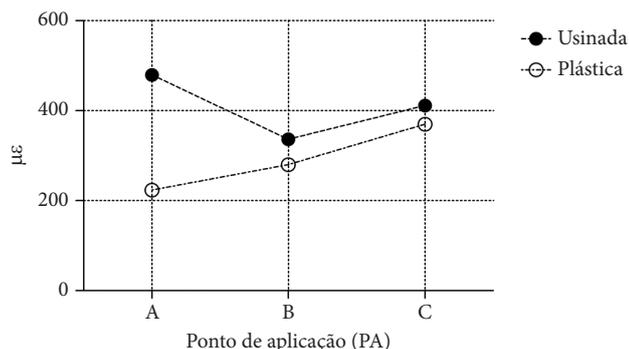


Figura 3. Gráfico das médias para as seis condições experimentais.

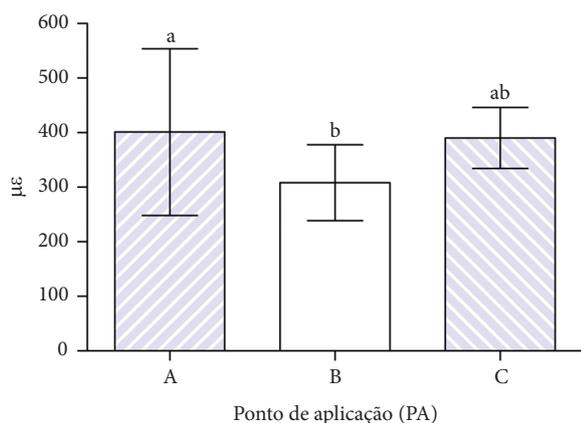


Figura 4. Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão). Resultado do teste de comparação múltipla de Tukey (5%) para os três pontos de aplicação da carga (PA). Médias com letras iguais não diferem estatisticamente. Valor de diferença crítica para comparação é igual a 90,435 $\mu\epsilon$.

tão difundidas no mercado, melhoram a qualidade da fundição; não se confirmam, portanto, os benefícios preconizados pelos fabricantes.

As coifas usinadas possuem ainda como característica negativa um custo elevado. Ao se constatar que a microdeformação ao redor dos implantes não foi influenciada pelo tipo de coifa, pode-se acreditar que essa situação foi oriunda da imprecisão da fundição. Neste estudo, a média dos valores de microdeformação registrados nos pontos de aplicação de carga está muito abaixo do limite tecidual fisiológico. Wiskott, Belser²⁶ classificaram como normal a faixa de microdeformação entre 100 e 2000 $\mu\epsilon$. Os

resultados apontam que as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros que ficavam nas extremidades (SG1 e SG4), o que mostrou estar de acordo com os trabalhos apresentados por Nishioka et al.¹¹ e Abreu et al.²². Conforme o esperado, os maiores registros de microdeformações ocorreram nas posições diametralmente opostas ao parafuso central.

Buscando-se uma forma de se avaliar a semelhança da aplicação das forças em situações clínicas, o método utilizado no trabalho de Mericske-Stern et al.³⁰ demonstrou que a força oclusal de pacientes portadores de prótese parcial fixa sobre implantes tinha um valor médio de máxima força oclusal de 206,1 \pm 87,6 N para primeiros pré-molares, de 209,8 \pm 88,2 N para molares e de 293,2 \pm 98,3 N para segundos pré-molares; dessa forma, foi utilizada, neste trabalho, a média de 300 N ou seguiu-se a filosofia de outros trabalhos, que utilizaram 30 kg^{4,11,22}. Estudos laboratoriais indicaram que há necessidade de uma estimulação mecânica permanente acima 100 $\mu\text{Å}$, porém sem exceder o limite fisiológico, para a prevenção de reabsorção óssea ao redor dos implantes³⁰.

O bloco de poliuretano possui um módulo de elasticidade próximo ao tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 Gpa e ao osso medular: 4,0 a 4,5 Gpa)³⁰. Na medida em que o poliuretano é um material artificial homogêneo e isotrópico (propriedades elásticas uniformes), este está de acordo com o que é proposto por Nishioka et al.^{4,11}, Watanabe et al.²⁷, Abreu et al.²² e Heckmann et al.²³.

Os estudos in vitro apresentam limitações na simulação da morfologia real do osso^{28,29}, pois o material não consegue simular adequadamente a estrutura cortical e o trabeculado ósseo^{12,28,29}. Tal limitação não elimina a correlação dos resultados obtidos com outros estudos realizados tanto in vitro como in vivo²⁹.

O tecido ósseo passa por constantes remodelações ósseas e tais modificações são devidas ao processo de osteogênese e osteólise. Para que ocorra uma deformação permanente no osso, é preciso que haja uma força que supere os limites fisiológicos, que são de 4000 $\mu\epsilon$ ²⁶.

CONCLUSÃO

Os registros provenientes deste trabalho permitiram concluir que a aplicação de carga vertical estática não é influenciada pelo tipo de coifa utilizada. Entretanto, o local de aplicação de carga influenciou a quantidade da microdeformação.

REFERÊNCIAS

- Moraes LMC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Pedreira APRV, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. *J Appl Oral Sci.* 2005;13:366-71. PMID:20865221. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572005000400010>
- Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004;18:45-52. PMID:15273786. <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242004000100009>
- Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EMV. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. *J Appl Oral Sci.* 2005;13:120-5. PMID:20924534. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572005000200005>

4. Nishioka RS, Nishioka LNBM, Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010;18:225-30. PMID:20856998. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572010000300005>
5. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-50. PMID:14970760. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>
6. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:249-57. PMID:15008938. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.00979.x>
7. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Stolen J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:465-75. PMID:11168239. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011005465.x>
8. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Van Sloten J, Ellingsen J E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:207-18. PMID:11359477. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x>
9. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004; 92:441-6. PMID:15523333. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.07.023>
10. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent.* 2005;93:324-30. PMID:15798682. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.006>
11. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNB. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009;18:512-20. PMID:20009605. <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0b013e3181bcc621>
12. Çehreli MC, Iplikçioğlu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11:286-92. <http://dx.doi.org/10.1097/00008505-200207000-00015>
13. Heckmann SM, Karl M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite elements analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:345-50. PMID:16672032. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01177.x>
14. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006;15:20-4. PMID:16433647. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00064.x>
15. Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor T, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2008;17:3-8. PMID:17927737.
16. Cehreli M, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent.* 2004; 32:123-32. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2003.09.003>
17. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements. *Int J Prosthodont.* 2002;15:115-21. PMID:11951799.
18. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33:75-8. PMID:16409521. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x>
19. Alonso FR, Triches DF, Teixeira ER, Hirakata LM. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calculable cylinders. *Rev Odontol Ciênc.* 2008;23:320-4.
20. Castilho AA, Kojima AN, Pereira SM, Vasconcellos DK, Itinoche MK, Faria R, et al. *In vitro* evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007;15:241-6. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572007000300016>
21. Akça K, Chang T L, Tekdemir I, Fanuscu, M I. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:465-72. PMID:16907780. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01265.x>
22. Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of microstrain around three-Morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz J Oral Sci.* 2010; 9: 11-5. PMID:15248882. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01027.x>
23. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:466-73. PMID:20976408. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572004000400016>
24. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004;12:337-43. PMID:20976408. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572004000400016>
25. Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007;15:169-74. PMID:19089125. <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572007000300004>
26. Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:429-44. PMID:10740452. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.1999.100601.x>
27. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15 :209-18. PMID:10795453.
28. Patterson E A, Burguete RL, Thoi MH, Johns R B. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:552-60. PMID:7590999.

29. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76:158-64. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90300-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90300-5)
30. Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:345-54. PMID:7615331.

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Renato Sussumu Nishioka

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, UNESP – Univ Estadual Paulista, Av. Francisco José Longo, 777,

São Dimas, 12245-000 São José dos Campos – SP, Brasil

e-mail: nishioka@fosjc.unesp.br

Recebido: 10/11/2011

Aprovado: 16/01/2012