



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



PLINIO SCIASCI

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE IMPLANTES MODIFICADOS NA REGIÃO
DE ÁPICE: ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS,
FOTOELASTICIDADE, TORQUE DE INSERÇÃO E FREQUÊNCIA DE
RESSONÂNCIA**

Araraquara

2017



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



PLÍNIO SCIASCI

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE IMPLANTES MODIFICADOS NA REGIÃO
DE ÁPICE: ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS,
FOTOELASTICIDADE, TORQUE DE INSERÇÃO E FREQUÊNCIA DE
RESSONÂNCIA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Implantodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

Araraquara

2017

Sciasci, Plínio

Comportamento mecânico de implantes modificados na região de ápice: análise pelo método de elementos finitos, fotoelasticidade, torque de inserção e frequência de ressonância / Plínio Sciasci .-- Araraquara: [s.n.], 2017.

87 f. ; 30 cm

Tese (Doutorado em Implantodontia) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr Luís Geraldo Vaz

1. Implantes dentários 2. Análise de elementos finitos
3. Fenômenos mecânicos 4. Torque I. Título

PLÍNIO SCIASCI

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE IMPLANTES MODIFICADOS NA
DE REGIÃO ÁPICE: ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS, FOTOELASTICIDADE, TORQUE DE INSERÇÃO E
FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de doutor

Presidente e orientador: Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

2º Examinador: Prof. Dr. Carlos Alberto do Santos Cruz

3º Examinador: Profa. Dra. Laiza Maria Grassi Fais

4º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

5º Examinador: Prof. Dra. Valéria de Oliveira Pagnano de Souza

Araraquara, 29 de setembro de 2017

DADOS CURRICULARES

PLÍNIO SCIASCI

NASCIMENTO	28.08.1985 - Novo Horizonte/SP
FILIAÇÃO	Adilson Sciasci Dairce Aparecida Lazarini Sciasci
: 2006 - 2010	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Araraquara Universidade Estadual Paulista – UNESP
2007 – 2008	Estágio de Iniciação Científica Disciplina de Clínica Infantil / Orientadora: Profa. Dra. Rita de Cassia Loiola Cordeiro Aluno Bolsista PIBIT-PRO/REITORIA.
2009 – 2010	Estágio de Iniciação Científica Disciplina de Clínica Infantil / Orientadora: Profa. Dra. Rita de Cassia Loiola Cordeiro Aluno Bolsista CAPES / CNPq
2009 – 2010	Estágio de Iniciação Científica Disciplina de Clínica Infantil / Orientadora: Profa. Dra. Rita de Cassia Loiola Cordeiro Aluno Bolsista FAPESP (2009/09643-6)
2011 - 2013	Curso de Mestrado – Área de Prótese Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral

Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Orientadora: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

Bolsista CAPES / CNPq

2010 - 2011

Curso de Formação em Cirurgia Bucal

CEDEFACE – Araraquara SP

2011 – 2012

Curso de Capacitação e Atualização em Implantodontia

CAECO – Araraquara SP

2013 - 2014

Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Sobre Implantes e
Prótese Fixa Convencional.

APCD de Araraquara – SP

2013 – 2014

Estágio de Atualização na Disciplina de Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Oscar Fernando Muñoz Chaves

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

2014 – 2017

Pós-Graduação em Odontologia – Nível Doutorado

Área de Concentração Implantodontia

Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

Bolsista CAPES / CNPq

Dedicatória

Em memória aos meus avós que já se foram. Que Deus os proteja sob a luz de vossa face.

Emília e Vicente

Maria e Marcílio

Pessoas simples e especiais, que semearam bons ensinamentos, e que sempre servirão de exemplo para nossa família. Meu eterno agradecimento por ter orientado nossa família nos caminhos difíceis da vida.

Aos meus pais ***Adilson e Dairce***. Simplesmente representam tudo em minha vida. Sempre me apoiando em todas as minhas decisões e me dando conselhos para que eu alcançasse meus objetivos. Muito Obrigado e que Deus sempre os proteja.

Dedico esta conquista também a vocês. Amarei sempre vocês.

Dedico esta conquista a vocês também. Eu os amo muito,)

Aos meus irmãos ***Alessandra e Victor*** que sempre me ajudaram com conselhos e que sempre torceram por mim. Saibam que eu também sempre os apoiarei e estarei do seu lado. Que Deus onisciente e onipotente sempre os proteja em todos os seus caminhos. Os amarei por toda vida.

Dedico com muito amor e fé este trabalho.

Agradecimentos

Especiais

A *Deus*

Por me oferecer a oportunidade de viver e através dos meus sentidos sentir a todas as maravilhas por ele criadas.

Obrigado também por me oferecer saúde, paz e fé para que eu (possa) pudesse conquistar meus objetivos e superar todos os obstáculos da vida.

Agradeço a todos os meus **familiares** que sempre acreditaram em mim, dando incentivo e ajudando com orações, amor e carinho transmitidos com muita alegria e paz (ponto final) para toda nossa família.

Ao Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

Pessoa de extrema capacidade e que me passou ensinamentos valiosíssimos (a fim de que os objetivos propostos fossem alcançados) durante toda a minha formação durante o doutorado.

Além de extremamente profissional é uma pessoa muito humana, atencioso e sempre disposto a ajudar. Requisitos especiais que o fazem um excelente orientador de pós-graduação e da vida.

Obrigado pela compreensão e paciência nos momentos mais difíceis durante minha caminhada. Seus ensinamentos sempre serão lembrados.

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, pela generosidade e paciência com que me ensinou a dar os primeiros passos nessa linha de pesquisa.

A Profa. Dra. Laiza Maria Grassi Fais

Que me ajudou muito no começo do meu doutorado com conselhos e instruções, corrigiu meus relatórios enviados a Fapesp, o que me ajudou muito na construção da introdução do meu projeto. Muito Obrigado !

A *Luís Carlos Leal Santana*

Colega de trabalho e pessoa muito responsável e competente com quem aprendi muito, seja no dia-a-dia e durante realização dos cálculos estatísticos do meu trabalho e também na tradução dos artigos em inglês.

Considero-o um amigo, que com sua capacidade e disposição em ajudar foi de extrema importância para o alcance desse objetivo. Muito Obrigado!

A *Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”*, representada pela digníssima diretora Prof. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato e pelo vice-diretor Prof. Dr Edson Alves de Campos, pela oportunidade de tê-los também como professor e seus ensinamentos passados durante a graduação e a pós-graduação.

Ao *Programa de Pós-Graduação em Odontologia*, área de Implantodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, representado pelo Prof. Dr. Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli, pela conclusão do curso de Pós-Graduação em nível de Doutorado.

Ao *Departamento de Diagnóstico e Cirurgia – UNESP(Araraquara)*, A todos os funcionários do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia e Departamento de Materiais Dentários e prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Ao *Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer*, Campinas-SP, pelo assessoramento e imprescindível assistência na execução do trabalho, Dr. Pedro Yoshito Noritomi, Daniel Takanori Kemmoku e toda equipe de Tecnologias Tridimensionais.

Aos professores da Disciplina de Periodontia, Implantodontia, Materiais Dentários e Odontologia Integrada da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pelos conhecimentos adquiridos.

A toda equipe do professor Geraldo: Aos pós-graduandos: Fernando Cezar Moreira; Bárbara Araújo dos Reis; Luís Carlos Leal Santana; Fernando Guastaldi, Nicole Casalle.

Aos alunos de Iniciação Científica e aluno especial (aspirante ao doutorado) que tive a oportunidade e prazer de co-orientar, Bruna Belon Siqueira, Nicole Casalle dos quais tenho grande admiração.

À **funcionária** do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Marta Almeida de Ponte**, pela amizade, convivência, compreensão, carinho, presteza e ajuda sempre nos momentos em que precisei. Muito obrigado!

Aos **funcionários da Biblioteca e da seção de Pós-Graduação**, pela amizade, receptividade, orientação, eficiência e disponibilidade com que sempre me atenderam. Vocês são fundamentais!

A **todos aqueles** que de alguma forma colaboraram com a realização deste trabalho.

Muito obrigado!

Meus sinceros e eternos agradecimentos!

Sciasci P. Comportamento mecânico de implantes modificados na região de ápice: análise pelo método de elementos finitos, fotoelasticidade, torque de inserção e frequência de ressonância [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

RESUMO

A proposta deste estudo foi analisar o comportamento mecânico e a distribuição de forças de diferentes geometrias de ápice em implantes cilíndricos por meio de método de elementos finitos (MEF), fotoelasticidade, torque de inserção e frequência de ressonância. Foram usinados quatro tipos de implantes: sem corte apical (A), com corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (C), corte apical quadri-partido (D) e um quinto (grupo controle) implante Titamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) (E), todos com dimensões (4,1 X 11,0 mm) de plataforma hexagonal externa. Para o ensaio fotoelástico, blocos de acrílico (30X30X10mm) com um implante foram copiados com Borracha Silicone. Dentro de cada molde de silicone foi vertido resina fotoelástica semi-fexível. Para o ensaio fotoelástico duas situações foram simuladas: aplicação de carga axial de 1 kgf e em outro momento aplicação do torque de 10 N.cm. As fotografias realizadas no polariscópio circular foram transferidas para um computador para leitura dos parâmetros fotoelásticos no software powerpoint (Office 2010). Para o estudo de elementos finitos, o desenho dos implantes foram reproduzidos em CAD (*computer Aided design*) através do software Autodesk Inventor® (versão 2015, São Paulo, Brasil) e o bloco ósseo tipo IV de dimensões (2X2X2cm) foram posteriormente processados pelo software Rhinoceros v5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA). As simulações foram executadas pelo software (Ansys Workbench 10.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, USA); no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, São Paulo- Brasil). As propriedades mecânicas do implante (titânio grau II), e do osso normal tipo IV foram obtidos na literatura. Os modelos foram configurados com propriedades elástica-linear, isotrópica e homogênea. Foi simulado torque de 10 N.cm em todos os modelos que foram comparados com o ensaio fotoelástico de torque. Para os ensaios de torque e por frequência de ressonância. Trinta e cinco implantes cilíndricos de conexão hexágono externo

foram usinados em sua região de ápice e divididos em cinco grupos, conforme os cortes citados acima: (A) (n=9), (B) (n=9), (C) (n=9), (D) (n=8) e (grupo controle) implante Titamax Ti Ex (n=7), todos com dimensões (4,1 X 11,0 mm). Blocos ósseos de poliuretano de dimensões (2,0 X 2,0 X 1,5 mm) análogo ao osso trabecular humano tipo III sem cortical óssea foram utilizados para inserção dos implantes. Os valores do torque de inserção foram obtidos por meio de um torquímetro digital em N.cm e a estabilidade primária foi mensurada com o Osstell Mentor (ISQ). Para ensaio de torque de inserção, os implantes do grupo D e Titamax Ti Ex apresentaram as maiores médias e foram significativamente diferentes dos demais implantes, com exceção entre os implantes do grupo C e D ($p<0,05$). Os implantes do (controle) e (A) obtiveram a maior média para a estabilidade primária quando comparada aos demais grupos ($p<0,05$). No entanto, não houve diferença estatisticamente significantes para as médias de estabilidade obtidas entre os implantes D e (controle). Pela análise de elementos finitos e fotoelasticidade constatou-se que todos os implantes apresentaram distribuição de tensões que decresceram de modo constante até a região de ápice, sendo que a região de maior concentração de forças foi localizada na plataforma e no ápice dos implantes. Os implantes do grupo A, B, C e D com os ápices modificados obtiveram padrões similares de forças nessas regiões enquanto que o implante (controle) apresentou maior concentração de tensões nessa região. Concluiu-se que as modificações realizadas na região de ápice dos implantes podem contribuir para o aumento da estabilidade secundária do implante e na diminuição de concentração de tensões na região de plataforma quando submetidos à força torque. As alterações realizadas na região de ápice dos implantes apresentam boa distribuição de tensões. Alterações geométricas em implantes na região de ápice influenciam significativamente sua estabilidade primária. As modificações propostas para a região de ápice dos implantes B, C e D podem sugerir vantagens futuras para aplicação clínica, já que o crescimento ósseo por entre os espaços criados no ápice pode travar o implante e resistir melhor as forças de torção.

Palavras-Chave: Implantes dentários. Análise de elementos finitos. Fenômenos mecânicos. Torque.

Sciasci P. Mechanical behavior of implants modified in the apex region: finite element analysis, photoelasticity, insertion torque and resonance frequency [Tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the mechanical behavior and force distribution of five different implant designs using finite element method (FEM), photoelasticity, insertion torque and resonance frequency of different geometric modifications proposed for the apex region Of cylindrical implants. Four types of implants were machined: without apical cut (A), with a two-part apical cut (B), apical tri-split cut (C), apical cut quadri-split (D) and fifth group was composed by Titamax Ti Ex Neodent all with dimensions (4.1 X 11.0 mm). For the photoelastic test, acrylic blocks (30X30X10mm) with implant installed were copied with Blue ASB-10 Silicone Rubber (Polipox). Inside each silicone mold was poured semi-flexible photoelastic resin (Polipox). A titanium UCLA prosthetic intermediate was screwed onto the implant and a dental crown on (Ni-Cr) was fixed on the set. For the photoelastic test two situations were simulated: application of axial load of 1 kgf and torque of 10 N.cm. The photograph and the reading of the photoelastic parameters were performed in a circular polariscope. For the finite element study, the computerAided design (CAD) implants and a Type IV human bone block of dimensions (2X2X2cm) were processed by the software Rhinoceros v5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) At the Renato Archer Information Technology Center (CTI, Campinas, São Paulo - Brazil). The mechanical properties of the implant (titanium grade II) and normal bone type IV were obtained in the literature. The mechanical models were configured with elastic-linear, isotropic and homogeneous properties. Torque of 10 N.cm was applied in all the models that were compared with the photoelastic torque test. For the torque and resonance frequency tests, thirty-five cylindrical implants with external hexagon connection of dimensions (4.1 X 11.0 mm) were machined in their apex region and divided into five groups: without apical cut (A), (B), apical cut tri-split (C), apical cut quadri-split (D) and fifth group was composed by the implant Titamax Ti Ex Neodent all with dimensions (4.1 X 11.0

mm). Artificial bone blocks of polyurethane dimensions (2.0 X 2.0 X 2.0 mm) analogous to normal bone type III (National Ossos - Jaú - SP) were used for insertion of the implants. The insertion torque and removal torque values were obtained by means of a digital torque wrench and the primary stability was measured with the Osstell Mentor (Diagnostics Integration AB, Göteborgsvägen, Sweden). For insertion torque, the D and E implants had the highest mean values and were significantly different from the other implants, except for implants of group C and D that presented the same mean ($p < 0.05$). Group A implants had the highest mean for primary stability when compared to the other groups ($p < 0.05$). By the analysis of finite elements and photoelasticity it was verified that all the implants presented a distribution of tensions that decreased steadily, being that the region of greatest concentration of forces was located in the platform and at the apex of the implants. Implants A, B, C and D with modified apexes obtained similar forces patterns in these regions whereas implant E presented a higher concentration of stresses in this region. It was concluded that the modifications performed in the apex region of the implants may contribute to the increase of the stability of the implant and the reduction of stress concentration in the platform region when submitted to the torque force. The changes made in the apex region of the implants present good stress distribution. Geometric changes in implants in the apex region significantly influence their primary stability. The proposed modifications for the apex region of implants B, C and D may suggest advantages for clinical application.

Keywords: Dental implants. Finite element analysis. Mechanical phenomena. Torque.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 PROPOSIÇÃO.....	19
3 PUBLICAÇÕES.....	20
3.1 Artigo 1.....	20
3.2 Artigo 2.....	42
3.3 Artigo 3.....	60
4 CONCLUSÃO.....	81
REFERÊNCIAS.....	82
APÊNDICE.....	86

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis vêm sendo muito utilizados na Odontologia desde a década de 80, com bons resultados, o que possibilitou melhorias para os pacientes quanto à função fonética, mastigatória e estética (Gastaldo et al.¹³, 2004). A evolução do tratamento com implantes em reabilitações complexas requer constantes pesquisas, tanto sobre seu aspecto microscópico, como por exemplo, os tratamentos de superfície, quanto de seu aspecto macroscópico, como novos desenhos e geometrias (Misch²⁵, 2008). A reabsorção óssea que ocorre ao redor do implante logo após sua instalação pode ser uma complicação do tratamento. Portanto, estudos são realizados para entender melhor como ocorre a distribuição de forças entre implante e o tecido ósseo, a fim de compreender melhor os fatores relacionados a reabsorção óssea (Anami et al.², 2015).

Goodacre et al.¹⁵ (2003) demonstraram que a perda óssea que ocorre ao redor dos implantes pode ser considerada clinicamente aceitável, com média de 0,9 mm no primeiro ano e de 0,1 mm nos anos seguintes. A interface implante-osso recebe cargas provenientes dos esforços mastigatórios, com complexo direcionamento dependendo da anatomia da coroa dentária. As forças podem ser dirigidas em direção axial, oblíquas e até laterais (Almeida, Pellizzer¹, 2008). De acordo com alguns autores (Xiao et al.³⁵, 2011; Pesqueira et al.²⁹, 2014; Anami et al.², 2015) é muito importante considerar novos desenhos de implante que distribuam funcionalmente as cargas oclusais na região peri-implantar em níveis fisiológicos.

As forças que ocorrem na interface implante-osso podem promover micro-movimentações no implante e são as mais prejudiciais nos primeiros momentos da cicatrização do implante (Misch et al.²⁴, 2006). Sendo assim, a estabilização inicial do implante também depende da qualidade, densidade e espessura de tecido ósseo cortical disponível no sítio cirúrgico. Portanto, esta situação é mais desafiadora em regiões com baixa densidade óssea como em regiões posteriores dos maxilares, ou áreas com tecido ósseo cortical deficiente (Huang et al.¹⁷, 2014). Considerar o desenvolvimento de desenhos de implantes que minimizem seus movimentos no sítio cirúrgico é fundamental para a taxa de sobrevida dos implantes. Logo, as estruturas micro e macro-geométricas do implante tem que proporcionar maior facilidade de instalação, melhor travamento e ancoragem óssea, aumentando a estabilidade do implante (Sivan-Gildor et al.³⁰, 2014).

Alguns estudos demonstram que a diminuição da altura e/ou diâmetro do implante reduz seu desempenho biomecânico e que a dissipação de cargas é prejudicada em implantes de menor tamanho (Ding et al.¹⁰, 2008; Ding et al.¹¹ 2009; Tada et al.³², 2003). Por outro lado, quando se diminuí a altura e/ou o diâmetro do implante, consequentemente se diminuí sua área de superfície em contato com o tecido ósseo (Meirelles et al.²³, 2013). Além disso, implantes de menor tamanho podem ser expostos a variáveis desafiadoras para o sucesso do tratamento, tais como: o aumento da proporção coroa-implante (C/I), densidade óssea na região do implante e pacientes com hábitos parafuncionais (Misch et al.²⁴, 2006).

Do ponto de vista da bioengenharia, é importante considerar novos desenhos de implantes, visando maximizar sua área de superfície em contato com o tecido ósseo. Segundo alguns estudos (Lundgren et al.²², 2013; Meirelles et al.²³, 2013; Xiao et al.³⁵, 2013; Jo et al.¹⁹, 2001) cavidades e/ou espaços criados no corpo ou no ápice de implantes podem ser preenchidos com tecido ósseo, favorecendo sua osseointegração. A forma do implante desempenha um papel importante sobre seu comportamento biomecânico e diferentes desenhos podem apresentar variações em sua área de superfície, o que influencia significativamente na distribuição de forças entre implante e tecido ósseo (Lee et al.²⁰, 2005; Liang et al.²¹, 2015; Himmlová et al.¹⁶, 2004).

A análise do comportamento mecânico de um implante pode ser realizada por alguns testes, como por exemplo: o método dos elementos finitos, a fotoelasticidade, a mensuração de cargas in vivo e in vitro com testes de compressão, fadiga, cisalhamento, tração, torque e frequência por ressonância (Anami et al.², 2015).

O método de elemento finito (MEF) representa uma ótima ferramenta para compreensão de como cada força atua sobre os implantes e são distribuídas para o tecido ósseo (Choi et al.⁸, 2012). Segundo Geng et al.¹⁴, 2001, a complexidade geométrica das reabilitações sobre implantes dificulta a realização de estudos e soluções analíticas, gerando a necessidade e importância da aplicação de métodos numéricos, como o MEF para o estudo da distribuição das tensões na interface osso-implante. Por conseguinte, o MEF é indicado para prever os aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente podem ser avaliados e medidos in vivo. Os resultados obtidos podem ser estudados utilizando *softwares*

para avaliar vários parâmetros e suas implicações permitem avaliar o comportamento mecânico de diferentes materiais (Wakabayashi et al.³⁴, 2008).

O MEF tem sido utilizado para prever a distribuição de forças na área de contato entre implante e tecido ósseo cortical, ao redor do ápice do implante e sobre o osso esponjoso. Segundo (Geng et al.¹⁴, 2001) as forças mastigatórias produzem tanto forças axiais, horizontais quanto oblíquas que devem ser reproduzidas no estudo de MEF para que os resultados se aproximem mais da situação real. Tada et al.³², 2003 avaliaram a distribuição de forças entre implante e tecido ósseo por meio de MEF, verificando que a máxima concentração de forças está localizada sobre a cortical óssea, enquanto que a concentração de forças no osso trabecular, ocorre na região de ápice do implante. No osso cortical, a dissipação das forças está mais concentrada junto à região adjacente ao implante, sendo a dissipação de forças no osso trabecular, maior e mais ampla (Geng et al.¹⁴, 2001).

É importante considerar um método complementar a análise por MEF. Dentre os métodos complementares utilizados, a fotoelasticidade é uma técnica eficaz para análise e determinação do campo de tensões/deformações que ocorrem quando forças são aplicadas sobre modelos complexos em um plano bi-dimensional. A análise das tensões fotoelásticas é baseada na propriedade que determinados materiais transparentes tem de exibir parâmetros óticos, tais como: birrefringência ou anisotropia ótica, sendo observados através da luz polarizada. Este efeito é resultante de deformações internas no modelo provocada por tensões que modificam a passagem da luz polarizada (refração) (Oliveira, Gomide,²⁷ 1990).

A estabilidade primária é definida como ausência de movimentação do implante em contato com o osso logo após sua instalação. Após a reparação e o processo de remodelação óssea em torno do implante, esse adquire estabilidade denominada de secundária (Dorogoy et al.¹², 2017). Para avaliação da estabilidade, tanto primária quanto secundária, diversos estudos tem utilizado a análise de frequência por ressonância (RFA), que confirmaram sua aplicabilidade clínica e científica (Andreotti et al.³, 2017). Para medição da estabilidade, um dispositivo denominado de “*smartpeg*” é acoplado ao implante para que um sensor emita pulsos eletromagnéticos e faça a leitura tanto no sentido vestibulo-lingual quanto mésio-distal. Os valores obtidos são convertidos em escala denominada de: quociente de estabilidade do implante (ISQ); mostrada no display do aparelho. Os valores de ISQ

podem variar de 0 a 100 e quanto mais alto o valor, maior é a estabilidade do implante. De acordo com o fabricante e vários estudos com mais de 700 referências, valores de ISQ maiores que 70 indicam alta estabilidade do implante, valores entre 60 e 69 indicam estabilidade média do implante e valores abaixo de 60 indicam baixa estabilidade do implante (Truhlar et al.³³, 1997).

A mensuração da estabilidade primária por RFA pode fornecer um prognóstico do implante recém-instalado e servir como um dado clínico para que o cirurgião-dentista avalie com mais precisão seu protocolo de reabilitação (Bayarchimeg et al.⁴, 2013). A baixa estabilidade primária do implante é um fator importante e que pode causar o insucesso do tratamento. Além disso, micro-movimentações no implante que excedam a variação de 50 a 150 μ m podem criar micro-fraturas ósseas e impedir a osseointegração do implante (Javed, Romanos,¹⁸ 2010). Portanto, o estabelecimento da estabilidade primária do implante pode contribuir para o aumento das taxas de sucesso do tratamento com implantes, principalmente em situações de baixa densidade óssea.

A estabilidade primária de um implante também pode ser avaliada por meio de seu torque de inserção, que de forma geral é um método muito utilizado clinicamente como parâmetro de avaliação do sucesso ou insucesso do tratamento (Chowdhary et al.⁹, 2013). A avaliação do torque em ensaios in vitro é realizada com um torquímetro digital que faz a medição exata do torque no qual o implante travou durante a instalação. Implantes com torque abaixo de 20 N têm altas taxas de insucesso quando comparados a implantes com torques mais altos de inserção (Staedt et al.³¹, 2017). Na literatura as medições de torque variam de 5 N.cm a 50 N.cm e o torque mínimo para se indicar carga imediata do implante está entre 32 N.cm a 40 N.cm (Cannizzaro et al.⁶, 2008). É importante salientar que torques excessivos, acima de 60 N.cm podem produzir micro-fraturas ósseas e isquemia do osso adjacente ao implante, retardando a reparação óssea e induzir a falha do implante (Cannizzaro et al.⁷, 2007).

O torque de inserção pode ser entendido como a força de ligação que mantém o implante em contato com o seu leito receptor, no caso o tecido ósseo. Esta medida pode sugerir que a osseointegração aconteça mais rapidamente, melhorando as taxas de sucesso, e possibilitando a reabilitação do paciente com técnicas imediatas ou não dependendo do caso clínico (Oliveira et al.²⁶, 2016).

Apesar das inúmeras pesquisas avaliando o torque de inserção do implante, há uma lacuna na literatura sobre o qual o torque mínimo necessário para os implantes serem submetidos a carga imediata, ou então sobre qual relação do torque de inserção para com sua osseointegração (Ottoni et al.²⁸, 2005. Carvalho et al.⁶, 2008, Staedt et al.³¹, 2017, Dorogoy et al.¹², 2017).

Com base no exposto acima, este trabalho se propõe a estudar por meio MEF, ensaio fotoelástico, torque de inserção e RFA o desempenho mecânico de novos desenhos de implantes com alterações em sua região de ápice. Para isso, os implantes foram dividindo-os em cinco grupos: Implante A (sem corte); Implante B (ápice bi-partido); Implante C (ápice tri-partido); Implante D (ápice quadri-partido) e um quinto grupo (controle) implante Titamax Ti Ex (Neodent).

A hipótese nula é de que as diferentes alterações realizadas no ápice dos implantes não influenciam na estabilidade primária, torque de inserção e distribuição de tensões.

2 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propôs a avaliar o comportamento mecânico de diferentes geometrias de ápice por meio de método de elementos finitos, fotoelasticidade, torque de inserção e frequência de ressonância.

3 PUBLICAÇÕES

3.1 Artigo 1*

Avaliação do padrão de distribuição de forças em implantes modificados: análise por fotoelasticidade e elementos finitos

Plínio Sciasci DDS, PhD Student^a, Nicole Casalle MSc; Luís Carlos Leal Santana DDS, PhD Student^a; Fernando Cesar Moreira DDS, PhD Student^a, Barbara Araújo Reis MSc; Pedro Yoshito Noritomi DDS, MSc, PhD^b; Luís Geraldo Vaz BSc, PhD, Associate Professor^c. Department of Diagnosis and Surgery, São Paulo State University (Unesp), School of Dentistry, Araraquara, SP, Brazil.

a - Doctoral student, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Univ Estadual Paulista, UNESP, SP, Brazil.

b - Mechanical Engineer, Researcher, Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil.

c – Associate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araraquara Dental School, Unesp – Univ Estadual Paulista, Araraquara, São Paulo, Brazil.

Corresponding author:

Luís Geraldo Vaz

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Rua Humaitá, nº 1680 – 4º andar – sala 409

Araraquara – São Paulo – Brazil – CEP: 14801-903

business phone: 55 16 33016426 - fax: 55 16 33016406

e-mail: lugervaz@foar.unesp.br

* Manuscrito submetido para publicação - The Journal of Biomedical and Engineers on Line

Resumo

O propósito deste estudo foi de avaliar a distribuição de forças de cinco diferentes geometrias de ápices de implantes por meio de métodos de elementos finitos e ensaio fotoelástico. Foram usinados quatro tipos experimentais de implantes: sem corte apical (A), com corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (C), corte apical quadri-partido (D) e um quinto grupo (TiEx - grupo controle) que foi composto pelo implante Titamax Ti Ex (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil), todos com dimensões (4,1 X 11,0 mm) plataforma hexágono externo. Para o ensaio fotoelástico duas situações foram simuladas: aplicação de carga axial de 1 kgf e torque de 10 N.cm. A fotografia e a leitura dos parâmetros fotoelásticos foram realizadas em um polariscópio circular. Para o estudo de elementos finitos, o desenho dos implantes obtidos em CAD (*computerAided design*) por meio do software Autodesk Inventor® (versão 2015, São Paulo, Brasil) e um bloco ósseo humano tipo IV de dimensões (2X2X2cm) foram processados pelo *software* Rhinoceros v5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA). As simulações foram executadas pelo *software* (Ansys Workbench 10.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, USA); no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, São Paulo- Brasil). As propriedades mecânicas do implante (titânio grau II), e do osso normal tipo IV foram obtidos na literatura. Os modelos mecânicos foram configurados com propriedades elástica-linear, isotrópica e homogênea. Foi aplicado torque de 10 N.cm em todos os modelos que foram comparados qualitativamente com o ensaio fotoelástico de torque. Pela análise de elementos finitos e fotoelasticidade constatou-se que todos os implantes apresentaram distribuição de tensões que decresceram de modo constante, sendo que a região de maior concentração de forças foi localizada na plataforma dos implantes. Os implantes experimentais A, B, C e D com os ápices modificados obtiveram padrões similares de distribuição de forças para região de plataforma enquanto que o implante (TiEx - controle) apresentou maior concentração de tensões. Concluiu-se que as alterações realizadas na região de ápice dos implantes apresentam boa distribuição de tensões.

Palavras-Chaves: Biomecânica; elementos finitos, fotoelasticidade, implante dentário; Torque.

1. Introdução

A evolução do tratamento com implantes em reabilitações complexas requer constantes pesquisas, tanto sobre seu aspecto microscópico, como por exemplo, os tratamentos de superfície, quanto de seu aspecto macroscópico, como novos desenhos e geometrias Misch¹ (2008). A reabsorção óssea que ocorre ao redor do implante logo após sua instalação pode ser uma complicação do tratamento. Portanto, estudos são realizados para entender melhor como ocorre a distribuição de forças entre implante e o tecido ósseo, a fim de compreender melhor os fatores relacionados a reabsorção óssea Anami et al.² (2015).

Um estudo mostrou que a perda óssea que ocorre ao redor dos implantes pode ser considerada clinicamente aceitável, com média de 0,9 mm no primeiro ano e de 0,1 mm nos anos seguintes Goodacre et al.³ (2003). A interface implante-osso recebe cargas provenientes dos esforços mastigatórios, com complexo direcionamento dependendo da anatomia da coroa dentária. As forças podem ser dirigidas em direção axial, oblíquas e até laterais (Almeida, Pellizzer⁴ (2008). De acordo com alguns autores Xiao et al.⁵ (2011); Pesqueira et al.⁶ (2014); Anami LC et al.² (2015) é muito importante considerar novos desenhos de implante que distribuam funcionalmente as cargas oclusais na região peri-implantar em níveis fisiológicos.

Alguns estudos demonstram que a diminuição no tamanho do implante reduz seu desempenho biomecânico e que a dissipação de cargas é prejudicada em implantes de menor tamanho Ding et al.⁷ (2008); Ding et al.⁸ (2009); Tada et al.⁹ (2003). Por outro lado, é fato que quando se diminuí a altura ou o diâmetro do implante, conseqüentemente se diminuí sua área de superfície em contato com o tecido ósseo Meirelles et al.¹⁰ (2013). Por conseguinte, implantes de menor tamanho podem ser expostos a variáveis desafiadoras para o sucesso do tratamento, tais como: o aumento da proporção coroa-implante (C/I), densidade óssea na região do implante e pacientes com hábitos para funcionais Misch et al.¹¹ (2006).

Do ponto de vista da bioengenharia, é extremamente importante considerar novos desenhos de implantes, visando maximizar sua área de superfície em contato com o tecido ósseo. Segundo alguns estudos Lundgren et al.¹² (2013); Meirelles et al.¹¹ (2013); Xiao et al.⁵ (2013); Jo et al.¹³ (2001) cavidades e/ou espaços criados no

corpo ou no ápice de implantes podem ser preenchidos com tecido ósseo, favorecendo sua osseointegração. A forma do implante desempenha um papel importante sobre seu comportamento biomecânico e diferentes desenhos podem apresentar variações em sua área de superfície, o que pode influenciar significativamente na distribuição de forças entre implante e tecido ósseo Lee et al.¹⁴ (2005); Liang et al.¹⁵ (2015) Himmlová et al.¹⁶ (2000).

O método de elementos finitos (MEF) representa uma ótima ferramenta para compreensão de como cada força atua sobre os implantes e são distribuídas para o tecido ósseo Choi et al.¹⁷ (2012).

O MEF tem sido utilizado para prever a distribuição de forças na área de contato entre implante e tecido ósseo cortical, ao redor do ápice do implante e sobre o osso esponjoso. Segundo Geng et al.¹⁸ (2001) as forças mastigatórias produzem tanto forças axiais, horizontais quanto oblíquas que devem ser reproduzidas no estudo de MEF para que os resultados se aproximem mais da situação real Tada et al.⁹ (2003) avaliaram a distribuição de forças entre implante e tecido ósseo por meio de MEF, verificando que a máxima concentração de forças está localizada sobre a cortical óssea, enquanto que a concentração de forças no osso trabecular, ocorre na região de ápice do implante. No osso cortical, a dissipação das forças está mais concentrada junto à região adjacente ao implante, sendo a dissipação de forças no osso trabecular, maior e mais ampla Geng et al.¹⁸ (2001).

É de extrema importância considerar um método complementar a análise por MEF. Dentre os métodos complementares utilizados, a fotoelasticidade representa ser uma técnica experimental eficaz para análise e determinação do campo de tensões/deformações que ocorrem quando forças são aplicadas sobre modelos complexos em um plano tridimensional.

Com base no exposto acima, este trabalho se propõe a estudar por meio MEF e ensaio fotoelástico o desempenho mecânico de diferentes geometrias de ápice, dividindo-os em cinco grupos: implante sem corte apical, com ápice bi-partido; ápice tri-partido; ápice quadri-partido e o implante Titamax Ti Ex (Neodent). A hipótese nula é de que as diferentes alterações realizadas na região de ápice dos implantes não produzem diferentes padrões de distribuição de forças em diferentes condições de carregamento.

2. OBJETIVO

Este trabalho se propõe a avaliar a distribuição de forças de implantes modificados em região ápice por meio de método de elementos finitos e ensaio fotoelástico.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 ENSAIO FOTOELÁSTICO

Os implantes utilizados nesse estudo passaram por um processo de modificação na região de ápice. Portanto, os implantes A, B, C e D são modelos experimentais e o quinto grupo (TiEx - grupo controle) é representado por solução comercial de ápice bastante genérica entre os implantes cilíndricos, solução esta retirada da engenharia e denominada de “cava-roscas”. No caso optou-se pela seleção do implante Titamax Ti Ex (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil). Todos os implantes são cilíndricos e com plataforma hexagonal externa de dimensões (4,1 X 11,0 mm)

As dimensões macro e micro geométricas dos implantes são mostradas na tabela 1

Tabela 1. Descrição macro e micro geométrica presente em todos os implantes.

Descrição geométrica dos Implantes	
Diâmetro da Plataforma	4,1 mm
Diâmetro do corpo	3,75 mm
Altura	11,0 mm
Altura do pescoço abaixo da Plataforma	0,6 mm
Passo de rosca	0,6 mm
Tratamento de superfície	Duplo ataque ácido

As modificações realizadas nos ápices dos implantes B, C e D estão especificadas na tabela 2.

Tabela 2. Alterações realizadas na região do ápice dos implantes B, C e D.

Alterações geométricas no ápice – implantes B, C e D	
Largura dos cortes do ápice	0,8 mm
Altura dos cortes do ápice	3,0 mm

A figura 1 ilustra o formato final dos implantes A, B, C e D que foram usinados e o implante (TiEx - controle) Titamax Ti Ex (Neodent).

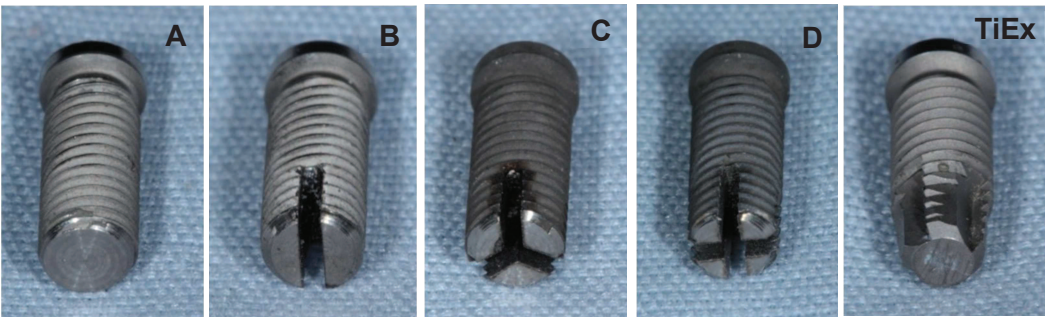


Figura 1. Da esquerda para a direita segue o formato final dos implantes A, B, C e D que foram usinados em quatro tipos de implantes: sem corte apical (A) (grupo controle), com corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (C), corte apical quadri-partido (D) e o implante (TiEx - controle) Titamax Ti Ex (Neodent).

A Figura 2 mostra a sequência de confecção dos corpos de prova de fotoelasticidade

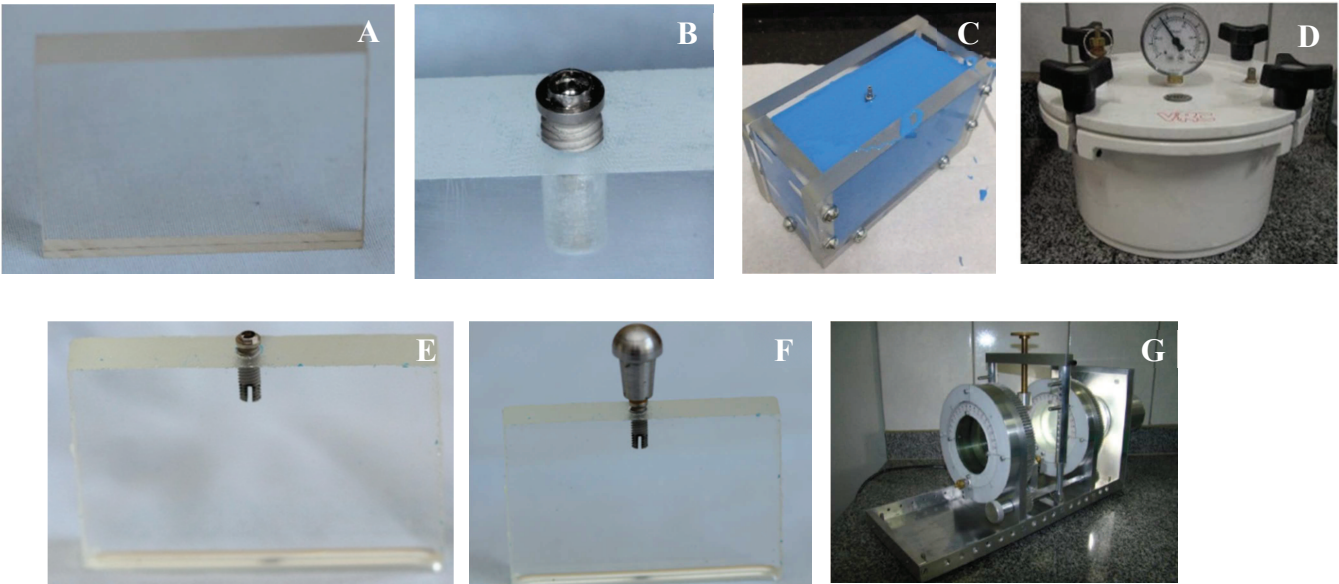


Figura 2. (A) Blocos de acrílico (30X30X10 mm) foram perfurados para instalação dos implantes (B) e fixados em caixas plásticas e copiados com Borracha Silicone ASB-10 azul (C) (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). A resina fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi vertida no molde e submetida a pressão de 40 kgf/cm². (D). As figuras E e F são exemplos dos modelos fotoelásticos obtidos e em G temos o polariscópio circular utilizado no estudo.

Sobre os modelos foram aparafusados o pilar UCLA e um dispositivo para simular uma coroa dental. Todo o conjunto foi posicionado ao centro da célula de carga e na região central das lentes do polariscópio aplicando a carga axial de 1 kgf.

Logo após, os implantes foram submetidos a um torque de 10 N.cm e o campo de tensões gerado pelos modelos foram registrados.

A figura 3 ilustra a sequência do esquema de distribuição das franjas inteiras.

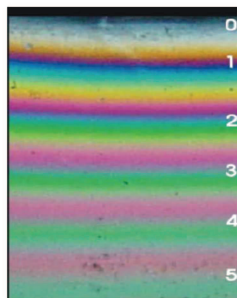


Figura 3. As franjas denominadas de inteiras estão localizadas entre as bandas vermelho/azul (franja 1) e vermelho/verde da segunda franja inteira em diante (franja 2, 3, 4 e 5). O número de franjas indica magnitude do estresse ou tensão, e as franjas que estão perto umas das outras demonstram maior concentração na região (Çehreli et al, 2004).

3.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITO (MEF)

O modelo anatômico tri-dimensional (3D) se compõe de um bloco ósseo sem tecido ósseo cortical simulando apenas o osso esponjoso humano tipo IV com as dimensões (2,0 X 2,0 X 2,0 cm). Os modelos tri-dimensionais dos implantes foram construídos em CAD (*computer Aided design*) através do software Autodesk Inventor® (versão 2015, São Paulo, Brasil) e o bloco ósseo foram processados pelo software Rhinocerosv5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) CAD (*computerAided design*).

A figura 4 apresenta o desenho em CAD dos implantes A, B, C, D e o (TiEx - controle).

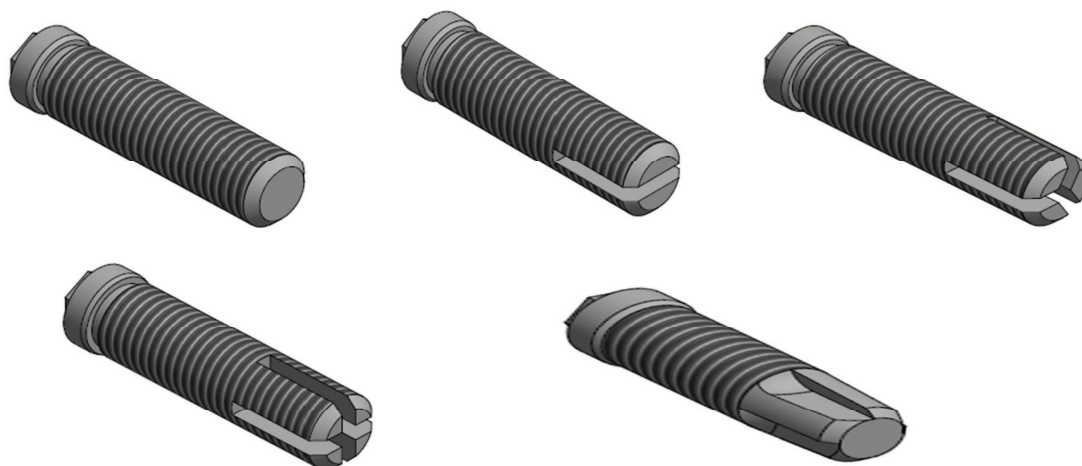


Figura 4. Da esquerda para a direita. Implante A (sem entalhe); Implante B (ápice dividido em duas partes); Implante C (ápice tri-partido); Implante D (ápice quadri-partido) e um quinto grupo Implante (TiEx) Titamax Ti Ex (controle) (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil).

O desenho das roscas e forma dos implantes foram os mesmos para todos os implantes gerando a mesma malha para todos os modelos Pessoa et al.¹⁹ (2009). Não foram desenhados pilares, parafusos ou componentes protéticos sobre o implante.

Os modelos mecânicos foram configurados com propriedades elástica-linear, isotrópica e homogênea Corrêa et al.²⁰ (2014).

Foi gerada malha densa e homogênea ao longo do modelo, sendo que a resolução mínima para discretizar qualquer elemento anatômico foi de 0,25 ou 0,3 mm, ou seja, qualquer detalhe com esta dimensão será representado no modelo, com elementos tetraédricos e 10 nós por elemento.

A quantidade de elementos e nós em cada modelo é mostrado na tabela 3.

Tabela 3. Quantidade de elementos e nós presentes em cada modelo.

	elementos	nós
modelo A	224351	325395
modelo B	223504	324624
modelo C	223749	325265
modelo D	223343	324635
modelo (TiEx - controle)	223301	324135

As propriedades mecânicas necessárias para caracterização do comportamento mecânico dos materiais foram todos retirados da literatura (Sevimay M et al., 2005), Módulo de elasticidade (E) e o Coeficiente de Poisson (ν) são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Propriedades dos materiais que serão utilizados no estudo por MEF.

	Módulo elasticidade em GPa)	de Coeficiente (E, Poisson(ν))	de Referência
Bloco ósseo artificial tipo IV	0,69	0,30	Tadda et al. ⁹ (2003)
Implante de 110 Titânio (grau II)		0,35	de Almeida et al. ²¹ (2010)

**Coeficiente de Poisson: valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial.*

Após realizado todo o processo de modelagem as malhas geradas foram exportadas para o software (Ansys Workbench 10.0, SwansonAnalysis Inc., Houston, PA, USA) para determinação dos campos de tensões gerados pelos diferentes modelos.

Foi aplicado torque de 10 N.cm sobre o implante no sentido horário para verificação do campo de tensões, considerando o implante osseointegrado em 100% de sua superfície.

Como parâmetro para avaliação dos resultados, no presente estudo foi utilizado a tensão por von Mises.

4. RESULTADOS

4.1 RESULTADOS DO ENSAIO FOTOELÁSTICO (CARGA AXIAL)

A figura 5 mostra da esquerda para a direita o resultado do ensaio fotoelástico dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle) sobre carga axial de 1 kgf.

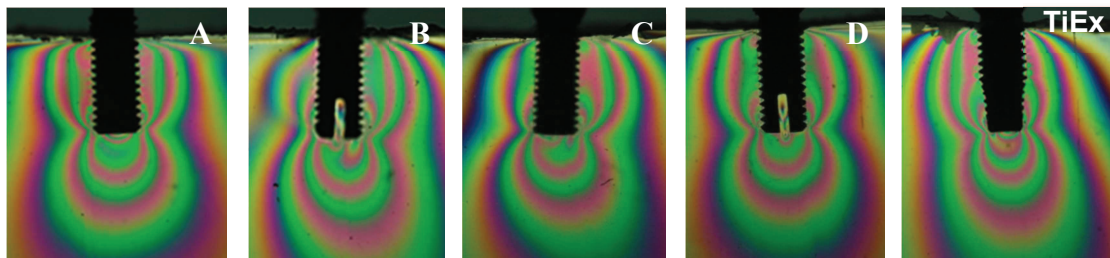


Figura 5. Sobre carga axial, todos os implantes apresentaram distribuição de tensões que decresceram de modo constante, sendo que a região de maior concentração de tensões foi localizada na região de ápice dos implantes (Figura 5).

Em todos os implantes foi possível identificar o predomínio de franjas do tipo 2 (transição vermelho/verde). O implante A foi o que apresentou distribuição de franjas mais uniformes, com desenhos simétricos e padrões de franjas isoclínicas (figura 5).

Dentre os implantes B, C, D e (TiEx - controle), o implante que mais se aproximou do padrão de distribuição de franjas apresentados pelo implante A foi o implante D, sendo que nos implantes A e D é possível verificar a formação de 3 franjas do tipo 2 na região de ápice (figura 5).

Nos implantes B, C e (TiEx - controle) foi possível verificar a formação de 4 franjas do tipo 2 na região ápice indicando maior magnitude das tensões. Além disso, a distribuição das franjas nesses implantes foi menos uniforme (figura 5).

4.2 RESULTADOS MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A figura 6 mostra os modelos em MEF dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle) em cortes de 90°.

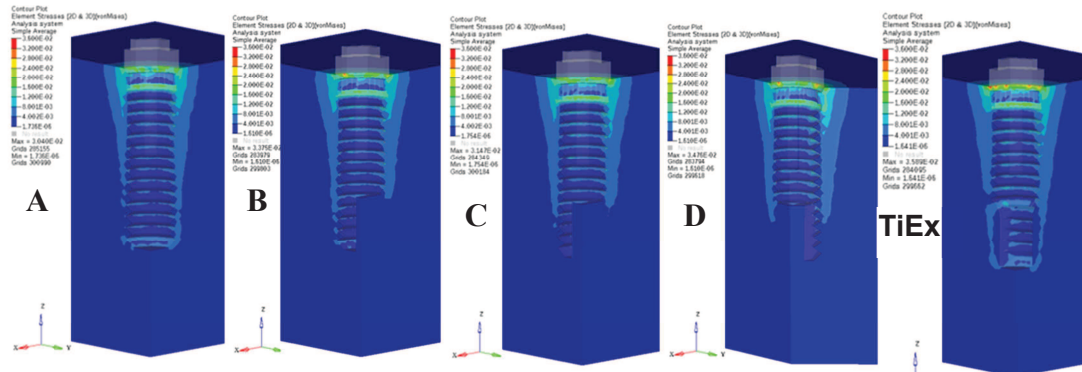


Figura 6. Observou-se que a tensão de Von Mises se concentrou na região de plataforma de todos os implantes, nos primeiros três filetes de roscas e apresentaram variações conforme a quantidade de cortes na região de ápice.

É possível identificar que no caso do implante A e (TiEx - controle), por serem implantes maciços e sem cortes, as forças se distribuem por toda a região do corpo do implante de forma mais generalizada.

4.3 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE MEF E O ENSAIO FOTOELÁSTICO (TORQUE)

A figura 7 mostra uma análise comparativa do ensaio de fotoelasticidade e MEF dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle).

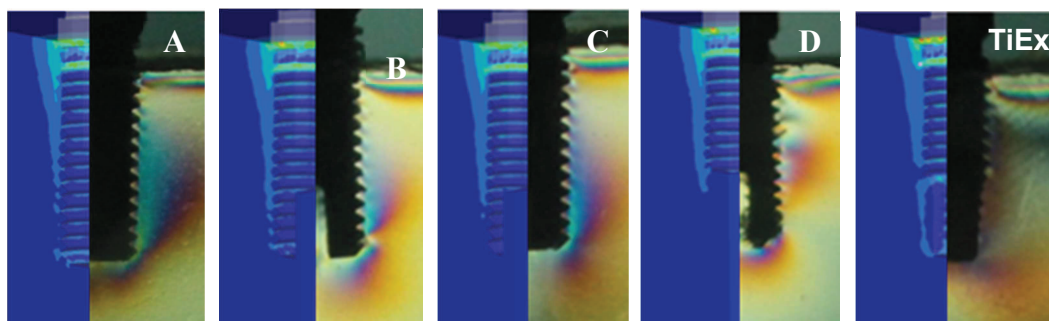


Figura 7. Quando os modelos fotoelásticos são submetidos ao torque um componente de força axial inerente ao movimento de rotação é visualizado nos implantes diferentemente do que acontece com os modelos em MEF, já que para simplificação do estudo a malha dos implantes normalmente é constituída por anéis simétricos entre si e não seguem um padrão helicoidal como são na realidade Iplikçioğlu et al.³⁹ (2003), Çehreli et al.⁴⁰ (2004).

É possível observar, tanto no modelo em MEF quanto no modelo fotoelástico, como o campo de tensão se distribui de maneira mais generalizada ao longo do corpo do implante A e (TiEx - controle), com a formação de franjas localizadas no ápice e ao longo do corpo de ambos os implantes, sendo que o implante E quando submetido ao torque, produz maior quantidade de tensões na região de ápice.

Os implantes B, C e D, quando submetidos ao torque, produzem um campo de tensão na região de ápice que se distribui ao longo do corpo do implante conforme se aumenta a quantidade de cortes no implante. Portanto, nos implantes C e D, é possível ver a formação do campo de tensão subindo desde a região de ápice até a região mais próxima a plataforma do implante.

5. Análise Estatística MEF

Todos os valores das tensões de von Mises e deslocamento máximo obtidos nos nós que estão exatamente sobre a linha do perímetro do osso onde se insere o implante junto à plataforma foram tabulados e submetidos aos testes de normalidade e homocedasticidade.

Os dados apresentaram distribuição normal por assimetria e curtose [-3 a +3] e [-7 a +7] respectivamente.

Foi realizado o teste ANOVA – um fator e o pós-teste de Tukey para determinar a diferença entre as médias com nível de significância de 5%.

5.1 Resultados da análise por meio MEF tensões de von Mises

A análise estatística dos dados da região de plataforma dos implantes revelou que o implante A, foi o que teve menor concentração de tensões na região de plataforma, enquanto que o implante (TiEx - controle) teve maior concentração de tensões nessa região (Figura 6).

No caso dos implantes B, C e D a distribuição de forças é menos generalizada ao longo do corpo do implante à medida que a quantidade de cortes aumenta. No entanto, a análise dos dados não encontrou diferenças estatísticas significativas entre os implantes A, B, C e D.

O Gráfico 1 representa a tensão de von Mises obtida para região do perímetro da plataforma dos cinco implantes, sendo que as barras representam os valores médios de tensão em MPa e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos, em que é possível observar a diferença dos valores apresentados pelo implante (TiEx - controle) e os demais implantes ($p < 0,001$; ANOVA).

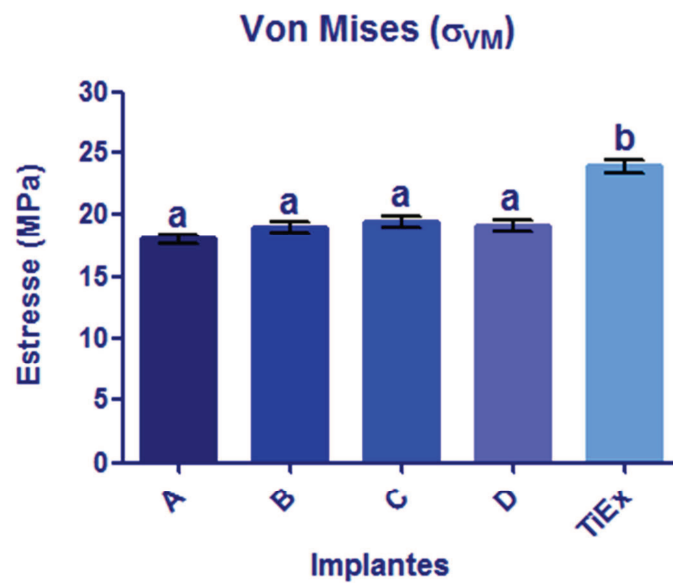
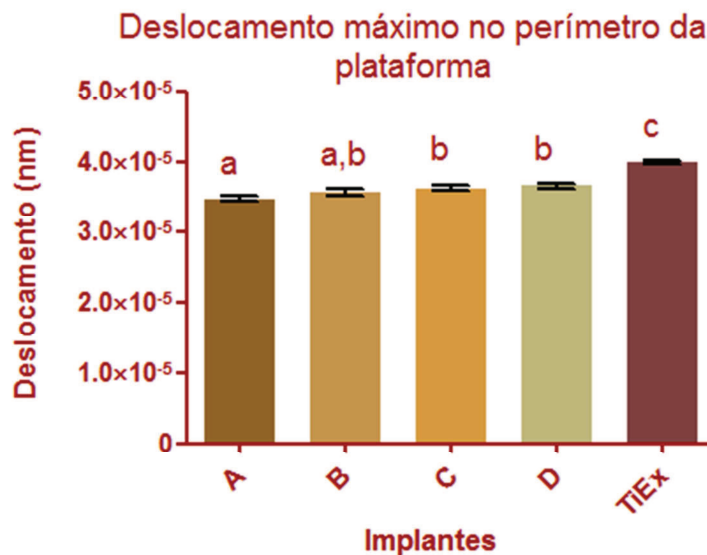


Gráfico 1. Tensão de von Mises apresentada pelos cinco implantes na região em torno do perímetro da plataforma, sendo que as barras representam os valores médios de deslocamento em (nm) e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos ($p < 0,001$; ANOVA).

5.2 Deslocamento máximo dos implantes na região de plataforma

O gráfico 2 representa o deslocamento máximo obtido para região do perímetro da plataforma dos cinco implantes.



As barras representam os valores médios de deslocamento em nanômetros (nm) e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos ($p < 0,001$; ANOVA).

Na região de plataforma sobre a força torque, o implante (TiEx - controle) é o implante que mais se desloca, enquanto que os implantes B, C e D se deslocam menos. O implante A é o que desloca menos em comparação aos demais implantes.

6. DISCUSSÃO

No presente estudo, cinco implantes com diferentes alterações na região de ápice com as mesmas dimensões e passo de rosca foram avaliados por meio de método de elementos finitos e ensaio fotoelástico. Para simplificação dos modelos de MEF, os implantes se encontraram inseridos em blocos simulando o osso humano esponjoso tipo IV sem a presença de tecido ósseo cortical. A distribuição de forças sobre o conjunto implante-osso foi avaliada por MEF aplicando-se o torque de 10 N.cm para todos os implantes, enquanto que para o ensaio fotoelástico foram elaboradas duas situações: aplicação de carga axial de 1 kgf e torque de 10 N.cm, com o objetivo de verificar o efeito produzido pelas modificações realizadas no ápice.

As razões para o presente estudo em ter escolhido a força torque para avaliar o desempenho mecânico dos implantes é que esta condição permite avaliar melhor o efeito produzido pelas modificações propostas para a região de ápice dos implantes.

A longevidade clínica dos implantes está diretamente relacionada a integridade e ao modo de como as cargas são distribuídas na interface implante-osso, assim como na capacidade de estruturas peri-implantares de suportarem e se adaptarem positivamente sobre as forças recebidas Ferraz et al.²² (2012). Cargas oclusais excessivas podem causar a reabsorção óssea ou até mesmo a falha da interface existente entre implante-osso, por outro lado a falta de forças pode causar a atrofia óssea ou até mesmo a perda óssea Schrottenboer et al.²³ (2008).

A carga excessiva pode desencadear a reabsorção óssea, resultando em defeitos ósseos laterais com forma de crateras. Este micro-dano ao osso pode ser iniciado por concentrações de tensões na região da junção implante-pilar Tabata et al.²⁴ (2011). A diminuição da perda óssea do implante pode estar relacionada a diversos fatores: tipo de conexão implante-pilar, relação coroa-implante, contaminação bacteriana na junção implante-pilar Misch¹ (2008). Sendo assim, vários estudos Piotrowski et al.²⁵ (2012); Maeda et al.²⁶ (2007); Santiago Junior et

al.²⁷ (2016); Hansson, Werke M.²⁸ (2003) tem sido realizados com a proposta de diminuição da concentrações de tensões na região de plataforma do implante.

No presente estudo, foi observado que as modificações realizadas no ápice dos implantes contribuíram para a redução da incidência de forças nos implantes em torno da plataforma quando submetidos ao torque. Esses resultados se assemelham muito ao efeito produzido em estudos de MEF, quando variáveis, tais como: plataforma switching, macro e micro-geometria de implantes e diferentes tipos de conexões implante-pilar são avaliadas sobre diferentes condições Lazzara, Porter.²⁹ (2006).

Sobre a condição de torque, o implante A é o que melhor distribui as tensões para o osso circundante, concentrando menos tensões na região de plataforma. Em contrapartida, o implante (TiEx - controle), concentra mais forças nessa região e leva mais tensões para região de ápice. Foi observado que com o aumento do número de cortes na região apical dos implantes B, C e D há menor transmissão de cargas para a região de plataforma, gerando menores tensões nas regiões apicais. Quando se aumenta a quantidade de cortes no ápice dos implantes a distribuição de forças é menos generalizada ao longo do corpo do implante, com maior travamento, induzindo menor tensão sobre a região ósseas apicais, pois o implante está travado nessa região e opõe resistência ao movimento de rotação.

No presente estudo, o implante (TiEx - controle) foi o implante que mais concentrou forças na região da plataforma durante a aplicação do torque com valores de tensão em média $\approx 20\%$ maiores em comparação aos demais implantes sobre a mesma condição. Portanto, a hipótese nula de que alterações na região de ápice dos implantes influenciam na distribuição de tensões entre implante-osso mediante força torque foi rejeitada. Além disso, o implante (TiEx - controle), é o implante que mais se desloca nessa região, o que também confirma a hipótese de que as geometrias de ápices propostas contribuem para diminuição da micromovimentação do implante na região de plataforma quando submetido ao torque.

O nível de micro movimentação é um fator chave para determinar o sucesso ou não do tratamento com implantes Huang et al.³⁰ (2014). Brunski.³¹ (1993), sugeriu que o nível de micro-movimentação entre o implante e o tecido ósseo deve ser inferior a 100 μm , que é um valor crítico que pode determinar a falha da

osseointegração. No entanto, no presente estudo a força de torque aplicada representou a força mínima de aperto de um parafuso, cover ou cicatrizador de implante. Sendo assim, a movimentação que os implantes obtiveram estão em níveis nanométricos. Porém, com a análise estatística foi possível encontrar diferenças na micro-movimentação dos implantes quando submetidos ao torque.

Sobre o deslocamento máximo dos implantes, a análise estatística revelou que o implante (TiEx - controle) é o implante que mais se deslocou, sendo que os implantes B, C e D se deslocaram menos e o implante A foi o que menos se deslocou em relação aos demais ($p < 0,001$). O implante A apresenta roscas ao longo de todo o corpo do implante, assim seu efeito de corpo é maior, portanto distribui as forças de modo mais uniforme, já que não há nele a presença de cortes no ápice. Por outro lado, o implante (TiEx - controle) também possui corpo inteiriço, sem cortes, mas apresenta o cava-roscas em seu ápice, esta modificação muda o sistema de travamento do implante, que não depende só da ação das roscas como no implante A.

Os resultados apresentados nesse estudo são de difícil comparação com outros trabalhos, já que há poucos estudos que avaliaram o torque em implantes dentários por meio de MEF Bardyn et al.³² (2010); Cehreli³³ et al. (2006); van Staden et al.³⁴ (2008). Além disso, os estudos de torque por meio de MEF estudaram o torque de inserção ou torque de remoção dos implantes, o que dificulta ainda mais a comparação entre os estudos, já que as diferentes condições dos estudos complicam a extrapolação ou comparação entre os resultados Bardyn et al.³² (2010).

A Figura 7 mostra a comparação dos resultados obtidos em MEF e da análise fotoelástica sobre a força torque de 10 N.cm. É possível identificar como a distribuição de tensões ocorre de maneira mais generalizada nos implantes maciços (sem cortes), como no caso dos implantes A e (TiEx - controle) em que é possível observar a distribuição do campo de tensões ao longo de todo o corpo dos implantes de modo mais homogêneo e generalizado. Já para os implantes B, C e D (figura 7) essa distribuição é menos homogênea e generalizada ao longo do corpo do implante, já que a presença dos cortes nos implante promove alterações na distribuição de tensões.

Basicamente, em estudos de fotoelasticidade, quando implantes são submetidos a carga axial, a distribuição do campo de tensões se propaga ao longo

de todo o corpo do implante, sendo que a região com maior concentração de tensões se localiza na região de ápice Anami et al.² (2015); Cardoso et al.³⁵ (2015); Pelizzer et al.³⁶ (2013).

Sobre carga axial, os modelos fotoelásticos mostraram que o implante com melhor padrão de distribuição de tensões é o implante A (figura 5). Dentre os implantes B, C, D e (TiEx - controle), o implante que mais se aproxima do padrão distribuição de tensões do implante A foi o implante D (figura 5). Uma das razões para que tal semelhança possa ter ocorrido pode se residir no fato de que o implante D tem seu formato de ápice semelhante a uma cadeira. Portanto, quando o implante D está posicionado em um meio, basicamente há quatro pontos de apoio para o implante. Outra razão para que o implante D tenha obtido um melhor padrão de distribuição de tensões em comparação aos demais pode residir no fato de ter maior área de superfície em comparação aos demais.

Sobre a força torque, os resultados obtidos em MEF e fotoelasticidade mostraram apenas correlação qualitativa entre as análises, sendo que a possível correlação quantitativa entre os métodos não foi objetivo deste presente estudo. Além disso, alguns estudos Cardoso et al.³⁵ (2015); Ozcelik et al.³⁷ (2007); de Vree et al.³⁸ (1983) citam a dificuldade em se estabelecer parâmetros quantitativos entre ambos os métodos de análise. Apesar da magnitude das tensões no osso ser diferente daquela no modelo fotoelástico, a localização e o padrão geral de tensões é semelhante, o que possibilita o emprego desta técnica para avaliação do comportamento mecânico Inan, Kessin.⁴¹ (1999).

Baseado nos resultados as diferentes geometrias de ápice dos implantes influencia na distribuição, magnitude e transferência de tensão ao osso circundante. Essas diferenças foram encontradas tanto no ensaio fotoelástico com carregamento axial e torque e também quando aplicado o MEF.

Diferentes designs de implantes foram testados também por alguns autores in vivo e in vitro Lundgren et al.¹² (2013); Sivan-Gildor et al.⁴² (2014); Meirelles et al.¹⁰ (2013) para aumentar a área de superfície do implante com o tecido ósseo e desenvolveram implantes “ocos” em sua porção interna e ambos concluíram que o maior contato do implante com a superfície óssea favoreceu taxa de sucesso desses implantes. Meirelles et al.¹⁰ (2013), realizou modificação no ápice do implante criando uma “câmara” em seu interior e demonstrou em cortes histológicos a

formação óssea nesse espaço no período de 1 mês em coelhos. Sendo assim, mudanças na geometria dos implantes devem buscar aumentar a área de superfície de contato implante-osso favorecendo a distribuição de forças Steigenga et al.⁴³ (2003). Portanto, segundo os estudos citados acima, as alterações desenvolvidas no ápice dos implantes nesse estudo podem apresentar vantagem biológica a posteriori, considerando o ganho de área de superfície do implante, particularmente no caso do implante D, sendo que seu posterior travamento decorrente do processo de osseointegração pode se favorecido considerando o crescimento ósseo por entre os espaços criados no ápice do implante.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados desse estudo foi possível concluir que:

1. Segundo a análise fotoelástica, sobre carga axial e força torque, as modificações realizadas em ápice dos implantes produziram diferentes padrões de franjas nesta região, indicando diferentes padrões de distribuição de tensões, sendo que o implante A foi o que teve menor concentração de forças nessa região, com melhor padrão de distribuição de forças.
2. Segundo a análise por meio de MEF, sobre a força torque, o implante A foi o que concentrou menor quantidade forças na região da plataforma, enquanto que o implante (TiEx - controle) concentrou mais forças nessa região.
3. As modificações geométricas realizadas no ápice dos implantes A, B, C e D podem contribuir para melhor distribuição de forças, também para o possível aumento da estabilidade secundária e ancoragem óssea do implante, considerando o processo de osseointegração por entre os cortes da região de ápice.
4. Houve boa similaridade entre os resultados obtidos para fotoelasticidade e MEF sobre a força torque.

8. REFERÊNCIAS

1. Misch CE. Implantes dentais contemporâneos. 3th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
2. Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Apr;41(2):155-62.
3. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90, 121-32.
4. Almeida EO & Pellizzer EP 2008. Biomecânica em prótese sobre implante relacionada às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados – revisão de literatura. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2008; 37(4): 321-327.
5. Xiao JR, Li DH, Chen YX, Chen SJ, Guan SM, Kong L. Evaluation of fixation of expandable implants in the mandibles of ovariectomized sheep. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Apr;71(4):682-8.
6. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, dos Santos D, Haddad M, Pellizzer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40:217–228.
7. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 Dec;11(4):279-87.
8. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):393-402.
9. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):357-68.

10. Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological Evaluation of Bone Formation Adjacent to Dental Implants with a Novel Apical Chamber Design: Preliminary Data in the Rabbit Model. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Sep 11.
11. Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006 Aug;77(8):1340-7.
12. Lundgren D, Slotte C, Gröndahl K. A novel type of dental tube implant for areas with limited bone height. Clinical and radiographic data from three patients with 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Aug;15(4):509-16.
13. Jo HY, Hobo PK, Hobo S. Freestanding and multiunit immediate loading of the expandable implant: an up-to-40-month prospective survival study. *J Prosthet Dent*. 2001 Feb;85(2):148-55.
14. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. 2005. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 94(4):377–381.
15. Liang R., et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015;18(12):1340-8.
16. Himmlová L, Dostálová T, Kácvorský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2000 Jan;91(1):20-5.
17. Choi AH, Matinlinna JP, Ben-Nissan B. Finite element stress analysis of Ti-6Al-4V and partially stabilized zirconia dental implant during clenching. *Acta Odontol Scand*. 2012;(5):353-61.
18. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98.
19. Pessoa RS, Muraru L, Marcantoni Jr EM, Vaz LG, Sloten JV, Duycky J, Jaecques. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:219-34.

20. Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY, Vaz LG. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *J ProsthetDent*. 2014 Apr;111(4):301-9.
21. de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Freitas MM Jr. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple implant superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;(6):1108-14.
22. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas AC Jr, Ferraz FC, Machado LS, Rocha EP. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *J Prosthodont Res*. 2012 Oct;56(4):256-63.
23. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol* 2008;79:2166–72.
24. Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:482–91.
25. Piotrowski B, Baptista AA2, Patoor E1, Bravetti P2, Eberhardt A1, Laheurte P3. Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach. *Mater SciEng C Mater Biol Appl*. 2014 May 1;38:151-60.
26. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18:581–4.
27. Santiago Junior JF1, Verri FR2, Almeida DA2, de Souza Batista VE2, Lemos CA2, Pellizzer EP2. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater SciEng C Mater Biol Appl*. 2016 Jun;63:292-300.
28. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in a critical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247–58.
29. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling post restorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9–17.

30. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bonemandible. *BiomedMaterEng*. 2014;24(1):1407-15.
31. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants, *Dental Implantology Update* 4(1993), 77–81.
32. Bardyn T, G  det P, Hallermann W, B  chler P. Prediction of dental implant torque with a fast and automatic finite element analysis: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod*. 2010 Apr;109(4):594-603.
33. Cehreli M, Akkocaoglu M, Akca K. Numerical simulation of invivo intraosseous torsional failure of a hollow-screw oral implant. *Head Face Med* 2006;2:36.
34. van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:303-13.
35. Cardoso M, Corazza PH, Claro CAA, Borges ALS, Bottino MA, Nogueira L. Stress distribution around implants with abutments of different materials: a comparison of photoelastic, strain gage and finite element analyses. *Rev OdontoCienc* 2015;30(4):132-137.
36. Pellizzer EP, Joel Ferreira Santiago JF, Souza VE Batista, Caroline Mello CC, LFTP Lopes, Almeida DAF. Influence of increasing the length in dental implants. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.*, Camaragibe v.13, n.3, p. 87-94 , jul./set. 2013.
37. Ozcelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont* 2007;16:107-16.
38. de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil* 1983;10:505-17.
39. Iplik  ioğlu, H., et al., 2003, "Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant." *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, vol. 18, p. 258-265.
40.   hrel   MC, Duyk J, DeCooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15:249–257.

41. Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent.* 1999;8:311-6.
42. Sivan-Gildor A, Machtei EE, Gabay E, Frankenthal S, Levin L, Suzuki M, Coelho PG, Zigdon-Giladi H. Novel implant design improves implant survival in multirrooted extraction sites: a preclinical pilot study. *J Periodontol.* 2014 Oct;85(10):1458-63.
43. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, et al: Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 12:306, 2003.

3.2 Artigo 2*

Avaliação da estabilidade primária em implantes modificados: análise por frequência de ressonância e torque de inserção

Plínio Sciasci DDS, PhD Student^a; Luís Carlos Leal Santana DDS, PhD Student^a; Fernando Cesar Moreira DDS, PhD Student^a, Barbara Araújo Reis DDS, MSc,^a; Luís Geraldo Vaz BSc, PhD, Associate Professor^b. Department of Diagnosis and Surgery, São Paulo State University (Unesp), School of Dentistry, Araraquara, SP, Brazil.

a - Doctoral student, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Univ Estadual Paulista, UNESP, SP, Brazil.

b – Associate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araraquara Dental School, Unesp – Univ Estadual Paulista, Araraquara, São Paulo, Brazil.

Corresponding author:

Luís Geraldo Vaz

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Rua Humaitá, nº 1680 – 4º andar – sala 409

Araraquara – São Paulo – Brazil – CEP: 14801-903

business phone: 55 16 33016426 - fax: 55 16 33016406

e-mail: lugervaz@foar.unesp.br

* Manuscrito submetido para publicação - Clinical Implant Dentistry and Related Research

Resumo

Alterações na estrutura macro-geométrica de um implante podem promover mudanças no processo de osseointegração, na estabilidade inicial do implante e na distribuição de forças entre implante-osso. **Proposição.** O propósito deste estudo é avaliar o comportamento mecânico de cinco desenhos diferentes de ápice em implantes por meio de ensaios mecânicos. **Material e Método.** Trinta e cinco implantes Titamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) cilíndricos de conexão hexágono externo, dimensões (4,1 X 15,3 mm) foram cortados em sua região de ápice para que seu tamanho final atingisse 11,0 mm. Logo após, os implantes foram usinados em sua região de ápice e subdivididos em quatro grupos de acordo com o tipo de corte na região de ápice: sem corte apical (A), com corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (C), corte apical quadri-partido (D) e um quinto grupo (TiEx - grupo controle), composto por implantes Titamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), todos com dimensões (4,1 X 11,0 mm). Blocos ósseos artificiais de poliuretano de dimensões (2,0 X 2,0 X 1,5 mm) análogo ao osso trabecular humano normal tipo III sem presença de cortical (Nacional Ossos – Jaú –SP) foram utilizados para inserção dos implantes. Os valores do torque de inserção foram obtidos por meio de um torquímetro digital (TQ 680 Lutron torquimeter – São Paulo, Brasil) e a estabilidade primária foi mensurada com o Osstell Mentor (Integração Diagnostics AB, Göteborgsvägen, Suécia). **Resultados.** Para o torque de inserção, os implantes do grupo D e (TiEx - controle) apresentaram as maiores médias e foram significativamente diferentes dos demais implantes, com exceção entre os implantes do grupo C e D que apresentaram a mesma média ($p < 0,05$). Os implantes do grupo A obtiveram a maior média para a estabilidade primária quando comparada aos demais grupos ($p < 0,05$). **Conclusão.** Alterações geométricas em implantes na região de ápice influenciam significativamente sua estabilidade primária.

Palavras Chaves: Torque de inserção; Estabilidade primária; implante dentário.

1. Introdução

Os implantes dentários foram introduzidos em meados da década de setenta quando Branemark e seus colaboradores descobriram o processo de osseointegração, que ocorre entre o tecido ósseo e a superfície do titânio Liang et al.¹ (2015). Desde então, os implantes vêm sendo muito utilizados em reabilitações unitárias, parciais e totais dos maxilares, apresentando taxas de sucesso superiores a 90% Goodacre et al.² (2003). No entanto, há vários fatores que podem causar a falha do tratamento com implantes, como por exemplo, complicações cirúrgicas e/ou, sistêmicas, além da baixa qualidade e densidade óssea que podem comprometer a estabilidade inicial do implante, que é um pré-requisito para o sucesso da osseointegração Valente et al.³ (2016); Sevimay et al.⁴ (2005).

As forças que ocorrem na interface implante-osso podem promover micro-movimentações no implante e são as mais prejudiciais nos primeiros momentos da cicatrização do implante Misch et al.⁵ (2006). Sendo assim, a estabilização inicial do implante também depende da qualidade, densidade e espessura de tecido ósseo cortical disponível no sítio cirúrgico Huang et al.⁶ (2014). Quando não há quantidade suficiente de tecido ósseo para instalação dos implantes ou na presença de severas atrofia ósseas, há a possibilidade da realização de cirurgias de enxertias ósseas. No entanto, para evitar tais procedimentos, que podem submeter os pacientes a múltiplas cirurgias, implantes de menor tamanho têm sido indicados Kheiralla, Younis.⁷ (2014).

Ao longo do tempo, com a diminuição do tamanho dos implantes, a indústria de implantes estuda alterações no desenho geométrico do implante, como modificações na plataforma do implante, no corpo e no ápice do implante, adição de roscas e/ou aumento do seu diâmetro em relação ao corpo do implante para impedir sua movimentação logo após sua instalação e para diminuir também o efeito de cargas nocivas ao implante, aumentando sua área de superfície em contato com o tecido ósseo Misch.⁸ (2008)

A estabilidade primária do implante Elias et al.⁹ (2012), é resultante de seu íntimo contato com as paredes ósseas. Condição essa, influenciada pela macro-geometria do implante, rugosidade de superfície e preparação cirúrgica Marco et

al.¹⁰ (2005). Sabendo-se que a macro-geometria de um implante dentário pode influenciar o sucesso do tratamento, inúmeros desenhos veem sendo proposto para melhorar o contato entre implante e tecido ósseo Chowdary et al.¹¹ (2013). No entanto, ainda não há um consenso estabelecido na literatura com relação a diferentes formatos, mudanças estruturais e desenhos de implantes com a estabilidade primária Javed et al.¹² (2011).

Do ponto de vista da bioengenharia, é extremamente importante considerar novos desenhos de implantes, visando maximizar sua área de superfície em contato com o tecido ósseo, proporcionando assim maior facilidade na instalação, melhor ancoragem óssea e diminuição das tensões na interface implante-osso Sivan-Gildor et al.¹³ (2014). Segundo Lee et al.¹⁴ (2005) a forma do implante desempenha um papel importante sobre seu comportamento biomecânico e diferentes desenhos podem apresentar variações em sua área de superfície, o que pode influenciar significativamente na distribuição de forças entre implante e tecido ósseo.

Considerando o aumento da complexidade dos casos em reabilitações orais, modificações na macro-geometria em implantes devem buscar favorecer a sua inserção, promovendo o corte e a compactação óssea aumentando seu travamento e estabilidade Romanos et al.¹⁵ (2014). Isso é de extrema importância para regiões onde há baixa altura e qualidade óssea, em que o travamento do implante pode ser comprometido Toyoshima et al.¹⁶ (2011). O desenvolvimento de implantes com ápices auto-perfurantes desempenham o papel de corte e compactação óssea e podem influenciar na estabilidade primária do implante favorecendo o sucesso do tratamento Valente et al.¹⁷ (2015).

Para aumentar a estabilidade primária e a osseointegração dos implantes dentais, novos desenhos de implante vem sendo desenvolvidos Jo HY, Hobo.¹⁸ (2001) demonstraram que implantes com sua porção apical expandida através de um parafuso passante podem apresentar taxas de sucesso comparáveis aos implantes convencionais. Estudos de elementos finitos foi realizado com esses implantes por Xiao et al.¹⁹ (2013) que concluiu que o formato do implantes influencia significativamente na redução de tensões para o tecido ósseo. Além disso, o implante apical expandido e um implante híbrido (cônico-cilíndrico) obtiveram melhor padrão de distribuições de forças para o tecido ósseo comparado aos demais formatos de implantes convencionais em estudos de elementos finitos.

Diferentes designs de implantes foram testados também por alguns autores in vivo e in vitro Lundgren et al.²⁰ (2013); Sivan-Gildor et al.¹³ (2014); Meirelles et al.²¹ (2013) para aumentar a área de superfície do implante com o tecido ósseo Lundgren et al.²⁰ (2013); Sivan-Gildor et al.¹³ (2014) desenvolveram implantes “ocos” em sua porção interna e ambos concluíram que o maior contato do implante com a superfície óssea favoreceu taxa de sucesso desses implantes Meirelles et al.²¹ (2013), realizou modificação no ápice do implante criando uma “câmara” e demonstrou em cortes histológicos a formação óssea nesse espaço no período de 1 mês em coelhos.

Com base no exposto acima, este trabalho se propõe a estudar o comportamento mecânico de alterações geométricas na região de ápice em implantes dentais por meio de ensaios mecânicos: torque de inserção e análise por frequência de ressonância em blocos ósseos artificiais de poliuretano análogos ao osso humano tipo III. Quatro novos tipos de desenhos de ápices diferentes serão comparados com uma solução comumente presente do mercado. Os implantes com alterações em sua região de ápice foram divididos em quatro grupos: sem corte apical (A), bi-partido (B); tri-partido (C) e quadri-partido (D).

A hipótese nula é de que os novos desenhos de ápice dos implantes não influenciam no seu torque de inserção e estabilidade primária.

2. Material e método

Trinta e cinco implantes cilíndricos Titamax Ti Ex (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil) de dimensões (4,1 X 15,3 mm), conexão hexágono externo foram cortados na região de ápice para que obtivessem tamanho final igual a 11,0 mm. Em seguida, os implantes foram usinados em sua região de ápice, com entalhes de 3 mm de altura. Os implantes foram divididos em quatro grupos: Implante A (sem cortes) (n=9); Implante B (ápice bi-partido) n=9; Implante C (ápice tri-partido) n=9; Implante D (ápice quadri-partido) n=8 e um quinto grupo (TiEx - grupo controle), composto por Implantes Titamax Ti Ex (Neodent) (n=7) de dimensões (4,1 X 11,0 mm) (Figura 1).

A figura 1 ilustra como os implantes A, B, C e D ficaram após seu processo de usinagem final e os implantes Titamax Ti Ex (Neodent), todos com tamanho de 11,0 mm.

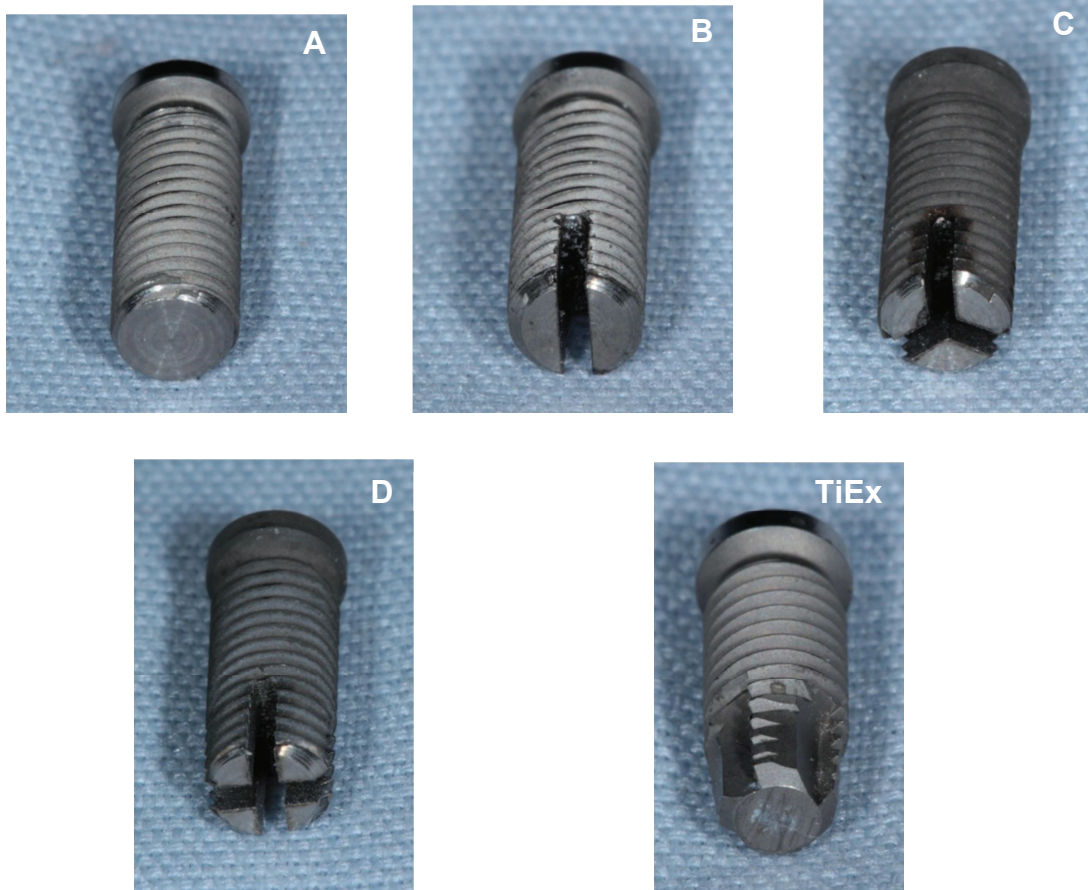


Figura 1. Da esquerda para direita. Os implantes A, B, C e D e o Implante Titamax Ti Ex (controle) (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil) com dimensões (4,1 X 11,0 mm).

Quarenta e dois blocos ósseos artificiais de poliuretano de dimensões (2,0 X 2,0 X 1,5 mm) análogo ao osso normal humano tipo III sem cortical (Nacional Ossos – Jaú –SP) PCF 20 que simulam a densidade óssea de 0,32 g/cm³ foram utilizados para inserção dos implantes (Figura 2). Os blocos foram demarcados em seu centro e perfurados com o Kit Cirúrgico (Conexão, Arujá, SP, Brasil) com a sequência de brocas indicadas pelo fabricante para instalação de implantes cilíndricos em osso tipo III (Lança, 2,0; 2,8 e 3,0) utilizando-se um Fresador 1000N- Bio Art e Motor cirúrgico Driller BLM 600 (Driller, Carapicuíba, SP, Brasil) (Figuras 2).

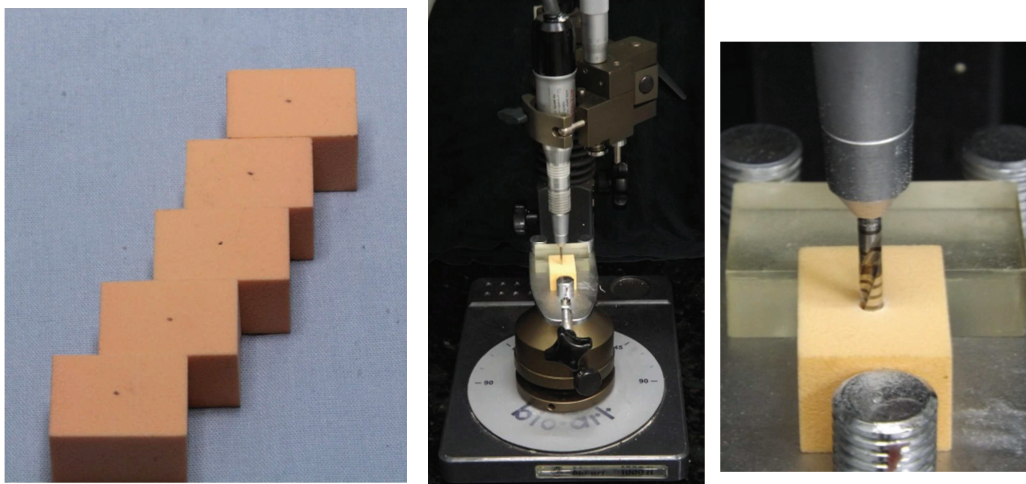


Figura 2. Da esquerda para a direita. Bloco ósseo artificial sem cortical óssea (Nacional Ossos – Jaú –SP); Fresador 1000N – Bio Art. Araraquara, 2011; Perfuração do Bloco ósseo.

Após a fresagem, os blocos ósseos foram divididos aleatoriamente em cinco grupos (Figura 3). Com uma morsa de bancada os blocos foram apreendidos e posicionados paralelamente a bancada. A inserção dos implantes foi realizada por um único operador treinado por meio de um capturador de implante que foi perfeitamente parafusado sobre os implantes (Figura 7) e catraca manual Neodent (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil) até que o implante permanecesse 9 mm inseridos no bloco (Figura 3).

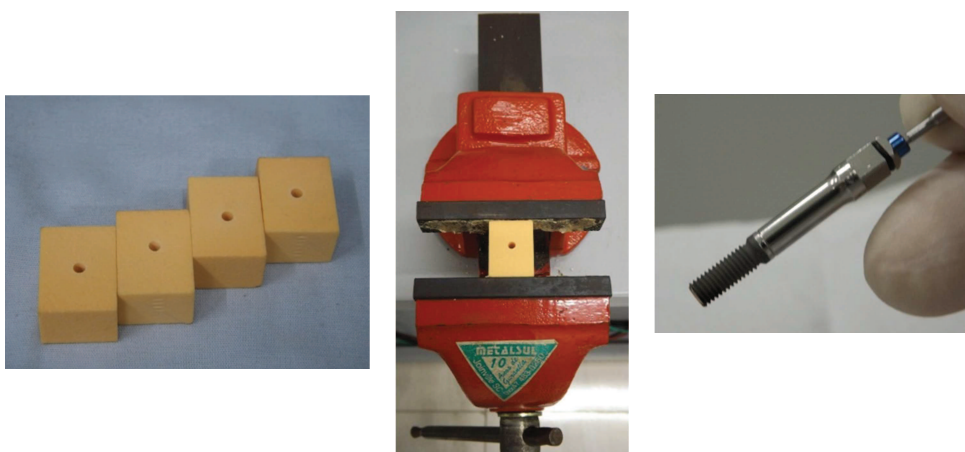


Figura 3. Da esquerda para a direita. Blocos ósseos artificiais perfurados; Bloco ósseo em posição na morsa de bancada; Capturador aparafusado sobre o implante.

Nos 2 mm finais restantes (distância da plataforma do implante ao nível do bloco ósseo para inserção total do implante), a catraca foi removida do capturador de implante e então foi posicionado o torquímetro digital (TQ 680 Lutron torquimeter) sobre o capturador mantendo-se todo o conjunto sempre perpendicularmente ao bloco ósseo (Figura 8), para registrar o torque de inserção (N.cm) no exato momento em que a plataforma do implante atingisse o mesmo nível do bloco ósseo (Figura 4).

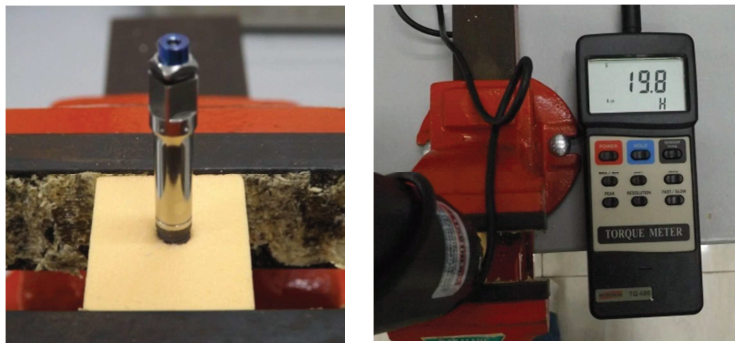


Figura 4. Da esquerda para a direita. Implante 2 mm aquém do nível do bloco ósseo; Registro do torque de inserção do implante.

Logo após a medição do torque de inserção, o torquímetro e o capturador de implante foram desaparafusados (Figura 5), e então, o dispositivo “*smartpeg*” indicado para implantes com plataforma hexágono externo (Integração Diagnostics AB, Göteborgsvägen, Suécia) foi aparafusado sobre o implante para registrar sua estabilidade primária com o aparelho Osstell (Integração Diagnostics AB, Göteborgsvägen, Suécia) (Figura 5) em quatro posições diametralmente opostas, valendo-se do dado final para estabilidade primária do implante (ISQ) a média das quatro medições realizadas Valente ML et al.³ (2016).

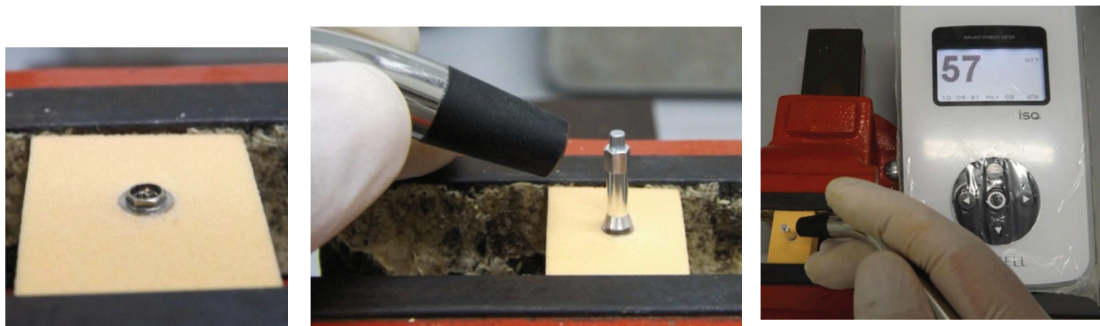


Figura 5. Da esquerda para a direita. Implante em posição para análise da estabilidade primária; Dispositivo smartpeg em posição; Medição da estabilidade do implante com o Osstell.

3. Análise Estatística

Os resultados de torque de inserção e estabilidade primária foram tabulados e submetidos à análise estatística de acordo com as análises prévias de normalidade com o teste de Shapiro-Wilk e homocedasticidade pelo teste de Bartlets. A análise estatística foi realizada com o software GraphPad Prism 5.01 (OSB Software, Califórnia, USA) com o teste (ANOVA - um fator) para avaliar a interação entre as (variáveis independentes) desenho marco-geométrico do ápice do implante e as (variáveis dependentes), torque de inserção e estabilidade do implantes. O pós-teste de Tukey foi realizado para determinar diferenças entre as médias com nível de significância de 5%.

4. Resultados

Os resultados do teste (ANOVA - um fator) demonstrou que houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos para o torque de inserção e estabilidade primária ($p < 0,001$) (tabela 1), (tabela 2) respectivamente.

Tabela 1. Média, desvio padrão para ensaio de torque de inserção.

	A	B	C	D	TiEx (controle)
Média	13,81 a,c	13,26 a	14,40 a,c	16,19 b,c	18,43 b
Desvio Padrão	1,047	1,857	1,123	2,638	2,378

Tabela 2. . Média, desvio padrão para a estabilidade primária.

	A	B	C	D	TiEx (controle)
Média	58,03 a	44,44 b	46,50 b	49,06 b,c	56,93 a,c
Desvio Padrão	2,303	7,079	8,055	4,756	4,344

Para o torque de inserção, os implantes do grupo D e (TiEx - controle) obtiveram a maior média, enquanto que para os grupos A, B e C os valores foram estatisticamente semelhantes. Há também igualdade estatística para as médias obtidas entre os grupos A, C e D ($p < 0,05$).

Para a estabilidade primária, os implantes do grupo A e (TiEx - controle) obtiveram a maior média quando comparada aos demais grupos que registraram valores estatisticamente semelhantes ($p < 0,05$). No entanto, não há diferença estatisticamente significativa entre a estabilidade dos implantes do grupo (TiEx - controle) e os implantes do grupo D (Apêndices A e B).

Gráfico 1. Média e desvio padrão do torque de inserção dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle) em N.cm.

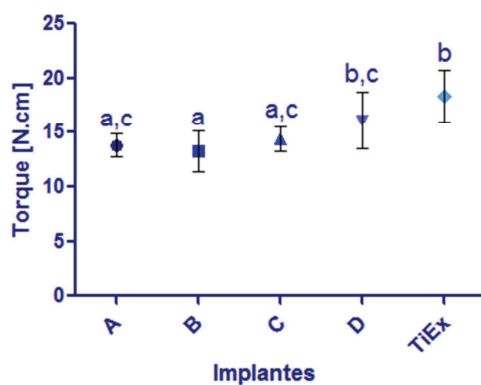
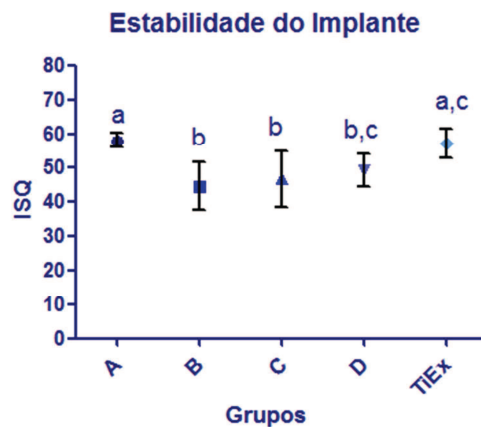


Gráfico 2. Média e desvio padrão da estabilidade primária obtida pelas análise de frequência de ressonância dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle) de ISQ.



5. Discussão

No presente estudo, implantes de conexão hexágono externo foram modificados estruturalmente em sua região de ápice, enquanto que um quinto grupo (grupo controle) foi composto pelo implante Titamax Ti Ex (Neodent Ltda, Curitiba, Paraná, Brazil) com geometria de ápice em cava-roscas. Os implantes apresentavam as mesmas dimensões, passo de rosca e plataforma, diferindo-se apenas em seu ápice. Os implantes foram instalados utilizando o mesmo protocolo de fresagem e seu torque de inserção e estabilidade primária foram mensurados.

Os implantes que receberam modificações na região de ápice demonstraram resultados satisfatórios de acordo com a metodologia utilizada para o torque de inserção e para estabilidade primária. Como foco da pesquisa, optou-se por formular várias geometrias de ápice aos implantes que fossem acessível e facilmente reproduzíveis em escala industrial, sem aumentar demasiadamente os custos, atendo-se para a nova proposição de desenho do implante. O objetivo do estudo foi de verificar a influência destas modificações geométricas de ápice em condições desfavoráveis para instalação do implante, como por exemplo, a baixa densidade óssea e a ausência de tecido ósseo cortical, assim como coloca Staedt et al.²² (2017).

Os entalhes na região de ápice dos implantes B, C e D, melhoraram sua capacidade de corte, facilitando sua inserção em comparação com o implante A que não possui corte. O implante (TiEx - controle) possui boa capacidade de corte e fácil inserção, tendo em vista que seu desenho de engenharia é projetado com cava-roscas no ápice, que facilita sua inserção e travamento. Os implantes auto-cortantes possuem vantagens em relação aos implantes que não possuem entalhes em sua região de ápice, já que um menor número de fresas é necessário para sua instalação, diminuindo o dano térmico ao tecido ósseo, tornando a cirurgia mais fácil e rápida Heidemann et al.²³ (2001). Além disso, com o menor preparo durante a fresagem, aumenta-se a quantidade de tecido ósseo viável em contato com o implante favorecendo a osseointegração Gupta et al.²⁴ (2012).

Com relação ao torque de inserção, verificamos que os implantes D (16,19 N.cm) e (TiEx - controle) (18,43 N.cm) obtiveram os maiores valores em comparação aos demais implantes. Esses valores de torque de inserção estão de acordo com estudo de Valente et al.¹⁷ (2015) que avaliou o torque de inserção e estabilidade primária em implantes com diferentes conexões protéticas em diferentes blocos ósseos artificiais e em ossos de ovelhas. Os implantes cilíndricos inseridos em blocos com densidade de 0,32 g/cm³ obtiveram valores de torque de inserção que variaram de 9,44 N.cm a 17,89 N.cm. No entanto, para a estabilidade primária os valores médios de ISQ obtidos foram superiores aos do presente estudo variando entre 60,22 e 61,24.

Segundo Kim et al.²⁵ (2014), para o sucesso do tratamento com implantes, os valores de ISQ devem ser maiores que 65, sendo que valores menores que 50 podem indicar possível falha da osseointegração do implante. No presente estudo, somente os implante A e (TiEx - controle) obtiveram um valor de ISQ superior a 50 e os demais implantes obtiveram valores de ISQ abaixo de 50. Porém, a análise estatística dos dados revela que não há diferenças estatisticamente significantes para as médias de estabilidade primária dos implantes (TiEx - controle) e D.

Em Chang et al.²⁶ (2012) as diferenças de densidades dos substratos entre os blocos ósseos influenciaram significativamente no torque de inserção e estabilidade primária dos implantes. Em outro estudo Valente et al.³ (2016) avaliou um novo desenho de implante em blocos de ossos artificiais de poliuretado com maior densidade de 0,64 g/cm³ e obteve altos valores de torque de inserção e estabilidade primária. Há um consenso na literatura de que quanto maior a densidade óssea no sítio cirúrgico maior a estabilidade primária do implante Dorogoy et al.²⁷ (2017); Atsumi et al.²⁸ (2007); Romanos²⁹. (2009). Logo, é plausível os baixos valores de torque de inserção e valores de ISQ para os implantes devido a baixa densidade dos blocos ósseos utilizados nesse estudo. Por outro lado, a situação de baixa densidade do bloco ósseo e ausência de cortical, no presente estudo permitiu avaliar melhor o imbricamento mecânico criado pelos novos desenhos de ápice, pois assim tem-se menor efeito do corpo e plataforma do implante, já que seu maior travamento e estabilidade primária dependem menos da densidade do bloco ósseo e do contato da plataforma com a cortical que é mais densa que o osso trabecular Staedt et al.²² (2017).

O implante C não obteve valores de torque de inserção estaticamente semelhantes aos do implante D e (TiEx - controle), apesar de possuir três eixos cortantes em formato de hélice. No entanto, considerando o processo de osseointegração do implante, assim que houver formação óssea nesse espaço, este implante pode ser travado junto ao tecido ósseo do mesmo modo que o implante D. Portanto, o mecanismo de trava dos implantes com ápices modificados podem desempenhar um papel importante para a estabilidade secundária do implante em um segundo momento cirúrgico. Segundo Javed, Romanos.³⁰ (2010) a estabilidade primária e a estabilidade secundária do implante estão intrinsicamente relacionadas, assim como a baixa estabilidade primária está relacionada com a falha da osseointegração.

Segundo Freitas et al.³¹ (2012); Elias et al.⁹ (2012), a influência da estabilidade primária em implantes é difícil de ser prevista, já que a estabilidade do implante depende de vários fatores, tais como: torque de inserção, densidade óssea e da macro e micro-geometria do implante. As razões para que o implante A e (TiEx - controle) obtivessem melhores resultados de estabilidade podem dever-se ao fato de serem implantes inteiriços e maciços, portanto possuem maior contato com o substrato. Sendo assim, durante a inserção nesses implantes as forças atuam mais no sentido de expandir o material infligindo maior pressão contra as paredes do preparo, o que não ocorre nos demais implantes, B, C e D que possuem entalhes no ápice e o material é cortado e compactado em suas cavidades (Valente MLC et al., 2016).

Wu et al.³² (2012) estudou o torque de inserção de implantes cilíndricos e cônicos com entalhes na região de ápice e verificou que os cortes no ápice facilitam a inserção do implante promovendo o corte e a compactação óssea. No presente estudo todos os implantes apresentaram o formato cilíndrico com entalhes na região de ápice que podem favorecer a instalação e o travamento do implante. Além disso, diferentes designs de implantes foram testados também por alguns autores in vivo e in vitro Lundgren et al.²⁰ (2013); Sivan-Gildor et al.¹³ (2014); Meirelles et al.²¹ (2013) para aumentar a área de superfície do implante com o tecido ósseo. Lundgren et al.²⁰ (2013) e Sivan-Gildor AS et al.¹³ (2014) desenvolveram implantes “ocos” em sua porção interna e ambos concluíram que o maior contato do implante com a superfície óssea favoreceu taxa de sucesso desses implantes Meirelles et al.²¹

(2013), realizou modificação no ápice do implante criando uma “câmara” em seu interior e demonstrou em cortes histológicos a formação óssea nesse espaço no período de 1 mês em coelhos.

Diferentes desenhos de implantes estão disponíveis no mercado disponibilizando ao dentista grande variedade de opções para realização de reabilitações simples e complexas. O desenvolvimento de novos desenhos de implantes pode aumentar significativamente a estabilidade primária do implante, favorecendo a cicatrização óssea e aumentando o contato osso-implante Steigenga et al.³³ (2003). Sendo assim, mudanças na geometria dos implantes devem buscar aumentar a área de superfície de contato implante-osso favorecendo a distribuição de forças. Portanto, segundo os estudos citados acima, as alterações desenvolvidas no ápice dos implantes nesse estudo podem apresentar vantagem biológica a posteriori, considerando seu posterior travamento, assim que o processo de osseointegração for concretizado.

6. Conclusão

Baseado nos resultados do presente estudo in vitro foi possível concluir que:

1. Alterações geométricas em implantes na região de ápice influenciam significativamente no torque de inserção e estabilidade primária.
2. As modificações propostas para a região de ápice dos implantes B, C e D podem sugerir vantagens para aplicação clínica.

7. REFERÊNCIAS

1. Liang R., et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015;18(12):1340-8.
2. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90, 121-32.
3. Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016 Feb;18(1):168-73.
4. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):227-34.
5. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006 Aug;77(8):1340-7.
6. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bone mandible. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(1):1407-15.
7. Kheiralla LS, Younis JF. Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (an in vitro study). *J Oral Implantol.* 2014 Feb;40(1):42-52.
8. Misch CE. *Implantes dentais contemporâneos*. 3th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
9. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Dec;16:169-80.

10. Marco, F., Milena, F., Gianluca, G. & Vittoria, O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron*. 2005. 36: 630–644.
11. Chowdhary R, Jimbo R, Thomsen C, Carlsson L, Wennerberg A. Biomechanical evaluation of macro and micro designed screw-type implants: an insertion torque and removal torque study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Mar;24(3):342-6.
12. Javed F1, Almas K, Crespi R, Romanos GE. Implant surface morphology and primary stability: is there a connection? *Implant Dent*. 2011 Feb;20(1):40-6.
13. Sivan-Gildor A, Machtei EE, Gabay E, Frankenthal S, Levin L, Suzuki M, Coelho PG, Zigdon-Giladi H. Novel implant design improves implant survival in multirooted extraction sites: a preclinical pilot study. *J Periodontol*. 2014 Oct;85(10):1458-63.
14. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. 2005. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*. 94(4):377–381.
15. Romanos GE, Ciornei G, Jucan A, Malmstrom H, Gupta B. In vitro assessment of primary stability of Straumann® implant designs. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16:89–95.
16. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, I-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13:71–78.
17. Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, dos Reis AC. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):1861-6.
18. Jo HY, Hobo PK, Hobo S. Freestanding and multiunit immediate loading of the expandable implant: an up-to-40-month prospective survival study. *J Prosthet Dent*. 2001 Feb;85(2):148-55.
19. Xiao JR, Li DH, Chen YX, Chen SJ, Guan SM, Kong L. Evaluation of fixation of expandable implants in the mandibles of ovariectomized sheep. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Apr;71(4):682-8.

20. Lundgren D, Slotte C, Gröndahl K. A novel type of dental tube implant for areas with limited bone height. Clinical and radiographic data from three patients with 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Aug;15(4):509-16.
21. Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological Evaluation of Bone Formation Adjacent to Dental Implants with a Novel Apical Chamber Design: Preliminary Data in the Rabbit Model. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Sep 11.
22. Staedt H, Palarie V, Staedt A, Wolf JM, Lehmann KM, Ottl P, Kämmerer PW. Primary Stability of Cylindrical and Conical Dental Implants in Relation to Insertion Torque-A Comparative Ex Vivo Evaluation. *Implant Dent*. 2017 Apr;26(2):250-255.
23. Heidemann W, Terheyden H, Louis Gerlach K. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Maxillofac Surg* 2001; 29:69–74.
24. Gupta N, Kotrashetti SM, Naik V. A comparative clinical study between self-tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *J Maxillofac Oral Surg* 2012;11:29–33.
25. Kim DS, Lee WJ, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim TI, Yi WJ (2014) Comparison of dental implant stabilities by impact response and resonance frequencies using artificial bone. *Med Eng Phys* 36:715–720.
26. Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys* 2012; 34:999–1008.
27. Dorogoy A, Rittel D, Shemtov-Yona K, Korabi R. Modeling dental implant insertion. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Apr;68:42-50.
28. Atsumi M1, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):743-54.
29. Romanos GE. Bone quality and the immediate loading of implants-critical aspects based on literature, research, and clinical experience. *Implant Dent*. 2009 Jun;18(3):203-9.

30. Javed, F., Romanos, G.E., 2010. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J. Dent.* 38, 612–620.
31. Freitas AC Jr, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res.* 2012. 23:113–118.
32. Wu SW, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys.* 2012 Sep;34(7):797-805.
33. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, et al: Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 12:306, 2003.

3.3 Artigo 3*

Influência do torque em implantes modificados e distribuição de forças em osso tipo IV: avaliação por elementos finitos

Plínio Sciasci DDS, PhD Student^a; Luís Carlos Leal Santana DDS^a, PhD Student^a; Fernando Cesar Moreira DDS PhD Student^a, Barbara Araújo Reis DDS, MSc,^a; Pedro Yoshito Noritomi DDS, MSc, PhD^b; Luís Geraldo Vaz BSc, PhD, Associate Professor^c. Department of Diagnosis and Surgery, São Paulo State University (Unesp), School of Dentistry, Araraquara, SP, Brazil.

a - Doctoral student, Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Univ Estadual Paulista, UNESP, SP, Brazil.

b - Mechanical Engineer, Researcher, Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil.

c – Associate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araraquara Dental School, Unesp – Univ Estadual Paulista, Araraquara, São Paulo, Brazil.

Corresponding author:

Luís Geraldo Vaz

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Rua Humaitá, nº 1680 – 4º andar – sala 409

Araraquara – São Paulo – Brazil – CEP: 14801-903

business phone: 55 16 33016426 - fax: 55 16 33016406

e-mail: lugervaz@foar.unesp.br

* Manuscrito submetido para publicação - The Journal of Oral Maxillofacial Implants - JOMI

Resumo

O propósito deste estudo foi de avaliar o comportamento mecânico de cinco diferentes geometrias de ápices de implantes por meio de métodos de elementos finitos em osso tipo IV submetidos ao torque de 10 N.cm. Os modelos tri-dimensionais dos implantes desenhados em CAD (*computer Aided design*) foram obtidos através do software Autodesk Inventor® (versão 2015, São Paulo, Brasil). Cinco tipos de implantes de conexão hexágono externo foram modelados: sem corte apical (A), corte apical bi-partido (B), corte apical tri-partido (C), corte apical quadri-partido (D) e um implante (TiEx - grupo controle) Titamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), todos com dimensões ($\phi 4,1 \times 11,0$ mm). Todos inseridos em um bloco ósseo humano esponjoso tipo IV sem cortical de dimensões (2X2X2cm) foram processados por meio do software Rhinoceros v5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, SP). As propriedades mecânicas do implante (titânio grau II), e do osso tipo IV foram obtidos na literatura. As simulações foram executadas pelo *software* (Ansys Workbench 10.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, USA). Os modelos mecânicos foram configurados com propriedades elástica-linear, isotrópica e homogênea. O campo de tensões de deslocamento se concentrou na região de plataforma, nos três primeiros filetes de roscas em todos os implantes. O implante (TiEx - controle) foi o implante que mais deslocou na região de plataforma enquanto que os implantes A, B, C e D se deslocaram menos. Na região de ápice o deslocamento e a tensão principal máxima ($\sigma_{\max}$) (MPa) dos implantes A e (TiEx - controle) foram similares enquanto que os implantes B, C e D se deslocaram menos. Sobre torque o implante (TiEx - controle) apresentou valores de ($\sigma_{\max}$) 20% maiores que os implante A, B, C e D para região de plataforma ($p < 0,001$). Concluiu-se que as modificações realizadas na região de ápice dos implantes podem contribuir para o aumento da estabilidade secundária do implante e na diminuição de tensões na região de plataforma quando submetidos ao torque.

Palavras-chave: Biomecânica; Implantes Dentários; Elementos finitos; Torque.

1. Introdução

O desenho do corpo do implante determina o tipo de força transmitida à interface implante osso, assim como também modifica sua área de superfície, aumentando ou diminuindo seu contato com o tecido ósseo (Misch CE et al. 2008; Sahin et al. 2002). Os implantes osseointegráveis desempenham um papel semelhante ao dente natural, sendo constantemente exposto a cargas estáticas e dinâmicas contínuas (Chun HJ et al., 2002). No entanto, a transmissão de forças entre implante-osso é diferente, pois no dente natural há o tecido periodontal envolvendo todo o dente, enquanto que no implante há um contato direto entre implante e osso (Weinberg LA 2001). Sendo assim, as forças recebidas pelo conjunto prótese-implante são diretamente direcionadas para o tecido ósseo adjacente (Holmgren EP et al., 1998). Quando as forças oclusais induzidas sobre o implante excedem o limite fisiológico do tecido ósseo há a possibilidade de ocorrer o acúmulo de micro-fraturas ou a reabsorção óssea, com a possibilidade de perda do implante (Piotrowski B et al. 2015).

As principais características relativas à macro arquitetura de um implante dental incluem: formato do implante (cilíndrico ou cônico); seu diâmetro e comprimento; forma das roscas, distância entre as roscas (passo de rosca), número de roscas, sua plataforma e ápice. Esses fatores podem afetar o processo de osseointegração, pois desempenham um papel importante na transferência da carga do implante dentário ao osso circundante (Sahin et al., 2002), afetando a distribuição de tensão e reabsorção óssea marginal (Chun HJ et al., 2002). Além disso, diferentes desenhos de implantes são usados para maximizar o contato inicial e melhorar a sua estabilidade inicial, além de ampliar a área de superfície do implante (Huang HL et al., 2010).

Segundo (Sevimay M et al., 2005) a densidade óssea em sítios edêntulos é determinante para o planejamento, desenho do implante, técnica cirúrgica, e o tempo de cicatrização. Quando há menor qualidade do tecido ósseo, a possibilidade de falha do implante pode ser maior dependendo da ação de forças sobre o conjunto prótese-implante (Tada S et al, 2003). O tecido ósseo humano tem uma estrutura interna descrita em termos de qualidade ou densidade, que refletem sua resistência (Lekholm & Zarb 1985) propuseram uma classificação para os diferentes tipos

ósseos (tipo I a IV) que tem sido aceita e utilizada por clínicos no planejamento do tratamento com implantes (Jaffin & Berman 1991) encontraram taxas de perda de 3% em implantes inseridos em osso tipo I, II e III, enquanto que implantes instalados em osso tipo IV apresentaram taxas de perda de 35%, após 5 anos de acompanhamento. A baixa taxa de sucesso de implantes em osso tipo IV pode estar relacionada à sua menor densidade, reduzida quantidade de osso compacto e a falta de forças adesivas na interface implante/osso (de Almeida EO et al., 2010).

Em revisão de literatura (Goodacre CJ et al., 2003) cita que a perda óssea que ocorre ao redor dos implantes pode ser considerada clinicamente aceitável, com média de 0,9 mm no primeiro ano e de 0,1 mm nos anos seguintes. A reabsorção óssea que ocorre ao redor do implante logo após sua instalação pode ser uma complicação do tratamento. Portanto, estudos são realizados para entender melhor como ocorre a distribuição de forças entre implante e o tecido ósseo, a fim de compreender melhor os fatores relacionados a reabsorção óssea (Anami LC et al., 2015). Além disso, a interface implante-osso recebe cargas provenientes dos esforços mastigatórios, com complexo direcionamento dependendo da anatomia da coroa dentária surgindo a necessidade de estudos que avaliem as condições biomecânicas que os implantes podem ser submetidos (Almeida EO & Pellizzer EP 2008).

A importância do entendimento de como cada força atua sobre os implantes e são distribuídas para o tecido ósseo é de suma importância em reabilitações com implantes dentários (Choi AH 2012). De acordo com alguns autores (Xiao JR et al, 2011; Pesqueira A et al., 2014; Anami LC., 2015) é muito importante considerar novos desenhos de implante que distribuam funcionalmente as cargas oclusais na região peri-implantar em níveis fisiológicos.

Segundo Geng et al. (2001), a complexidade geométrica das reabilitações sobre implantes dificulta a realização de estudos e soluções analíticas, gerando a necessidade e importância da aplicação de métodos numéricos, como o método de elementos finito (MEF), para o estudo da distribuição das tensões na interface osso-implante. Por conseguinte, o MEF é indicado para prever os aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente podem ser avaliados e medidos in vivo. Os resultados obtidos podem ser estudados utilizando *softwares* para avaliar

vários parâmetros e suas implicações permitem avaliar o comportamento mecânico de diferentes materiais (Wakabayashi N, 2008).

O MEF tem sido utilizado para predizer a distribuição de forças na área de contato entre implante e tecido ósseo cortical, ao redor do ápice do implante e sobre o osso esponjoso. Segundo (Geng et al., 2001) as forças mastigatórias produzem tanto forças axiais, horizontais quanto oblíquas que devem ser reproduzidas no estudo de MEF para que os resultados se aproximem mais da situação real (Tada et al., 2003) avaliaram a distribuição de forças entre implante e tecido ósseo por meio de MEF, verificando que a máxima concentração de forças está localizada sobre a cortical óssea, enquanto que a concentração de forças no osso trabecular, ocorre na região de ápice do implante. No osso cortical, a dissipação das forças está mais concentrada junto à região adjacente ao implante, sendo a dissipação de forças no osso trabecular, maior e mais ampla (Geng et al., 2001).

Com base no exposto acima, este trabalho se propõe a estudar por meio MEF o desempenho mecânico de novos desenhos de implantes com alterações em sua região de ápice, dividindo-os em cinco grupos: Implante A (sem corte); Implante B (ápice bi-partido); Implante C (ápice tri-partido); Implante D (ápice quadri-partido) e um quinto grupo (TiEx - controle) Ttitamax Ti Ex (Neodent).

2. OBJETIVO

Este trabalho se propõe a avaliar o comportamento mecânico de implantes modificados em região ápice por meio de método de elementos finitos.

3. Material e Método

Neste estudo, o modelo anatômico tri-dimensional (3D) se compôs de um bloco ósseo sem tecido ósseo cortical simulando apenas o osso esponjoso humano tipo IV com as seguintes dimensões (2,0 X 2,0 X 2,0 cm). Os modelos tri-dimensionais dos implantes foram reproduzidos em CAD (*computer Aided design*) por meio do *software* Autodesk Inventor® (versão 2015, São Paulo, Brasil). Os implantes e os blocos ósseos foram processados por meio do *software* Rhinoceros v5.0 SR8 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) CAD (*computer Aided design*),

no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, São Paulo-Brasil).

Todos os implantes de conexão hexágono externo com dimensões de (4,1 X 11,0 mm) apresentam cinco variações em sua região de ápice com cortes de 3 mm de altura, divididos em cinco grupos (Figura 1).

A figura 1 mostra o desenho em CAD dos implantes A, B, C, D e (TiEx-controle) Ttitamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil).



Figura 1. Da esquerda para a direita. Implante A (sem entalhe), Implante B (ápice dividido em duas partes); Implante C (ápice tri-partido); Implante D (ápice quadri-partido) e um quinto grupo Implante (TiEx - controle) Ttitamax Ti Ex (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil).

O desenho das roscas e forma dos implantes foram os mesmos para todos os implantes gerando a mesma malha para todos os modelos (Pessoa RS et al, 2009).

A descrição macro-geométrica dos implantes segue na tabela 1.

Tabela 1. Descrição macro-geométrica presente em todos os implantes.

Descrição geométrica dos Implantes	
Diâmetro da Plataforma	≈4,1 mm
Diâmetro do corpo	3,75 mm
Altura do pescoço abaixo da Plataforma	0,6 mm
Passo de rosca	0,6 mm

A tabela 2 apresenta as modificações realizadas nos ápices dos implantes B, C e D.

Tabela 2. Alterações realizadas na região do ápice dos implantes B, C e D

Alterações geométricas do ápice – implantes B, C e D	
Largura dos cortes do ápice	0,8
Altura dos cortes do ápice	3,0

Para simplificação dos modelos não foram desenhados pilares, parafusos ou componentes protéticos sobre o implante, já que a carga pode ser aplicada diretamente no implante. Os elementos apresentaram formato tetraédrico com 10 elementos em cada nó, sendo que cada modelo apresentou variação de 223301 a 224351 elementos e 325395 a 324135 nós. Os modelos mecânicos foram configurados com propriedades elástica-linear, isotrópica e homogênea (Corrêa et al., 2014).

Segundo Morand M & Irinakis 2007 o cálculo aproximado da área para implantes cilíndricos pode ser realizado desconsiderando as roscas do implante, aplicando-se a seguinte fórmula: $(2*\pi*R^2 + 2*\pi*R*H)$.

A tabela 3 mostra os resultados dos cálculos das áreas de superfície de todos os implantes modificados utilizados no estudo.

Tabela 3. Cálculo da área total aproximada dos implantes A, B, C, D e E desconsiderando as roscas dos implantes.

	Área de superfície $\approx \text{mm}^2$
Implante A	135,46
Implante B	157,93
Implante C	158,32
Implante D	165,94
Implante (TiEx - controle)	157,90

As propriedades mecânicas necessárias para caracterização do comportamento mecânico dos materiais foram retiradas da literatura (Sevimay M et al., 2005), Módulo de elasticidade (E) e o Coeficiente de Poisson (ν) são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Propriedades dos materiais que serão utilizados no estudo por MEF.

	Módulo de elasticidade (E, em GPa)	*Coeficiente de Poisson (ν)	Referência
Bloco ósseo artificial tipo IV	0,69	0,30	(Tadda et al. 2003)
Implante de Titânio (grau II)	110	0,35	(de Almeida EO et al., 2010)

**Coeficiente de Poisson: valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial.*

Após realizado todo o processo de modelagem as malhas geradas foram exportadas para o software (Ansys Workbench 10.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, USA) para determinação dos campos de tensões gerados pelos diferentes modelos.

Foi aplicado torque de 10 N.cm sobre o implante no sentido horário para verificação do campo de tensões de deslocamento, tensão principal máxima (*max principal*) e *microstrain stress*.

3. Análise Estatística

Todos os valores de deslocamento máximo, micro deformação e tensão principal máxima obtidos nos nós que estão exatamente sobre a linha do perímetro do osso onde se insere o implante junto à plataforma e nas duas roscas finais dos

implantes foram tabulados e submetidos aos testes de normalidade e homocedasticidade.

Todos os dados apresentaram distribuição normal por assimetria e curtose $[-3$ a $+3]$ e $[-7$ a $+7]$ respectivamente, com exceção dos dados de deslocamento máximo para as duas roscas finais dos implantes. Foi então realizado o teste ANOVA – um fator e o pós-teste de Tukey para determinar a diferença entre as médias com nível de significância de 5%.

Para os dados de deslocamento máximo na região de ápice que apresentaram distribuição não normal, foi realizado o teste de Kruskal Wallis e o pós-teste de Dunns para comparação entre os grupos com nível de significância de 5%.

4. Resultados

4.1. Resultados do padrão de deslocamento dos implantes em MEF.

O campo de tensões gerado descreve a situação de um implante totalmente osseointegrado. O mapa de deslocamento mostra quanto o modelo se deslocou depois da carga.

A figura 2 mostra o padrão de deslocamento de todos os implantes do estudo.

Figura 2. Da esquerda para direita temos o padrão de deslocamento dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle).

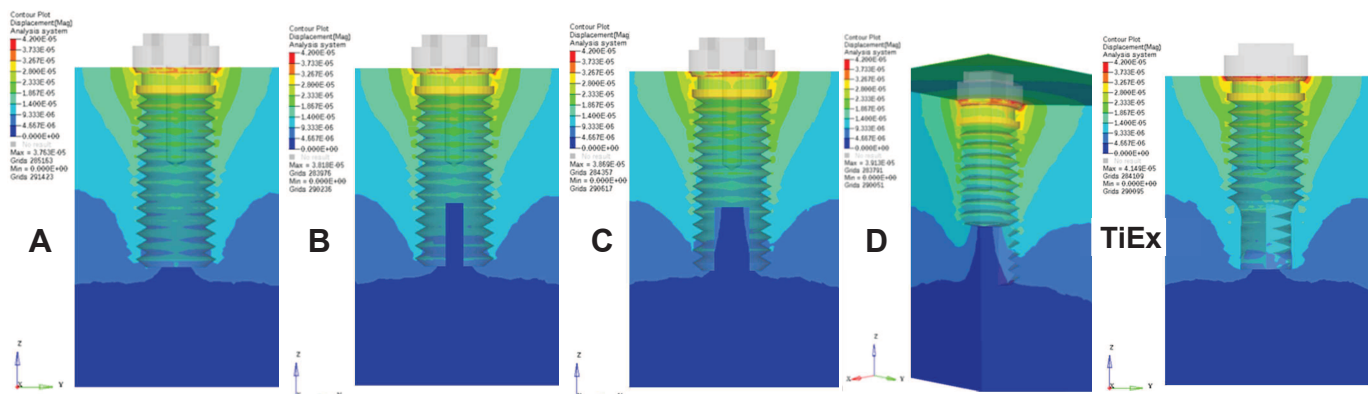


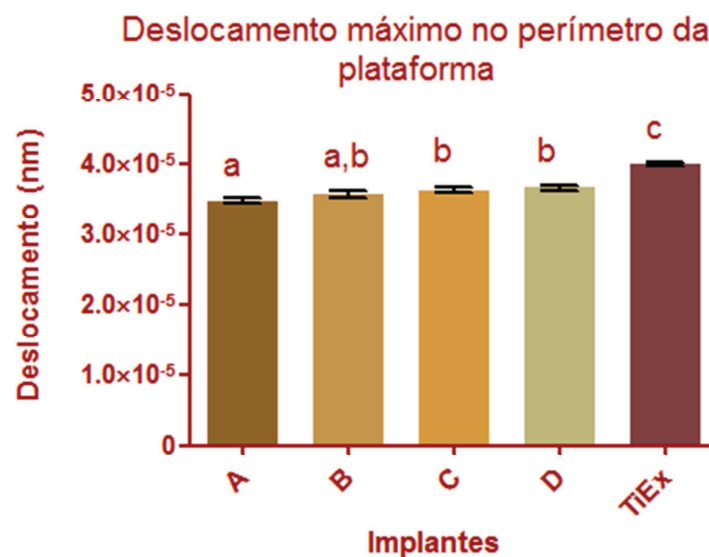
Figura 2. De uma forma geral, os campos de tensões de deslocamento se concentraram na região de plataforma, nos primeiros três filetes de roscas em todos os implantes e as ondas de deslocamento apresentaram variações conforme a quantidade de cortes na região de ápice (Figura 3).

Quando o implante A é submetido ao torque ele apresenta um padrão de deslocamento que decresce de modo constante desde a plataforma do implante até seu ápice (Figura 3).

Os implantes B apresentou faixa de transição de propagação de onda na última rosca do implante. Nos implantes C e D essa faixa de transição de propagação de onda foi presente nos três filetes de rosca finais dos implantes (Figura 3).

O implante A apresentou ondas de deslocamento similares aos do implante (TiEx - controle) (Figura 3). No entanto, a análise estatística dos dados revelou que o implante (TiEx - controle) é o implante que mais se desloca na região de plataforma, enquanto que os implantes B, C e D se deslocam menos e o implante A é o implante que apresenta o menor deslocamento em comparação aos demais.

O Gráfico 1 representa o deslocamento máximo obtido para região do perímetro da plataforma dos cinco implantes ($p < 0,001$; ANOVA).



As barras representam os valores médios de deslocamento em (nm) e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos ($p < 0,001$; ANOVA).

4.1.2 Resultados de tensão máxima principal dos implantes em MEF.

A figura 3 mostra o padrão de distribuição da tensão principal máxima apresentado pelos implantes do estudo.

Figura 3. Da esquerda para direita temos o padrão de deslocamento dos implantes A, B, C, D e (TiEx - controle).

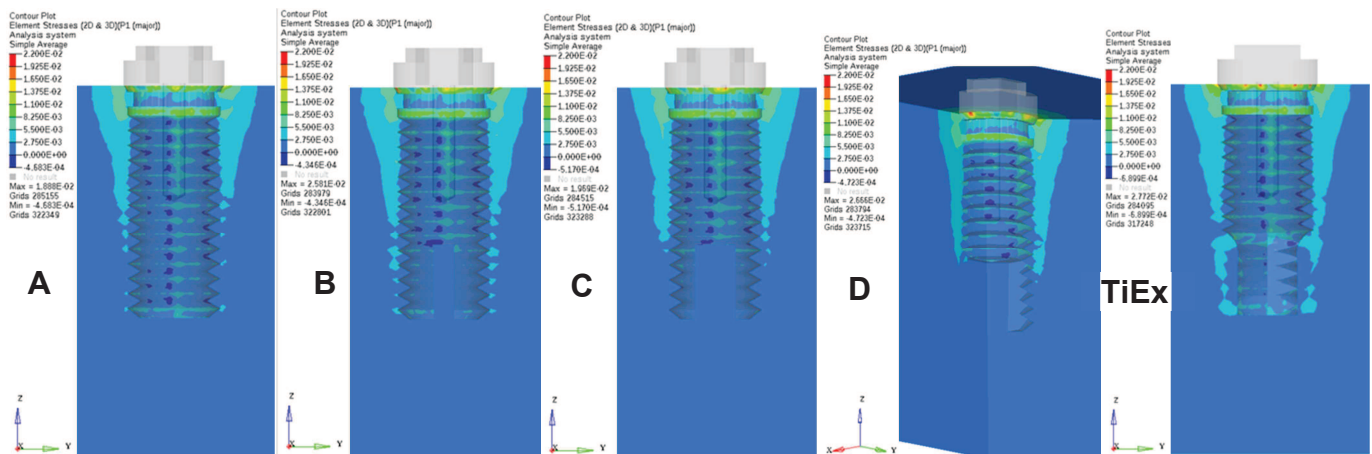
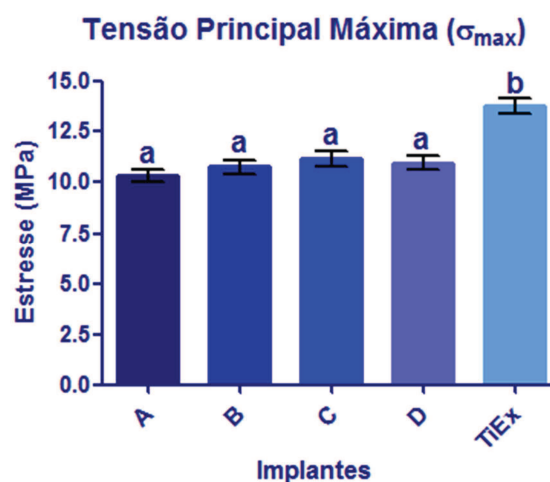


Figura 3. Foi observado que a tensão principal máxima se concentrou na região de plataforma de todos os implantes, nos primeiros três filetes de roscas e apresentaram variações conforme a quantidade de cortes na região de ápice

É possível identificar que no caso do implante A e (TiEx - controle), as forças se distribuem por toda a região do corpo do implante de forma mais generalizada (Figura 3).

A análise estatística dos dados não encontrou diferenças estatísticas significativas para a distribuição de tensão principal máxima entre os implantes A, B, C e D, enquanto que o implante (TiEx - controle) teve maior concentração de tensões para essa região (Figura 3).

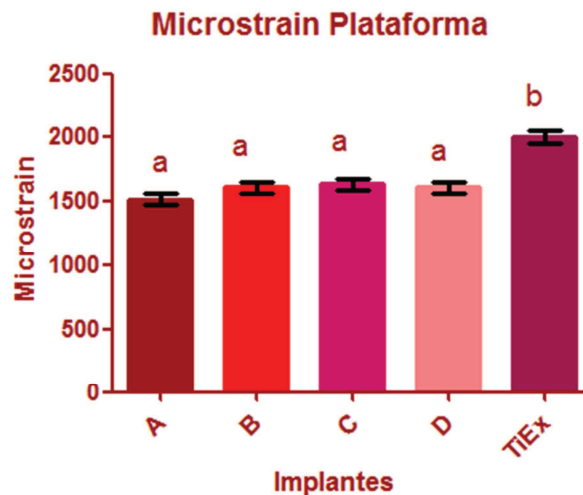
O Gráfico 2 representa a tensão principal máxima obtida para região do perímetro da plataforma dos cinco implantes ($p < 0,001$; ANOVA).



As barras representam os valores médios de tensão em Mpa e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos

4.1.3 Resultados de *Microstrain stress* dos implantes em MEF.

O Gráfico 3 representa a *microstrain stress* obtida para região do perímetro da plataforma dos cinco implantes ($p < 0,001$; ANOVA).



As barras representam os valores médios e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos

4.1.3 Resultados do deslocamento e tensão principal máxima dos implantes na região de ápice em MEF.

A figura 4 mostra a Tensão principal máxima na região de ápice dos implantes.

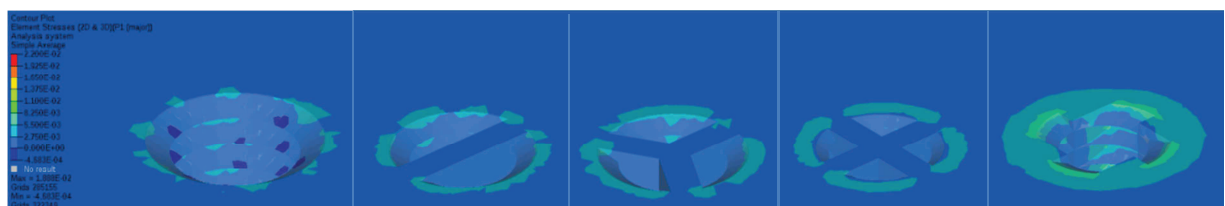
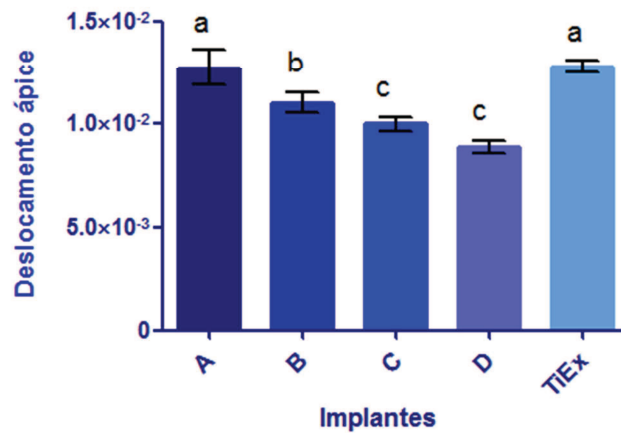


Figura 4. Da esquerda para a direita. Tensão principal máxima na região de ápice dos implantes A (controle), B, C, D e TiEx, corte horizontal das 2 roscas finais dos implantes permitem visualizar a distribuição de tensões para a região de ápice dos implantes A, B, C, D e TiEx (controle).

A análise estatísticas dos dados de deslocamento e tensão principal máxima para a região de ápice seguem nos gráficos 4 e 5.

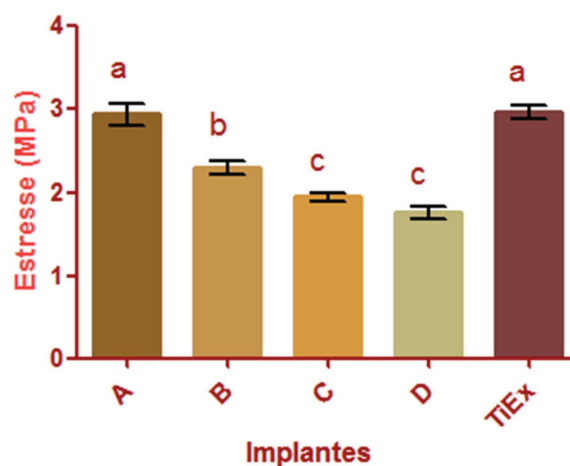
Os gráficos 4 e 5 apresentam o deslocamento dos implantes e tensão principal máxima obtida para as duas roscas finais dos implantes (Kruskall Wallis).

Gráfico 4. Resultados da análise estatística dos dados obtidos do deslocamento dos implantes na região de ápice.

Deslocamento ápice (2 roscas finais do implante)

As barras representam os valores médios e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos ($p < 0,001$; Kruskal Wallis).

Gráfico 5. Resultados das análises estatísticas dos dados obtidos tensão principal máxima dos implantes na região de ápice.

Tensão Principal Máxima ápice ($\sigma_{\max}$)

As barras representam os valores médios e as linhas verticais o erro padrão apresentado entre os grupos ($p < 0,001$; ANOVA).

5. Discussão

No presente estudo, cinco implantes com diferentes geometrias na região de ápice com as mesmas dimensões e passo de rosca foram avaliados por meio de método de elementos finitos. Para simplificação dos modelos, os implantes se encontraram inseridos em blocos ósseos esponjoso tipo IV sem a presença de

tecido ósseo cortical. A distribuição de forças sobre o conjunto implante-osso foi avaliada aplicando-se o torque de 10 N.cm para todos os implantes, com o objetivo de verificar o comportamento mecânico dos implantes frente às modificações realizadas no ápice. Para isso, foi considerado os dados em MEF de tensão de deslocamento, tensão principal máxima e *microstrain stress* gerada nos modelos no momento da aplicação do torque.

Segundo estudos de elementos finitos, a diminuição de tensões na região cervical do implante pode ser benéfica para diminuir a reabsorção óssea ao redor do implante (Liang R et al., 2015; Huang YM et al., 2014; Quaresma SET et al., 2008). No entanto, vários fatores podem também contribuir para diminuição da perda óssea ao redor da plataforma de implantes, como por exemplo: alterações geométricas da plataforma, proliferação bacteriana na junção implante-pilar; relação do tamanho implante-coroa e concentração de tensões (Hermann F et al., 2007; Kitamura E et al., 2004; Lazzara RJ et al., 2006).

Outro fator importante para o sucesso do tratamento com implantes dentários é diminuir sua micro-movimentação (Huang YM et al., 2014). (Brunski JB., 1993) sugeriu que o nível de micro-movimentação entre o implante e o tecido ósseo deve ser menor que 100 μ m, pois representa um valor crítico que pode determinar a falha da osseointegração. No entanto, no presente estudo com a aplicação do torque de 10 N.cm, a movimentação que os implantes obtiveram estão na casa dos nanômetros. Porém, com a análise estatística foi possível encontrar diferenças na micro-movimentação dos implantes quando submetidos ao torque ($p < 0,001$).

Com relação ao deslocamento dos implantes na região de plataforma; o implante A foi o implante que apresentou menor deslocamento (gráfico 1), já que apresenta mais roscas por área de superfície, assim seu efeito de corpo é maior. Portanto quando submetido ao torque distribuiu as forças de modo mais uniforme (Figura 2). Por outro lado, o implante (TiEx - controle) também possui corpo inteiro (sem cortes) e apresenta o desenho de cava-roscas em seu ápice. Esta modificação muda o sistema de travamento do implante, que não depende só da ação das roscas como no caso do implante A (Figura 2). A análise estatística revelou que o implante (TiEx - controle) se deslocou mais durante o torque e os implantes B, C e D se deslocaram menos ($p < 0,001$) (gráfico 1).

Para a região de ápice, os dados de deslocamento apresentaram distribuição não normal. A análise estatística apontou que os implantes A e (TiEx - controle) apresentaram padrões de deslocamento semelhantes (gráfico 4). O padrão de distribuição de tensões ao longo desses implantes é mais generalizado por todo o corpo do implante, o que não ocorre com os implantes B, C e D, que possuem cortes na sua região de ápice. É possível observar a faixa de transição de propagação da onda de deslocamento na região de ápice dos implantes B, C e D que aumenta gradativamente conforme a quantidade de cortes dos implantes foi aumentando (Figura 2). As razões para tal comportamento pode dever-se ao fato de que o maior número de cortes na região de ápice dos implantes B, C e D torna sua estrutura mais flexível. Portanto, no momento do torque, a tensão gerada na região de ápice é menor nos implantes B, C e D (gráfico 5), enquanto que para os implantes A e (TiEx - controle), que são implantes maciços se flexionam menos (gráficos 4 e 5), induzindo maior quantidade de tensões para o ápice (figura 17). Essa situação pode ser melhor compreendida se observarmos os implantes C e D que possuem basicamente um mecanismo de trava que impede a movimentação do implante e isolam as forças nessas regiões apicais (Figuras 2 e 4)

A diminuição da perda óssea do implante pode estar relacionada a diversos fatores: tipo de conexão implante-pilar, relação coroa-implante, contaminação bacteriana na junção implante-pilar e concentração de forças junto a plataforma (Misch CE et al., 2006). Sendo assim, vários estudos (Piotrowski B et al., 2012; Maeda Y et al., 2007; Santiago Junior JF et al., 2016; Hansson S & Werke M., 2003) tem sido realizados com a proposta de diminuição da concentrações de tensões na região de plataforma do implante.

Sobre a tensão principal máxima, o implante A é o que melhor distribui as tensões para o osso circundante, concentrando menos tensões na região de plataforma (figura 3 e gráfico 2). Em contrapartida, o implante (TiEx - controle), concentra mais forças nessa região e leva mais tensões para região de ápice ($p < 0,001$) (Figura 3 e gráfico 2). Foi observado que com o aumento do número de cortes na região apical dos implantes B, C e D há menor transmissão de cargas para a região de plataforma (gráfico 2), gerando menores tensões nas regiões apicais (gráfico 5). Portanto, quando se aumenta a quantidade de cortes no ápice dos implantes a distribuição de forças é menos generalizada ao longo do corpo do

implante, com maior travamento, induzindo menor tensão sobre a região óssea apical, pois o implante está travado nessa região e opõe resistência ao movimento de rotação (gráfico 4 e 5).

No presente estudo, o implante (TiEx - controle) foi o implante que mais concentrou forças na região da plataforma durante a aplicação do torque com valores de tensão principal máxima em média $\approx 20\%$ maiores em comparação aos demais implantes sobre a mesma condição (gráfico 2). Portanto, a hipótese de que alterações na região de ápice dos implantes influenciam na distribuição de tensões entre implante-osso mediante força torque foi confirmada. Além disso, o implante E, é o implante que mais se desloca nessa região (gráfico 1), o que também confirma a hipótese de que as geometrias de ápices propostas contribuem para diminuição da micro movimentação do implante na região de plataforma quando submetido ao torque.

Microstrain, (micro deformação), representa a deformação de um material sobre a tensão. No caso, é interessante para o estudo verificar o quanto houve de deformação nas regiões de interesse (Ferraz CC et al., 2012). Concentrações de tensão podem causar reabsorção óssea, assim como baixas tensões podem não estimular aposição ou formação óssea na região Huang et al 2014. Consequentemente, a aposição óssea é mais frequentemente encontrada quando o calculo de deformação varia entre 3400 e 6600 micro deformação, mas quando os valores ultrapassam 6700 micro deformação a remodelação óssea resulta em perda óssea (Melsen B & Lang 2001). Portanto, se os valores ultrapassam esses limites, que excedem a capacidade de fadiga óssea, a fratura ou reabsorção óssea pode ocorrer (Isidor F., 2006). No entanto, no presente estudo os valores de microdeformação para a região do perímetro da plataforma não excederam valores de 2000 microdeformação para todos os implantes aplicando-se o torque de 10 N.cm (gráfico 3). Esses valores podem estar relacionados com o baixo valor de torque e servem como referência para estudos posteriores.

Considerando a área de superfície do implante D ($165,94 \text{ mm}^2$), e comparando-a com o implante (TiEx - controle) ($157,90 \text{ mm}^2$), temos que o implante D possui $\approx 8 \text{ mm}^2$ a mais de superfície. Essa área de superfície a mais do implante D pode receber tratamentos de superfície e contribuir também para o processo de ossointegração do implante. No entanto, é claro que isso é apenas uma hipótese e

que estudos posteriores sobre tratamentos de superfície nessa região in vitro e in vivo são necessários para avaliar essa questão.

É possível também calcular o quanto em altura o implante D ganha com a aplicação desse tipo de corte quando comparada ao implante (TiEx -controle). Portanto, 8 mm² a mais de superfície podem representar 1,2 mm a mais de altura para o implante. Isso também pode explicar em parte seu bom desempenho mecânico, já que é o implante com maior área de superfície em relação aos demais. Segundo estudos de MEF e ensaios fotoelástico, implantes com maior área de superfície apresentam melhor distribuição de cargas (Ding X et al., 2009; Tada S et al., 2003; Pellizzer EP 2013. Além disso, para futuras aplicações clínicas este desenho de ápice pode representar um ganho potencial de área de superfície para implantes curtos, considerando a crescente diminuição do tamanho dos implantes na Odontologia.

6. Conclusão

De acordo com os resultados apresentados pelo presente estudo, foi possível concluir:

- 1- As modificações propostas na região de ápice dos implantes A, B, C e D contribuem para diminuição da micro-movimentação do implante na região da plataforma em contato com o tecido ósseo.
- 2- Os implantes A, B, C e D apresentam menor incidência de cargas na região da plataforma do implante em contato com o tecido ósseo.
- 3- As modificações geométricas propostas para a região de ápice dos implantes B, C e D podem contribuir para melhor distribuição de forças, ancoragem óssea e aumento da estabilidade secundária do implante, considerando o processo de osseointegração por entre os espaços criados na região de ápice.

7. Referências

1. Misch CE. Implantes dentais contemporâneos. 3th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
2. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.
3. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002 Jun;29(6):565-74.
4. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *J Oral Implantol.* 2001;27(6):302-10.
5. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-8.
6. Piotrowski B, Baptista AA, Patoor E, Bravetti P, Eberhardt A1, Laheurte P3. Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach. *Mater SciEng C Mater Biol Appl.* 2014 May 1;38:151-60
7. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Chen MY. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Comput Biol Med.* 2010. 40(5):525–532.
8. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):227-34.
9. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 May-Jun;18(3):357-68.

10. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:199–209.
11. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62:2–4.
12. de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Freitas MM Jr. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple implant superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;(6):1108-14.
13. Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90, 121-32.
14. Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Apr;41(2):155-62.
15. Almeida EO & Pellizzer EP 2008. Biomecânica em prótese sobre implante relacionada às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados – revisão de literatura. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2008; 37(4): 321-327.
16. Choi AH, Matinlinna JP, Ben-Nissan B. Finite element stress analysis of Ti-6Al-4V and partially stabilized zirconia dental implant during clenching. *Acta Odontol Scand*. 2012;(5):353-61.
17. Xiao JR, Li DH, Chen YX, Chen SJ, Guan SM, Kong L. Evaluation of fixation of expandable implants in the mandibles of ovariectomized sheep. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Apr;71(4):682-8.
18. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, dos Santos D, Haddad M, Pellizzer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40:217–228.
19. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98.

20. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y..Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008 Jul;36(7):463-71.
21. Pessoa RS, Muraru L, Marcantoni Jr EM, Vaz LG, Sloten JV, Duycky J, Jaecques. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:219-34.
22. Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY, Vaz LG. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. J Prosthet Dent. 2014 Apr;111(4):301-9.
23. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. J Oral Implantol. 2007;33(5):257-66.4
24. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas AC Jr, Ferraz FC, Machado LS, Rocha EP. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. J Prosthodont Res. 2012 Oct;56(4):256-63.
25. Liang R., et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015;18(12):1340-8.
26. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bonemandible. Biomed Mater Eng. 2014;24(1):1407-15.
27. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone.J Oral Implantol. 2008;34(1):1-6.
28. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dent 2007; 16:165-75.
29. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004;15:401-12. 41.

30. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
31. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants, *Dental Implantology Update* 4 (1993), 77–81.
32. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006 Aug;77(8):1340-7.
33. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18:581–4.
34. Santiago Junior JF¹, Verri FR², Almeida DA², de Souza Batista VE², Lemos CA², Pellizzer EP². Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016 Jun;63:292-300.
35. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in a critical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247–58.
36. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:144–52.
37. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8–18.
38. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec;11(4):279-87.
39. Pellizzer EP, Joel Ferreira Santiago JF, Souza VE Batista, Caroline Mello CC, LFTP Lopes, Almeida DAF. Influence of increasing the length in dental implants. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac., Camaragibe* v.13, n.3, p. 87-94 , jul./set. 2013.

4 CONCLUSÃO

1. Em análise fotoelástica, diferentes geometrias de ápice produziram diferentes padrões de distribuição de tensões em carregamento axial e torque.
2. Em MEF, sobre a força torque, os implantes experimentais A, B, C e D concentraram menos tensões na região de plataforma.
3. As modificações geométricas dos implantes B, C e D podem favorecer a estabilidade secundária do implante, considerando o processo de osseointegração por entre os espaços criados na região de ápice.
4. O método de elementos finitos e o ensaio fotoelástico contribuem para um melhor entendimento do comportamento mecânico de materiais submetidos a cargas.
5. A estabilidade primária dos implantes pode ser influenciada por modificações macro-geométricas na região de ápice em implantes dentários.
6. O implante A que não possui cortes é o implante de mais difícil inserção entre os demais.
7. Os implantes B, C e D podem ser utilizados em situações de baixa densidade óssea e/ou pouca espessura ou ausência de tecido ósseo cortical, em que o travamento inicial do implante pode não ser satisfatório. Após o período de cicatrização, se a formação óssea por entre os espaços na região de ápice ocorrer, esses implantes vão dispor basicamente de um mecanismo de trava nessa região.
8. Sobre a força torque, as modificações propostas na região de ápice dos implantes A, B, C e D contribuem para diminuição da micro-movimentação do implante na região da plataforma em contato com o tecido ósseo em situação osseointegrada.

REFERÊNCIAS*

1. Almeida EO, Pellizzer EP. Biomecânica em prótese sobre implante relacionada às inclinações das cúspides e às angulações dos implantes osseointegrados – revisão de literatura. *Rev Odontol Unesp*. 2008; 37(4): 321-7.
2. Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015; 41(2): 155-62.
3. Andreotti AM, Goiato MC, Nobrega AS, Freitas da Silva EV, Filho HG, Pellizzer EP, et al. Relationship between implant stability measurements obtained by two different devices: a systematic review. *J Periodontol*. 2017; 88(3): 281-8.
4. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim TI, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci*. 2013; 43(1):30–6.
5. Cannizzaro G, Felice P, Leone M, Viola P, Esposito M. Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: Lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants. A randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol* 2009; 2(1): 25-38.
6. Carvalho MA, Queiroz CM, Molena CCL, Rezende CP, Rapoport A. Clinical study of the relationship between the implant insertion torque and the osseointegration. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço*. 2008; 37(4): 202-5.
7. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Licitra G, Worthington H, et al. Augmentation of the posterior atrophic edentulous maxilla with implants placed in the ulna: a prospective single-blind controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(2): 280-8.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca:
<http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-marco-2015.pdf>

8. Choi AH, Matinlinna JP, Ben-Nissan B. Finite element stress analysis of Ti-6Al-4V and partially stabilized zirconia dental implant during clenching. *Acta Odontol Scand.* 2012; 70(5): 353-61.
9. Chowdhary R, Jimbo R, Thomsen C, Carlsson L, Wennerberg A. Biomechanical evaluation of macro and micro designed screw-type implants: an insertion torque and removal torque study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24(3): 342-6.
10. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 11(4): 279-87.
11. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2009; 18(5): 393-402.
12. Dorogoy A, Rittel D, Shemtov-Yona K, Korabi R. Modeling dental implant insertion. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 68: 42-50.
13. Gastaldo JF, Cury PR, Sendyk WR. Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and an implant on the incidence of interproximal papilla. *J Periodontol.* 2004; 75(9): 1242-6.
14. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(6): 585-98.
15. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(2): 121-32.
16. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(1): 20-5.
17. Huang YM, Chou IC, Jiang CP, Wu YS, Lee SY. Finite element analysis of dental implant neck effects on primary stability and osseointegration in a type IV bone mandible. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(1):1407-15.
18. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010; 38(8): 612–20.
19. Jo HY, Hobo PK, Hobo S. Freestanding and multiunit immediate loading of the expandable implant: an up-to-40-month prospective survival study. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(2): 148-55.

20. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(4): 377–81.
21. Liang R, Guo W, Qiao X, Wen H, Yu M, Tang W. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2015; 18(12): 1340-8.
22. Lundgren D, Slotte C, Gröndahl K. A novel type of dental tube implant for areas with limited bone height. Clinical and radiographic data from three patients with 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 15(4): 509-16.
23. Meirelles L, Brånemark PI, Albrektsson T, Feng C, Johansson C. Histological evaluation of bone formation adjacent to dental implants with a novel apical chamber design: preliminary data in the rabbit model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 17(3): 453-60.
24. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006; 77(8): 1340-7.
25. Misch CE. *Implantes dentais contemporâneos.* 3 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
26. Oliveira DWD, Lages FS, Lanza LA, Gomes AM, Queiroz TP, Costa Fde O. Dental implants with immediate loading using insertion torque of 30 ncm: a systematic review. *Implant Dent.* 2016; 25(5): 675-83.
27. Oliveira SAG, Gomide HA. Fotoelasticidade plana: material e técnica. In: *Anais do 9º Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais;* 1990; Águas de São Pedro, SP; 1990, p.606.
28. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(5): 769–76.
29. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, dos Santos D, Haddad M, et al. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014; 40(2): 217–28.

30. Sivan-Gildor A, Machtei EE, Gabay E, Frankenthal S, Levin L, Suzuki M, et al. Novel implant design improves implant survival in multi rooted extraction sites: a preclinical pilot study. *J Periodontol*. 2014; 85(10): 1458-63.
31. Staedt H, Palarie V, Staedt A, Wolf JM, Lehmann KM, Ottl P, et al. Primary stability of cylindrical and conical dental implants in relation to insertion torque- a comparative ex vivo evaluation. *Implant Dent*. 2017; 26(2): 250-5.
32. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18(3): 357-68.
33. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Ochi S. The influence of bone quality on periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997; 55(Suppl):55-61.
34. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008; 36(7): 463-71.
35. Xiao JR, Li DH, Chen YX, Chen SJ, Guan SM, Kong L. Evaluation of fixation of expandable implants in the mandibles of ovariectomized sheep. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 71(4): 682-8.

Os dados apresentados na Tabela 1A (Apêndice A) indicam os resultados obtidos durante o experimento de torque.

APÊNDICE A

Tabela 1A - Valores originais, médias, desvios-padrão (DP) e erro-padrão (EP) do torque de inserção dos implantes.

Torque - INS	A	B	C	D	TiEx
1	12.4	14.4	16.7	15.7	18.3
2	14	10.5	15.6	13	18.9
3	14.2	10.8	13.4	20	21.1
4	12	13.4	14.1	16.4	17.7
5	15.4	11.7	13.4	13.9	21.4
6	14.6	13.4	14.4	14.2	17.1
7	14	15.6	13.3	20	14.5
8	13.6	15.1	25.3	16.3	
9	14.1	14.4	14.2		
Média	13,81	13,26	14,40	16,19	18,43
DP	1,047	1,857	1,123	2,638	2,378
EP	0,3490	0,6192	0,3743	0,9326	0,8989

Fonte: Autoria própria.

Os dados apresentados na Tabela 1B (Apêndice A) indicam os resultados obtidos durante medição da estabilidade.

Tabela 1B - Valores originais, médias, desvios-padrão (DP) e erro-padrão (EP) da estabilidade primária dos implantes.

Estabilidade	A	B	C	D	TiEx
1	61.5	58	55.5	46	56
2	55.25	47	52	53	47,5
3	59	46.25	42.5	56.5	58
4	54.5	37	47.5	44.5	59
5	59.5	46	42.5	53.75	59
6	58	42	30	43.5	59
7	56.25	44	45	47.25	60
8	60	47	56.5	48	
9	58.25	32.75	47		
Média	58,03	44,44	46,50	49,06	56,93
DP	2,303	7,079	8,055	4,756	4,344
EP	0,7677	2,360	2,685	1,682	1,642

Fonte: Autoria própria.

APÊNDICE B

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Realização de ensaios mecânicos e computacionais:
 - a. Com diferentes formatos de implantes: cilíndrico e cônico.
 - b. Com diferentes tamanhos e diâmetros de implantes: cilíndrico e cônico.
 - c. Com variações da plataforma dos implantes.
 - d. Diferentes configurações protéticas.
2. Tratamentos de superfície dos implantes com cortes no ápice.
3. Ensaio biomecânicos e computacionais in vitro (experimentais) em animais e in vivo (humanos).
4. Verificação histológica de formação óssea e taxa de contato osso implante (BIC).

Não autorizo a reprodução deste trabalho até 29/09/2019.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 29 de setembro de 2017.

PLÍNIO SCIASCI