

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ ESCOLA DE SAÚDE E BIOCIÊNCIAS PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

HÉLIO JOSÉ PAIVA PEREIRA

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF SHORT AND WIDER MORSE TAPER CONNECTION IMPLANT IN MAXILLARY POSTERIOR REGION.

ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE DE COMPRIMENTO CURTO E DIÂMETRO LARGO NA REGIÃO POSTERIOR DA MAXILA.

> CURITIBA 2011

HÉLIO JOSÉ PAIVA PEREIRA

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF SHORT AND WIDER MORSE TAPER CONNECTION IMPLANT IN MAXILLARY POSTERIOR REGION.

ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE DE COMPRIMENTO CURTO E DIÂMETRO LARGO NA REGIÃO POSTERIOR DA MAXILA.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontificia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Periodontia.

Orientador: Prof.Dr. Sung Hyun Kim

CURITIBA 2011 Dados da Catalogação na Publicação Pontifícia Universidade Católica do Paraná Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR Biblioteca Central

P436f 2011	Pereira, Hélio José Paiva Finite element analysis of short and wider morse taper connection implant in maxillary posterior region = Análise por elementos finitos de implantes com conexão cone morse de comprimento curto e diâmetro largo na região posterior da maxila / Hélio José Paiva Pereira ; orientador, Sung Hyun Kim. – 2011. 59 f. : il. ; 30 cm
	Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2011 Inclui bibliografias Texto em inglês e português
	1. Odontologia. 2. Periodontia. 3. Implantes dentários. 4. Maxilares. I. Sung, Hyun Kim. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós- Graduação em Odontologia. III. Título. IV. Título: Análise por elementos finitos de implantes com conexão cone morse de comprimento curto e diâmetro largo na região posterior da maxila.
	CDD 20. ed. – 617.6



Pontifícia Universidade Católica do Paraná Centro de Ciências Biológicas e da Saúde Programa de Pós-Graduação em Odontologia

TERMO DE APROVAÇÃO

HÉLIO JOSÉ PAIVA PEREIRA

ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE DE COMPRIMENTO CURTO E DIÂMETRO LARGO NA REGIÃO POSTERIOR DA MAXILA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Periodontia**.

Orientador (a):

Prof. Dr./Sung Hyun Kim/ Programa de Pós-Graduação em/Odontologia, PUCPR

Prof. Dr. Vinicius Augusto Tramontina Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

りゅうしゃんしつ Prof. Dr. Rui Fernando Mazur

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

Prof. Dr. José Miguel Amenábar Céspedes Programa de Pós-Graduação em Saúde Bucal. UFPR

Prof. Dr. Jucélio Tomás Pereira Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, UFPR

Curitiba, 27 de maio de 2011.

Agradecimentos

Ao João Guilherme, Cássio Henrique, Roberto e Lucas, filhos queridos que são a motivação para tentar ser melhor a cada dia.

À Liliane Camargo, esposa zelosa e dedicada por seu apoio e compreensão.

À Pontificia Universidade Católica do Paraná agradeço a oportunidade de participar do Programa de Pós-Graduação.

À Universidade Federal do Paraná pela participação valorosa no desenvolvimento do trabalho.

Ao meu orientador Professor Sung Hyun Kim, exemplo de conhecimento e dedicação por seu inestimável apoio durante todas as fases de realização do trabalho.

Ao Professor Jucélio Tomás Pereira, pelo seu importante apoio em diversas decisões envolvendo esse trabalho científico.

Ao Engenheiro Jean Balbinoti, pela sua ajuda no desenvolvimento do trabalho, desde a construção dos modelos até a análise final através de elementos finitos.

Aos Professores Vinícius Augusto Tramontina, Sonia Luczyszyn e Vula Papalexiou que forneceram o embasamento para a realização do trabalho científico.

Ao Professor Sérgio Vieira, merecedor de todo respeito e admiração.

Aos colegas que de alguma forma me apoiaram e incentivaram na realização desse trabalho.

À Neide, sempre solícita e prestativa em todo o período de convívio no curso.

SUMÁRIO

ORIGINAL ARTICLE IN ENGLISH FOR SUBMISSION	05
ABSTRACT	06
INTRODUCTION	07
MATERIALS AND METHODS	09
RESULTS	10
DISCUSSION	11
CONCLUSION	14
REFERENCES	16
ARTIGO VERSÃO EM PORTUGUÊS	28
RESUMO	29
INTRODUÇÃO	
MATERIAIS E MÉTODOS	
RESULTADOS	
DISCUSSÃO	
CONCLUSÃO	40
REFERÊNCIAS	41

LIST OF TABLES

Table 1. Design parameters of the 8 Investigated models	
Table 2. Material Properties of the implants and ceramic crown	
Table 3. Anisotropic coefficients of elasticity and density for cortical and tr bone	abecular

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos 8 modelos investigados	47
Tabela 2. Propriedados dos materiais do implante e da coroa em cerâmica	.47
Tabela 3. Coeficientes anisotrópicos de elasticidade e densidade do osso cortica trabecular.	al e .47

LIST OF FIGURES

Fig 1. Computerized tomography image used to generate models to study	23
Fig 2. Cross-sectional view on the symmetry plane of one model	23
Fig 3. Cross-sectional view of the immediate loading model	24
Fig 4. Cross-sectional view of the delayed loadin	24
Fig 5. The color scale used to analyze the distribution of energy density of deformat	tion 25
Fig 6. The maximum strain energy density in cortical bone for all models	25
Fig. 7. The maximum strain energy density in trabecular bone for all models	26
Fig. 8. Cross-sectional view illustrating the strain energy density distribution within cortical bone.	the26
Fig. 9. Cross-sectional view illustrating the strain energy density distribution within trabecular bone.	n the 27

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tomografia computadorizada utilizada para gerar modelos para estudo48
Figura 2. Vista transversal no plano de simetria de um modelo48
Figura 3. Vista transversal do modelo de carga imediata49
Figura 4. Vista transversal do modelo de carga tardia49
Figura 5. A escala de cores utilizada para analisar a distribuição da densidade de energia de deformação
Figura 6. A densidade de energia de deformação máxima no osso cortical para todos os modelos
Figura 7. A densidade de energia de deformação maxima no osso trabecular para todos os modelos
Figura 8. Vista transversal ilustrando a distribuição da densidade de energia de deformação no osso cortical
Figura 9. Vista transversal ilustrando a distribuição da densidade de energia de deformação no osso trabecular

Finite element analysis of short and wider morse taper connection implant in maxillary posterior region.

Hélio José Paiva Pereira, DDS, MSc¹

Sung Hyun Kim, DDS, MSc, PhD²

1. Graduate Program in Periodontics, Pontifical Catholic University of Parana, School of Dentistry, Curitiba, Brazil.

 Professor, Department of Periodontology, Pontifical Catholic University of Parana, School of Dentistry, Curitiba, Brazil.

Correspondence to:

Dr. Sung Hyun Kim, CURSO DE ODONTOLOGIA PUCPR Rua Imaculada Conceição, 1155 ZIP 80215-901 Curitiba – Paraná Brazil E-mail: sung.kim@pucpr.br

ABSTRACT

Purpose: To evaluate by means of finite element analysis, the implant bone interface stresses of short and wider morse taper connection implant in maxillary posterior region. Materials and Methods: The finite element analysis was used to evaluate the strain energy density distribution in the peri-implant bone with 6 x 5 mm morse taper connection implant. A 3-dimensional segment of the first molar region in the maxilla was created from a computerized tomography image. Eight finite element analysis models were performed using a 2 mm subcrestal implant position with 2 different loading times, immediate and delayed, and 2 different height abutments, 4 and 6 mm related 2 occlusal forces, 100 N axial and 30 N oblique loads. Results: The result of the immediate loading models showed high levels of strain energy density, while in the models that reproduced the delayed loading showed lower levels of strain energy. The oblique force induced higher peak values than the axial force. Increasing the height abutment associated with oblique loading showed high levels of strain energy density. Conclusions: The findings of this study suggest that the short and wider platform switching implant with subcrestal insertion in the delayed loading time creates a charge transfer rates more favorable, reducing the risk of over loading the bone.

Key words: short and wider implants, finite element analysis, immediate and delayed loading, strain energy density.

Currently the endosseous implants have been highly predictable in clinical practice. However, some limitations imposed by the pneumatised maxillary sinus and volume of the alveolar bone may occur in posterior maxillary region. The use of short and nonstandard diameter implants could be one way to overcome this limitation, and it may offer a simpler and safer treatment owing to reduce the risks of interference with anatomic structures such as the sinus, higher cost and risk of infection.¹⁻²

However, a lower success rate of short implants in the maxilla has been reported³⁻⁴ and it was demonstrated greater occurrence of failure compared also to long implants.⁵⁻⁶ Other studies described that the implants mostly placed in posterior region were in softer bone and they suffered higher loads when compared to the implants in anterior region.⁷⁻⁸ In spite of the aforementioned research demonstrating the low predictability of short implants, it seems possible to achieve high success rates for short implants. Previous reports demonstrated that short implants predictability is comparable to regular implants⁹ ¹⁰ ¹¹ ¹², and a simulation study showed that the most extreme principal stresses were located around the neck of the implants and it was suggested that the implant diameter may be a more influential factor for the reduction of masticatory stress than implant length.¹³ ¹⁴

A marginal peri-implant bone loss during the first year of function followed by a discreet yearly bone loss has been reported with hexagonal connection implants.¹⁵ On the other hand, a high mechanical stability of the abutment in morse taper connection implants may be one reason for maintaining the bacteria proof seal to prevent a possible peri-implant soft tissue inflammation that could be responsible for the crestal bone loss around implants¹⁶⁻¹⁷ and the long term follow ups of the platform switched implants revealed preservation of the crestal bone levels,¹⁸⁻¹⁹ and even in recent reports with the

subcrestal insertion of the morse taper connection implants showed a hard tissue healing onto the implant shoulders and minimal bone loss around the platform, and it was a beneficial outcome for esthetic regions.^{20 21 22} Recently, a study using a wide platform switching restorative protocol in humans showed less crestal bone loss than that resulting from the use of regular platform switching or traditional non platform switched approaches.²¹

The original implant protocol has suggested, initially, submerged form of the fixture and unloaded healing period of several months.²³ Premature loading was considered detrimental to direct bone apposition on the implant surface and it was thought to result in fibrous tissue encapsulation.²⁴⁻²⁵ Nevertheless, the new clinical protocols with shortened healing periods or immediate loading of dental implants have been proposed, and clinical success rate comparable to the original protocol was reported.²⁶⁻²⁷ In addition, the special abutment geometry and the platform switching of the morse taper connection implants was considered to be an important factor to bone stability around immediately and functionally loading.²⁸

The conditions of stress and tension around the implant and surrounding bone, specifically the bone crest adjacent to the platform of the implant can cause the phenomenon of marginal bone loss known as saucerization.^{15,29-30} This important role has been studied by finite element analysis using isotropic models. The isotropic elastic materials have similar characteristics in all directions and because of its simplicity has been the choice of several studies. ³¹⁻³² Anisotropy is a characteristic that a material has a certain physical property to vary with the direction. Previous works that used the anisotropy showed significant effects of stress and tension peri-implant when compared to isotropic models, so it was suggested to use in biomechanical finite element analysis.³³⁻³⁴⁻³⁵

The purpose of this study was to evaluate, by means of anisotropic threedimensional finite element, the implant bone interface stresses of short and wider diameter morse taper connection implant in maxillary posterior region.

MATERIALS AND METHODS

A computerized tomography image of a maxilla in the first molar region was used to create a three-dimensional maxillar segment enough to insert a 6 x 5 mm morse taper connection implant (Titamax WS, Neodent, Curitiba, Brazil) at 2 mm subcrestal position and 2 straight abutments with 4 and 6 mm heigth (Universal Post WS, Neodent, Curitiba, Brazil) were used to perform the ceramic crowns designs using a threedimensional program in a personal computer. (SOLID WORKS - Pro/E Wildfire, Parametric Technology Corporation, USA) (Fig 1 and 2)

Eight FEA models were performed using 2 different loading times and 2 different height abutments related 2 occlusal forces. (Tab 1) The loading time was divided in immediate and delayed. In the immediate loading models were surrounded largely by trabecular bone, leaving few areas on the buccal and palatal as well as in the apical region with insertion into cortical bone and no crestal bone onto the implant shoulder was performed. (Fig 3) Delayed loading time models were surrounded by a 1 mm layer of compact bone to simulate the lamina dura like structure and 2 mm bone growth onto the implant shoulder. (Fig 4) The loading was divided in 100 N axial force and 30 N of the oblique force with 45° to the long axis of the implant on the buccal cusp in the palatal-buccal direction.³⁶⁻³⁷

The implant, abutment and ceramic crown used in the models were considered to be isotropic, homogenous, and linearly elastic material,³⁸ and the compact and trabecular bone were considered to be anisotropic material.³⁴⁻³⁹ (Tab 2 and 3) The

implant was rigidly anchored to the bony model along its entire interface and similar contact was provided at the prosthesis screw abutment interface assuming as one piece.

To evaluate the influence of variation of those parameters on the bone, same region bounded around the implant was defined. It was precisely the region near the interface that will bear the brunt loading. And an independent model for cortical and trabecular bone was provide to reproduce the stress and strain conditions around the implant

Finite element models were generated in Ansys Workbench (ANSYS, Inc, Canonsburg, Pa, USA). Figure 5 shows how to identify the mass amounts of energy through the colors that represent the concentration of loads in Joule (J/kg⁻¹) on the bone. To assess the influence of each of the parameters studied, the maximum stimulus generated in cortical and trabecular bone values are presented.

RESULTS

The results obtained by numerical simulations for eight models are presented in figures 6 and 7, and figures 8 and 9 show the results of the analysis in cortical and trabecular bone, respectively, through the strain energy density distribution.

The maximum strain energy density of the immediately loaded models showed high levels of the values, while in the models that reproduced the delayed loading showed lower levels of them.

In models 1 and 5 with the immediate loading and axial force showed the concentration of the strain energy density in the cortical bone at the junction with trabecular bone on buccal side near the implant neck and discreet strain energy density was presented at the palatal side. In the trabecular bone, the highest concentration was also occurred close to the implant neck; however, lower intensity extending to the entire

surface in contact with the implant was observed. Similar observations were presented in models 2 and 6 with the immediate loading and oblique force; however, the highest maximum strain energy was observed in the cortical and trabecular bone, and in model 6 the strain energy density value was higher.

In models 3 and 7 with the delayed loading and axial force, the lowest maximum strain energy density to the cortical bone was located only at the cervical region around the junction of the implant-abutment and the reduced value of maximum concentration in trabecular bone near the implant platform at the buccal side was also seen, and at the palatal side a discreet concentration was presented. In other models 4 and 8 with the oblique force, lower maximum value was seen in cortical and trabecular bone located only at the cervical region of the buccal side.

DISCUSSION

One of the challenges in designing a dental implant system is to create a favorable biomechanical environment that prevents the surrounding bone undergoes resorption under normal occlusal loads. ²⁷ Previous reports have showed that the highest concentration of strain energy density in the peri-implant bone tissue is around the neck of implants.³⁰⁻³⁶ Recently, lower compressive and tensile stress in cortical bone was observed in the platform-switching model than in the conventional model.⁴⁰ In addition, it has suggested that there is not always a linear relationship between stress and bone loss. The design of the switching platform and the diameter of the implant can be a more significant role on stress distribution of the bone around implants.¹⁰

The models that reproduced the immediate load had the highest values of strain energy density when compared to the delayed loading models. This finding may be related to the bone model simulating around the implant. The subcrestal insertion in morse taper connection implant promoted, in immediate loading models, the cortical bone contact in feel areas at the buccal and palatal ridge near the cervical third and the apical region of the sinus floor and no bone growth onto the implant shoulder; so trabecular bone underwent excessive levels of concentration of strain energy density.(fig 9) However, in the delayed loading models have shown the low strain energy density for both cortical and trabecular bone. This can be explained by 1 mm layer of compact bone simulating the lamina dura-like structure around the implant and bicortical anchorage represented by 2 mm bone growth onto the implant shoulder and the apical portion. (fig 8) This result is consistent with previous studies that used platform switching implants with subcrestal insertion.¹⁸⁻⁴¹

The abutments and crowns height under axial force showed no significant changes in the distribution of strain energy density.⁴² Therefore, implants should be placed along the axial direction of loading for a better distribution of stress and tension.⁴³⁻⁴⁴ However, when the force direction was oblique, the concentration of strain energy density had a significant increase in the immediate loading models regardless of the abutment height. Lateral loading produced a bending moment that significantly increased the strain values found at the cervical area in the cortical bone, and the trabecular bone had increased highest concentrations of strain energy density on the buccal side around to the implant neck and in the palatal face near the apical implant region. However, this was not a common observation in the delayed loading models. Therefore, the platform-switching technique may reduce the stress concentration in the area of compact bone and shifted it to the area of cancellous bone during oblique loading.⁴⁰ The highest strain energy density may be a risk factor for loss of implants in

immediate loading technique. Implants loaded immediately were 2.7 times more likely to fail at 1 year compared with delayed-loaded implants.⁴⁵

One of the factors that led to these results was a restricted area of distribution of effort. It was observed a significant increase for the cortical bone at the region of the implant platform, and thus it may be responsible for receiving most of the occlusal load. Such high strain energy density concentrations induced by unfavorable loading suggest a causative mechanism for marginal bone loss after long-term dynamic loading.

This finite element analysis generated images help us understand the distribution of strain energy density in various situations. The concentration of the power to the cortical bone and trabecular bone presents itself differently. In cortical bone there was a decrease in maximum strain energy density resulting from the increase in the area of distribution efforts. The findings support the recommendation to eliminate or minimize lateral occlusal contacts of posterior implant supported restorations. Whenever possible, flatter inclines should be developed on cusps, and a cusp to fossa relationship in maximum intercuspdation with no eccentric occlusal contact should be used.⁴³

The results obtained in the experiment when evaluated against the parameters set show that the strain energy density distribution in the delayed load models favors the remodeling⁴⁸ and extending the healing period prior to prosthesis fabrication may also increase bone density and yield more favorable force transmission.³⁰ Moreover, the results obtained in the situation of immediate loading was found to be above the normal levels and may be indicative of an excessive concentration of efforts that can lead to bone loss and decreased longevity of the implant.

This finite element study suggest that the short and wider platform switching implant and subcrestal insertion with the delayed loading technique creates a charge transfer rates more favorable, reducing the risk of over loading the bone.⁴⁶⁻⁴⁷ The

implantation of the short and wider diameter can be considered an effective implant design parameter in maxillary posterior region.

Some study limitations should be listed. It must be remembered that all the values observed in this study might have been different in clinical situations. In this study, it was assumed that osseointegration was complete for all delayed models. The compact bone has demonstrated low stress and strain with a fully bonded bone-implant interface.³⁶ Nevertheless, in real clinical situations always occur the partial osseointegration. The healing of implants under immediate loading and 2 months delayed loading were seen 38.9% and 64.2% bone implant contact respectively.⁴⁹ Moreover, in the present study, the models of implants were considered as unique pieces and were fully connected between the crown and the abutment implantation. However, among the majority of commercially available implant systems, the support is screwed to the implant. Additionally, different parameters should be used to determine the long term and short-term effects on bone loading. In most clinical situations, loading is dynamic. However, in finite element analysis, because of technical limitations, the bone loading is static instead of dynamic loads.³⁵⁻⁴³ Nevertheless, the finite element method has been generally accepted as a complementary tool in biomechanics of dental implants to obtain information that is difficult to acquire from laboratory experiments and clinical studies.

CONCLUSION

This finite element study showed that the short and wider platform switching implant better dissipated the simulated masticatory force and decreased the stress around the implant neck when the loading time is delayed regardless of the height of the abutment and crown. Axial loading of an implant-supported prosthesis produced the lowest stress to the supporting bone and the oblique force in the immediate loading resulted, regardless of the abutment and crown height, in highest stress to simulated supporting bone.

REFERENCES

- Renouard F, Nisand D. Short Implants in the Severely Resorbed Maxilla: A 2-Year Retrospective Clinical Study. Clin Implants Dent Relat Res 2005;7:104-110.
- Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. J Periodontol 2004;75:511–516.
- Jemt T, Book K, Linden B. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: A study from prosthetic treatment to first annual check-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:162-167.
- Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, Van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10- year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:639-645
- Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Ren, Stach M. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surfaced implants: results after 6 years of follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18: 417-23.
- Hermann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:220-30.
- Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:142-6.

- Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res 2006;17:35-51.
- Goene' R, Bianchesi C, Huerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jaulbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year followup of Osseotite implants. Implant Dent 2005;14:274-280.
- 10. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practique: Rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:487-496.
- 11. Nedir R, Nurdin N, Szmukler-Moncler S, Bischof M. Placement of Tapered Implants Using an Osteotome Sinus Floor Elevation Technique Without Bone Grafting: 1-Year Results. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:727–733.
- 12. Felice P, Checchi V, Pistilli R, Scarano A, Pellegrino G, Esposito M. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Fourmonth post-loading results from a randomised controlled clinical trial. Eur J Oral Implantol 2009;2(4):267–281.
- Chou C T, Morris H F, Ochi S, Walker L, Des Rosiers D. AICRG, Part II: crestal bone loss associated with the Ankylos implant– loading to 36 months. J Oral Implantol 2004;30:134–143.
- 14. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91:20-5.
- 15. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Erikson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:11-25.

- 16. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:777-784.
- 17. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. Clin. Oral Implants Res 2009; 20:254–261.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling post restorative crestal bone levels. Int J Periodont Res Dent 2006;26: 9–17.
- 19. Wagenberg B, Froum S J. Prospective Study of 94 Platform-Switched Implants Observed from 1992 to 2006. Int J Periodont Res Dent 2010;30:9–17.
- 20. Luongo R, Traini T, Guidone P C, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and Soft Tissue Responses to the Platform-Switching Technique. Int J Periodont Res Dent 2008;28:551–557.
- 21. Cocchetto R, Traini T, Caddeo F, Celletti R. Evaluation of Hard Tissue Response Around Wider Platform–Switched Implants. Int J Periodont Res Dent 2010;30:163–171.
- Vigolo P, Givani A. Platform-Switched Restorations on Wide-Diameter Implants: A 5-year Clinical Prospective Study Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:103–109.
- 23. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H A, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155–170.
- 24. Brunski J B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater 1992;10:153–201.

- 25. Brunski J B. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. Dent Implantol Update 1993;4:77–81.
- 26. Schnitman P A, Wohrle P S, Rubenstein J E, DaSilva J D, Wang N H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:495–503.
- 27. Misch C E, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. Clin Implants Dent Relat Res 2003;5:17–28.
- 28. Romanos G E, Nentwig G H. Immediate Functional Loading in the Maxilla Using Implants with Platform Switching: Five-year Results. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:1106–1112.
- 29. Hsu J T, Fuh L J, Lin D J, Shen Y W, Huang H L. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. J Periodontol 2009;80:1125-1132.
- 30. Çaglar A, Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:36–44
- 31. Huang H L, Fuh L J, Ko C C, Hsu J T, Chen C. Biomechanical Effects of a Maxillary Implant in the Augmented Sinus: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:455–462.
- 32. Baggi L, Cappelloni I, Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A threedimensional finite element analysis. J Prosthet Dent 2008;100:422-431.

- 33. Liao S, Tong R, Dong J. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. Comput Med Imaging Graph 2008;32:53–60.
- 34. O'Mahony A M, Williams J L, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res 2001;12:648–657.
- 35. Shen W L, Chen C S, Hsu M L. Influence of Implant Collar Design on Stress and Strain Distribution in the Crestal Compact Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Maxillofac Implants 2010;25:901–910.
- 36. Mellal A, Wiskott H W, Botsis J, Scherrer S S, Belser U C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res 2004;15:239–248.
- 37. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, Li D, Shao J, Ding Y. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a threedimensional finite element Analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2009;38:1077–1083.
- Schwartz-Dabney C L, Dechow P C. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. J Dent Res 2002;81:613–617.
- 39. Petrie C S, Williams J L. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16:486–494.
- 40. Chang C L, Chen C S, Hsu M L. Biomechanical Effect of Platform Switching in Implant Dentistry: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:295–304.
- 41. Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at

subcrestal positions: A 1-year radiographic evaluation. J Periodontol 2010;81:428-434.

- 42. Sun Y, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, Liu B. Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. British J Oral and Maxillofac Surg 2009:47;393–398.
- 43. Lin C L, Wang J, Ramp L C, Liu P. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:57–64.
- 44. Sütpideler M, Eckert S E, Zorbitz M, An K N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:819-825.
- 45. Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: Survival analysis and risk factors for dental implant failure. J Oral Maxillofac Surg 2008;66:251–255.
- 46. Maeda Y, Miura J, Taki, Sogo I. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanicalrationale? Clin Oral Implants Res 2007;18:581–584.
- 47. Chou H, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. J Prosthet Dent 2010;104:293-300.
- 48. McNamara L M, Prendergast P J. Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli. J Biomech 2007;40:1381–1391.
- 49. Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Trisi P, Weinstein RL. Healing of Osseotite Implants Under Submerged and Immediate LoadingConditions in a Single Patient. Int J Periodont Res Dent 2002;22:344-353.

LIST OF TABLE

Models	Height abutment		Time	loading	Force direction		
	4 mm	6 mm	immediate	delayed	axial	oblique	
1	Х		Х		Х		
2	Х		Х			Х	
3	Х			Х	Х		
4	Х			Х		Х	
5		Х	Х		Х		
6		Х	Х			Х	
7		Х		Х	Х		
8		Х		Х		Х	

Table 1. Design parameters of the 8 Investigated models.

Table 2. Material Properties of the implants and ceramic crown.

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Titanium	110,000	0,33
Ceramic	82,800	0,28

Table 3. Anisotropic coefficients of elasticity and density for cortical and trabecular bone.

Type of bone	Ey	Ex	Ez	G _{xy}	G _{yz}	G _{xz}	V _{xy}	V_{yz}	V _{xz}	D
Cortical	12.6	12.6	19.4	4.85	5.7	5.7	0.3	0.39	0.39	1990.
Trabecular	0.21	1.148	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322	200.

E = Young's modulus (GPa), G = shear modulus (GPa), V = Poisson ratio, y = direction infero-superior, x = direction media-lateral, z = direction antero-posterior, D = density.

LIST OF FIGURES



Fig 1. Computerized tomography image used to generate models to study with 10.37 mm width bucco-lingual, 8.15 mm height and 8.0 mm mesio-distal dimension.



Fig 2. Cross-sectional view on the symmetry plane of one model. a = implant diameter 6 mm, b = implant height 5 mm, c = transgingival of the abutment 3,5 mm, d = abutment height 4 or 6 mm, e = ceramic crown.



Fig 3. Cross-sectional view of the immediate loading model illustrating the implant placed at subcristal position in the trabecular bone (yellow) and cortical bone (red).



Fig 4. Cross-sectional view of the delayed loading model illustrating the implant placed at subcrestal position. The compact bone in red simulating the lamina dura-like structure, note the bone growth onto the implant shoulder.



Fig 5. The color scale used to analyze the distribution of energy density of deformation. The minimum concentration for blue and red for maximum concentration.



Fig 6. The maximum strain energy density in cortical bone for all models.



Fig. 7. The maximum strain energy density in trabecular bone for all models.



Fig. 8. Cross-sectional view illustrating the strain energy density distribution within the cortical bone.



Fig. 9. Cross-sectional view illustrating the strain energy density distribution within the trabecular bone.

Análise por elementos finitos de implantes com conexão cone morse de comprimento curto e diâmetro largo na região posterior da maxila.

Hélio José Paiva Pereira, DDS, MSc¹

Sung Hyun Kim, DDS, MSc, PhD²

 Aluno de Doutorado em Periodontia, Pontificia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

2. Professor Titular, Área de Concentração em Periodontia, Pontificia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Corresponência para:

Dr. Sung Hyun Kim, CURSO DE ODONTOLOGIA PUCPR Rua Imaculada Conceição, 1155 ZIP 80215-901 Curitiba – Paraná Brasil E-mail: sung.kim@pucpr.br

RESUMO

Objetivo: Avaliar o estresse na interface entre o osso e implantes com conexão cone morse de comprimento curto e diâmetro largo na região posterior da maxila, por meio do método de elementos finitos. Materiais e Métodos: O método de elementos finitos foi utilizado para avaliar a densidade de energia de deformação de implantes marca Neodent, modelo WS com 6mm de diâmetro e 5mm de comprimento com conexão cone morse. Um segmento tridimensional da região do primeiro molar da maxila foi construído a partir de uma imagem de tomografia computadorizada. Oito modelos para Análise de Elementos Finitos foram executados, utilizando a instalação 2 mm abaixo da crista óssea com dois diferentes tempos de carregamento, carga imediata e carga tardia, e dois pilares com alturas diferentes, 4 e 6 mm relacionadas a duas forças oclusais, 100 N axial e 30 N oblíqua. Resultados: O resultado dos modelos de carga imediata apresentou altos níveis de densidade de energia de deformação, enquanto os modelos que reproduziram carga tardia apresentaram níveis mais baixos de energia de deformação. A carga oblíqua proporcionou maiores valores de pico do que a carga axial. O aumento do tamanho do pilar, associado ao carregamento oblíquo, apresentou níveis elevados de densidade de energia de deformação.

Conclusões: Os resultados deste estudo afirmam que implante curto e largo com plataforma localizada abaixo da crista óssea e pilares com diâmetro reduzido associado à técnica de carga tardia produz taxas de transferência de esforços favoráveis, reduzindo o risco de excesso de carga no osso.

Palavras-chave: implantes curtos e largos, análise de elementos finitos, carga imediata e tardia, densidade de energia de deformação.

INTRODUÇÃO

Atualmente, os implantes osseointegrados têm sido utilizados com sucesso na prática clínica. No entanto, algumas limitações impostas pelo seio maxilar pneumatizado e pelo volume do osso alveolar podem ocorrer na região posterior da maxila. O uso de implantes curtos, ou fora do padrão de diâmetro, pode ser uma maneira de superar essa limitação e oferecer um tratamento mais simples e seguro devido à redução dos riscos de interferência com as estruturas anatômicas, como o seio maxilar, os custos mais elevados e o aumento do risco de infecção.¹⁻²

No entanto, vários estudos relataram uma menor taxa de sucesso de implantes curtos colocados na maxila³⁻⁴. Outros, também avaliando implantes curtos, apresentaram maior ocorrência de falha em relação à longevidade dos implantes.⁵⁻⁶ Ainda, alguns artigos descreveram que a maioria dos implantes instalados em osso menos denso na região posterior de maxila, sofreu cargas mais altas do que os implantes instalados na região anterior.⁷⁻⁸

Apesar dos estudos acima mencionados demonstrarem a baixa longevidade dos implantes curtos, parece possível atingir altas taxas de sucesso com este tipo de recurso. Alguns trabalhos na literatura demonstram que a previsibilidade dos implantes curtos é comparável aos de comprimento normal.^{9 10 11 12} Além disso, o diâmetro pode ser uma variável significativa na distribuição de tensões ao redor do implante. Um estudo de simulação mostrou que o diâmetro do implante foi mais importante para uma melhor distribuição de tensões do que o comprimento dele, e, por conseguinte, a área mais ampla na porção cervical do implante pôde dissipar melhor as forças mastigatórias.¹³ Confirmando, foi demonstrado pela análise de elementos finitos que as principais tensões extremas foram localizados ao redor da plataforma dos implantes.¹⁴

Em implantes com conexão hexágono externo tem sido relatada a perda óssea na região da crista marginal durante o primeiro ano de função. Após, acontece uma discreta perda de massa óssea ao longo do tempo.¹⁵ No entanto, a conexão cone morse pode proporcionar uma elevada estabilidade mecânica através do travamento do cone, e o selamento da ligação pilar-implante impede a infiltração de bactérias, evitando uma eventual inflamação na interface dos tecidos moles com o implante, o que poderia ser responsável pela perda da crista óssea ao redor dos implantes.^{16 17} Com base em acompanhamento radiográfico de longo prazo em implantes cone morse, verificou-se que houve perda óssea vertical menor que a observada ao redor dos implantes com plataforma de hexágono externo^{18 19}. Outras investigações prospectivas confirmam que a utilização de componentes protéticos com diâmetro reduzido em relação ao diâmetro da plataforma do implante influenciam na preservação dos níveis da crista óssea, trazendo benefícios para regiões estéticas.^{20 21 22}

Os processos biológicos responsáveis por essa ocorrência parecem estar ligados ao distanciamento do infiltrado inflamatório do tecido conjuntivo à crista alveolar.¹⁸ Estudo recente, utilizando implantes de plataforma larga com pilares de diâmetro reduzido em restaurações tipo protocolo em seres humanos, mostrou perda da crista óssea menor do que o resultante quando da utilização de implantes de plataforma regular com pilares reduzidos ou tradicionais em abordagens sem redução do diâmetro do pilar.²¹

O protocolo original de utilização de implantes sugere um período de cicatrização de vários mêses, com os implantes submersos e sem recebimento de cargas.²³ O carregamento prematuro foi considerado prejudicial para a aposição óssea direta na superfície do implante, pois acreditava-se que resultaria em encapsulamento fibroso.^{24 25} Novos protocolos clínicos onde o período de cicatrização é reduzido, tem

obtido índices de sucesso clínico semelhantes ao período original de carga tardia.^{26 27} No entanto, o maior índice de falha foi encontrado em áreas de osso menos denso na maxila posterior. Sabe-se que a qualidade óssea na região posterior de maxila não é a ideal, e isso pode influenciar fortemente a estabilidade primária do implante, que é um fator importante para a utilização da técnica de carga imediata.²⁶ Além disso, um protocolo de carga oclusal imediata pode ser usado com sucesso em maxila se micromovimentos na interface osso-implante são controlados ²⁷. A geometria especial do pilar da ligação cônica pilar-implante e a plataforma reduzida podem ser importantes para a estabilidade óssea ao redor dos implantes imediatamente carregados.²⁸

Vários estudos relatam que a inserção de implantes tipo cone morse com a plataforma localizada abaixo da crista óssea promove uma perda mínima de tecido duro mineralizado em torno dos implantes e favorece a deposição de osso por sobre a plataforma. Em instalação de implantes na altura da crista, esta situação não está presente.²⁶⁻²⁸

A concentração de tensões em torno dos componentes do implante e do osso circundante pode causar a saucerização, que é o fenômeno da perda da crista óssea em torno da plataforma compacta do implante.^{15,29-30} Este importante assunto tem sido estudado por análise de elementos finitos utilizando coeficientes isotrópicos e anisotrópicos . ^{31 32} Os materiais isotrópicos apresentam características elásticas equivalentes em todas as direções, e devido à sua simplicidade são usados em textos de muitas pesquisas. ^{31 32} Anisotropia é a característica que um material possui em que uma certa propriedade física varia com a direção, como exemplo podemos citar o tecido ósseo. Trabalhos anteriores afirmam que a utilização de coeficientes anisotrópicos

ao redor de implantes quando comparadas aos estudos que utilizam os coeficientes isotrópicos. ^{33 34 35}

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos, as tensões na interface osso-implante de implantes curtos e diâmetro largo com conexão cone morse na região posterior da maxila.

MATERIAIS E MÉTODOS

A imagem de uma tomografia computadorizada da maxila, na região do primeiro molar, foi usada para criar um segmento maxilar em três dimensões, que continha 2 mm de osso cortical ao redor do osso trabecular, com 10.37 mm de largura vestíbulo-lingual e 8.15 mm de altura. (Fig. 1) Um implante de conexão cone morse com 6 x 5 mm (Titamax WS, Neodent, Curitiba, Brasil) inserido 2 mm abaixo da crista óssea, dois pilares retos com 4 e 6 mm de altura e com transmucoso de 3.5 mm (Munhão Universal WS, Neodent, Curitiba, Brasil) e uma coroa de cerâmica, com 2 mm de espessura oclusal foram modelados em um computador pessoal, usando um programa tridimensional. (Solid Works – Pro/E Wildfire, Parametric Technology Corporation, EUA) (Fig. 2)

Oito modelos de análise de elementos finitos foram realizados, utilizando dois pilares de diferentes alturas, dois tempos de carregamento diferentes e duas forças oclusais diferentes. (Tab. 1) O tempo de carregamento foi dividido em carga imediata e carga tardia. Nos modelos de carga imediata, os implantes foram envolvidos em grande parte por osso trabecular, deixando poucas áreas em vestibular e palatino, assim como na região apical com inserção no osso cortical e ausência de crescimento ósseo por sobre a plataforma do implante. (Fig. 3) Nos modelos de carga tardia, os implantes foram envolvidos em uma camada de 1 mm de osso cortical para simular a estrutura da

lâmina dura, que também é depositada com uma espessura de 2 mm sobre a plataforma de implantes conexão cone morse, encontrado nos casos de sucesso na osseointegração. (Fig. 4) Foi usada uma força oclusal considerada fisiológica, 100 N de força axial aplicada no centro do dente no sentido do longo eixo do implante e 30 N de força oblíqua aplicada na cúspide vestibular com 45° de inclinação em relação ao longo eixo do implante no sentido linguo-vestibular.^{36 37}

O implante, o pilar e a coroa de cerâmica usados nos modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e materiais linearmente elásticos.³⁸ (Tab. 2) O implante foi rigidamente ancorado no modelo ósseo ao longo de toda sua interface. Contato semelhante foi estabelecido na interface prótese-parafuso-pilar, assumindo como uma peça só. Além disso, para obter uma simulação mais realista, as propriedades do material anisotrópico de osso cortical e trabecular foram consideradas nos modelos para o estudo.³⁴⁻³⁹ (Tab. 3)

Com o objetivo de avaliar de forma mais detalhada a concentração de esforços no tecido ósseo ao redor do implante, foi delimitada uma região de 1 mm de espessura no osso periimplantar, pois, é justamente essa região próxima à interface osso e implante a que recebe a maior parte das cargas. O estudo dos modelos de osso trabecular e osso cortical foi realizado de forma independente para facilitar a visualização das regiões de concentração de esforços. Diferentes geometrias da crista óssea peri-implantar foram modeladas, reproduzindo a situação de carga imediata e carga tardia.

Modelos de elementos finitos foram gerados no programa Ansys Workbench (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, EUA). A escala de cores foi utilizada para a análise da distribuição da densidade de energia de deformação com ambos os sistemas, no osso cortical e trabecular. Essa escala descreve o aumento dos níveis de estresse identificados na cor azul situada na posição inferior para a cor vermelha localizada na posição mais superior. A Figura 5 mostra como identificar as quantidades de energia através das cores que representam a concentração de forças em Joule por quilograma (J/kg-1). Para avaliar a influência de cada um dos parâmetros estudados, são apresentados os valores máximos da densidade de energia de deformação gerados no osso cortical e trabecular.

RESULTADOS

Os resultados foram obtidos através de simulações numéricas para oito modelos, avaliando a influência de três parâmetros no comportamento do osso quando submetidos a cargas oclusais diferentes. (Fig. 6 e 7) A representação visual da distribuição da densidade de energia de deformação através da análise de elementos finitos para osso cortical e trabecular é demonstrada nas figuras 8 e 9.

O resultado da análise de elementos finitos dos modelos de carga imediata apresentou altos níveis de densidade de energia de deformação, e os modelos que reproduziram o carregamento tardio mostraram valores máximos de energia de deformação reduzidos.

Os modelos de carga imediata 1 e 5 sob ação de uma força axial mostraram a concentração da densidade de energia de deformação máxima do osso cortical no lado vestibular, perto da plataforma do implante próximo à junção com o osso trabecular. Na face palatina a densidade de energia de deformação apresentou-se de forma discreta. No osso trabecular, a maior concentração também ocorreu no lado vestibular próximo à plataforma do implante, porém se estendeu em menor intensidade por toda a superfície em contato com o implante. Observações semelhantes foram apresentadas nos modelos 2 e 6 de carga imediata com força de direção oblíqua, onde foi observada a mais alta

densidade de energia de deformação para o osso cortical e trabecular respectivamente, sendo o maior valor apresentado pelo modelo 6.

Nos modelos 3 e 7 de carga tardia com força axial, a concentração máxima para o osso cortical foi localizada na região cervical, em torno da junção pilar-implante. A concentração máxima para o osso trabecular sofreu redução, e ocorreu na face vestibular próxima à região da plataforma do implante, apresentando também uma discreta concentração na face palatal. Nos modelos 4 e 8 com força oblíqua, valores menores de concentração foram observados em osso cortical e trabecular, localizados apenas na região cervical da face vestibular.

DISCUSSÃO

Um dos desafios na concepção de um sistema de implante dentário é criar um ambiente biomecânico favorável que impeça a reabsorção óssea ao seu redor quando submetidos à ação de cargas oclusais normais.²⁷ Alguns estudos mostraram que a maior concentração de densidade de energia de deformação no tecido ósseo peri-implantar é ao redor da plataforma dos implantes.³⁰⁻³⁶ No entanto, tem sido sugerido que, nem sempre, existe uma relação linear entre o estresse e a perda óssea. O desenho da plataforma com pilar reduzido pode minimizar a reabsorção óssea e o diâmetro do implante pode ter um papel mais significativo na distribuição de esforços no osso ao redor de implantes.^{10 40}

Os modelos que reproduziram a carga imediata, quando comparados aos de carga tardia, apresentaram os maiores valores dos níveis máximos de densidade de energia de deformação.

Os modelos de carga imediata com força no sentido axial mostraram aumento significativo nos níveis de concentração da densidade de energia de deformação tanto

para o osso cortical como para o osso trabecular, provavelmente devido à geometria da estrutura óssea sem remodelação ao redor do implante. Devido à instalação de implantes de conexão cone morse em que a plataforma se posicionou abaixo da crista óssea, o contato com o osso cortical ocorreu em pequenas áreas na parede vestibular e palatina da crista próximo ao terço cervical e no assoalho do seio maxilar próximo à região apical, levando ao aumento dos níveis de densidade de energia de deformação no osso peri-implantar. (Fig. 9) A comparação com outros trabalhos que envolvem implantes cone morse de curto comprimento e largo diâmetro em carga imediata não pode ser realizada devido à indisponibilidade de publicações até recentemente.

Os modelos de carga tardia com força no sentido axial demonstraram uma menor densidade de energia de deformação tanto para o osso cortical e como também para o trabecular. A diminuição dos níveis de distribuição de energia foi provavelmente devido à camada de 1 mm de osso compacto, simulando a estrutura de lâmina dura e a ancoragem bicortical, representada pelo crescimento de osso sobre a plataforma do implante com 2 mm de espessura e a ancoragem na porção apical. (Fig. 8) Este resultado é consistente com estudos anteriores que utilizaram componentes de diâmetro reduzido em relação à plataforma dos implantes e com inserção abaixo do nível da crista óssea.^{18 41}

Submetidos à ação de forças axiais, os pilares e coroas longas não apresentaram alterações significativas na distribuição da densidade de energia de deformação no osso trabecular e cortical, tanto em carga imediata como em carga tardia.⁴² Este achado corrobora com os resultados obtidos em outros estudos⁴² onde foi indicado que os implantes devam ser colocados na direção do longo da carga axial proposta para a prótese e com múltiplas áreas de contato cortical para a obtenção de uma melhor distribuição da densidade de energia de deformação.⁴³⁻⁴⁴

No entanto, quando a direção da força foi oblíqua, a concentração da densidade de energia de deformação teve um aumento significativo, principalmente nos modelos de carga imediata, independentemente da altura do pilar e da coroa. A força oblíqua produziu um momento de flexão que aumentou significativamente os valores da densidade de energia no osso cortical. A localização da densidade máxima de energia de deformação ocorreu na região cervical da parede vestibular do implante, correspondente à direção da força oblíqua pré-estabelecida.⁴⁰

A ação de uma força com direção oblíqua em carga imediata no osso trabecular demonstrou ser a situação mais desfavorável de distribuição da densidade de energia de deformação dentre todas as situações estudadas. Isto pode representar um fator de risco para perda de implantes. Implantes carregados imediatamente apresentaram 2,7 vezes mais probabilidade de perda no período de um ano em comparação com os implantes de carga tardia. ⁴⁵ Além de apresentar o maior valor de concentração da densidade de energia de deformação, ela ocorreu na região cervical da parede vestibular do implante, na união com o osso cortical. Um dos fatores que levaram a este resultado foi a pequena área de distribuição de esforços estabelecida pelas características próprias do modelo. Essa alta concentração na densidade de energia induzida por carga oblíqua sugere um mecanismo causal de perda óssea marginal após longo prazo de carregamento dinâmico.

Esse achado reforça a recomendação de eliminar ou minimizar os contatos oclusais laterais em restaurações implanto-suportadas posteriores. Sempre que possível, a inclinação das cúspides deve ser reduzida, deve haver uma relação cúspide fossa em máxima intercuspidação e não haver contatos oclusais excêntricos.⁴³

Em carga tardia, o acréscimo no comprimento da coroa quando submetida a ação de forças oblíquas, promoveu um aumento na concentração de densidade de energia de deformação no osso cortical depositado sobre a plataforma do implante⁴² e

ao redor do pilar. Verificamos que no osso trabecular, houve um pequena redução da concentração máxima de densidade de energia de deformação quando comparado com a força sendo axial e localizou-se na face vestibular em torno do pilar do implante. Esse achado corrobora outro resultado⁴⁶ que apresentou como vantagem da plataforma switching a transferência da localização da área de concentração máxima de esforço para o centro da plataforma do implante, junto à interface com o pilar. A localização da plataforma do implante abaixo da crista óssea, leva à minimização da concentração de esforços na região da plataforma do implante.¹⁶⁻¹⁹

Os resultados obtidos no experimento, quando avaliados através dos parâmetros estabelecidos, indicam que a distribuição da densidade de energia de deformação nos modelos de carga tardia favorece a remodelação óssea.⁴⁸ Estender o período de cicatrização, antes da fabricação da prótese, também pode aumentar a densidade óssea e produzir uma transmissão de esforços mais favorável.⁴³ Além disso, os resultados obtidos na situação de carga imediata foram considerados acima do normal e isso pode ser um indicativo de uma excessiva concentração de esforços que podem levar à perda óssea e à diminuição da longevidade do implante.

Algumas limitações do estudo estão presentes neste trabalho. Deve ser lembrado que em situações clínicas, os valores utilizados poderiam ter sido diferentes. No desenvolvimento dos modelos considerou-se que o implante, o pilar e a coroa formaram uma peça única sem a presença de espaço ou micromovimentos. A interface osso e implante foi considerada totalmente aderida, sendo que o implante apresentou suas superfícies perfeitamente ancoradas em tecido ósseo. ³⁶ Essa situação não é encontrada em casos clínicos onde, foi constatado que o contato entre osso e a superfície do implante variou entre 38,9 % a 64,2% considerando a situação de carga imediata e carga tardia respectivamente. ⁴⁹ Além disso, diferentes parâmetros devem ser usados para determinar os efeitos de esforços atuantes no tecido ósseo por curto período de tempo ou de longa duração. As cargas utilizadas na análise por elementos finitos são estáticas e de direção e quantidade pré-estabelecidas, diferentes de situações reais onde se apresentam de forma dinâmica.³⁵⁻⁴³ No entanto, o método dos elementos finitos tem sido geralmente aceito como uma ferramenta complementar para estudos sobre a biomecânica de implantes dentários, obtendo informações que dificilmente seriam conseguidas através de experimentos de laboratório e estudos clínicos.

CONCLUSÃO

Este estudo de elementos finitos mostrou que o implante curto de plataforma larga tipo cone morse com pilar de diâmetro reduzido, inserido a 2 mm abaixo da crista óssea dissipou melhor a simulação de força mastigatória e diminuiu o estresse em torno da plataforma do implante quando o tempo de carregamento foi tardio, independentemente da altura do pilar e da coroa. A força axial sobre uma prótese implanto-suportada produziu um menor estresse para o osso de suporte. A força oblíqua em carga imediata, independentemente da altura do pilar e da coroa, simulou o maior estresse no osso de suporte.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Renouard F, Nisand D. Short Implants in the Severely Resorbed Maxilla: A 2-Year Retrospective Clinical Study. Clin Implants Dent Relat Res 2005;7:104-110.
- Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. J Periodontol 2004;75:511–516.
- Jemt T, Book K, Linden B. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: A study from prosthetic treatment to first annual check-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:162-167.
- Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, Van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10- year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:639-645
- Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Ren, Stach M. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surfaced implants: results after 6 years of follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18: 417-23.
- Hermann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:220-30.
- Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:142-6.

- Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res 2006;17:35-51.
- Goene' R, Bianchesi C, Huerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jaulbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year followup of Osseotite implants. Implant Dent 2005;14:274-280.
- 10. Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practique: Rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:487-496.
- 11. Nedir R, Nurdin N, Szmukler-Moncler S, Bischof M. Placement of Tapered Implants Using an Osteotome Sinus Floor Elevation Technique Without Bone Grafting: 1-Year Results. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:727–733.
- 12. Felice P, Checchi V, Pistilli R, Scarano A, Pellegrino G, Esposito M. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Fourmonth post-loading results from a randomised controlled clinical trial. Eur J Oral Implantol 2009;2(4):267–281.
- Chou C T, Morris H F, Ochi S, Walker L, Des Rosiers D. AICRG, Part II: crestal bone loss associated with the Ankylos implant– loading to 36 months. J Oral Implantol 2004;30:134–143.
- 14. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91:20-5.
- 15. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Erikson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1:11-25.

- 16. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:777-784.
- 17. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. Clin. Oral Implants Res 2009; 20:254–261.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling post restorative crestal bone levels. Int J Periodont Res Dent 2006;26: 9–17.
 - 19. Wagenberg B, Froum S J. Prospective Study of 94 Platform-Switched Implants Observed from 1992 to 2006. Int J Periodont Res Dent 2010;30:9–17.
- 20. Luongo R, Traini T, Guidone P C, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and Soft Tissue Responses to the Platform-Switching Technique. Int J Periodont Res Dent 2008;28:551–557.
- 21. Cocchetto R, Traini T, Caddeo F, Celletti R. Evaluation of Hard Tissue Response Around Wider Platform–Switched Implants. Int J Periodont Res Dent 2010;30:163–171.
- Vigolo P, Givani A. Platform-Switched Restorations on Wide-Diameter Implants: A 5-year Clinical Prospective Study Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:103–109.
- 23. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H A, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155–170.
- 24. Brunski J B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater 1992;10:153–201.

- 25. Brunski J B. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. Dent Implantol Update 1993;4:77–81.
- 26. Schnitman P A, Wohrle P S, Rubenstein J E, DaSilva J D, Wang N H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:495–503.
- 27. Misch C E, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. Clin Implants Dent Relat Res 2003;5:17–28.
- 28. Romanos G E, Nentwig G H. Immediate Functional Loading in the Maxilla Using Implants with Platform Switching: Five-year Results. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:1106–1112.
- 29. Hsu J T, Fuh L J, Lin D J, Shen Y W, Huang H L. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. J Periodontol 2009;80:1125-1132.
- 30. Çaglar A, Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:36–44
- 31. Huang H L, Fuh L J, Ko C C, Hsu J T, Chen C. Biomechanical Effects of a Maxillary Implant in the Augmented Sinus: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:455–462.
- 32. Baggi L, Cappelloni I, Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A threedimensional finite element analysis. J Prosthet Dent 2008;100:422-431.

- 33. Liao S, Tong R, Dong J. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. Comput Med Imaging Graph 2008;32:53–60.
- 34. O'Mahony A M, Williams J L, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res 2001;12:648–657.
- 35. Shen W L, Chen C S, Hsu M L. Influence of Implant Collar Design on Stress and Strain Distribution in the Crestal Compact Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Maxillofac Implants 2010;25:901–910.
- 36. Mellal A, Wiskott H W, Botsis J, Scherrer S S, Belser U C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res 2004;15:239–248.
- 37. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, Li D, Shao J, Ding Y. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a threedimensional finite element Analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2009;38:1077–1083.
- Schwartz-Dabney C L, Dechow P C. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. J Dent Res 2002;81:613–617.
- 39. Petrie C S, Williams J L. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16:486–494.
- 40. Chang C L, Chen C S, Hsu M L. Biomechanical Effect of Platform Switching in Implant Dentistry: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:295–304.
- 41. Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at

subcrestal positions: A 1-year radiographic evaluation. J Periodontol 2010;81:428-434.

- 42. Sun Y, Kong L, Hu K, Xie C, Zhou H, Liu Y, Liu B. Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. British J Oral and Maxillofac Surg 2009:47;393–398.
- 43. Lin C L, Wang J, Ramp L C, Liu P. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:57–64.
- 44. Sütpideler M, Eckert S E, Zorbitz M, An K N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:819-825.
- 45. Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: Survival analysis and risk factors for dental implant failure. J Oral Maxillofac Surg 2008;66:251–255.
- 46. Maeda Y, Miura J, Taki, Sogo I. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanicalrationale? Clin Oral Implants Res 2007;18:581–584.
- 47. Chou H, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. J Prosthet Dent 2010;104:293-300.
- 48. McNamara L M, Prendergast P J. Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli. J Biomech 2007;40:1381–1391.
- 49. Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Trisi P, Weinstein RL. Healing of Osseotite Implants Under Submerged and Immediate LoadingConditions in a Single Patient. Int J Periodont Res Dent 2002;22:3

LISTA DE TABELAS

Modelo	Altura do pilar		Tem	Tempo de		Direção da força	
			carreg	gamento			
	4 mm	6 mm	imediato	tardio	axial	oblíqua	
1	Х		Х		Х		
2	Х		Х			Х	
3	Х			Х	Х		
4	Х			Х		Х	
5		Х	Х		Х		
6		Х	Х			Х	
7		Х		Х	Х		
8		X		Х		Х	

Tabela 1. Características dos 8 modelos investigados.

Tabela 2. Propriedados dos materiais do implante e da coroa em cerâmica.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson
Titânio	110.000	0.33
Cerâmica	82.800	0.28

Tabela 3. Coeficientes anisotrópicos de elasticidade e densidade do osso cortical e trabecular.

Tipo de osso	Ey	Ex	Ez	G _{xy}	G _{yz}	G _{xz}	V_{xy}	V_{yz}	V _{xz}	D
Cortical	12.6	12.6	19.4	4.85	5.7	5.7	0.3	0.39	0.39	1990.
Trabecular	0.21	1.148	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322	200.

E = módulo de elasticidade (GPa), G = módulo de cisalhamento (GPa),

V = coeficiente de Poisson, y = direção infero-superior, x = direção media-lateral, z = direção antero-posterior, D= densidade.

LISTA DE FIGURAS



Figura 1. Tomografia computadorizada utilizada para gerar modelos para estudo com 10.37 mm de largura vestíbulo-lingual e 8.15 mm de altura.



Figura 2. Vista transversal no plano de simetria de um modelo. a = diâmetro do implante 6 mm, b = altura do implante 5 mm, c = altura transgengival do pilar 3.5 mm, d = altura coronária do pilar 4 ou 6 mm, e = coroa em cerâmica.



Figura 3. Vista transversal do modelo de carga imediata, ilustrando o implante instalado com a plataforma posicionada abaixo da crista óssea e inserido em osso trabecular (amarelo) e osso cortical (vermelho).



Figura 4. Vista transversal do modelo de carga tardia, ilustrando o implante instalado na posição subcristal com osso compacto simulando a estrutura de lâmina dura, notar o crescimento ósseo sobre a plataforma do implante.



Figura 5. A escala de cores utilizada para analisar a distribuição da densidade de energia de deformação. A concentração mínima para o azul e vermelho para a concentração máxima.



Figura 6. A densidade de energia de deformação máxima no osso cortical para todos os modelos.



Figura 7. A densidade de energia de deformação maxima no osso trabecular para todos os modelos.



Figura 8. Vista transversal ilustrando a distribuição da densidade de energia de deformação no osso cortical.



Figura 9. Vista transversal ilustrando a distribuição da densidade de energia de deformação no osso trabecular.