

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 29/09/2019.



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 sobrevivência 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, conseqüentemente 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 méso-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 μm 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.

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 periosteal 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.