UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

MARIANA LIMA DA COSTA VALENTE

Avaliação da estabilidade primária de implantes convencionais e modificados por meio de ensaios de desempenho, frequência de ressonância e análise microestrutural.

Ribeirão Preto

2014

MARIANA LIMA DA COSTA VALENTE

Avaliação da estabilidade primária de implantes convencionais e modificados por meio de ensaios de desempenho, frequência de ressonância e análise microestrutural.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Ribeirão Preto

2014

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Valente, Mariana Lima da Costa.

Avaliação da estabilidade primária de implantes convencionais e modificados por meio de ensaios de desempenho, frequência de ressonância e análise microestrutural. Ribeirão Preto, 2014.

106 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Cândido dos Reis, Andréa

1.Implantes Dentários. 2.Osseointegração. 3.Estabilidade Primária. 4.Torque de Inserção. 5.Frequência de Ressonância. 6.Ensaio de Arrancamento. 7.Caracterização Morfológica.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Mariana Lima da Costa Valente

Avaliação da estabilidade primária de implantes convencionais e modificados por meio de ensaios de desempenho, frequência de ressonância e análise microestrutural.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Data da Defesa: __/__/2014

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*À **Deus**, por iluminar os meus caminhos, dar forças e me acompanhar em todos os momentos da minha vida.*

*Ao meu Pai, **Eduardo da Costa Valente (in memoriam)**, pelos ensinamentos e princípios que recebi na infância e que formaram uma base sólida para o meu crescimento pessoal durante a vida. Apesar da distância física, nunca me deixou só, sempre me amparou e me deu forças mesmo que em orações.*

*À minha Mãe, **Regina Márcia Vaz de Lima**, exemplo de pessoa e de vida a ser seguida, fez o papel de mãe e pai ao mesmo tempo e nunca se deixou abater, apesar das dificuldades que enfrentou. Sempre me deu apoio e confiança, me confortou nas horas difíceis e nunca me deixou desistir quando tudo parecia impossível. Se hoje cheguei aqui devo tudo isso a você, essa não é uma conquista só minha, mas sua também, pois é fruto do seu esforço e dedicação.*

*Aos meus avós, **Esmeralda Rosim de Lima e João Batista Vaz de Lima**, que foram fundamentais para o meu crescimento pessoal, me incentivaram a chegar onde estou e nunca mediram esforços para me ajudar. Vocês são exemplo de força, superação, disposição e amor. Obrigada pelo que vocês sempre fizeram e ainda fazem por mim.*

*Ao meu irmão, **Marcelo da Costa Valente**, pelo apoio, confiança e incentivo, por ser um grande companheiro e muito dedicado a mim e a nossa família.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

*À minha orientadora, **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, agradeço pelos vários anos de convivência, ensinamentos, paciência, companheirismo e amizade. Obrigada por estar sempre pronta e disponível para resolver qualquer situação, disposta a nos encorajar nos momentos de dúvida e por acreditar e confiar na pessoa que sou.*

Muito Obrigada!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada pelo Diretor Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros, pela minha formação como Cirurgião-Dentista.

À Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, coordenadora do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral, pela dedicação aos alunos e ao programa de pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela colaboração no desenvolvimento do trabalho, pelas ideias sempre pertinentes, pela disponibilidade de tempo, pela atenção e por contribuir para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao Prof. Dr. Élcio Marcantonio Junior, pelo exemplo de profissional que é, por colaborar com o desenvolvimento do projeto, por estar disponível a ajudar e tirar dúvidas sempre que foi preciso.

Ao Prof. Dr. Paulo Donato Frighetto, técnico de microscopia eletrônica de varredura, por ter realizado as imagens para o trabalho.

Ao Prof. Dr. César Penazzo Lepri, por ter colaborado com a realização do trabalho e por ter se mostrado sempre disponível a ajudar.

Aos Professores da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto pelos ensinamentos durante a graduação e pós-graduação.

À Denise Tornavoi de Castro, que se tornou minha amiga e grande companheira durante essa caminhada. Obrigada por ter contribuído com o desenvolvimento do estudo e pela parceria no dia a dia, tornando mais fácil e agradável nossa caminhada.

À Livia Alves Corrêa Moretti, pela disponibilidade e colaboração com o desenvolvimento do estudo.

*Às secretárias do departamento, **Ana Paula Xavier, Fernanda Talita de Freitas e Regiane Tirado Damasceno**, pela dedicação aos alunos e pela disponibilidade sempre que preciso.*

Às secretárias da Pós Graduação, pela dedicação aos alunos e disponibilidade sempre que preciso.

*Aos técnicos do **Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais**, por facilitarem o ambiente de trabalho e contribuírem para o desenvolvimento do estudo durante todo o período do mestrado.*

*Às alunas de pós-graduação, **Maria Paula, Adriana e Tatiana**, por terem colaborado com o desenvolvimento do estudo.*

*Aos funcionários da **Oficina de precisão**, por terem contribuído na realização do trabalho.*

*Ao **Luiz Antônio Pitangui**, representante da marca do motor elétrico cirúrgico Destscler, pela constatação de disposição e compreensão no seu empréstimo.*

*À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pela concessão do auxílio financeiro que permitiu a realização dessa pesquisa.*

*Ao **Açougue M. Rodrigues**, por ter cedido costelas de osso suíno para a realização dos ensaios do projeto.*

*Ao meu namorado, **Thiago Custódio da Silva**, que esteve sempre presente ao meu lado, me apoiando e me ajudando. Obrigado pela paciência, compreensão, incentivo, pelo companheirismo e dedicação. Foi o seu bom humor e sua capacidade de fazer sorrir aqueles que estão a sua volta que tornou cada dia da minha vida melhor.*

*À família do meu namorado, **Dirceu Custódio da Silva, Lucia Helena Zuin e Caroline Beatriz Custódio da Silva**, que há cinco anos se tornaram minha família também. Sempre me acolheram e me trataram com muito amor. Obrigada por fazerem parte da minha vida.*

EPÍGRAFE

“O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e semeando, no fim terás o que colher”.

Cora Coralina

Sumário

Resumo	11
Abstract	13
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 Formato dos Implantes	22
2.2 Conexões Protéticas	24
2.3 Tratamento de Superfície	26
2.4 Substratos para Instalação dos Implantes.....	28
2.5 Avaliação da Estabilidade Primária	30
2.5.1 Torque de Inserção (TI)	31
2.5.2 Análise de Frequência de Ressonância (RFA)	32
2.5.3 Ensaio de Arrancamento	34
2.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	35
2.7 Modificação de Implantes	36
3 PROPOSIÇÃO	38
4 MATERIAL E MÉTODO	40
4.1 Material	41
4.1.1 Corpo de Prova	41
4.1.1.1 Poliuretana Nacional®	41
4.1.1.2 Costela de Osso Suíno.....	41
4.1.2 Implantes.....	41
4.1.2.1 Implantes Modificados.....	42
4.2 Método	42
4.2.1 Confecção dos Corpos de Prova	42
4.2.1.1 Poliuretana Nacional®	43
4.2.1.2 Costela de Osso Suíno.....	44
4.2.2 Caracterização Morfológica dos Implantes (MEV)	44
4.2.3 Confecção dos Implantes Modificados.....	45
4.2.4 Inserção dos Implantes.....	46
4.2.4.1 Implante Convencional	46
4.2.4.2 Implante Modificado	46
4.2.4.3 Inserção na Poliuretana Nacional®	46

4.2.4.4 Inserção na Costela de Osso Suíno	47
4.2.5 Ensaios Mecânicos.....	48
4.2.5.1 Torque de Inserção.....	48
4.2.5.2 Análise de Frequência de Ressonância	48
4.2.5.3 Ensaio de Arrancamento	50
4.2.6 Análise Estatística dos Resultados.....	51
5 RESULTADOS	52
5.1 Implantes Convencionais	53
5.1.1 Torque de Inserção.....	53
5.1.2 Análise de Frequência de Ressonância.....	56
5.1.3 Ensaio de Arrancamento	59
5.2 Implantes Modificados.....	63
5.2.1 Torque de Inserção.....	63
5.2.2 Análise de Frequência de Ressonância.....	64
5.2.3 Ensaio de Arrancamento	64
5.3 Correlação dos Métodos de Análise da Estabilidade Primária	65
5.3.1 Correlação por Tipo de Substrato	65
5.3.1.1 Arrancamento x Frequência de Ressonância	65
5.3.1.2 Arrancamento x Torque de Inserção	65
5.3.1.3 Torque de Inserção x Frequência de Ressonância	66
5.3.2 Correlação Geral	66
5.4 Análise Morfológica dos Implantes MEV	67
5.4.1 Fotomicrografias Antes do Torque de Inserção.....	67
5.4.2 Fotomicrografias Após o Arrancamento da Poliuretana de 15 PCF.....	68
5.4.3 Fotomicrografias Após o Arrancamento da Poliuretana de 20 PCF.....	69
5.4.4 Fotomicrografias Após o Arrancamento da Poliuretana de 40 PCF.....	70
5.4.5 Fotomicrografias Após o Arrancamento do Osso de Costela Suíno	71
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÃO.....	81
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
9 APÊNDICE	101

RESUMO

VALENTE, M.L.C. **Avaliação da estabilidade primária de implantes convencionais e modificados por meio de ensaios de desempenho, frequência de ressonância e análise microestrutural.** Ribeirão Preto, 2014. **106 p.** Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

A estabilidade primária dos implantes odontológicos é determinante para a osseointegração e depende dos fatores qualidade, quantidade óssea e tipo de implante. O objetivo desse estudo foi avaliar a influência do formato de implantes convencionais e modificados e do tipo de substrato na estabilidade primária por meio da correlação de ensaios de desempenho e frequência de ressonância e análise microestrutural. No estudo foram utilizados 54 implantes Neodent®: 27 cilíndricos, sendo 9 hexágono externo (Titamax Ti Cortical – 4,0 mm x 11 mm), 9 hexágono interno (Titamax II Plus – 3,75 mm x 11 mm) e 9 cone morse (Titamax CM – 4,0 mm x 11 mm); e 27 implantes cônicos de 4,3 mm x 10 mm, sendo 9 hexágono externo (Alvim Ti), 9 hexágono interno (Alvim II Plus) e 9 cone morse (Alvim CM). Os implantes foram inseridos em osso artificial da marca Nacional® nas densidades de 15, 20 e 40 PCF e osso de costela suína. Para os ensaios de desempenho foi quantificado o torque de inserção com um torquímetro digital e a força máxima de arrancamento utilizando uma Máquina Universal de Ensaio. Para avaliar a frequência de ressonância foi utilizado o aparelho Ostell® e para a análise morfológica um Microscópio Eletrônico de Varredura, sob aumentos de 40 e 100 vezes. Após a realização dos ensaios com os implantes convencionais, os modelos Alvim CM e Titamax Ti Cortical (n=9) tiveram sua morfologia externa alterada com a prolongação dos chanfros desde o terço apical até o nível da plataforma protética e foram submetidos aos mesmos testes propostos para os parafusos originais. Verificada a normalidade dos dados utilizou-se o teste de análise de variância ANOVA, comparação de médias Tukey ($\alpha=5\%$) e correlação de Pearson. Para os implantes convencionais, o Alvim CM apresentou maior média em todos os ensaios realizados, sendo estatisticamente diferente dos implantes cilíndricos quando analisado o torque de inserção no osso (73,33 N.cm) e força de arrancamento na poliuretana de 40 PCF (910,36 N) e osso (553,79 N). Os implantes Titamax II Plus tiveram as menores médias, diferente estatisticamente dos cônicos quando analisado o torque de inserção (22,22 N.cm) e frequência de ressonância no osso (72,83 ISQ) e força de arrancamento na poliuretana de 40 PCF (61,97 N) e osso (86,40 N). A análise dos ensaios de desempenho e frequência de ressonância apresentou correlação moderada de acordo com o p de Pearson (0,30 a 0,70) e a comparação entre as fotomicrografias não mostrou alteração morfológica dos implantes. A modificação realizada no parafuso Alvim CM proporcionou um aumento significativo no torque de inserção ($p=0,000$), diminuição das médias de arrancamento ($p=0,000$) e manteve semelhança com as médias de frequência de ressonância ($p=0,169$) quando comparado ao implante convencional. O Titamax Ti modificado aumentou significativamente o torque de inserção ($p=0,043$) e provocou diminuição significativa para a frequência de ressonância ($p=0,002$) e ensaio de arrancamento ($p=0,000$). Conclui-se que o formato dos implantes interfere na estabilidade primária, sendo os implantes cônicos indutores de maior estabilidade. A análise de correlação das metodologias empregadas demonstrou a associação positiva das mesmas para complementação da análise da estabilidade primária.

Palavras-Chave: Implantes Dentários. Osseointegração. Estabilidade Primária. Torque de Inserção. Frequência de Ressonância. Ensaio de Arrancamento. Caracterização Morfológica

ABSTRACT

VALENTE, M.L.C. **Evaluation of primary stability of conventional and modified implants by the performance tests, resonance frequency and microstructural analysis.** Ribeirao Preto, 2014. **106p.** Dissertation (Master's Degree in Oral Rehabilitation) – Ribeirao Preto School of Dentistry, University of Sao Paulo.

The primary stability of dental implants is critical for osseointegration and depends on factors quality, bone quantity and type of implant. The aim of this study was to evaluate the influence of conventional and modified implants and the type of substrate shape on primary stability through the correlation of performance tests and frequency of resonance and microstructural analysis. In the study 54 Neodent® implants were used: 27 cylindrical, 9 hexagonal (Titamax Ti Cortical - 4.0 mm x 11 mm), 9 internal hexagon (Titamax II Plus - 3.75 mm x 11 mm) and 9 morse taper (Titamax CM - 4.0 mm x 11 mm); and 27 tapered implants of 4.3 mm x 10 mm and 9 external hexagon (Alvim Ti), 9 internal hexagon (Alvim II Plus) and 9 morse taper (Alvim CM). The implants were inserted into artificial bone of National ® brand at densities of 15, 20 and 40 PCF and pork rib bone. For testing the performance was quantified insertion torque with a digital torque meter and the maximum pullout strength using a universal testing machine. To evaluate the resonance frequency was used Ostell ® device and the morphological parsing an Scanning Electron Microscope under increases of 40 and 100 times. After the tests with conventional implants, models CM Alvim and Titamax Cortical Ti (n=9) had their external morphology changed with the prolongation of the bevels from the apical to the level of prosthetic platform and underwent the same tests proposed for the original screws. Checked for normality of the data used in the test of ANOVA, Tukey comparison ($\alpha=5\%$) and Pearson correlation. For conventional implants, the CM Alvim showed higher average in all tests, with statistically different when analyzed cylindrical implant insertion torque on bone (73.33 N.cm) and pullout strength in polyurethane 40 PCF (910.36 N) and bone (553.79 N). Implants Titamax II Plus had the lowest average, statistically different when analyzed the tapered insertion torque (22.22 N.cm) and resonance frequency in bone (72.83 ISQ) and pullout strength in 40 PCF polyurethane (61.97 N) and bone (86.40 N). The analysis of the performance tests and had moderate resonance frequency correlation according op Pearson (0.30 to 0.70) and comparing the photomicrographs showed no morphological alteration of the implants. The modification made to the screw Alvim CM provided a significant increase in insertion torque ($p=0.000$), decrease of average pullout ($p=0.000$) and remained similar to the average resonance frequency ($p=0.169$) when compared to the implant conventional. The Titamax Ti modified significantly increased insertion torque ($p=0.043$) and caused a significant decrease in the resonance frequency ($p=0.002$) and pullout test ($p=0.000$). It is concluded that the shape of the implants interfere with the primary stability, with the inductors tapered implants stability. Correlation analysis of the methodologies used showed a possible association of these for further analysis of primary stability.

Keywords: Dental Implants. Osseointegration. Primary Stability. Insertion Torque. Resonance Frequency. Pullout Test. Morphological Characterization.

1. INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento e o aperfeiçoamento das novas alternativas de tratamento na odontologia, como a implantodontia, muitos dos problemas relacionados aos tratamentos reabilitadores com próteses puderam ser solucionados, como a falta de retenção, estabilidade, estética e função dos aparelhos protéticos, proporcionando ao paciente melhor qualidade de vida (Vieira *et al.*, 2014; Goiato *et al.*, 2014).

No entanto, para um prognóstico favorável no tratamento com implantes é necessário que ocorra o processo de osseointegração (Javed *et al.*, 2013), definido por Branemark como o contato microscópico direto da interface osso/implante sem a interposição de tecido fibroso sobre uma porção significativa do mesmo (Branemärk *et al.*, 1977). Do ponto de vista clínico, a osseointegração está relacionada à estabilidade do parafuso, importante fator que influencia na taxa de sucesso de uma reabilitação com próteses implanto-suportadas (Carvalho *et al.*, 2008; Mazzo *et al.*, 2012), pois promove a cicatrização natural e formação óssea efetiva, facilitando a preservação do implante no leito receptor (Morton; Jaffin; Weber, 2004; Chong *et al.*, 2009).

Os termos estabilidade primária e secundária são comumente designados para definir a fixação do implante no tecido ósseo. A primária está associada à interação mecânica entre o implante e o osso circundante, influenciada pela geometria (macroestrutura), rugosidade superficial (microestrutura) e técnica cirúrgica; a secundária está relacionada aos fenômenos biológicos dessa interação, como a remodelação óssea. O grau de estabilidade é importante para a manutenção do parafuso no osso, dessa forma quando não atinge um valor considerado satisfatório pode provocar micromovimentos no implante e, conseqüente formação de tecido fibroso e encapsulação, alterações que prejudicam o processo de osseointegração (Albrektsson *et al.*, 1981; Trisi *et al.*, 2011; Chowdhary *et al.*, 2013).

O design da macro e microestrutura do implante é considerado um importante critério para o sucesso da estabilidade (Chowdhary *et al.*, 2013). As modificações na geometria externa do corpo e na superfície do parafuso são desenvolvidas baseando-se no princípio da promoção de maior área de superfície e contato osso/implante, a fim de permitir maior indução de crescimento ósseo e melhor distribuição de cargas (Orsini *et al.*, 2012), proporcionando máxima ancoragem superficial, inserção com menor trauma e maior resistência aos torques de inserção e remoção (Misch, 2006).

Comprimento, diâmetro, formato, conexão protética e tipo de rosca são fatores que afetam direta ou indiretamente a estabilidade (Aleo *et al.*, 2012; Desai *et al.*, 2012; Elias *et al.*, 2012). Dentro da perspectiva da bioengenharia, o implante deve reunir um conjunto de

características geométricas capazes de minimizar o estresse e melhorar a distribuição das cargas aplicadas no tecido ósseo geradas pela mastigação (Mohammed Ibrahim *et al.*, 2011).

Após a inserção do implante ocorre uma perda óssea marginal ao redor do mesmo, que pode ser atribuída a uma distribuição inadequada de tensões entre o parafuso e o osso circundante, sendo o tipo de superfície do colo e a conexão protética alguns dos principais causadores (Nishioka; de Vasconcellos; de Melo Nishioka, 2011; Farronato *et al.*, 2012). Nos implantes com plataforma de hexágono externo a reabsorção do osso marginal é maior se comparada às de hexágono interno e cone morse, visto que nas duas últimas a conexão oferece maior fricção mecânica e estabilidade. No cone morse a ausência de interface entre pilar/implante está associada a uma perda mínima de crista óssea, maior estabilidade e menores complicações na interface protética (Mangano *et al.*, 2010; Peñarrocha-Diago *et al.*, 2012).

Além da geometria do implante, outros fatores como os índices clínicos peri-implantares e a qualidade e quantidade óssea são importantes para a estabilidade primária e secundária. O menor volume e densidade do osso têm sido apontados como um dos principais fatores de risco para a falha do implante, uma vez que podem estar associados a uma excessiva reabsorção óssea e comprometimento do processo de cicatrização, minimizando o contato osso/implante (Javed *et al.*, 2013). Assim, diante de tantos critérios relacionados ao sucesso da osseointegração é fundamental que o cirurgião-dentista realize um diagnóstico completo prévio à cirurgia, com a elaboração de um planejamento clínico e cirúrgico detalhado e específico para cada paciente (Binon, 2007).

Nesse estudo, as condições ósseas clínicas foram simuladas por meio do uso de diferentes tipos e densidades de substratos: osso natural (costela de osso suíno) e osso artificial (poliuretana). Esses substitutos ósseos foram escolhidos porque as variações nas propriedades dos ossos naturais de animais (densidade, rigidez, dureza e propriedades mecânicas) podem ocorrer em todas as regiões e até no mesmo segmento ósseo, assim como ocorre na cavidade oral. Já os ossos artificiais são mais homogêneos, possuem densidade e dureza próximas ao osso cortical da mandíbula humana e permitem uma maior padronização dos estudos, mesmo com um número reduzido de amostras (Tabassum *et al.*, 2010; Dos Santos; Elias; Cavalcanti Lima, 2011; Ahn *et al.*, 2012; Elias *et al.*, 2012).

A evolução das técnicas cirúrgicas, o maior conhecimento sobre a biologia dos tecidos e o desenvolvimento dos implantes permitiu o surgimento dos protocolos de carga imediata. No entanto, a determinação do tipo de tratamento protético: imediato, mediato ou tardio,

depende diretamente da estabilidade primária, devendo esta ser avaliada previamente a aplicação de carga (Balshi *et al.*, 2005; Bilhan *et al.*, 2010).

De acordo com o protocolo de Branemark é necessário aguardar um período de cicatrização de 3 a 6 meses para o carregamento do implante, a fim de evitar que a aplicação de carga provoque micromovimentos superiores a 100 μ e induza formação de tecido conjuntivo fibroso comprometendo o processo de osseointegração (Geris *et al.*, 2004; Bilhan *et al.*, 2010). Atualmente, a realização de estudos clínicos tem demonstrado a viabilidade da aplicação de carga imediata e destacado vantagens para esse tipo de tratamento, como o rápido restabelecimento funcional e estético do paciente e o procedimento cirúrgico em apenas um passo (Esposito *et al.*, 2013; Jokstad; Alkumru, 2013; Shokri; Daraeighadikolaei, 2013).

Diante disso, a quantificação da estabilidade primária tornou-se uma alternativa viável para se obter uma previsibilidade da osseointegração do tipo de carregamento mais adequado (Morton; Jaffin; Weber, 2004). Alguns dos métodos bastante utilizados e difundidos na prática clínica para esse tipo de análise são o torque de inserção e a frequência de ressonância, técnicas simples, rápidas, não invasivas, e que não colocam em risco o sucesso do implante (Carvalho *et al.*, 2008).

A análise de frequência de ressonância, por meio do aparelho Ostell®, é descrita na literatura como um método quantitativo, altamente eficaz e de confiabilidade para determinar a estabilidade primária (Hong; Lim; Park, 2012; Shokri; Daraeighadikolaei, 2013), assim como o torque de inserção, aferido no momento do assentamento final do implante para a verificação da fixação do mesmo e da qualidade óssea no leito receptor (Duyck *et al.*, 2013).

O ensaio mecânico de arrancamento, consagrado na ortopedia média para análise da resistência e correlação estrutura/propriedade do implante configura uma alternativa aos métodos clínicos na avaliação da estabilidade primária em estudos *in vitro* (Sul *et al.*, 2002; Rosa *et al.*, 2008; Pang; Huang, 2012). A resistência ao arrancamento é multifatorial, está relacionada a densidade mineral óssea, a geometria implante e a técnica cirúrgica empregada (Chang *et al.*, 2012), o que faz desse método um importante fator de previsibilidade da estabilidade primária.

A osseointegração é o principal critério para o sucesso de um tratamento reabilitador com próteses implanto-suportadas (Javed *et al.*, 2013), no entanto, apesar dos diversos estudos a respeito da geometria, qualidade e quantidade óssea, técnica cirúrgica e métodos para aferição da estabilidade primária, ainda pouco se sabe sobre a correlação entre eles e a

real influência que exercem no processo de osseointegração. Atualmente, dentro do panorama da inovação, a comunidade científica e a indústria têm proposto diferentes designs de implantes, em busca de suprir as dificuldades e deficiências observadas na prática clínica, entretanto, a variedade de modelos lançados gera dúvida e insegurança para o cirurgião-dentista, que diante de tantas opções de materiais e técnicas tem dificuldade em determinar o que é mais apropriado para cada caso clínico específico. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da macrogeometria dos implantes na estabilidade primária, fazer uma correlação entre os métodos de análise desse processo e propor o desenvolvimento de um novo modelo de parafuso, a partir de implantes convencionais, que pudesse gerar reais benefícios na prática clínica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Os implantes osseointegráveis de titânio surgiram em 1952, quando o professor Per Ingvar Brånemark e colaboradores ao realizarem estudos experimentais em tíbias de coelhos descobriram que havia uma interação entre o osso e o titânio. Na década de 60, Brånemark introduziu o conceito da osseointegração, definida por ele como o contato microscópico direto da interface osso/implante sem a interposição de tecido fibroso (Brånemark *et al.*, 1977).

O processo de osseointegração é considerado o principal critério para o sucesso de uma reabilitação com próteses implanto-suportadas, no entanto, para que ele ocorra fatores biológicos e mecânicos devem ser respeitados, como qualidade e quantidade do tecido ósseo circunjacente, geometria do implante, tratamento de superfície e técnica cirúrgica, variáveis importantes para a estabilidade, tanto primária quanto secundária (Mazzo *et al.*, 2012; Jung *et al.*, 2013; Shokri; Daraeighadikolaei, 2013).

A estabilidade primária se dá pela interação mecânica osso/implante e ocorre na fase inicial da cicatrização óssea, por impedir a micromovimentação do implante e permitir a proliferação e diferenciação das células osteoblásticas na superfície do mesmo é considerada um pré-requisito para a osseointegração bem sucedida (Sønnerby; Thomsen; Ericson, 1992; Meredith, 1998; Chong *et al.*, 2009; Jung *et al.*, 2013). Uma vez estabelecida a estabilidade inicial, entra em ação, a secundária responsável pelo processo biológico de neoformação óssea depois da implantação até a completa osseointegração.

Há milênios a história demonstra a preocupação dos homens em repor os dentes perdidos da cavidade oral. Vários pesquisadores, de forma científica ou empírica, buscaram criar diferentes sistemas de implantes utilizando os mais diversos materiais. Dentre os que contribuíram para o conhecimento atual da implantologia podem-se citar os agulhados, subperiosteais e laminados, os quais se encontravam frequentemente associados a infecções dos tecidos moles circunjacentes e a perdas ósseas aceleradas. Devido a inúmeras falhas na utilização dos sistemas de implantes e à falta de estudos clínicos controlados, o seu uso manteve-se restrito a uma pequena parcela da comunidade odontológica.

Com o passar dos anos e o desenvolvimento das pesquisas na área, os implantes passaram por uma evolução no que diz respeito ao formato, material, tratamento de superfície e conexão protética e atualmente, constituem-se basicamente de um cilindro de titânio que tem a função de substituir a raiz do dente perdido e servir de suporte para a instalação de uma coroa protética.

No geral, o design do implante pode ser classificado de acordo com sua macroestrutura, relacionada ao tamanho, desenho, número, profundidade das espiras e tipo de

conexão protética e microestrutura, associada ao material de constituição, morfologia e tratamento de superfície (Abuhussein *et al.*, 2010; Chang *et al.*, 2012; Desai *et al.*, 2012).

Nessa sessão será apresentada uma revisão da literatura em tópicos, abordando os principais fatores relacionados ao implante e ao paciente, que interferem na estabilidade primária e consequentemente no processo de osseointegração.

2.1 Formato dos implantes

O objetivo funcional do formato do implante é dissipar e distribuir as cargas biomecânicas da prótese implanto-suportada. O controle da carga depende do caráter da força aplicada e área funcional da superfície sobre a qual ela será dissipada (Misch, 2006; Premnath *et al.*, 2013). Força e tensão são parâmetros importantes para a manutenção do osso da crista do rebordo; sendo assim, a seleção apropriada do formato do implante é imperativa para diminuir a magnitude, quantidade e tipo de estresse imposto na interface implante/osso (Astrand *et al.*, 1999; Hansson, 2000; Kline *et al.*, 2002).

Com relação ao formato do corpo, os dois tipos mais comuns de implantes utilizados clinicamente são o cônico e cilíndrico. O cônico foi inicialmente desenvolvido para inserção imediata após extração dental, mas também é muito utilizado para melhorar a estética e em casos onde há pouco espaço entre dentes naturais adjacentes, sua geometria proporciona um grau de compactação óssea mais uniforme e melhor distribuição de tensões se comparado aos implantes cilíndricos (Chong *et al.*, 2009; Dos Santos; Elias; Cavalcanti Lima, 2011).

Apesar da maioria dos estudos indicarem superioridade do formato cônico em detrimento do cilíndrico, principalmente nos casos onde a densidade óssea é menor, estudos experimentais como os de Aleo *et al.* (2012) mostraram resultados favoráveis dos implantes cilíndricos na estabilidade primária. Além disso, Premnath *et al.* (2013) verificaram que o nível de tensão não é influenciado em grande medida pela densidade óssea no caso dos implantes cilíndricos.

Outro formato de implante relatado na literatura é o autoperfurante, indicado para os ossos de menor densidade (tipos III e IV). Este modelo oferece maior facilidade na inserção, devido ao seu maior poder de corte e promove maior compactação da cortical óssea, melhorando a estabilidade primária (Osslon *et al.*, 1995; Chong *et al.*, 2009).

O pescoço ou colo, área de transição entre o osso e o corpo do implante, é a região onde ocorre a maior concentração de tensões mecânicas. Os perfis geométricos do pescoço do

parafuso são essencialmente três: paredes retas, divergentes e convergentes, apesar das divergentes promoverem maior estabilidade primária, do ponto de vista clínico, o comportamento do tecido ósseo antes e após aplicação de carga não é diferente entre os três formatos (Tetè *et al.*, 2012).

O comprimento e diâmetro do implante também são importantes fatores biomecânicos que exercem influência na estabilidade primária. O diâmetro favorece a estabilidade primária pois promove maior ancoragem nas corticais vestibular e lingual, maior superfície de contato na interface osso/implante e maior resistência à tração. Estudos de elementos finitos como os de Himmlova *et al.* (2004) e Anitua *et al.* (2010) verificaram que o implante mais largo reduz as tensões ao redor do osso. Com relação ao comprimento, acredita-se que parafusos mais longos também gerem menor estresse, uma vez que promovem maior área de superfície (Mohammed Ibrahim *et al.*, 2011). Já Misch (2006) e Shemtov-Yona *et al.* (2014) observaram que existe um tamanho mínimo ideal que depende diretamente das condições de suporte ósseo no leito receptor. De acordo com Rocha (2010) ossos mais densos possuem maior resistência mecânica e permitem que maiores torques de inserção sejam obtidos, de forma que a existência de grande volume de osso permite a instalação de implantes maiores (tanto em comprimento quanto em diâmetro).

As roscas podem variar quanto ao desenho, passo, número e profundidade e têm como funções aumentar a superfície de contato, melhorar a estabilidade inicial, favorecer a dissipação de estresse na interface osso/implante e otimizar a biomecânica (Chowdhary *et al.*, 2013). O desenho quadrado da rosca, em oposição ao padrão em forma de “V”, minimiza as tensões geradas no osso circunjacente, pois gera uma transmissão de carga ao longo do corpo do implante, para comprimir o osso, menor do que as roscas em “V”. Além disso, geram menor força cisalhante e dissipam a carga axial por meio de forças compressivas, enquanto implantes rosqueados em forma de “V” transmitem a carga por meio de uma combinação de compressão, tração e cisalhamento (Geng; Tan; Liu, 2001; Misch; Strong; Bidez, 2008; Desai *et al.*, 2012). Quando um parafuso é inserido no leito receptor, o tipo de força aplicada na interface osso/implante pode influenciar a taxa de osseointegração. Segundo Misch, Strong & Bidez (2008), a força de compressão tem efeitos favoráveis sobre o osso, pois promove compactação, aumentando a densidade e resistência, ao contrário da tração e cisalhamento que enfraquecem o tecido ósseo.

O passo de rosca tem efeito significativo no formato do implante, no que diz respeito ao aumento da área de superfície (Steigenga *et al.*, 2003). Estudos mostram que o estresse

gerado pela aplicação de carga diminui quando o passo é menor e o comprimento do implante maior (Motoyoshi *et al.*, 2005). Em 2007, Ma *et al.* verificaram utilizando elementos finitos que uma distância de 0,8 mm entre as roscas gera maior resistência à carga vertical do que aquelas com 1,6 e 2,4 mm de passo. Chung *et al.* (2008) constataram que os implantes com passo de rosca de 0,6 mm tiveram perda da crista óssea maior do que os de 0,5 mm e concluíram que quando o mesmo diminui, a área de superfície aumenta, o que leva a uma distribuição de tensões mais favorável, principalmente quando se trata do osso esponjoso, sobre o qual o passo apresenta maior influência (Abuhussein *et al.*, 2010).

Outro fator importante relacionado à rosca é a profundidade, um implante com rosca rasa oferece menor resistência à inserção, já o aumento na profundidade promove uma superfície de contato maior, o que se torna uma vantagem em áreas de osso com menor densidade e maior incidência de força oclusal (Misch; Strong; Bidez, 2008). Alguns sistemas de implantes disponíveis comercialmente apresentam fios de rosca progressivos, ou seja, profundidade maior na porção apical que diminui gradualmente na região cervical, esses modelos aumentam a transferência e distribuição de cargas para o osso esponjoso contribuindo para uma menor reabsorção óssea cortical (Abuhussein *et al.*, 2010).

Recentemente foi introduzido o conceito de microfiletes de rosca, localizados na região de colo do implante, para manutenção do osso marginal. Em um colo liso, as forças são transmitidas diretamente ao osso marginal levando à sua reabsorção, em contra partida, na presença de elementos retentivos as cargas aplicadas são dissipadas, conduzindo para a manutenção da crista óssea, assim como demonstrado nos estudos de Palmer, R., Palmer, P. & Smith (2000); Abrahamsson & Berglundh (2006) e Lee *et al.* (2007) que obtiveram resultados favoráveis na manutenção do osso marginal e embricamento mecânico quando utilizados implantes com microfiletes.

2.2 Conexões Protéticas

A interação entre o implante e suas estruturas adjacentes é muito importante para o sucesso do tratamento, pois a compreensão da biomecânica é fundamental no bom funcionamento das reabilitações com próteses implanto-suportadas. O afrouxamento do parafuso pilar, gerado pela aplicação de pré-carga inadequada, desajuste da prótese, sobrecarga oclusal e elasticidade óssea é um dos grandes problemas que levam a falha do tratamento (Nakamura; Contin; Pichler, 2006; Pita *et al.*, 2011). Em vista dessa dificuldade,

vários modelos de implantes com diferentes tipos de conexões vêm sendo desenvolvidos, a fim de oferecer melhor estabilidade. As conexões mais conhecidas e utilizadas são as de hexágono externo e interno e, mais recentemente, a cone morse, destacada por apresentar características positivas, como a capacidade de diminuir a contaminação bacteriana na interface prótese/implante, ser mais previsível do ponto de vista biológico e estético e reduzir o risco de afrouxamento do parafuso pilar (Toniollo *et al.*, 2013).

As conexões protéticas interferem na estabilidade primária de maneira indireta, por meio das diferentes formas de tensão aplicadas entre a prótese, o implante e o osso circunjacente. Os diferentes tipos de plataformas protéticas não influenciam significativamente no ambiente biomecânico de implantes colocados sob carga imediata, sendo o efeito da tensão/deformação maior após a osseointegração (Balfour; O'brien, 1995; Krennmair; Schmidinger; Waldenberger, 2002; Pessoa *et al.*, 2010; Da Silva *et al.*, 2010).

O hexágono externo foi o primeiro a ser introduzido na odontologia por Branemark e se tornou o mais popular desde então. Essa conexão apresenta vantagens por ser adequada ao procedimento cirúrgico de dois tempos, possuir mecanismo antirotacional, ser reversível e apresentar compatibilidade com os diferentes sistemas. Por outro lado, é mais suscetível a micromovimentos, uma vez que as dimensões reduzidas do hexágono promovem menor resistência a rotação em movimentos laterais e geram uma lacuna entre implante/pilar com consequente reabsorção óssea, sendo contraindicado em situações de sobrecarga oclusal (Maeda; Satoh; Sogo, 2006). Alguns dos fatores responsáveis pelo afrouxamento do parafuso pilar no hexágono externo são: sobrecarga oclusal, carga lateral no lado da folga e estruturas com desajustes (Tsuge; Hagiwara, 2009; Pita *et al.*, 2011).

A diferença entre os implantes de hexágono externo e interno ainda é muito controversa. Pita *et al.* (2011) verificaram melhor distribuição de tensão no tecido ósseo quando utilizada conexão hexagonal interna sob carga oblíqua, por outro lado, não observaram diferença significativa entre as conexões sob carregamento axial. No estudo de Gurgel-Juarez *et al.* (2012) a avaliação do osso trabecular demonstrou valores de tensão superiores para o implante hexágono externo (12,5 MPa) em comparação ao interno (4,95 Mpa); neste mesmo estudo, a conexão do tipo hexágono interno gerou 60,4% menos estresse no osso trabecular em detrimento da conexão externa. Já Cehreli *et al.* (2004) demonstraram através de análise fotoelástica que esses dois tipos de implantes apresentam características semelhantes de distribuição de forças e que o design pilar/conexão não é um fator decisivo na distribuição de tensões para o osso.

Em 2004, Constantino verificou que implantes de conexão hexagonal externa instalados com o auxílio de peças montadoras aplicam carga diretamente na conexão e estão sujeitos a deformações na região do hexágono quando o torque de inserção for superior a 55 N.cm e sujeitos ao completo espanamento com torques próximos a 70 N.cm. No mesmo trabalho, também concluiu que no hexágono interno, a força aplicada na porção interna do implante viabiliza torques próximos a 80 N.cm sem o aparecimento de deformações na sua conexão ou qualquer indício clínico ou radiográfico de necrose óssea decorrente da aplicação de elevado torque de inserção (Rocha, 2010).

Diferente das conexões hexagonais, na concepção cone morse, a ligação do parafuso pilar ao implante se dá por meio de uma conexão com conicidade interna. Neste tipo de sistema a junção do parafuso é mais resistente se comparada ao hexágono externo, pois além de ser mais profunda, as paredes internas são convergentes, diminuindo a tensão (Pita *et al.*, 2011). O uso de implantes de conexão do tipo cone Morse é bem sucedido para a reabilitação de arcos parcialmente e completamente desdentados, uma vez que a ausência de interface entre o pilar e o implante está associada a uma perda mínima de osso da crista óssea e uma elevada estabilidade mecânica, reduzindo significativamente as complicações protéticas (Mangano *et al.*, 2010).

O implante cone morse permite maior previsibilidade biológica em relação a manutenção do tecido ósseo circunjacente. Estudos como de Goodacre *et al.* (2003) e López-Mari *et al.* (2009) verificaram que o parafuso inserido no leito receptor gera uma perda óssea aproximada de 0.9 mm no primeiro ano, 0,1 mm posteriormente e, após o carregamento de 1,5 a 2 mm, sendo a sobregarca oclusal, ausência de espaço biológico, contaminação na interface conexão/componente, formato do colo do implante e trauma cirúrgico (Pita *et al.*, 2011; Gurgel-Juarez *et al.*, 2012) os fatores mais comuns que levam à reabsorção óssea marginal. Assim sendo, as características da conexão do tipo cone morse colaboram para a minimização das intercorrências ósseas, citadas acima e, consequentemente previnem a perda de osso.

2.3 Tratamento de Superfície

Embora nosso estudo não avalie a influência do tratamento de superfície, uma vez que todos os implantes analisados apresentam o mesmo tipo de superfície, cabe como informação um breve esclarecimento a respeito da importância desse fator para a estabilidade primária.

A superfície do implante desempenha um papel importante no aumento da osseointegração, pois acelera a estabilidade secundária. A rugosidade superficial, provocada pelos tratamentos de superfície pode promover a osteogênese e o aumento da área de contato, melhorando a atividade celular e a fixação óssea (Shalabi *et al.*, 2006; Hwang *et al.*, 2013). A modificação da microestrutura do implante pode ser feita por meio de métodos de adição onde é aplicado um recobrimento superficial no corpo do parafuso e por subtração, através da remoção de uma camada da superfície (Albrektsson; Wennenberg, 2004; Moretti, 2012).

Após a inserção do implante no sítio cirúrgico ocorre uma cascata de processos celulares e moleculares responsáveis pela neoformação óssea e diferenciação ao longo da superfície do biomaterial. Atualmente, diversas estratégias vêm sendo desenvolvidas para melhorar a estabilidade, podendo ser divididas em dois principais grupos: as que tentam melhorar a migração do osso neoformado (osteocondução), por meio de alterações na topografia da superfície (rugosidade); e as que utilizam meios biológicos de revestimento para manipular o tipo de célula que cresce na superfície do implante (matriz de aderência ou fator de crescimento como o BMP) promovendo a osteoindução e diferenciação óssea (Stanford, 2008).

A criação controlada de rugosidades aumenta a área de superfície e promove melhor dissipação das cargas aplicadas (Hansson, 2000). Assim, superfícies com rugosidade entre 1 e 2 μ são consideradas moderadamente ásperas; maiores que 2 μ , ásperas e 1,5 μ , intermediárias, sendo as últimas maiores indutoras de contato osso/implante (Wennerberg; Albrektsson, 2000; Pattanaik, B.; Pawar; Pattanaik, S., 2012).

O jateamento abrasivo, condicionamento ácido, jateamento abrasivo seguido de ataque ácido, anodização, laser, revestimento ou a combinação de técnicas são os métodos mais comuns de alteração da superfície do implante (Pattanaik, B.; Pawar; Pattanaik, S., 2012). Comparando a neoformação óssea nas superfícies usinadas (sem tratamento) e tratadas, observa-se que nas primeiras o processo ocorre por meio da osteogênese à distância, ou seja, o osso recém-formado se aproxima da superfície do implante com o tempo, enquanto que nas superfícies tratadas a osteogênese se dá por contato e a formação óssea ocorre diretamente sobre a superfície (Gottlow; Barkarmo; Sennerby, 1992).

Os métodos aditivos podem ser obtidos por técnicas de pulverização de plasma, pulverização catódica, deposição por laser-pulsado, revestimento de sol-gel, deposição eletroforética, método de imersão (Kim, H.W.; Kim, H.E.; Knowles, 2004; Blind *et al.*, 2005). Da mesma forma que os tratamentos subtrativos, os revestimentos também têm a função

principal de melhorar a formação e o contato ósseo ao redor do implante, inclusive no interior dos poros (Pattanaik, B.; Pawar; Pattanaik, S., 2012).

Vários estudos na literatura comprovam a eficácia dos tratamentos de superfície, seja por métodos de subtração ou adição. Em 2012, Elias *et al.* em experimento *in vitro* avaliou a influência do tratamento de superfície na estabilidade primária, comparando implantes usinados, tratados com ataque ácido e anodizados e concluiu que os implantes com tratamento de superfície sugeriram maior estabilidade primária, sendo os melhores resultados encontrados para a superfície anodizada. Gottlow, Barkarmo & Sennerby (2012) avaliaram *in vivo* a resposta do tecido ósseo e estabilidade primária de dois tipos de implantes, com diferentes geometrias e tratamentos de superfície (oxidação e jateamento associado a ataque ácido) e concluíram que a associação dos dois tipos de tratamento foi mais efetiva. Hwang *et al.* (2013) em estudo *in vivo* utilizou o revestimento de fosfato de cálcio (CaP) em implantes metálicos, para avaliar a aposição óssea na fase de cicatrização precoce e verificou indução da formação óssea no início da fase de cicatrização, independentemente da estabilidade primária.

Esses estudos mostram assim como a revisão de literatura de Javed *et al.* (2011) que independentemente do método utilizado, os implantes com tratamento de superfície apresentam taxas de sucesso significativamente mais altas em comparação com os de superfície usinada.

2.4 Substratos para instalação dos implantes

A correlação entre qualidade, quantidade óssea e a geometria do implante desempenha importante papel para o sucesso clínico de uma reabilitação oral. A densidade e a disposição do osso em uma região de desdentamento irão determinar o planejamento cirúrgico, período de cicatrização, escolha do implante e o tipo de carregamento (Premnath *et al.*, 2013). Assim, em vista da importância da densidade óssea para estabilidade primária, é importante considerá-la tanto em estudos clínicos como laboratoriais.

A dificuldade da realização de estudos *in vitro* com ossos de cadáver humano, devido às variações ósseas, fenestrações e necessidade de amostras significativas para a padronização dos resultados, levou a busca de diferentes substratos que pudessem ser usados substitutos ósseos. O modelo mais completo de validação foi descrito por Cristofolini *et al.* (1996), que comparou o osso sintético com as características do osso natural humano e demonstrou que as propriedades mecânicas entre eles apresentavam resultados semelhantes no que diz respeito a

viscoelasticidade, flexão, distribuição de tensão sobre carga axial e torção (Oliscovicz *et al.*, 2013). Atualmente, os ossos artificiais são considerados viáveis para utilização em experimentos laboratoriais, pela semelhança com os ossos naturais e maior padronização que oferecem mesmo quando utilizado um número menor de amostras.

Quando da utilização dos substratos artificiais, deve-se considerar que a homogeneidade e a escolha de densidades similares às encontradas nos ossos maxilares humanos são essenciais para aproximar o estudo da realidade clínica e avaliar a verdadeira influência dos fatores relacionados ao parafuso na estabilidade primária, permitindo que se estabeleçam níveis aceitáveis de validade para os resultados experimentais (Browsers *et al.*, 2009).

Diferentes classificações têm sido propostas para descrever as características ósseas da maxila e da mandíbula. O sistema de classificação mais utilizada é a proposta por Lekholm & Zarb (1985), embora nunca tenha sido validado. Esse sistema é baseado na quantidade de osso cortical e trabecular em imagens radiográficas, juntamente com a percepção tátil do cirurgião. Outra classificação bastante empregada é a de Misch (2006) que dividiu a densidade óssea em quatro tipos: D1 – osso cortical denso, D2 – cortical poroso e trabecular grossa, D3 – cortical porosa e fina e bastante trabecular e D4 – osso trabecular. Considerando essa classificação, em 2013, Premnath *et al.* verificou que existe uma diferença de até 10 vezes nas propriedades de resistência e flexibilidade entre as densidades D1 e D4.

Exemplo de estudo que fez utilização de substitutos ósseos foi o de Kim *et al.* (2014), que simulou condições ósseas clínicas a partir de diferentes espessuras e densidades de osso cortical e trabecular usando um material ósseo artificial, a poliuretana. Ele utilizou a espuma de poliuretana sólida de 0,8 g/cm³ de densidade para representar a porção cortical do osso e para a porção trabecular usou densidades de 0,08/0,16/0,24/0,32/0,48 g/cm³. Em 2010, Tabassum *et al.* também utilizou modelos artificiais de poliuretana com densidades variadas para avaliar a estabilidade primária de implantes.

Além da poliuretana, a madeira, *Araucária augustifolia*, também pode ser utilizada como material para análise *in vitro* de implantes, pois apresenta densidades entre 0,42 a 0,48 g/cm³ (Jankowsky *et al.*, 1990), semelhantes às médias encontradas nos ossos maxilares e mandibulares, além disso, é anisotrópico e transmite sensação parecida na perfuração e instalação do implante quando comparada ao osso humano (Pfeil, W.; Pfeil, M., 2003; Oliscovicz *et al.*, 2013a).

Outro substituto dos maxilares humanos é o osso animal, frequentemente utilizado como modelo para a inserção de implantes, tanto em experimentações *in vivo* quanto *in vitro*. O osso suíno pode ser considerado um substituto do osso maxilar e mandibular humano, devido à semelhança das suas trabéculas ósseas e cortical (Rocha, 2010; Buser *et al.*, 1998), no estudo de Pithon, Nojima, M. & Nojima, L. (2012), por exemplo, mini-implantes foram inseridos em maxilas e mandíbulas de porco para avaliação da estabilidade primária. Já Nkenke *et al.* (2003) utilizou mini porcos em um estudo *in vivo* para comparar a taxa de aposição óssea em implantes com e sem aplicação de carga durante a fase de cicatrização e verificou que a carga imediata não altera a taxa de aposição óssea quando comparada aos implantes sem carregamento.

Não só os ossos maxilares, mas também outras regiões do animal, como fêmures, costelas e tíbias podem ser utilizadas. Os trabalhos *in vitro* de Oliscovicz (2011) e Rocha (2010) avaliaram a influência dos implantes na estabilidade primária em costelas de osso suíno. Além dos suínos, ainda outros animais como os coelhos, cães e ovelhas são bastante empregados em estudos científicos como substitutos ósseos para a inserção de implantes, por apresentarem algumas similaridades anatômicas e fisiológicas com os humanos. Em 2013, Duyck *et al.* inseriu implantes na tíbia de coelhos para avaliar o efeito do torque de inserção no processo de osseointegração e Koh *et al.* (2009) investigaram o efeito do tratamento de superfície na estabilidade dos implantes após a inserção utilizando modelos de tíbia de coelho e verificaram que a superfície tratada aumenta os níveis de estabilidade.

Os ossos de animais, assim como os humanos apresentam grande variabilidade nas suas propriedades (densidade, rigidez, dureza) o que justifica sua utilização nos estudos *in vitro*, uma vez que permitem a aproximação dos resultados laboratoriais à realidade clínica (Elias *et al.*, 2012). Já os ossos artificiais como a poliuretana são homogêneos e, por isso, mais indicados para analisar a influência das características do parafuso.

2.5 Avaliação da estabilidade primária

Além da avaliação das condições ósseas do paciente, da escolha do tipo, da posição e inclinação do implante; o planejamento de uma reabilitação protética depende em grande parte da estabilidade do parafuso no momento da inserção no tecido ósseo (Balshi *et al.*, 2005), uma vez que o valor do torque de inserção é determinante na escolha do tipo de carga que será aplicada: imediata, mediata ou tardia. Isso mostra a necessidade de avaliar a

estabilidade primária do implante previamente a aplicação da força (Morton; Jaffin; Weber, 2004) tornando o tratamento mais seguro, eficaz e menos demorado (Dilek; Tezulas; Dincel, 2008; Bayarchimeg *et al.*, 2013).

Para aferir a estabilidade primária e obter uma previsibilidade da osseointegração são necessários métodos simples e rápidos, não invasivos, aplicáveis clinicamente e que não coloquem em risco o sucesso do implante (Carvalho *et al.*, 2008). Muitos cirurgiões-dentistas avaliam a estabilidade utilizando apenas um teste de percussão ou sua própria percepção durante o processo de inserção. A imprecisão dessas técnicas tem motivado o desenvolvimento de diferentes métodos para analisar quantitativamente a estabilidade primária, como o torque de inserção (TI) e análise de frequência de ressonância (RFA). Além dos métodos clínicos utilizados, existe o ensaio mecânico de arrancamento (NBR ISO 6892:2002), que analisa a resistência dos implantes e faz uma correlação com as propriedades físicas e químicas do parafuso (Sul *et al.*, 2011; Pang; Huang, 2012).

2.5.1 Torque de Inserção (TI)

O valor numérico da estabilidade inicial pode ser traduzido como o valor do torque aferido no momento do assentamento final do implante no leito receptor. A resistência de corte do osso durante a inserção do implante está associada à qualidade óssea, dessa forma, um valor alto de torque possivelmente indica maior estabilidade do ponto de vista mecânico (Carvalho *et al.*, 2008; Kahraman *et al.*, 2009).

As tensões geradas no osso no momento da inserção podem ser benéficas, melhorando a estabilidade primária ou podem atingir um nível suficientemente elevado para resultar em necrose e isquemia (Bilhan *et al.*, 2010; Isoda *et al.*, 2012). Sabe-se que para alcançar a estabilidade primária, principalmente em casos de carga imediata, é necessário um valor mínimo de torque de inserção de 35 N.cm, porém, ainda não há um consenso sobre o valor máximo permitido (Grandi *et al.*, 2013). Enquanto estudos encontram resultados favoráveis para neoformação óssea aplicando-se altos torques (Cannizzaro *et al.*, 2008), outros demonstram que um estresse ósseo elevado, provocado pelo torque de inserção, pode alterar a microcirculação local levando à isquemia, necrose e reabsorção óssea (Bashutski; D'Silva; Wang, 2009; Grandi *et al.*, 2013).

O torque de inserção também pode ser usado para indicar a densidade mineral óssea (Hsu *et al.*, 2013), onde valores menores que 30 N.cm indicam baixa densidade; valores entre

30 e 40 N.cm indicam densidade de boa qualidade para a inserção do implante e valores acima de 40 N.cm indicam elevada densidade (Lachmann *et al.*, 2006). No entanto, a correlação entre torque de inserção e densidade óssea ainda é controversa, Fuster-Torres *et al.* 2011 verificaram que valores de CBCT (tomografia computadorizada) em associação com os valores de RFA e torque de inserção podem proporcionar ao cirurgião dentista uma avaliação objetiva da qualidade óssea. Corroborando com os estudos de Bayarchimeg *et al.* (2013) que observou valores mais elevados de torque de inserção e estabilidade inicial com o aumento da densidade óssea e da espessura da cortical. Em contrapartida, Heidari *et al.* (2013) avaliando a relação entre estabilidade primária e espessura da cortical óssea não encontraram correlação estatística utilizando RFA e torque de inserção. Carvalho *et al.* (2008) aferiram o torque de inserção de 100 implantes e, após a espera da osseointegração, encontraram implantes sem sucesso que tiveram torque de inserção maior que 40 N.cm, considerada boa estabilidade primária e implantes com sucesso que apresentaram torques baixos, considerados insatisfatórios para a estabilidade inicial. Esses diferentes resultados mostram que apesar do torque de inserção ser um método bastante utilizado na prática clínica e apresentar resultados satisfatórios na avaliação da estabilidade primária, ele não deve ser usado individualmente.

Além do torque de inserção ser capaz de prever a qualidade óssea e a estabilidade primária, por meio da utilização deste método é possível analisar a influência das características do implante na estabilidade inicial. Mazzo *et al.* (2012) comparando implantes com e sem superfície tratada observou que os torques de inserção para implantes com tratamento foram maiores que para os usinados, demonstrando a influência positiva do tratamento de superfície na estabilidade primária.

2.5.2 Análise de Frequência de Ressonância (RFA)

A análise de frequência de ressonância utiliza o sistema Ostell Mentor e mede a estabilidade inicial, por meio de um quociente de estabilidade do implante (ISQ). A RFA é descrita na literatura como um método objetivo e útil para analisar a estabilidade primária imediatamente após a implantação e após a osseointegração. A vibração ultrassônica, produzida pelo Ostell Mentor, pode ser influenciada por vários fatores, como o contato das espiras com o osso, a fixação do implante em apenas uma parede óssea e incompleto contato osso/implante, influenciando na confiabilidade dos resultados. Além disso, alguns estudos têm demonstrado discrepâncias entre RFA e outras medidas de estabilidade, como o torque

de inserção, remoção e densidade óssea (Huwiler *et al.*, 2007; Ito *et al.*, 2008; Kim *et al.*, 2013).

O Ostell Mentor é um dispositivo sem fio que por meio de um pino de alumínio provoca vibrações em um transdutor acoplado ao implante, o “smartpeg”, e se expressa eletromagneticamente convertendo os valores de frequência de ressonância que vão de 3500-8500 Hz para um quociente de estabilidade primária (ISQ) que oscila entre 1 e 100, sendo os valores mais altos indicativos de maior estabilidade (Blaszczyszyn *et al.*, 2012). Um implante bem sucedido normalmente apresenta valor de ISQ maior que 65, por outro lado, um ISQ < 50 pode indicar falha potencial ou aumento do risco de fracasso (Atsumi; Park; Wang, 2007; Kim *et al.*, 2013).

A análise de frequência de ressonância é um método não invasivo e possibilita que a estabilidade do implante seja controlada *in vivo* em diferentes momentos do processo de cicatrização (Cehreli *et al.*, 2009). Essa técnica pode ser usada para complementar os resultados do torque de inserção na avaliação da estabilidade primária, visto que o TI só pode ser aferido uma vez, no momento da cirurgia, e não pode ser usado para avaliar a estabilidade secundária.

Em 2009, Brouwers *et al.* analisaram implantes instalados com torque de inserção de 45N.cm em mandíbulas de cadáveres humanos para determinar a confiabilidade da frequência de ressonância mas, ao correlacionarem com o torque de inserção, não encontram concordância, assim como no estudo de Cehreli *et al.* (2009). Por outro lado, em 2006, Boronat López *et al.* encontraram proporcionalidade entre os valores de quociente de estabilidade dos implantes (62,1 ISQ) e torque de inserção (35,7 N.cm) em 133 implantes, assim como Kahraman *et al.* (2009) e Ahn *et al.* (2012).

Ainda outros estudos como os de Zix, Kessler-Liechti & Mericske-Stern (2005) e Scarano *et al.* (2006) relataram correlação da RFA com a estabilidade na interface implante/osso e verificaram que o valor de RFA pode ser influenciado por vários fatores tais como rigidez do osso, dos componentes do implante e contato na interface osso/implante. Por outro lado, Meredith *et al.* (1997) e Schliephake, Sweing & Aref (2006) não conseguiram encontrar correlação entre os valores de RFA e área de contato osso/implante.

Além da correlação da RFA com a estabilidade na interface osso/implante, pesquisas também mostram correlação positiva entre RFA, densidade e espessura da cortical óssea (Kwak; Kim, 2013). Ostman *et al.* (2006) em seu estudo clínico encontrou valores maiores de RFA para a mandíbula quando comparados a maxila, muito provavelmente devido a maior

espessura da cortical e densidade óssea nessa região, fatores relacionados com a rigidez do osso circundante e que mostram forte relação com o aumento do contato osso/implante. Trisi *et al.* (2010) também encontrou resultados positivos para a RFA na análise da estabilidade primária. Em contrapartida, Da Cunha *et al.* (2004) não conseguiram provar qualquer correlação entre os valores de torque de inserção e de RFA.

A análise de frequência de ressonância é um dos métodos mais utilizados clinicamente para avaliar a estabilidade primária, porém, com uma breve análise da literatura pode-se verificar a controvérsia que existe a respeito da utilização dos diferentes métodos de análise da estabilidade do implante. Dessa forma, acredita-se que a associação das técnicas seja a forma mais confiável para prever a estabilidade e acompanhar o sucesso do implante. O estudo de Gabay, Cohen & Machtei (2012) sugere a associação entre os métodos de RFA e torque de inserção, pois segundo os autores, o uso exclusivo da análise de frequência de ressonância não é capaz de prever o sucesso da osseointegração.

2.5.3 Ensaio de Arrancamento

O ensaio de arrancamento analisa a resistência e o grau de fixação do implante no substrato, porém, apesar do grande potencial e fidelidade para aferir a estabilidade primária é pouco discutido na literatura odontológica. Esse método é do tipo estático e tem a finalidade de avaliar a resistência mecânica por meio da aplicação de força axial ao longo do eixo do implante. Apesar das condições de aplicação de carga neste ensaio diferir da carga fisiológica aplicada na mandíbula e maxila, permite avaliar as características morfológicas do parafuso, por meio da análise da força máxima e comparar diferentes modelos de implantes e tipos de implantação (Rosa, 2007).

Na ortopedia médica, o ensaio de arrancamento é bastante difundido para aferir a fixação inicial de implantes (Inceoglu; Ferrara; Mclain, 2004; Rosa, 2007; Rosa *et al.*, 2008; Zamarioli *et al.*, 2008; Porto *et al.*, 2012), uma vez que a resistência do parafuso ao arrancamento possui relação direta com a estabilização do implante. Zamarioli *et al.* (2008) ao avaliarem três diferentes tipos de parafusos utilizados para a fixação anterior da coluna vertebral inseridos em poliuretano, constataram a influência do formato no torque de inserção e na força de arrancamento.

A utilização desse método de análise justifica-se pelo fato de os implantes possuírem capacidade de resistir às forças de cisalhamento, encurvamento e arrancamento (NBR ISO

6892:2002), propriedades mecânicas relacionadas à sua geometria, dimensão e qualidade do tecido ósseo no qual são implantados (Zdeblick *et al.*, 1993). A resistência do implante ao arrancamento é multifatorial e está relacionada com a densidade mineral óssea, formato e técnica cirúrgica (Turkylmaz; Mcglumphy, 2008; Chang *et al.*, 2012), além disso, é proporcional a superfície da rosca que fica em contato com o tecido ósseo o que dificulta a soltura do implante (Rosa *et al.*, 2008). Portanto, modificações nas roscas dos parafusos podem aumentar ou diminuir substancialmente a força de arrancamento (Hsu *et al.*, 2005; Orsini *et al.*, 2012).

Estudos recentes como o de Seong *et al.* (2013) demonstraram associação entre o aumento da carga de ruptura dos implantes com o aumento do tempo de cicatrização. No entanto, quando foi comparada a força de inserção com a de arrancamento verificou-se que a primeira apresentou valores maiores. Esses resultados eram esperados, uma vez que a inserção no osso resiste às forças aplicadas pelo ápice do implante e paredes axiais, enquanto que no processo de arrancamento, a resistência se dá apenas pelo encaixe das paredes axiais do implante no osso (Seong *et al.*, 2013).

O ensaio de arrancamento também pode ser utilizado para avaliar a resistência de implantes inseridos em substitutos dos ossos naturais, a fim de correlacionar as propriedades do parafuso como formato e tratamento de superfície com a estabilidade primária. Esses estudos laboratoriais são importantes para a geração e criação de novos modelos de parafusos pelas indústrias que sejam viáveis clinicamente (Oliscovicz *et al.*, 2013a).

O estudo de Aparicio, Padrós & Gil (2011) utilizou o ensaio de arrancamento em associação com testes histológicos para avaliar o desempenho mecânico de implantes odontológicos com um novo tratamento de superfície e verificou viabilidade na associação de métodos mecânicos e histológicos para determinar o grau de implantação e avaliar o processo de cicatrização óssea. Diante das limitações dos métodos de análise da estabilidade primária, o ensaio de arrancamento se torna necessário para completa avaliação da estabilidade do parafuso, podendo ser associado ao torque de inserção, frequência de ressonância, análises histológicas.

2.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A microscopia eletrônica de varredura é uma técnica comumente empregada para análise da superfície de materiais. O Microscópio Eletrônico de Varredura opera nos modos

de alto e baixo vácuo; um feixe de elétrons (primários) é emitido termionicamente a partir de um filamento de tungstênio e, após correção de percurso por lentes condensadoras e ajuste de foco por lente objetiva, atinge a amostra a ser analisada. Dessa interação são gerados elétrons (secundários), responsáveis pela formação das imagens de superfície (Maliska, 2008).

A superfície externa é uma das características mais importantes dos implantes, em relação à osseointegração, uma vez que é a primeira região a entrar em contato com o tecido ósseo Jarmar *et al.* (2008). Com a utilização do MEV é possível analisar em detalhes, por meio de pequenos e grandes aumentos, diferenças na morfologia superficial, em busca de falhas no desempenho do parafuso ou apenas para uma caracterização superficial. Em 2011, Daood *et al.* compararam a superfície de implantes que tiveram falha na osseointegração, com implantes do mesmo tipo que não foram utilizados, por meio de microscopia eletrônica de varredura e EDS.

A análise com MEV também pode ser utilizada para avaliar a morfologia de implantes submetidos ao tratamento de superfície, a fim de observar as irregularidades e a padronização da rugosidade criada na camada superficial do parafuso (Carimo Marino *et al.*, 2012). O estudo de Kim *et al.* (2013) verificou alteração provocada em implantes pela presença do tratamento de superfície e o nível de adesão celular decorrente deste processo utilizando microscopia eletrônica de varredura. Valente *et al.* (2014) avaliou deformações na superfície de implantes submetidos a ensaios de desempenho, inseridos em osso sintético de poliuretana, com MEV.

2.7 Modificação de implantes

O design do implante configura um dos mais importantes fatores para a estabilidade primária, por isso, é alvo de estudo de diversos pesquisadores (Moon *et al.*, 2010; Bilhan *et al.*, 2010; Dos Santos; Elias; Cavalcanti Lima, 2011; Freitas *et al.*, 2012). Entretanto, ainda não há um consenso formado a respeito de qual seria o modelo com maior aplicabilidade clínica. A finalidade de definir um formato ideal (considerando geometria, rosca, dimensões) é minimizar os fracassos na ancoragem óssea (O'Sullivan *et al.*, 2000; Orsini *et al.*, 2012; Desai *et al.*, 2012), sobretudo na técnica de carga imediata, além de facilitar a técnica cirúrgica, diminuir o estresse operatório e melhorar a qualidade de vida dos pacientes e profissionais.

As modificações no desenho e superfície do corpo do parafuso visam a promoção de maior área de superfície e contato osso/implante, indução de crescimento ósseo e distribuição de carga (Rosa *et al.*, 2008; Orsini *et al.*, 2012), permitindo desta forma, máxima ancoragem superficial, inserção com menor trauma ósseo e resistência aos torques de inserção e remoção (Misch, 2006).

A indústria, baseada nas pesquisas científicas e nos avanços tecnológicos na área de materiais, constantemente desenvolve novos desenhos de implantes e tratamentos de superfície, gerando transformações recorrentes na implantodontia, assim como dúvidas aos cirurgiões-dentistas, que têm dificuldade de encontrar um modelo de parafuso que seja ideal.

Diversos podem ser os tipos de modificações realizadas, uma possibilidade é a confecção de aberturas, orifícios na região apical do parafuso de modo a criar um sistema antirotacional e aumentar o espaço interior para favorecer o crescimento ósseo. Avaliando esse tipo de modificação, Chang *et al.* (2012) demonstraram que a vantagem do novo design foi maximizar o espaço para permitir maior crescimento ósseo interno, mantendo a estabilidade do implante e reduzindo os custos de material. Por outro lado, a desvantagem foi o aumento das despesas de usinagem e torneamento durante a fabricação, além do aumento das tensões no terço apical.

O implante cilíndrico oco é outro tipo de modificação relatada na literatura. Neste caso o objetivo é aumentar a superfície interna de contato osso/implante, o que melhora a estabilidade e impede o afrouxamento do parafuso quando ocorre reabsorção óssea marginal. Lundgren, Slotte & Grondahl (2013) avaliaram implantes dentários com tal modificação instalados em três pacientes, acompanhados por 5 anos, a fim de verificar se eram capazes de suportar próteses fixas com bom prognóstico em áreas com altura óssea limitada e concluíram que os implantes usados apresentaram sucesso nas condições testadas.

Piek *et al.* (2013) avaliaram o design inovador de implantes para diferentes protocolos e aplicações de carga. O implante apresentava uma combinação cônica e cilíndrica de formato, com o objetivo de melhorar a estabilidade primária e osseointegração. Ao realizar o estudo em pacientes concluíram que a modificação mostrou bons resultados dentro do acompanhamento de um ano dos casos clínicos. Essas pesquisas mostram que muitas das alterações morfológicas propostas para os parafusos apresentam viabilidade clínica e melhoram a ancoragem óssea, favorecendo o processo de osseointegração. Entretanto, os grandes avanços científicos e tecnológicos ainda não foram capazes de solucionar muitas das complicações associadas aos implantes e que levam ao seu fracasso do ponto de vista clínico.

3. PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo foram:

- ✓ Analisar *in vitro* a influência do formato de implantes na estabilidade primária por meio de diferentes metodologias;
- ✓ Caracterizar morfológicamente os implantes por microscopia eletrônica de varredura antes e após a realização dos ensaios mecânicos para controlar e evitar que possíveis deformações superficiais nos implantes pudessem interferir nos resultados da estabilidade primária;
- ✓ Avaliar o desempenho dos implantes nos diferentes tipos de substratos, poliuretanas de 15, 20 e 40 PCF e costela de osso suíno;
- ✓ Avaliar a correlação entre as metodologias empregadas, torque de inserção, frequência de ressonância e ensaio de arrancamento para análise da estabilidade primária;
- ✓ Propor uma modificação na morfologia externa dos implantes e comparar o desempenho dos mesmos através de ensaios de torque de inserção, frequência de ressonância e ensaio de arrancamento.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

4.1.1 Corpos de Prova

Para inserção dos implantes foram utilizados os seguintes tipos de substratos: poliuretana da marca Nacional® e costelas de osso suíno.

As dimensões dos corpos de prova foram estabelecidas em função da execução de um plano piloto, com objetivo de facilitar o manuseio dos substratos e a realização dos ensaios mecânicos.

4.1.1.1 Poliuretana Nacional®

A poliuretana é um material homogêneo, com propriedades semelhantes às do osso cortical humano e tem sido utilizada para avaliar a estabilidade de implantes dentários (Freitas *et al.*, 2012; Ahn *et al.*, 2012). De acordo com a norma da American Society for Testing and Materials (ASTM 1839-08) é utilizada como material padrão para a inserção de implantes e realização de ensaios de arrancamento. No estudo foram selecionados três densidades de poliuretana da marca Nacional® para a realização dos ensaios: 15, 20 e 40 PCF ou 0,24g/cm³, 0,32 g/cm³ e 0,64g/cm³, respectivamente.

4.1.1.2 Costela de Osso Suíno

Este material foi selecionado de acordo com a realização de estudos anteriores na odontologia, que utilizaram o osso suíno como substituto para a inserção de implantes (Rocha, 2010; Elias *et al.*, 2012; Pithon; Nojima, M.; Nojima, L., 2012). Foram adquiridas costelas de um mesmo animal e estas seccionadas em blocos menores.

4.1.2 Implantes

Foram utilizados 54 implantes de titânio, com tratamento de superfície Neoporous, da marca Neodent® (Neodent - JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda., Curitiba, Paraná, Brasil), divididos em seis grupos (n=9) de acordo como formato e tipo de conexão protética (Tabela 1) (Figura 1A e B).

Tabela 1. Tipos de implantes, formato, conexão protética e dimensão.

Implante	Titamax Ti	Titamax II Plus	Titamax CM	Alvim Ti	Alvim II Plus	Alvim CM
Formato	Cilíndrico	Cilíndrico	Cilíndrico	Cônico	Cônico	Cônico
Conexão Protética	Hexágono Externo	Hexágono Interno	Cone Morse	Hexágono Externo	Hexágono Interno	Cone Morse
Dimensão	4,0x11 mm	3,75x11 mm	4,0x11 mm	4,3x10 mm	4,3x10 mm	4,3x10 mm

Figura 1. A) Implantes Titamax Ti, II Plus e CM; B) Implantes Alvim Ti, II Plus e CM.

4.1.2.1 Implantes Modificados

Após ensaiados, os implantes convencionais, cilíndricos com plataforma Hexágono Externo (Titamax Ti Cortical) e cônicos com plataforma Cone Morse (Alvim CM) tiveram sua morfologia externa alterada por meio da prolongação dos chanfros existentes no parafuso original.

4.2 Método

4.2.1 Confeção dos corpos de prova

Após a definição das dimensões ideais dos corpos de prova para a realização dos ensaios propostos, os materiais (poliuretano Nacional® e costela de osso suíno) foram seccionados na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto.

4.2.1.1 Poliuretana Nacional®

A poliuretana da marca Nacional® foi fornecida pelo fabricante, em blocos retangulares com dimensões de 4,2 cm de espessura, 17,8 cm de largura e 13 cm de comprimento (Figura 2).

Figura 2. Bloco de poliuretana Nacional®

No estudo foram utilizados três diferentes níveis de densidade: 15, 20 e 40 PCF ou $0,24 \text{ g/cm}^3$, $0,32 \text{ g/cm}^3$ e $0,64 \text{ g/cm}^3$, respectivamente. A partir dos ensaios pilotos foi definido que as dimensões ideais para os corpos de prova seriam de 15 mm de largura, 15 mm de espessura e 30 mm de comprimento (Figura 3). No total foram confeccionados 162 corpos de prova de poliuretana, 54 para cada densidade.

Figura 3. Corpo de prova de poliuretana Nacional®

4.2.1.2 Costela de Osso Suíno

Os ossos de costela de suíno foram adquiridos congelados de um mesmo animal e todo tecido mole foi removido (Figura 4).

Figura 4. Costela de osso suíno após remoção do tecido mole.

As costelas limpas foram então seccionadas sob irrigação com uma serra elétrica, em blocos menores de 20mm de comprimento (Figura 5A e B). Um total de 54 corpos de prova foram confeccionados.

Figura 5. A) Costela de osso suíno vista frontal; B) Costela de osso suíno vista transversal.

As amostras permaneceram acondicionadas em freezer com temperatura aproximada de -20°C e, previamente à realização das análises mecânicas, manteve-se os blocos de costela em temperatura ambiente $-21 \pm 5^{\circ}\text{C}$, por 2 horas, para atingir o equilíbrio térmico e não alterar suas propriedades biomecânicas (Rosa *et al.*, 2008).

4.2.2 Caracterização Morfológica dos Implantes (MEV)

A fim de verificar possíveis alterações na estrutura superficial dos implantes devido à realização dos ensaios mecânicos, cada parafuso foi submetido à caracterização morfológica antes da sua inserção e após o arrancamento de cada tipo e densidade do substrato.

Para esta análise foi utilizado o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (Carl ZEISS; EVO MA 10), da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (Figura 6). Os implantes

foram submetidos a dois aumentos, um de 40 vezes para análise do corpo inteiro do parafuso e um de 100 vezes para análise do terço apical.

Figura 6. Microscópio Eletrônico de Varredura.

Cada espécime de metal foi fixado em um “stub” (porta amostra), com fita de carbono preta, de forma que o terço apical do implante ficasse voltado para o centro da mesa porta amostra. Após a emissão do feixe de elétrons sobre os implantes as imagens foram formadas (Figuras 7A e B).

Figura 7. A) Aumento de 40 vezes; B) Aumento de 100 vezes.

4.2.3 Confeção dos implantes modificados

Para a confecção dos implantes modificados foi realizada uma alteração na morfologia da superfície externa dos modelos Titamax Ti e Alvim CM por meio do prolongamento dos chanfros pré-existentes no terço apical do parafuso convencional até o nível da plataforma protética (Figura 8A e B).

Figura 8. A) Implante Titamax Ti modificado; B) Implante Alvim CM modificado.

4.2.4 Inserção dos Implantes

4.2.4.1 Implante Convencional

Todos os implantes foram inseridos por um único operador. O corpo de prova foi fixado em uma morsa em posição vertical e o preparo do orifício foi realizado perpendicularmente ao substrato, seguindo-se a sequência de fresas indicada pelo fabricante para cada modelo de implante (Figura 9).

Figura 9. Kit Cirúrgico Neodent®. Sequência de brocas utilizadas para inserção dos implantes Titamax (em vermelho) e Alvim (em azul).

4.2.4.2 Implante Modificado

Os implantes modificados foram inseridos na poliuretana de 40 PCF, da mesma forma que os convencionais com exceção da sequência de brocas para a confecção do orifício.

Enquanto para a inserção do implante Alvim CM convencional a última fresa utilizada para a perfuração foi de 4,3 mm, de acordo com as recomendações do fabricante; a alteração na morfologia externa do parafuso permitiu que a inserção do mesmo fosse realizada com a redução de uma broca, ou seja, a última fresa apresentou diâmetro de 3,5 mm. Para o implante Titamax Ti convencional o orifício foi realizado até a broca de 3,8 mm, enquanto que a modificação permitiu a redução de duas fresas de forma que a última broca utilizada foi a 3,15 mm.

4.2.4.3 Inserção na Poliuretana Nacional®

A inserção dos implantes foi realizada seguindo a ordem crescente de densidade das poliuretanas, ou seja, iniciou-se pela menos densa de 15 PCF, depois pela de 20 e por último

40 PCF. A escolha dessa sequência teve o intuito de evitar que a densidade elevada do material pudesse provocar deformações na morfologia externa dos implantes.

Para a perfuração dos corpos de prova seguiu-se a técnica cirúrgica de subfresagem, na qual a broca final apresenta diâmetro imediatamente inferior ao implante, com objetivo de obter maior travamento no substrato.

Após a confecção dos orifícios no centro de massa de cada substrato, com motor elétrico cirúrgico (MC 101, Linha Ômega, Dentscler®), ajustado ao torque de 45 N e 1350 rpm, os parafusos foram inseridos com os respectivos monta implantes ou chaves de inserção e catraca manual, até que a plataforma ficasse ao nível da superfície do corpo-de-prova (Figura 10A e B).

Figura 10. A) Inserção do implante; B) Implante inserido com plataforma ao nível do substrato.

De acordo com a sequência pré-determinada os 54 implantes foram inseridos inicialmente na poliuretana de 15 PCF e, após a realização dos ensaios mecânicos propostos, os mesmos foram removidos das amostras e passaram pela análise morfológica da superfície com MEV. Os mesmos passos foram seguidos para inserção nas demais densidades do material, 20 e 40 PCF.

4.2.4.4 Inserção na Costela de Osso Suíno

Os corpos de prova de costela suína foram fixados em uma morsa e os implantes foram inseridos na região da cortical óssea, seguindo-se a sequência de fresas indicada pelo fabricante (Figura 11A e B). O mesmo protocolo de inserção utilizado para inserção nos corpos de prova de poliuretana foi seguido para o osso suíno.

Figura 11. A) Perfuração da costela na cortical óssea; B) Inserção do implante.

4.2.5 Ensaios Mecânicos

4.2.5.1 Torque de inserção

Durante a colocação dos implantes nos diferentes tipos de substratos foi aferido o torque de inserção utilizando-se um torquímetro digital Mackena[®] (Mackena Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil), modelo MK-2001; com capacidade de medida de torque de até 120 N.cm. O aparelho foi acoplado a dispositivos adaptados aos respectivos formatos dos implantes, desenvolvidos na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto.

O valor foi mensurado a cada volta do parafuso, sendo considerado o valor máximo obtido, o torque máximo de inserção. Os valores obtidos na leitura do torquímetro foram convertidos em N.cm, através da fórmula: $y = 0,0449x - 0.7907$; onde y era o valor em N.cm, e x, o valor lido.

4.2.5.2 Análise de Frequência de Ressonância

Após a inserção dos implantes em cada substrato, foi avaliado o coeficiente de estabilidade ou análise de frequência de ressonância com o aparelho (Ostell[®] Mentor, Göteborg, Sweden) da Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAR-UNESP).

O implante inserido no substrato foi acoplado a um dispositivo, transdutor de frequência de ressonância, denominado *SmartPeg*TM (Figura 12), específico para cada modelo de parafuso.

Figura 12. *SmartPeg*TM

A haste medidora do Ostell[®] era então aproximada, provocando a estimulação do *SmartPeg*TM através da emissão de impulsos magnéticos, fazendo o mesmo ressoar em frequências específicas a depender do nível de estabilidade do implante (Figura 13).

Figura 13. Estimulação do *SmartPeg*TM pela haste do Ostell.

Para obtenção dos valores, a haste medidora do Ostell[®] foi posicionada em quatro pontos diferentes do *SmartPeg*TM, acoplado ao implante. Com a aproximação da haste sem tocar o transdutor em sua parte superior, o aparelho emitia um sinal sonoro e exibia o valor da frequência de ressonância, como coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) (Figura 14).

Figura 14. Coeficiente de estabilidade do implante (ISQ).

O ISQ oscila entre 1 e 100, sendo os valores mais altos indicativos de maior estabilidade do implante. Foram realizadas quatro medições para cada parafuso e obtida uma média entre esses valores, que foram armazenados para posterior análise da estatística.

4.2.5.3 Ensaio de Arrancamento

Segundo a norma ASTM F543, o ensaio de arrancamento é utilizado como método para comparar diferentes formatos de parafusos metálicos.

Para a realização do arrancamento foi utilizada a Máquina Universal de Ensaios (modelo Emic DL-10000; Emic - São José dos Pinhais, Brasil) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP). Cada implante, inserido no substrato, foi acoplado à máquina por meio de um dispositivo, confeccionado na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (Figura 15) que era rosqueado à plataforma do implante.

Figura 15. Dispositivo confeccionado para o ensaio de arrancamento.

Para a fixação do corpo de prova tanto de poliuretano, como de costela de osso suíno foi utilizada uma peça em formato de “L” invertido. Na base desse aparato existia um orifício, para passagem do dispositivo de arrancamento acoplado ao implante. A peça ficou fixa à base inferior da máquina universal de ensaios, por meio de uma morsa e o dispositivo, parafusado ao implante foi conectado à base móvel da máquina através de um pino (Figura 16).

Figura 16. Esquema de fixação do corpo de prova à Máquina Universal de Ensaios.

Após a fixação à máquina, cada implante foi submetido ao ensaio de arrancamento através de força axial de tração com velocidade constante de 2mm/min e célula de carga de 200 Kg. Em todos os ensaios foi utilizada pré-carga de 10N e tempo de acomodação de 30 segundos, valores previamente definidos pelo estudo piloto. Com o programa *Software Tesc* 3.04 foi realizada análise dos resultados, por meio de uma curva (força x deslocamento), obtida durante a realização dos ensaios.

Para todos os tipos de substratos (poliuretana nas três densidades e osso suíno) e modelos de implantes foram utilizados os mesmos aparatos e esquema de fixação à máquina universal de ensaios, bem como foi aplicada a mesma carga, para padronização dos resultados.

4.2.6 Análise Estatística dos Resultados

Verificada a normalidade do estudo através do teste estatístico Kolmogorov-Smirnov, prosseguiu-se a análise dos resultados com o teste ANOVA, seguido do teste de comparação de médias, Tukey, com nível de significância de 5%. Para analisar a correlação das metodologias utilizadas foi empregado o teste de correlação de Pearson "*p* de Pearson". Os resultados obtidos estão apresentados na sessão abaixo, de acordo com os diferentes métodos de aferição da estabilidade primária em função das variáveis (tipos de substratos) e dos fatores de variação (formato dos implantes).

5. RESULTADOS

5.1 Implantes convencionais

5.1.1 Torque de Inserção

Na tabela 2 encontram-se as médias e desvio padrão do torque de inserção (N.cm), para os diferentes tipos de implantes: Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM, inseridos nas poliuretanas (15, 20 e 40 PCF) e na costela de osso suíno.

Tabela 2. Média e desvio padrão do torque de inserção (N.cm) dos implantes inseridos nos diferentes substratos.

Implantes	Poliuretana 15 PCF (N.cm)	Poliuretana 20 PCF (N.cm)	Poliuretana 40 PCF (N.cm)	Ossu Suíno (N.cm)
Titamax Ti	11,56 (1,74) ^{Aa}	9,89 (0,60) ^{Ba}	36,11 (8,20) ^{Bb}	43,89 (11,11) ^{Cb}
Titamax II Plus	16,22 (3,30) ^{Aa}	17,89 (2,75) ^{ABa}	32,67 (7,95) ^{ABa}	22,22 (6,90) ^{Da}
Titamax CM	11,56 (2,18) ^{Aa}	9,44 (0,72) ^{Ba}	25,78 (3,03) ^{Bab}	36,67 (8,18) ^{CDb}
Alvim Ti	14,89 (3,37) ^{Aa}	25,11 (7,75) ^{ABa}	43,89 (7,39) ^{Ab}	67,22 (29,29) ^{Abc}
Alvim II Plus	22,67 (6,30) ^{Aa}	33,89 (3,48) ^{Aab}	47,33 (0,5) ^{Abc}	53,11 (16,34) ^{BCc}
Alvim CM	27,33 (5,12) ^{Aa}	33,00 (2,91) ^{Aab}	47,89 (1,36) ^{Ab}	73,33 (21,79) ^{Ac}

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna.

**Letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma linha.

Ao observar os diferentes modelos de implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF verificou-se semelhança estatística entre eles ($p > 0,05$) (Gráfico 1).

Gráfico 1. Gráfico ilustrando o torque de inserção (N.cm) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 15 PCF.

Na poliuretana de 20 PCF, observou-se melhor desempenho dos implantes cônicos em relação aos cilíndricos. A maior média de torque de inserção foi encontrada para os implantes Alvim II Plus ($33,89 \pm 3,48$) e Alvim CM ($33,00 \pm 2,91$), com semelhança entre eles ($p > 0,05$). Por outro lado, os implantes cilíndricos, Titamax CM ($9,44 \pm 0,72$) e Titamax Ti ($9,89 \pm 0,60$), foram os responsáveis pelas menores médias de torque, também semelhantes entre si ($p > 0,05$) (Gráfico 2).

Gráfico 2. Gráfico ilustrando o torque de inserção (N.cm) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 20 PCF.

Na poliuretana de 40 PCF, também foi observado superioridade dos implantes cônicos em relação aos cilíndricos. O implante cônico, Alvim CM ($47,89 \pm 1,36$), apresentou a maior média de torque de inserção, sendo semelhante aos demais implantes cônicos ($p > 0,05$). Com relação aos cilíndricos, o Titamax CM ($25,78 \pm 3,03$) demonstrou a menor média, semelhante aos demais implantes cilíndricos ($p > 0,05$) (Gráfico 3).

Gráfico 3. Gráfico ilustrando o torque de inserção (N.cm) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 40 PCF.

Assim como nas poliuretanas, também foi observado melhor desempenho dos implantes cônicos inseridos no osso suíno. O implante Alvim CM ($73,33 \pm 21,79$) demonstrou a maior média de torque de inserção, sendo semelhante aos demais cônicos ($p > 0,05$). Já o implante cilíndrico Titamax II Plus ($22,22 \pm 6,90$) apresentou a menor média de torque, estatisticamente diferente do implante cilíndrico Titamax Ti ($p = 0,001$) e semelhante ao Titamax CM ($p > 0,05$) (Gráfico 4).

Gráfico 4. Gráfico ilustrando o torque de inserção (N.cm) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos no osso de costela suína.

Considerando os diferentes tipos de substratos verificou-se que as maiores médias de torque de inserção foram encontradas para os implantes inseridos na poliuretana de 40 PCF e

osso de costela suína. O implante Alvim CM apresentou média estatisticamente maior ($73,33 \pm 21,79$) no osso quando comparado aos demais substratos. Já o implante Titamax II Plus demonstrou médias semelhantes ($p > 0,05$) em todos os substratos (Gráfico 5).

Gráfico 5. Gráfico ilustrando o torque de inserção (N.cm) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana Nacional® nas densidades de 15, 20 e 40 PCF e no osso de costela suína.

5.1.2 Análise de Frequência de Ressonância

Na tabela 3 encontram-se as médias e desvio padrão da análise de frequência de ressonância (ISQ), para os diferentes modelos de implantes: Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos nas poliuretanas (15, 20 e 40 PCF) e na costela de osso suíno.

Tabela 3. Média e desvio padrão da frequência de ressonância (ISQ) dos implantes inseridos nos diferentes substratos.

Implantes	Poliuretana 15 PCF (ISQ)	Poliuretana 20 PCF (ISQ)	Poliuretana 40 PCF (ISQ)	Osso Suíno (ISQ)
Titamax Ti	63,90 (4,44) ^{Aab}	60,22 (1,45) ^{Aa}	71,11 (0,97) ^{Ab}	84,88 (3,69) ^{Ac}
Titamax II Plus	58,51 (14,42) ^{Aa}	61,24 (1,92) ^{Aa}	65,61 (3,75) ^{Aab}	72,83 (5,04) ^{Bb}
Titamax CM	63,90 (4,71) ^{Aab}	61,03 (5,59) ^{Aa}	70,78 (1,26) ^{Ab}	85,22 (7,37) ^{Ac}
Alvim Ti	61,02 (6,99) ^{Aa}	59,90 (1,81) ^{Aa}	67,36 (5,50) ^{Aa}	82,98 (5,84) ^{Ab}
Alvim II Plus	66,70 (1,59) ^{Aab}	61,05 (2,50) ^{Aa}	72,51 (1,07) ^{Abc}	79,30 (6,09) ^{ABc}
Alvim CM	65,56 (5,18) ^{Aab}	59,75 (6,23) ^{Aa}	69,30 (2,51) ^{Ab}	84,93 (4,34) ^{Ac}

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna.

**Letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma linha.

Ao observar os diferentes modelos de implantes inseridos nas poliuretanas de 15, 20 e 40 PCF não verificou-se diferença estatística entre os mesmos ($p>0,05$) (Gráficos 6,7 e 8).

Gráfico 6. Gráfico ilustrando a frequência de ressonância (ISQ) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 15 PCF.

Gráfico 7. Gráfico ilustrando a frequência de ressonância (ISQ) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 20 PCF.

Gráfico 8. Gráfico ilustrando a frequência de ressonância (ISQ) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na Poliuretana Nacional® de 40 PCF.

Quando analisados os implantes inseridos na costela de osso suíno, observou-se que os valores foram diferentes estatisticamente e que não houve um grupo de implantes que apresentou desempenho melhor, pois os resultados foram variáveis. Neste caso o implante Titamax CM ($85,22 \pm 7,37$) demonstrou maior média de ISQ, semelhante tanto aos implantes cônicos como aos cilíndricos e o Titamax II Plus ($72,83 \pm 5,04$) a menor média, semelhante ao implante Alvim II Plus ($79,30 \pm 6,09$) ($p=0,574$) (Gráfico 9).

Gráfico 9. Gráfico ilustrando a frequência de ressonância (ISQ) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos no osso de costela suína.

Considerando os diferentes tipos de substratos verificou-se que as maiores médias de frequência de ressonância foram observadas para os implantes inseridos na poliuretana de 40 PCF e osso de costela suína. O implante Alvim CM apresentou média estatisticamente maior no osso ($84,93 \pm 4,34$) quando comparado aos demais substratos. Já o implante Titamax II Plus demonstrou médias semelhantes entre a poliuretana de 40 ($65,61 \pm 3,74$) e o osso ($72,61 \pm 5,04$) (Gráfico 10).

Gráfico 10. Gráfico ilustrando a frequência de ressonância (ISQ) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana Nacional® nas densidades de 15, 20 e 40 PCF e no osso de costela suína.

5.1.3 Ensaio de Arrancamento

Na tabela 4 encontram-se as médias e desvio padrão do ensaio de arrancamento (N), para os diferentes modelos de implantes: Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos nas poliuretanas (15, 20 e 40 PCF) e na costela de osso suíno.

Tabela 4. Média e desvio padrão do ensaio de arrancamento (N) dos implantes inseridos nos diferentes substratos.

Implantes	Poliuretana 15 PCF (N)	Poliuretana 20 PCF (N)	Poliuretana 40 PCF (N)	Osso Suíno (N)
Titamax Ti	108,41 (35,89) ^{Aa}	106,62 (19,21) ^{ABa}	428,44 (64,34) ^{CDb}	468,30 (229,45) ^{Cb}
Tiatamx II Plus	46,20 (5,00) ^{Aa}	51,65 (11,93) ^{Aa}	61,97 (24,02) ^{Ea}	86,40 (30,15) ^{Da}
Titamax CM	183,49 (50,66) ^{Aa}	143,52 (35,48) ^{ABCa}	687,38 (71,48) ^{Bc}	430,50 (125,33) ^{CDb}
Alvim Ti	88,86 (26,34) ^{Aa}	184,73 (44,89) ^{ABCa}	425,34 (168,09) ^{Db}	420,14 (269,34) ^{ABb}
Alvim II Plus	147,84 (35,38) ^{Aa}	265,55 (18,90) ^{BCa}	608,38 (51,92) ^{BCa}	272,24 (110,27) ^{BCb}
Alvim CM	172,50 (39,11) ^{Aa}	298,18 (37,54) ^{Ca}	910,36 (85,77) ^{Ab}	553,79 (222,08) ^{Ac}

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna..

**Letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma linha.

Considerando o ensaio de arrancamento para os implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, não houve diferença estatística significativa entre os diferentes modelos de implantes testados ($p>0,05$) (Gráfico 11).

Gráfico 11. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento (N) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana de 15 PCF.

Na poliuretana de 20 PCF, observou-se diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os implantes e superioridade dos cônicos em detrimento dos cilíndricos. O implante Alvim CM ($298,18\pm37,54$) foi o que apresentou maior média para força máxima, apresentando resultados semelhantes aos demais implantes cônicos Alvim II Plus ($265,55\pm18,90$) ($p=1,00$) e Alvim Ti ($184,73\pm44,89$) ($p=0,831$) e diferença estatística significativa dos implantes cilíndricos. O implante Titamax II Plus ($51,65\pm11,93$) apresentou a menor média ($p<0,05$) (Gráfico 12).

Gráfico 12. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento (N) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana de 20 PCF.

Os valores de arrancamento dos implantes inseridos na poliuretana de 40 PCF foram superiores quando comparados às demais densidades e sugere um padrão de repetição homogênea para o ensaio de arrancamento em todas as poliuretanas. O implante cônico Alvim CM ($910,36 \pm 85,77$) apresentou o maior valor de força máxima e diferença estatística significativa dos demais implantes ($p < 0,05$). Já o implante cilíndrico, Titamax II Plus ($61,97 \pm 24,02$), apresentou o menor valor de força máxima, estatisticamente diferente dos demais ($p < 0,05$) (Gráfico 13).

Gráfico 13. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento (N) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana de 40 PCF.

O dados do osso suíno são diferentes dos encontrados para as poliuretanas, uma vez que não seguem um padrão. Entretanto, ainda assim é possível demonstrar a influência da macrogeometria específica de alguns implantes, de forma que é possível observar resistência semelhante à encontrada nas poliuretanas para o implante Alvim CM ($553,79 \pm 222,08$), com maior média de força máxima e para o Titamax II Plus ($86,40 \pm 30,15$), com a menor média (Gráfico 14).

Gráfico 14. Gráfico ilustrando a força máxima de arrancamento (N) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos no osso de costela suína.

Considerando os diferentes tipos de substratos verificou-se que as maiores médias de força máxima de arrancamento foram observadas para os implantes inseridos na poliuretana de 40 PCF e osso de costela suína. O implante Alvim CM ($910,36 \pm 85,77$) apresentou média estatisticamente maior na poliuretana de 40 PCF quando comparado aos demais substratos. Já o implante Titamax II Plus ($86,40 \pm 30,15$) demonstrou maior média no osso (Gráfico 15).

Gráfico 15. Gráfico ilustrando o ensaio de arrancamento (N) dos implantes Titamax Ti, Titamax II Plus, Titamax CM, Alvim Ti, Alvim II Plus e Alvim CM inseridos na poliuretana Nacional® nas densidades de 15, 20 e 40 PCF e no osso de costela suína.

5.2 Implantes Modificados

5.2.1 Torque de Inserção

Na tabela 5 encontram-se as médias e desvio padrão do torque de inserção (N.cm), dos implantes Alvim CM e Alvim CM modificado; Titamax Ti e Titamax Ti modificado, inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Tabela 5. Média e desvio padrão do torque de inserção (N.cm) dos implantes convencionais e modificados inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Implantes	Poliuretana de 40 PCF
Alvim CM	47,88 (0,45)
Alvim CM (modificado)	96,11 (1,45)
Titamax Ti	36,11 (2,73)
Titamax Ti (modificado)	43,22 (1,73)

De acordo com os resultados observou-se um aumento significativo nas médias de torque de inserção ($p=0,000$) para os implantes Alvim CM e Titamax Ti ($p=0,043$) modificados.

5.2.2 Análise de Frequência de Ressonância

Na tabela 6 encontram-se as médias e desvio padrão da frequência de ressonância (ISQ), dos implantes Alvim CM e Alvim CM modificado; Titamax Ti e Titamax Ti modificado, inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Tabela 6. Média e desvio padrão da frequência de ressonância (ISQ) dos implantes convencionais e modificados inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Implantes	Poliuretana de 40 PCF
Alvim CM	69,30 (0,83)
Alvim CM (modificado)	67,30 (1,10)
Titamax Ti	71,11 (0,32)
Titamax Ti (modificado)	67,55 (0,92)

Na análise de frequência de ressonância o implante Alvim CM modificado não demonstrou diferença estatística ($p=0,169$) em relação ao convencional. Por outro lado, o Titamax Ti modificado provocou redução significativa na frequência de ressonância ($p=0,002$).

5.2.3 Ensaio de Arrancamento

Na tabela 7 encontram-se as médias e desvio padrão da força máxima de arrancamento (N), dos implantes Alvim CM e Alvim CM modificado; Titamax Ti e Titamax Ti modificado, inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Tabela 7. Média e desvio padrão da força máxima de arrancamento (N) dos implantes convencionais e modificados inseridos na poliuretana de 40 PCF.

Implantes	Poliuretana de 40 PCF
Alvim CM	910,37 (28,59)
Alvim CM (modificado)	500,01 (44,63)
Titamax Ti	428,44 (21,44)
Titamax Ti (modificado)	217,72 (28,87)

Nesse ensaio houve redução significativa da força máxima de arrancamento tanto para o implante Alvim CM modificado ($p=0,000$), como para o Titamax Ti modificado ($p=0,000$).

5.3 Correlação dos Métodos de Análise da Estabilidade Primária

A fim de verificar a correlação existente entre as metodologias empregadas para aferição da estabilidade primária utilizou-se o teste de correlação de Pearson.

De acordo com Pearson valores:

1. $> 0,70$ para mais ou para menos indicam uma forte correlação.
2. $0,30$ a $0,70$ positivo ou negativo indicam correlação moderada.
3. 0 a $0,30$ indicam fraca correlação.

5.3.1 Correlação por Tipo de Substrato

5.3.1.1 Arrancamento x Frequência de Ressonância

Considerando a correlação entre o ensaio de arrancamento e a análise de frequência de ressonância para os implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, o valor do coeficiente de correlação foi $p=0,421$, isso significa que há uma correlação positiva moderada entre os métodos para esse substrato. Para a poliuretana de 20 PCF $p=-0,084$, ou seja, existe uma fraca correlação; para a poliuretana de 40 PCF $p=0,324$, correlação moderada e para o osso o valor de $p=0,600$, o que também corresponde a uma correlação moderada (Tabela 8).

Tabela 8. Valores do coeficiente de correlação de Pearson para o ensaio de arrancamento e frequência de ressonância

Tipo de Substrato	Arrancamento x Frequência de Ressonância (p de Pearson)
Poliuretana de 15 PCF	0,421
Poliuretana de 20 PCF	- 0,084
Poliuretana de 40 PCF	0,324
Osso de Costela Suína	0,600

5.3.1.2 Arrancamento x Torque de Inserção

Na correlação entre o ensaio de arrancamento e o torque de inserção para os implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, o valor do coeficiente foi de $p=0,424$, valor indicativo de correlação positiva moderada entre os métodos para esse substrato. Para a poliuretana de 20 PCF $p=0,796$, ou seja, existe forte correlação; para a poliuretana de 40 PCF $p=0,362$, correlação moderada e para $p=0,719$, valor correspondente a uma forte correlação (Tabela 9).

Tabela 9. Valores do coeficiente de correlação de Pearson para o ensaio de arrancamento e torque de inserção

Tipo de Substrato	Arrancamento x Torque de Inserção (<i>p</i> de Pearson)
Poliuretana de 15 PCF	0,424
Poliuretana de 20 PCF	0,796
Poliuretana de 40 PCF	0,362
Osso de Costela Suína	0,719

5.3.1.3 Torque de Inserção x Frequência de Ressonância

Na correlação entre o torque de inserção e a frequência de ressonância para os implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, o valor do coeficiente de correlação foi $p=0,305$, isso significa que há uma correlação positiva moderada entre os métodos para esse substrato. Para a poliuretana de 20 PCF $p=0,009$, ou seja, existe uma fraca correlação; para a poliuretana de 40 PCF $p=0,049$, fraca correlação; e para o osso o valor de $p=0,454$, corresponde a uma correlação moderada (Tabela 10).

Tabela 10. Valores do coeficiente de correlação de Pearson para o ensaio de arrancamento e torque de inserção

Tipo de Substrato	Torque de Inserção x Frequência de Ressonância (<i>p</i> de Pearson)
Poliuretana de 15 PCF	0,305
Poliuretana de 20 PCF	0,009
Poliuretana de 40 PCF	0,049
Osso de Costela Suína	0,454

5.3.2 Correlação Geral

Na tabela 11 encontram-se os valores de *p* de Pearson considerando todos os modelos de implantes e substratos. Os resultados mostraram que a correlação entre os ensaios foi moderada *p* de 0,30 a 0,70.

Tabela 11. Valor de *p* do coeficiente de correlação de Pearson

Correlação dos Ensaios	<i>p</i> de Pearson
Torque de Inserção x Arrancamento	0,658
Torque de Inserção x Frequência de Ressonância	0,634
Arrancamento x Frequência de Ressonância	0,461

5.4 Análise Morfológica dos Implantes: MEV

A análise das fotomicrografias realizadas antes da inserção e após os ensaios mecânicos não demonstrou alteração morfológica da superfície dos implantes.

5.4.1 Fotomicrografias Antes do Torque de Inserção

Figura 17. Fotomicrografias dos implantes Titamax antes da inserção: A) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 40 vezes); D) Titamax Ti; E) Titamax II Plus; F) Titamax CM (aumento de 100 vezes).

Figura 18. Fotomicrografias dos implantes Alvim antes da inserção: A) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 40 vezes); D) Alvim Ti; E) Alvim II Plus; F) Alvim CM (aumento de 100 vezes).

5.4.2 Fotomicrografias Após Ensaio de Arrancamento da Poliuretana de 15 PCF

Figura 19. Fotomicrografias dos implantes Titamax após arrancamento da poliuretana de 15 PCF: A) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 40 vezes); D) Titamax Ti; E) Titamax II Plus; F) Titamax CM (aumento de 100 vezes).

Figura 20. Fotomicrografias dos implantes Alvim após arrancamento da poliuretana de 15 PCF: A) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 40 vezes); D) Alvim Ti; E) Alvim II Plus; F) Alvim CM (aumento de 100 vezes).

5.4.3 Fotomicrografias Após Ensaio de Arrancamento da Poliuretana de 20 PCF

Figura 21. Fotomicrografias dos implantes Titamax após arrancamento da poliuretana de 20 PCF: A) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 40 vezes); D) Titamax Ti; E) Titamax II Plus; F) Titamax CM (aumento de 100 vezes).

Figura 22. Fotomicrografias dos implantes Alvim após arrancamento da poliuretana de 20 PCF: A) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 40 vezes); D) Alvim Ti; E) Alvim II Plus; F) Alvim CM (aumento de 100 vezes).

5.4.4 Fotomicrografias Após Ensaio de Arrancamento Poliuretana de 40 PCF

Figura 23. Fotomicrografias dos implantes Titamax após arrancamento da poliuretana de 40 PCF: A) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 40 vezes); D) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 100 vezes).

Figura 24. Fotomicrografias dos implantes Alvim após arrancamento da poliuretana de 40 PCF: A) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 40 vezes); D) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 100 vezes).

5.4.5 Fotomicrografias Após Ensaio de Arrancamento do Osso de Costela Suína

Figura 25. Fotomicrografias dos implantes Titamax após arrancamento do osso de costela suína: A) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 40 vezes); D) Titamax Ti; B) Titamax II Plus; C) Titamax CM (aumento de 100 vezes).

Figura 26. Fotomicrografias dos implantes Alvim após arrancamento do osso de costela suína: A) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 40 vezes); D) Alvim Ti; B) Alvim II Plus; C) Alvim CM (aumento de 100 vezes).

6. *DISCUSSÃO*

É indiscutível a influência da estabilidade primária dos implantes no processo de osseointegração, entretanto, sua quantificação através de um único método pode levar a resultados infiéis, uma vez que diversas são as características associadas à macro e microgeometria do parafuso como formato, dimensão, conexão protética, tratamento de superfície; e ao paciente como densidade, quantidade e qualidade óssea, condição de saúde geral, higiene bucal (Freitas *et al.*, 2012; Oliscovicz *et al.*, 2013b). O torque de inserção e remoção, análise de frequência de ressonância, ensaio de arrancamento, medições histológicas são algumas das metodologias comumente empregadas na área odontológica e médica para avaliar os aspectos biomecânicos da estabilidade inicial (Sul *et al.*, 2002; Ottoni *et al.*, 2005; Trisi *et al.*, 2009; Elias *et al.*, 2012).

A fim de superar e limitar as deficiências dessas análises e partindo do princípio que a macrogeometria do implante é um dos fatores mais relevantes para a estabilidade inicial (Chong *et al.*, 2009; Trisi *et al.*, 2010; Javed *et al.*, 2013), o presente estudo investigou a influência na estabilidade primária, de seis designs de implantes convencionais e dois modelos modificados, inseridos em diferentes tipos e densidades de substrato, por meio da correlação entre as metodologias de torque de inserção, frequência de ressonância, ensaio de arrancamento e análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura.

A superfície externa do implante interfere diretamente na osseointegração, uma vez que fica em íntimo contato com o tecido ósseo (Jarmar *et al.*, 2008; Reis *et al.*, 2012). Por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) é possível analisar em detalhes, diferenças na morfologia superficial, em busca de falhas no desempenho do parafuso ou apenas para caracterização. No estudo, as fotomicrografias dos implantes foram comparadas antes e após a realização dos ensaios mecânicos e não foi observada alteração da superfície no que diz respeito à conformação das roscas, presença de trincas ou fratura, resultado este que justificou a utilização de um mesmo implante para a inserção em mais de um substrato.

Os dois formatos de implantes comumente encontrados e utilizados na clínica são o cônico e o cilíndrico, onde os cônicos promovem uma compactação óssea mais uniforme e geram distribuição de forças para o osso circundante de forma mais equitativa (Hsu *et al.*, 2005; Chong *et al.*, 2009; Dos Santos; Elias; Cavalcanti Lima, 2011; Elias *et al.*, 2012). No estudo, observou-se desempenho significativamente melhor dos implantes cônicos quando realizado o torque de inserção e ensaio de arrancamento, nas poliuretanas de 20, 40 PCF e na costela de osso suíno, assim como relatado na literatura, onde trabalhos demonstram melhor estabilidade primária, facilidade de inserção e resistência final maior dos implantes cônicos em relação aos cilíndricos (Wu *et al.*, 2012).

A largura, outro importante fator relacionado à macrogeometria do parafuso, promove maior ancoragem nas corticais vestibular e lingual, melhora a superfície de contato implante/osso e a resistência às forças de tração contribuindo positivamente para estabilidade primária. Quando o osso é menos denso, a seleção do tamanho (largura/comprimento) é o que determina o sucesso da reabilitação (Shemtov-Yona *et al.*, 2014). Os grupos de implantes cônicos utilizados no estudo apresentavam dimensões iguais, 4,3 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento e o grupo de implantes cilíndricos, 4,0 mm de diâmetro por 11 mm de comprimento, exceto o cilíndrico de plataforma hexágono interno (Titamax II Plus), com diâmetro ligeiramente menor, 3,75 mm.

As dimensões dos parafusos foram selecionadas em função dos diferentes tipos de plataformas protéticas e tamanhos de implantes disponíveis no mercado. O diâmetro ligeiramente menor do modelo Titamax II Plus não interferiu no nível de estabilidade primária aferido pelo torque de inserção e frequência de ressonância, quando inserido nas poliuretanas de 15 e 20 PCF. No entanto, quando inserido na poliuretana de 40 PCF e no osso de costela foi observado resistência ao arrancamento estatisticamente menor desse implante quando comparado aos demais do mesmo grupo, cilíndrico hexágono externo ($p=0,000$) e cilíndrico cone morse ($p=0,000$).

De acordo com o fabricante (Neodent[®] Curitiba, Paraná, Brasil) esse modelo de implante é indicado para ossos tipo I e II e possui como vantagens: presença de dupla rosca, para instalação mais rápida e com menor trauma, alto poder de corte e passo de rosca menor na porção cervical. Entretanto, houve dificuldade na inserção desse parafuso na poliuretana de 40 PCF e osso de costela suína, substratos de densidade correspondente ao osso tipo I, segundo a classificação de Lekholm & Zarb (1985), além disso, foi necessário alterar a sequência de fresas indicada pelo fabricante para a perfuração do substrato, pois a porção cervical do implante não permitia sua completa inserção até o nível da plataforma, provavelmente devido às características próprias dessa morfologia. Assim, os resultados desse estudo sugerem a contraindicação desse modelo de parafuso para ossos de maior densidade, como a mandíbula.

Além dos fatores relacionados à macrogeometria do implante deve-se considerar a importância das características ósseas do paciente, no que diz respeito ao volume e densidade desses tecidos, fundamentais para o sucesso da cirurgia com implantes. O osso natural apresenta em toda a cavidade oral ou em um mesmo segmento ósseo grande variação nas propriedades de densidade, rigidez e dureza (Elias *et al.*, 2012). Para simular essa variabilidade, foram utilizados no estudo costelas de osso suíno (Freitas *et al.*, 2012;

Chowdary *et al.*, 2013; Oliscovicz *et al.*, 2013b) e blocos de poliuretana de 15, 20 e 40 PCF, material consistente e uniforme, que apresenta propriedades físicas semelhantes ao osso humano (Elias *et al.*, 2012; Reis; Valente; Shimano, 2012; Valente *et al.*, 2014) e que permite eliminar a influência da heterogeneidade do substrato na análise do formato dos implantes.

Quando a qualidade óssea não é favorável, o contato entre o osso e o implante diminui, dificultando a estabilidade primária (Trisi *et al.*, 2013; Herekar *et al.*, 2014). Diante dos três métodos de aferição da estabilidade empregados no estudo, torque de inserção, frequência de ressonância e ensaio de arrancamento, todos os implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, densidade comparável ao osso tipo III, não apresentaram diferença estatisticamente significativa. O'Sullivan *et al.* (2004) e Kim *et al.* (2010) encontraram resultados similares para o torque de inserção em ossos tipo II e III e sugeriram que os fatores relacionados à densidade óssea e design dos implantes afetam diretamente o nível de estabilidade primária. Uma vez que a poliuretana de 15 PCF não demonstrou diferença estatística entre os modelos de implantes testados pode-se sugerir que essa densidade específica do material não é adequada para avaliar a influência da macrogeometria do implante na estabilidade primária.

Apesar de estudos presentes na literatura considerarem a poliuretana um material homogêneo, aprovado pela Sociedade Americana de Testes e Materiais como um material padrão para testar dispositivos e instrumentos ortopédicos (Elias *et al.*, 2012; Oliscovicz *et al.*, 2013a; Kim *et al.*, 2014), o presente estudo demonstrou a partir dos resultados obtidos, que pode existir heterogeneidade nesse tipo de substrato. Com exceção dos implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF, os demais do mesmo grupo experimental apresentaram grande discrepância entre as médias e um elevado desvio padrão, principalmente quando considerado o ensaio mecânico de arrancamento e a poliuretana de maior densidade, 40 PCF. Dessa forma, partindo do princípio que os implantes eram os mesmos dentro do grupo e que o método de inserção foi igual para todos, essa diferença entre as médias pode ser atribuída ao material, ou seja, à sua falta de homogeneidade e padronização.

De um modo geral, todos os modelos de implantes apresentaram resultados considerados satisfatórios para a estabilidade primária. A diferença entre as médias obtidas através do torque de inserção, frequência de ressonância e ensaio de arrancamento pode ser atribuída aos diferentes tipos e densidades de substrato e a macrogeometria dos implantes, reafirmando a influência desses fatores na estabilidade inicial. Dentro do grupo dos implantes cônicos, que apresentaram os melhores resultados, o Alvim CM (cone morse) demonstrou as maiores médias, principalmente quando inserido na poliuretana de 40 PCF e osso de costela

suína, substratos de maior densidade. Esses dados reforçam a associação positiva entre as características da geometria externa do parafuso e da plataforma protética, o que favorece tanto a estabilidade primária como a estabilidade da prótese (Weigl, 2004; Castro *et al.*, 2014).

Apesar dos elevados índices de torque de inserção obtidos pelo implante Alvim CM sugerirem elevada estabilidade primária, pré-requisito para o carregamento imediato, ainda há controvérsia na literatura a respeito dos efeitos da aplicação de torques muito altos. Trisi *et al.* (2009) verificaram que a estabilidade primária é influenciada pela interação mecânica entre o implante e o tecido ósseo e que o sucesso do mesmo pode ser acelerado e/ou aumentado pela aplicação de um protocolo cirúrgico com torques de inserção elevados. Segundo Ottoni *et al.* (2005), a cada aumento de 9,8 N.cm de torque de inserção, o risco de perda dos implantes submetidos à carga imediata é reduzido em 20%. Entretanto, outros estudos como o de Coelho *et al.* (2010) mostram que torques de inserção elevados podem produzir altas forças de compressão no tecido ósseo, induzir efeitos deletérios sobre a microcirculação local e as respostas celulares do osso e provocar necrose óssea, retardando ou comprometendo a osseointegração dos implantes (Freitas *et al.*, 2012; Duyck *et al.*, 2013).

Um implante estável normalmente apresenta valor de frequência de ressonância (ISQ) superior a 65 e um ISQ<50 pode indicar falha potencial ou aumento do risco de fracasso (Atsumi; Park; Wang, 2007; Kim *et al.*, 2013). No presente estudo, apesar dos valores de ISQ obtidos serem considerados favoráveis para a estabilidade primária, não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre os diferentes grupos de implantes testados, para todas as densidades da poliuretana. Os implantes inseridos na costela de osso suíno também foram semelhantes, com exceção do Titamax II Plus (cilíndrico hexágono interno) que apresentou a menor média de ISQ, diferente dos demais ($p<0,05$).

A ausência de diferença entre os grupos de implantes inseridos nas poliuretanas, demonstrada pelos resultados da frequência de ressonância, pode ser atribuída tanto ao método de aferição do aparelho, quanto às características desse tipo de substrato. O Ostell se expressa eletromagneticamente captando valores de frequência de ressonância emitidos pelo implante, contudo, esses valores podem ser influenciados por diversos fatores, como o contato das espiras com o osso, a fixação do parafuso em apenas uma parede óssea e o incompleto contato osso/implante (Huwiler *et al.*, 2007; Ito *et al.*, 2008; Kim *et al.*, 2013). Em vista da poliuretana ser um material polimérico que simula o osso seco as forças aplicadas durante o torque de inserção podem provocar a quebra do substrato em partículas, que ficam depositadas entre as roscas; diferentemente do que ocorre no osso suíno, uma mistura de

material orgânico e inorgânico com relativa umidade, que gera compactação óssea com a aplicação do torque. Essa diferença na constituição do material que fica depositado entre as espiras do parafuso gera uma transmissão diferente, justificando a semelhança entre os resultados encontrados em todas as densidades da poliuretana.

A correlação entre RFA/ensaio de arrancamento ($p=0,461$) e RFA/TI ($p=0,634$) foi moderada de acordo com o p de Pearson. Entretanto, quando avaliados os ensaios separadamente verificou-se que para o torque de inserção e ensaio de arrancamento os diferentes modelos de implantes apresentaram diferenças estatísticas e para a frequência de ressonância houve semelhança. Esses resultados sugerem que essa análise, quando empregada individualmente, não é suficiente para identificar a influência da geometria do implante na estabilidade primária, provavelmente devido ao que foi descrito no parágrafo acima. Na literatura é possível encontrar estudos favoráveis a utilização desse método e outros que mostram discrepância entre a frequência de ressonância e outras técnicas de aferição da estabilidade primária como torque de inserção, remoção, densidade mineral óssea e análise histológica do contato osso implante (Da Cunha *et al.*, 2004; Akkoucaoglu *et al.*, 2005; Ito *et al.*, 2008). Os resultados do presente estudo demonstraram que os resultados de RFA foram favoráveis para a estabilidade primária e que houve correlação moderada entre as diferentes metodologias, contudo, as técnicas, quando utilizadas individualmente apresentam deficiências e estas podem ser supridas pela associação de dois ou mais métodos distintos, o que permite uma avaliação mais completa da estabilidade primária.

Comparando-se os resultados do ensaio de arrancamento com o torque de inserção, também se observou correlação moderada de *Pearson* ($p=0,658$), valores próximos a uma forte correlação ($p>0,70$). Nesse caso, as forças aumentaram proporcionalmente de acordo com a densidade do substrato e demonstraram a influência dos diferentes modelos de implantes, com melhor desempenho dos cônicos em relação aos cilíndricos. Esses achados também são descritos na literatura, Wegmann *et al.* (2013) e Helgeson *et al.* (2013) demonstraram que o ensaio de arrancamento está relacionado ao torque de inserção e às características do parafuso, sendo considerada uma forma objetiva de avaliar a resistência mecânica de implantes.

Em geral, os dados obtidos a partir dos ensaios realizados com os implantes convencionais, demonstraram superioridade do formato cônico, associado a plataforma protética cone morse quando comparado ao demais implantes cilíndricos, corroborando com os resultados encontrados nos estudos de Bilhan *et al.* (2010) e Jimbo *et al.* (2014). Dentre os implantes cilíndricos, o Titamax II Plus (plataforma hexágono interno) apresentou as

menores médias não só em relação aos cônicos, mas também aos demais parafusos de mesmo formato, provavelmente devido à morfologia característica do seu terço superior, com presença de menor passo de rosca entre as espiras e maior diâmetro cervical. Esses achados confirmam a forte influência do formato e da macroestrutura do parafuso na biomecânica da estabilidade primária.

Por meio das pesquisas realizadas pela comunidade científica, a indústria desenvolve e lança constantemente no mercado novos modelos de implantes. Entretanto, ainda não se chegou a um consenso a respeito de quais seriam as características associadas ao parafuso mais adequadas para atender às necessidades da maioria dos pacientes.

O presente estudo teve como um de seus objetivos, criar um novo modelo de implante, a partir da modificação da geometria externa de implantes convencionais da empresa Neodent® (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Para isso, foram selecionados os modelos cônico cone morse (Alvim CM) e cilíndrico hexágono externo (Titamax Ti), os primeiros por apresentarem no estudo as maiores médias e os últimos por serem comumente empregados na prática clínica. O substrato de escolha para a inserção foi a poliuretana de 40 PCF, densidade que demonstrou no estudo grande semelhança às características do osso natural.

A modificação constituiu na prolongação dos chanfros pré-existentes na porção apical do implante até o nível da plataforma protética. Para análise da estabilidade primária foram utilizados os mesmos ensaios mecânicos empregados para avaliar os parafusos convencionais. Os resultados mostraram um aumento significativo das médias de torque de inserção ($p=0,000$) para os implantes Alvim CM modificados, semelhança estatística para o ensaio de frequência de ressonância ($p=0,169$) e diminuição significativa das médias de força máxima ($p=0,000$). Apesar de estatisticamente o implante Alvim CM modificado ter sido favorável apenas para o torque de inserção, ainda assim pode-se considerar que as médias da força máxima de arrancamento foram satisfatórias ($500,01 \pm 44,63$) para a estabilidade primária.

Os implantes Titamax Ti modificados promoveram aumento significativo do torque de inserção ($p=0,043$) e diminuição significativa na frequência de ressonância ($p=0,002$) e ensaio de arrancamento ($p=0,000$). Entretanto, assim como para os implantes cônicos, os valores obtidos para a RFA ($67,55 \pm 0,92$) e força máxima ($217,72 \pm 28,87$), apesar de menores, podem ser considerados satisfatórios para a estabilidade primária.

A vantagem da utilização desses modelos de implantes baseia-se no fato da modificação dos chanfros ter permitido a redução do número de fresas necessário para a inserção dos parafusos no substrato. Para o implante Alvim CM convencional a última broca

recomendada pelo fabricante é de 4,3 mm de diâmetro, por outro lado, para o modificado, a última fresa utilizada foi a de 3,5 mm (redução de 1 broca); no Titamax Ti convencional a broca final determinada é de 3,8 mm, reduzida para 3,15 mm para o modificado (redução de 2 brocas). A diminuição dos número de fresas promove grandes vantagens não só para o cirurgião-dentista, mas também para o paciente, como menor remoção de tecido ósseo, possível aplicação em rebordos reabsorvidas, como alternativa a cirurgias de enxerto; e para a indústria, que economiza significativamente os gastos com materiais, kits, espaço para armazenamento dos mesmos, torneamento dos parafusos.

Os prolongamentos dos chanfros na superfície externa proporcionaram ao implante uma maior capacidade de corte e facilidade de perfuração, características também observadas nos parafusos autoperfurantes, indicados para ossos de menor densidade, uma vez que promovem elevada compactação da cortical óssea, melhorando a estabilidade primária (Osion *et al.*, 1995; Chong *et al.*, 2009).

Outro tipo de implante descrito na literatura que também pode ser comparado aos desenvolvidos nesse estudo são os microparafusos livre de brocas, que apesar de não necessitarem de fresas para perfuração óssea apresentam vantagens semelhantes aos dessa pesquisa, como menor tempo de inserção, dano térmico, remoção de tecido ósseo e contato osso/implante mais intenso (Gupta; Kotrashetti; Naik, 2012).

Dentro dos resultados encontrados foi possível observar que o implante modificado apresentou eficácia considerável e sugere benefícios aplicáveis como redução no tempo de inserção, menor trauma e dano térmico aos tecidos ósseos e redução do diâmetro do parafuso. A alteração nas propriedades estudadas ocorreu efetivamente somente com o ensaio de arrancamento, possivelmente devido à característica multifatorial desse método que avalia a resistência do implante em associação com a densidade mineral óssea, formato e técnica cirúrgica (Turkylmaz; Mcglumphy, 2008; Chang *et al.*, 2012). Outro fator que pode ter resultado na redução da média de arrancamento é a proporcionalidade que existe entre a superfície da rosca em contato com o tecido ósseo, de forma que modificações nas mesmas podem aumentar ou diminuir substancialmente a força do arrancamento (Hsu *et al.*, 2005; Orsini *et al.*, 2012). Porém, apesar de menores, os resultados obtidos ainda estão dentro dos padrões aceitos para uma boa estabilidade primária.

A modificação realizada foi uma proposta inicial e pode sofrer novas alterações a fim de melhorar suas propriedades para aplicação em escala industrial. O grande ineditismo desse estudo foi avaliar a efetividade dessa alteração morfológica na superfície externa dos parafusos, cujas principais indicações seriam evitar o excessivo desgaste de tecido ósseo, ou

seja, favorecer o processo de cicatrização, reduzir os danos térmicos provocados pelas fresas durante a inserção, permitir a instalação de implantes em regiões reabsorvidas sem a necessidade de cirurgia prévia de enxertia e melhorar as condições do pós-operatório. A partir dos resultados preliminares obtidos pode-se dizer que a modificação foi satisfatória e que os dados coletados podem servir de base para o delineamento e desenvolvimento de trabalhos futuros em outros substratos e *in vivo*, estudos estes necessários para confirmar a viabilidade clínica e comercial desses implantes.

7. CONCLUSÃO

A partir da análise e interpretação dos resultados concluiu-se que:

1. Os diferentes formatos de implantes influenciaram na estabilidade primária, dentre os quais os cônicos apresentaram melhor desempenho;
2. A caracterização microestrutural dos implantes não mostrou alteração na morfologia externa dos mesmos, permitindo sua inserção em mais de um substrato;
3. A análise dos implantes em diferentes tipos de substratos demonstrou que a poliuretana de 15 PCF não apresenta resistência suficiente para análise do formato e que a poliuretana de 40 PCF e osso suíno são os melhores substratos para avaliação da estabilidade primária;
4. A correlação entre os métodos foi moderada, mostrando que todos são eficientes para análise da estabilidade primária e que os mesmos devem ser utilizados em associação para a obtenção de resultados mais confiáveis;
5. A comparação entre os implantes convencionais e modificados sugere a viabilidade da modificação realizada, uma vez que promoveu vantagens na inserção e manteve as condições para uma boa estabilidade primária.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

¹De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023: Informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH, T. Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.8, n.3, p.107-113, 2006.

ABUHUSSEIN, H.; PAGNI, G.; REBAUDI, A.; WANG, H.L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, v.21, n.2, p.129-136, 2010.

AHN, S.J.; LEESUNGBOK, R.; LEE, S.W.; HEO, Y.K.; KANG, K.L. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, v.107, n.6, p.366-372, 2012.

AKKOUCAOGLU, M.; UYSAL, S.; TEKDEMIR, I.; AKCA, K.; CEHRELI, M.C. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res*, v.16, n.2, p.202-209, 2005.

ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P.I.; HANSSON, H.A.; LINDSTROM, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, v.52, n.2, p.155-170, 1981.

ALBREKTSSON, T.; WENNENBERG, A. Oral implant surfaces: Part 1 – Review focusing on topographic and chemical properties off different surfaces and in vivo responses to them. In *J Prosthodont*, v.17, n.5, p.536-543, 2004.

ALEO, E.; VARVARA, G.; SCARANO, A.; SINJARI, B.; MURMURA, G. Comparison of the primary stabilities of conical and cylindrical endosseous dental implants: an in-vitro study. *J Biol Regul Homeost Agents*, v.26, n.1, p.89-96, 2012.

ANITUA, E.; TAPIA, R.; LUZURIAGA, F.; ORIVE, G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finit element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.30, n.1, p.89-95, 2010.

APARICIO, C.; PADRÓS, A.; GIL, F.J. In vivo evaluation of micro-rough and bioactive titanium dental implants using histometry and pullout tests. *J Mech Behav Biomed Mater*, v.4, n.8, p.1672-1682, 2011.

ASTRAND, P.; ENGQUIST, B.; DAHLGREN, S.; ENGQUIST, E.; FELDMANN, H.; GRÖNDAHL, K. Astra Tech and Branemark System implants: a prospective 5-year comparative study. Results after one year. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.1, n.1, p.17-26, 1999.

ATSUMI, M.; PARK, S.K.; WANG, H.L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.22, n.55, p.743-754, 2007.

BALFOUR, A.; O'BRIEN, G.R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*, v.73, n.1, p.36-43, 1995.

BALSHI, S.F.; ALLEN, F.D.; WOLFINGER, G.J.; BALSHI, T.J. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.20, n.4, p.584-594, 2005.

BASHUTSKI, J.D.; D'SILVA, N.J.; WANG, H.L. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol*, v.80, n.4, p.700-704, 2009.

BAYARCHIMEG, D.; NAMGOONG, H.; KIM, B.K.; KIM, M.D.; KIM, S.; KIM, T.I.; SEOL, Y.J.; LEE, Y.M.; KU, Y.; RHYU, I.C.; LEE, E.H.; KOO, K.T. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bonetest. *J Periodontal Implant Sci*, v.43, n.1, p.30-36, 2013.

BILHAN, H.; GECKILI, O.; MUMCU, E.; BOZDAG, E.; SÜNBÜLOĞLU, E.; KUTAY, O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*, v.37, n.12, p.900-907, 2010.

BINON, P.P. Treatment planning complications and surgical miscues. *J Oral Maxillofac Surg*, v.65, n.7, p.73-92, 2007.

BLASZCZYSZYN, A.; HEINEMANN, F.; GEDRANGE, T.; KAWALA, B.; GERBER, H.; DOMINIAK, M. Immediate loading of an implant with fine threaded neck-bone resorption and clinical outcome of single tooth restorations in the maxilla. *Biomed Tech (Berl)*, v.57, n.1, p.3-9, 2012.

BLIND, O.; KLEIN, L.H.; DAILEY, B.; JORDAN, L. Characterization of hydroxyapatite films obtained by pulsed-laser deposition on Ti and Ti-6Al-4V substrates. *Dent Mater*, v.21, n.11, p.1017-1024, 2005.

BORONAT LÓPEZ, A.; PENÁRROCHA DIAGO, M.; MARTINEZ CORTISSOZ, O.; MINGUEZ MARTINEZ, I. Estudio del análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v.11, n.3, p.272-6, 2006.

BRANEMÄRK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTROM, J.; HALLEN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.

Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*: v.16, p.1-132, 1977.

BROUWERS, J.; LOBBEZOO, F; VISSCHER, C.; WISMEIJER D.; NAEIJE, M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil*, v.36, n.4, p.279-283, 2009.

BUSER, D.; NYDEGGER, T.; HIRT, H.P.; COCHRAN, D.L.; NOLTE, L.P. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.13, n.5, p.611-619, 1998.

CANNIZZARO, G.; TORCHIO, C.; LEONE, M.; ESPOSITO, M. Immediate versus early loading of flapless-placed implants supporting maxillary full-arch prostheses: a randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol*, v.1, n.2, p.127-139, 2008.

CARIMO MARINO, L.A.; DELIBERADOR, T.M.; ZIELAK, J.C.; CORRER, G.M.; GIOVANINI, A.F.; GONZAGA, C.C. Microstructural and topographical characterization of different surface treatments of a surgical titanium alloy for dental implants. *Implant Dent*, v.21, n.3, p.207-212, 2012.

CARVALHO, M.; QUEIROZ, C.; MOLENA, C.; REZENDE, C.; RAPOPORT, A. Estudo clínico da relação do torque de inserção dos implantes e sua osseointegração. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço*, v.37, n.4, p.202-205, 2008.

CASTRO, D.S.; ARAUJO, M.A.; BENFATTI, C.A.; ARAUJO, CDOS.R.; PIATTELLI, A.; PERROTTI, V.; IEZZI, G. Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental study in dogs. *Implant Dent*, v.23, n.3, p.270-276, 2014.

CEHRELI, M.; DUYCK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*, v.15, n.2, p.249-257, 2004.

CEHRELI, M.C.; KÖKAT, A.M.; COMERT, A.; AKKOCAOĞLU, M.; TEKDEMİR, I.; AKÇA, K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotomy implant sockets. *Clin Oral Implants Res*, v.20, n.10, p.1163-1169, 2009.

CHANG, C.L.; CHEN, C.S.; HUANG, C.H.; HSU, M.L. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys*, v.34, n.7, p.999-1008, 2012.

CHONG, L.; AHMED, K.; JON, B.S.; JOHN, G. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *Journal of Oral Implantology*, v.35, n.3, p.130-135, 2009.

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*, v.24, n.3, p.342-346, 2013.

CHUNG, S.H.; HEO, S.J.; KOAK, J.Y.; KIM, S.K.; LEE, J.B.; HAN, J.S.; HAN, C.H.; RHYU, I.C.; LEE, S.J. Effect of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil*, v.35, n.3, p.229-236, 2008.

COELHO, P.G.; SUZUKI, M.; GUIMARAES, M.V.; MARIN, C.; GRANATO, R.; GIL, J.N.; MILLER, R.J. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: A study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.12, n.3, p.202-208, 2010.

CONSTANTINO, A. Osseocompressão: otimizando a estabilidade primária para a ativação imediata de implantes. *ImplantNews*, v.1, n.3, p.219-226, 2004.

CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M.; CAPPELLO, A.; TONI, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*, v.29, n.4, p.525-535, 1996.

DA CUNHA, H.A.; FRANCISCHONE, C.E.; FILHO, H.N.; DE OLIVEIRA, R.C. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillo fac Implants*, v.19, n.4, p.578-585, 2004.

DA SILVA, E.F.; PELLIZZER, E.P.; QUINELLI MAZARO, J.V.; GARCIA JÚNIOR, I.R. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.12, n.3, p.254-62, 2010.

DAOOD, U.; BANDEY, N.; QASIM, S.B.; OMAR, H.; KHAN, S.A. Surface characterization analysis of failed dental implants using scanning electron microscopy. *Acta Odontol Scand*, v.69, n.6, p.367-373, 2011.

DESAI, S.R.; DESAI, M.S.; KATTI, G.; KARTHIKEYAN, I. Evaluation of design parameters of eight dental implant designs: A two-dimensional finite element analysis. *Niger J Clin Pract*, v.15, n.2, p.176-81, 2012.

DILEK, O.; TEZULAS, E.; DINCEL, M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.105, n.2, p.20-27, 2008.

DOS SANTOS, M.V.; ELIAS, C.N.; CAVALCANTI LIMA, J.H. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.13, n.3, p.215-223, 2011.

DUYCK, J.; ROESEMS, R.; CARDOSO, M.V.; OGAWA, T.; DE VILLA.; CAMARGOS, G.; VANDAMME, K. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clin Oral Implant Res*, 2013.

ELIAS, CN.; ROCHA, F.A.; NASCIMENTO, A.L.; COELHO, P.G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, v.16, p.169-180, 2012.

ESPOSITO, M.; GRUSOVIN, M.G.; MAGHAIREH, H.; WORTHINGTON, H.V. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*, 2013.

FARRONATO, D.; SANTORO, G.; CANULLO, L.; BOTTICELLI, D.; MAIORANA, C.; LANG, N.P. Establishment of the epithelial attachment and connective tissue adaptation to implants installed under the concept of "platform switching": a histologic study in minipigs. *Clin Oral Implants Res*, v.23, n.1, p.90-94, 2012.

FREITAS, A.C; J.R.; BONFANTE, E.A.; GIRO, G.; JANAL, M.N.; COELHO, P.G. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res*, v.23, n.1, p.113-118, 2012.

FUSTER-TORRES, M.Á.; PEÑARROCHA-DIAGO, M.; PEÑARROCHA-OLTRA, D.; PEÑARROCHA-DIAGO, M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.26, n.5, p.1051-1056, 2011.

GABAY, E.; COHEN, O.; MACHTEI, E.E. A novel device for resonance frequency assessment of one-piece implants. *Int J Oral Maxillo fac Implants*, v.27, n.3, p.523-527, 2012.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, v.85, n.6, p.585-598, 2001.

GERIS, L.; ANDREYKIV, A.; VAN OOSTERWYCK, H.; SLOTEN, J.V.; VAN KEULEN, F.; DUYCK, J.; NAERT, I. Numerical simulation of tissue differentiation around loaded titanium implants in a bone chamber. *J Biomech*, v.37, n.5, p.763-769, 2004.

GOIATO, M.C.; TORCATO, L.B.; DOS SANTOS, D.M.; MORENO, A.; ANTENUCCI, R.M.; DE CARVALHO DEKON, S.F. Quality of life and satisfaction of patients wearing implant-supported fixed partial denture: a cross-sectional survey of patients from Araçatuba city, Brazil. *Clin Oral Implants Res*, 2014.

GOODACRE, C.J.; BERNAL, G.; RUNGCHARASSAENG, K.; KAN, J.Y. Clinical complications with implants and prostheses. *J Prosthet Dent*, v.90, n.2, p.121-132, 2003.

GOTTLOW, J.; BARKARMO, S.; SENNERBY, L. An experimental comparison of two different clinically used implant designs and surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.14, n.1, p.204-212, 2012.

GRANDI, T.; GUAZZI, P.; SAMARANI, R.; GRANDI, G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, v.42, n.4, p.516-520, 2013.

GUPTA, N.; KOTRASHETTI, S.M.; NAIK, V. A comparative clinical study between self-tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic Anchorage. *J Maxillo fac Oral Surg*, v.11, n.1, p.29-33, 2012.

GURGEL-JUAREZ, N.C.; DE ALMEIDA, E.O.; ROCHA, E.P.; FREITAS, A.C. JR; ANCHIETA, R.B.; DE VARGAS, L.C.; KINA, S.; FRANÇA, F.M. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *J Prosthodont*, v.21, n.3, p.160-166, 2012.

HANSSON, S. Surface roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone: a critical analysis. *J Biomech*, v.33, n.10, p.1297-1303, 2000.

HEIDARI, B.; KHALES, M.; KHODADOUSTAN, A.; KADKHODAZADEH, M. The influence of cortical width of sheep bone on the primary stability of dental implants: an in vitro study. *J Long Term Eff Med Implants*, v.23, n.1, p.87-91, 2013.

HELGESON, M.D.; KANG, D.G.; LEHMAN, R.A.; JR DMITRIEV, A.E.; LUHMANN, S.J. Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection. *Spine J*, v.13, n.8, p.957-965, 2013.

HEREKAR, M.; SETHI, M.; AHMAD, T.; FERNANDES, A.S.; PATIL, V.; KULKARNI, H. A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. *J Prosthet Dent*, 2014.

HIMMLOVA, L.; DOSTALOVA, T.; KACOVSKY, A.; KONVICKOV, A.S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a Finite Element Analysis. *J Prosthet Dent*, v.91, n.1, p.20-25, 2004.

HONG, J.; LIM, Y.J.; PARK, S.O. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clin Oral Implants Res*, v.23, n.10, p.1193-1197, 2012

HSU, C.C.; CHAO, C.K.; WANG, J.L.; HOU, S.M.; TSAI, Y.T.; LIN, J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. *J Orthop Res*, v.23, n.4, p.788-794, 2005.

HSU, J.T.; FUH, L.J.; TU, M.G.; LI, Y.F.; CHEN, K.T.; HUANG, H.L. The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.15, n.2, p.251-261, 2013.

HUWILER, M.A.; PJETURSSON, B.E.; BOSSHARDT, D.D.; SALVI, G.E.; LANG, N.P. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res*, v.18, n.3, p.275-280, 2007.

HWANG, J.W.; LEE, E.U.; LEE, J.S.; JUNG, U.W.; LEE, I.S.; CHOI, S.H. Dissolution behavior and early bone apposition of calcium phosphate-coated machined implants. *J Periodontal Implant Sci*, v.43, n.6, p.291-300, 2013.

INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MCLAIN, R.F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*, v.4, n.5, p.513-518, 2004.

ISODA, K.; AYUKAWA, Y.; TSUKIYAMA, Y.; SOGO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res*, v.23, n.7, p.832-836, 2012.

ITO, Y.; SATO, D.; YONEDA, S.; ITO, D.; KONDO, H.; KASUGAI, S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res*, v.19, n.1, p.9-14, 2008.

JANKOWSKY, I.P.; CHIMELO, J.P.; CAVANCANTE, A.; GALINA, I.C.M.; NAGAMURA, J.C.S. *Brazilian Woods*, Spectrum, Caxias do Sul, Brazil, 1st edition, 1990.

JARMAR, T.; PALMQUIST, A.; BRÅNEMARK, R.; HERMANSSON, L.; ENGQVIST, H.; THOMSEN, P. Characterization of the surface properties of commercially available dental implants using scanning electron microscopy, focused ion beam, and high-resolution transmission electron microscopy. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.10, n.1, p.11-22, 2008.

JAVED, F.; AHMED, H.B.; CRESPI, R.; ROMANOS, G.E. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*, v.5, n.4, p.162-167, 2013.

JAVED, F.; ALMAS, K.; CRESPI, R.; ROMANOS, G.E. Implant surface morphology and primary stability: is there a connection? *Implant Dent*, v.20, n.1, p.40-46, 2011.

JIMBO, R.; TOVAR, N.; ANCHIETA, R.B.; MACHADO, L.S.; MARIN, C.; TEIXEIRA, H.S.; COELHO, P.G. The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2014.

JOKSTAD, A.; ALKUMRU, H. Immediate function on the day of surgery compared with a delayed implant loading process in the mandible: a randomized clinical trial over 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 2013.

JUNG, U.W.; KIM, S.; LEE, I.K.; KIM, M.S.; LEE, J.S.; KIM, H.J. Secondary stability of microthickness hydroxyapatite-coated dental implants installed without primary stability in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 2013.

KAHRAMAN, S.; BAL, B.T.; ASAR, N.V.; TURKYILMAZ, I.; TÖZÜM, T.F. Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil*, v.36, n.10, p.755-761, 2009.

KIM, D.S.; LEE, W.J.; CHOI, S.C.; LEE, S.S.; HEO, M.S.; HUH, K.H.; KIM, T.I.; YI, W.J. Comparison of dental implant stabilities by impact response and resonance frequencies using artificial bone. *Med Eng Phys*, v.36, n.6, p.715-720, 2014.

KIM, H.W.; KIM, H.E.; KNOWLES, J.C. Fluor-hydroxyapatite sol-gel coating on titanium substrate for hard tissue implants. *Biomaterials*, v.25, n.17, p.3351-3358, 2004.

KIM, K.; LEE, B.A.; PIAO, X.H.; CHUNG, H.J.; KIM, Y.J. Surface characteristics and bioactivity of an anodized titanium surface. *J Periodontal Implant Sci*, v.43, n.4, p.198-205, 2013.

KIM, S.J.; KIM, M.R.; RIM, J.S.; CHUNG, S.M.; SHIN, S.W. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. *J Appl Oral Sci*, v.18, n.4, p.415-420, 2010.

KLINE, R.; HOAR, J.E.; BECK, G.H.; HAZEN, R.; RESNIK, R.R.; CRAWFORD, E.A. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent*, v.11, n.3, p.224-234, 2002.

KOH, J.W.; YANG, J.H.; HAN, J.S.; LEE, J.B.; KIM, S.H. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *J Adv Prosthodont*, v.1, n.2, p.107-112, 2009.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S.; WALDENBERGER, O. Single tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.17, n.1, p.78-85, 2002.

KWAK, M.S.; KIM, S.G. In vitro evaluation of resonance frequency analysis values to different implant contact ratio and stiffness of surrounding material. *J Adv Prosthodont*, v.5, n.4, p.428-433, 2013.

LACHMANN, S.; LAVAL, J.Y.; JÄGER, B.; AXMANN, D.; GOMEZ- ROMAN, G.; GROTEN, M. et al. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. *Clin Oral Implants Res*, v.17, n.1, p.80-84, 2006.

LEE, D.W.; CHOI, Y.S.; PARK, K.H.; KIM, C.S.; MOON, I.S. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, v.18, n.4, p.465-470, 2007.

LEKHOLM, U.; ZARB, G.A. Patient selection and preparation .In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, IL: Quintessence, p.199-209, 1985.

LOPEZ-MARÍ, L.; CALVO-GUIRADO, J.L.; MARTÍN-CASTELLOTE, B. GOMEZ-MORENO, G.; LÓPEZ-MARÍ, M. Implant platform switching concept: an update review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, v.14, n.9, p.e450-454, 2009.

LUNDGREN, D.; SLOTT, 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*, v.15, n.4, p.509-516, 2013.

MA, P.; LIU, H.C.; LI, D.H.; LIN, S.; SHI, Z.; PENG, Q.J. Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, v.42, n.10, p.618-621, 2007.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*, v.33, n.1, p.75-78, 2006.

MALISKA, A.M. Microscopia Eletrônica de Varredura. Universidade de Santa Catarina; 2008. p.1-98. Disponível em: URL: http://www.materiais.ufsc.br/lcm/web-MEV/MEV_Apostila.pdf.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; SHIBLI, J.A.; TETTAMANTI, L.; FIGLIUZZI, M.; D'AVILA, S.; SAMMONS, R.L.; PIATTELLI, A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*, v.82, n.1, p.52-61, 2010.

MAZZO, C.R.; REIS, A.C.; SHIMANO, A.C.; VALENTE, M.L. In vitro analysis of the influence of surface treatment of dental implants on primary stability. *Braz Oral Res*, v.26, n.4, p.313-317, 2012.

MEREDITH, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, v.11, n.5, p.491-501, 1998.

MEREDITH, N.; BOOK, K.; FRIBERG, B.; JEMT, T.; SENNERBY, L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*, v.8, n.3, p.234-243, 1997.

MISCH, C. Implantes Dentais Contemporâneos. 2ª Ed. São Paulo- SP. Editora Santos. 2006.

MISCH, C.E.; STRONG, T.; BIDEZ, M.W. Scientific rationale for dental implant design. Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St Louis: Mosby, p.200-229, 2008.

MOHAMMED IBRAHIM, M.; THULASINGAM, C.; NASSER, K.S.; BALAJI, V.; RAJAKUMAR, M.; RUPKUMAR, P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*, v.11, n.3, p.165-171, 2011.

MOON, S.H.; UM, H.S.; LEE, J.K.; CHANG, B.S.; LEE, M.K. The effect of implant shape on bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci*, v.40, n.5, p. 239-243, 2010.

MORTON, D.; JAFFIN, R.; WEBER, H.P. Immediate restoration and loading of dental implants: Clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.19, p.103-108, 2004.

MORETTI, L.A.C. Microtopografia de implantes de titânio com diferentes tratamentos de superfícies à microscopia eletrônica de varredura e de força atômica. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, 2012.

MOTOYOSHI, M.; YANO, S.; TSURUOKA, T.; SHIMIZU, N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, v.16, n.4, p.480-485, 2005.

NAKAMURA, L.H.; CONTIN, I.; PICHLER, E.F. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutments” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. *RPG rev pos-grad*, v.13, n.1, p.96-102, 2006.

NISHIOKA, R.S.; DE VASCONCELLOS, L.G.; DE MELO NISHIOKA, G.N. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent*, v.20, n.2, p.24-32, 2011.

NKENKE, E.; LEHNER, B.; WEINZIERL, K.; THAMS, U.; NEUGEBAUER, J.; STEVELING, H.; RADESPIEL-TRÖGER, M.; NEUKAM, F.W. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implants Res*, v.14, n.3, p.312-321, 2003.

O’SULLIVAN, D.; SENNERBY, L.; JAGGER D.; MEREDITH, N. Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent and Relat Res*, v.2, n.2, p.85-92, 2000.

OLISCOVICZ, N.F. Influência do design, tratamento de superfície e densidade do substrato na estabilidade primária de implantes odontológicos. Análise por meio de torque de inserção,

resistência ao arrancamento e frequência de ressonância. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, 2011.

OLISCOVICZ, N.F.; SHIMANO, A.C.; MARCANTONIO JUNIOR, E.; LEPRI, C.P.; DOS REIS, A.C. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent*, 2013a.

OLISCOVICZ, N.F.; VALENTE, M.L.C.; MARCANTONIO JUNIOR, E.; SHIMANO, A. C.; Reis, A.C. Estudo in vitro da influência do formato e do tratamento de superfície de implantes odontológicos no torque de inserção, resistência ao arrancamento e frequência de ressonância. *Rev Odontol UNESP*, v.42, n.4, p.283-290, 2013b.

OLSSON, M.; FRIBERG, B.; NILSON, H.; KULTJE, C. MkII--a modified self-tapping Branemark implant: 3-year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.10, n.1, p.15-21, 1995.

ORSINI, E.; GIAVARESI, G.; TRIRÈ, A.; OTTANI, V.; SALGARELLO, S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillo fac Implants*, v.27, n.2, p.383-392, 2012.

OSTMAN, P.O.; HELLMAN, M.; WENDELHAG, I.; SENNERBY, L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*, v.19, n.1, p.77–83, 2006.

OTTONI JMP, OLIVEIRA ZFL, MANSINI R, CABRAL AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.20, n.5, p.769-776, 2005.

PALMER, R.M.; PALMER, P.J.; SMITH, B.J. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res*, v.11, n.2, p.179–182, 2000.

PANG, X.; HUANG, Y. Physical properties of nano-HAs/ZrO₂ coating on surface of titanium materials used in dental implants and its biological compatibility. *J Nanosci Nanotechnol*, v.12, n.2, p.902-910, 2012.

PATTANAIK, B.; PAWAR, S.; PATTANAIK, S. Biocompatible implant surface treatments. *Indian J Dent Res*, v.23, n.3, p.398-406, 2012.

PEÑARROCHA-DIAGO, M.A.; FLICHY-FERNÁNDEZ, A.J.; ALONSO-GONZÁLEZ, R.; PEÑARROCHA-OLTRA, D.; BALAGUER-MARTÍNEZ, J.; PEÑARROCHA-DIAGO, M.

Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Clin Oral Implants Res, 2012.

PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JÚNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S.V. 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, v.12, n.3, p.219-34, 2010.

PFEIL, W.; PFEIL, M. Wooden Structures, Rio de Janeiro, Brazil, 6th edition, 2003.

PIEK, D.; LIVNE, S.; HAREL, N.; LERNER, H.; PALT, A.; ORMIANER, Z. One-year survival rate outcomes of innovative dental implants: a prospective clinical study. Implant Dent, v.22, n.6, p.572-577, 2013.

PITA, M.S.; ANCHIETA, R.B.; BARÃO, V.A.; GARCIA, I.R.JR.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W.G. Prosthetic platforms in implant dentistry. J Craniofac Surg, v.22, n.6, p.2327-2331, 2011.

PITHON, M.M.; NOJIMA, M.G.; NOJIMA, L.I. Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, v.113, n.6, p.748-754, 2012.

PORTO, M.A.; SILVA, P.; ROSA, R.; VOLPON, J.B.; SHIMANO, A.C.; DE PAULA, F.J.; DEFINO, H.L. Experimental in vivo acute and chronic biomechanical and histomorphometrical comparison of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. Eur Spine J, v.21, n.5, p.956-963, 2012.

PREMNATH, K.; SRIDEVI, J.; KALAVATHY, N.; NAGARANJANI, P.; SHARMILA, M.R. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis. J Indian Prosthodont Soc, v.13, n.4, p.555-559, 2013.

REIS, A.C.; VALENTE, M.L.C.; SHIMANO, A.C. Caracterização Microestrutural de Implantes Odontológicos Submetidos a Ensaio de Arrancamento. RPG Rev pos-grad, v.19, n.1, p. 1-8, 2012.

ROCHA, F.A. Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2010.

ROSA, C.S. Influência do preparo do orifício piloto e da frequência de colocação do implante no seu torque de inserção e resistência ao arrancamento. Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, 2007.

ROSA, R.; SILVA, P.; SHIMANO, A-C; VOLPON, J; DEFINO, H.; SCHLEICHER, P.; KANDZIORA, F. Análise biomecânica de variáveis relacionada à resistência ao arrancamento dos parafusos do sistema de fixação vertebral. *Rev Bras Ortop*, v.43, n.7, p.293-9, 2008.

SCARANO, A.; DEGIDI, M.; IEZZI, G.; PETRONE, G.; PIATTELLI, A. Correlation between implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.8, n.4, p.218-222, 2006.

SCHLIEPHAKE, H.; SEWING, A.; AREF, A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. *Int J Oral Maxillo fac Surg*, v.35, n.10, p.941-946, 2006.

SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L.E. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillo fac Implants*, v.7, n.1, p.62-71, 1992.

SEONG, W.J.; GRAMI, S.; JEONG, S.C.; CONRAD, H.J.; HODGES, J.S. Comparison of push-in versus pull-out tests on bone-implant interfaces of rabbit tibia dental implant healing model, v.15, n.3, p.460-469, 2013.

SHALABI, M.M.; GORTEMAKER, A.; VAN'T HOF, M.A.; JANSEN, J.A.; CREUGERS, N.H. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res*, v.85, n.6, p.496-500, 2006.

SHEMTOV-YONA, K.; RITTEL, D.; LEVIN, L.; MACHTEI, E.E. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: Mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.16, n.2, p.172-177, 2014.

SHOKRI, M.; DARAEIGHADIKOLAEI, A. Measurement of primary and secondary stability of dental implants by resonance frequency analysis method in mandible. *Int J Dent*, 2013.

STANFORD, C.M. Surface modifications of dental implants. *Australian Dental Journal*, v.53, n.1, p.26-31, 2008.

STEIGENGA, J.T.; AL-SHAMMARI, K.F.; NOCITI, F.H.; MISCH, C.E.; WANG, H.L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry*, v.12, n.4, p.306-317, 2003.

SUL, Y.T., JOHANSSON, C.B.; JEONG, Y.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSON, T. Resonance frequency-and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implants Res*, v.13, n.3, p.252–259, 2002.

TABASSUM, A.; MEIJER, G.J.; WOLKE, J.G.C.; JANSEN, J.A. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin. Oral Impl. Res*, v.21, n.2, p.213–220, 2010.

TETÈ, S.; ZIZZARI, V.; DE CARLO, A.; SINJARI, B.; GHERLONE, E. Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation. *Ann Stomatol (Roma)*, v.3, n.2, p.44-50, 2012.

TONIOLLO, M.B.; MACEDO, A.P.; RODRIGUES, R.C.; RIBEIRO, R.F.; MATTOS, M.DA, G. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on morse taper implants surface. *J Prosthodont Res*, v.57, n.3, p.206-212, 2013.

TRISI, P.; BERARDI, D.; PAOLANTONIO, M.; SPOTO, G.; D'ADDONA, A.; PERFETTI, G. Primary stability, insertion torque, and bone density of conical implants with internal hexagon: is there a relationship? *J Craniofac Surg*, v.24, n.3, p.841-844, 2013.

TRISI, P.; CARLES, T.; COLAGIOVANNI, M.; PERFETTI, G. Implant stability quotient (ISQ) vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomat*, v.1, n.3, p.141-151, 2010.

TRISI, P.; DE BENEDITTIS, S.; PERFETTI, G.; BERARDI, D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindric implant ad modum Branemark: is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, v.22, n.5, p.567-570, 2011.

TRISI, P.; PERFETTI, G.; BALDONI, E.; BERARDI, D.; COLAGIOVANNI, M.; SCOGNA, G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res*, v.20, n.5, p.467-71, 2009.

TSUGE, T.; HAGIWARA, Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*, v.28, n.4, p.373-381, 2009.

TURKYILMAZ, I.; MCGLUMPHY, E. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*, v.8, n.32, p., 2008.

TURKYILMAZ, I.; SENNERBY, L.; MCGLUMPHY, E.A.; TOZUM, T.Z. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*, v.11, n.2, p.113–119, 2009.

VALENTE, M.L.; SHIMANO, A.C.; MAZZO, C.R.; LEPRI, C.P.; DOS REIS, A.C. Analysis of the surface deformation of dental implants submitted to pullout and insertion test. *Indian J Dent Res*, v.25, n.1, p.32-35, 2014.

VIEIRA, R.A.; MELO, A.C.; BUDEL, L.A.; GAMA, J.C.; DE MATTIAS SARTORI, I.A.; THOMÉ, G. Benefits of rehabilitation with implants in masticatory function: is patient perception of change in accordance with the real improvement? *J Oral Implantol*, v.40, n.3, p.263-269, 2014.

WEGMANN, K.; GICK, S.; HEIDEMANN, C.; PENNIG, D.; NEISS, W.F.; MÜLLER, L.P.; EYSEL, P.; SOBOTTKE, R. Biomechanical evaluation of the primary stability of pedicle screws after augmentation with an innovative bone stabilizing system. *Arch Orthop Trauma Surg*, v.133, n.11, p.1493-1499, 2013.

WEIGL, P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol*, v.30, n.3, p.178-188, 2004.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.15, n.3, p.331-344, 2000.

WU, S.W.; LEE, C.C.; FU, P.Y.; LIN, S.C. The effects of lute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys*, v.34, n.7, p.797-805, 2012.

ZAMARIOLLI, A.; SIMÕES P.; SHIMANO, AC.; DEFINO, H. Torque de inserção e resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e cônica. *Rev bras Ortop*, v.43, n.10, p.452-459, 2008.

ZDEBLICK, T.A.; KUNZ, D.N.; COOKE, M.E.; MCCABE, R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine*, v.18, n.12, p.1673-1676, 1993.

ZIX, J.; KESSLER-LIECHTI, G.; MERICSKE-STERN, R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *Int J Oral Implants Maxillofac Implants*, v.20, n.5, p.747-752, 2005.

9. APÊNDICE

Apêndice – A

Tabela A1 – Dados do Torque de Inserção (N.cm), Frequência de Ressonância (ISQ) e Força Máxima de Arrancamento (N) dos implantes inseridos na poliuretana de 15 PCF.

	Titamax Ti	Titamax II Plus	Titamax CM	Alvim Ti	Alvim II Plus	Alvim CM
Torque de Inserção						
C1	10,00	13,00	10,00	15,00	32,00	32,00
C2	12,00	13,00	10,00	10,00	10,00	30,00
C3	12,00	18,00	13,00	15,00	20,00	30,00
C4	10,00	20,00	15,00	16,00	22,00	30,00
C5	12,00	20,00	10,00	15,00	22,00	18,00
C6	13,00	20,00	11,00	10,00	30,00	31,00
C7	10,00	15,00	10,00	17,00	21,00	20,00
C8	15,00	12,00	15,00	15,00	25,00	30,00
C9	10,00	15,00	10,00	21,00	22,00	25,00
Frequência de Ressonância						
C1	66,50	78,00	64,00	65,20	67,70	69,00
C2	68,00	32,00	68,00	49,00	68,00	67,50
C3	68,00	65,70	59,20	68,20	65,20	66,50
C4	57,70	65,50	68,00	67,70	66,50	61,70
C5	60,50	66,20	66,00	62,20	64,20	53,00
C6	66,50	66,50	66,20	51,00	64,70	68,20
C7	61,20	41,00	61,20	60,70	68,00	68,00
C8	68,50	51,50	68,00	66,20	68,00	68,20
C9	58,20	60,20	54,50	59,00	68,00	68,00
Força Máxima de Arrancamento						
C1	108,98	48,18	96,86	88,12	185,27	183,75
C2	129,22	42,09	192,28	54,03	69,01	189,53
C3	144,03	40,25	203,47	123,42	118,34	195,09
C4	52,71	55,54	218,22	94,32	148,33	193,25
C5	58,48	44,56	125,79	109,27	162,87	98,78
C6	140,45	52,49	205,47	47,07	151,89	194,67
C7	97,33	45,55	206,91	98,21	148,92	109,17
C8	149,42	43,00	257,60	72,21	169,54	196,07
C9	95,11	44,20	144,87	113,13	176,44	192,21

Apêndice – B

Tabela B1 – Dados do Torque de Inserção (N.cm), Frequência de Ressonância (ISQ) e Força Máxima de Arrancamento (N) dos implantes inseridos na poliuretana de 20 PCF.

	Titamax Ti	Titamax II Plus	Titamax CM	Alvim Ti	Alvim II Plus	Alvim CM
Torque de Inserção						
C1	10,00	15,00	10,00	20,00	43,00	30,00
C2	10,00	15,00	10,00	16,00	32,00	32,00
C3	10,00	15,00	9,00	30,00	33,00	32,00
C4	9,00	20,00	8,00	10,00	33,00	32,00
C5	10,00	20,00	9,00	30,00	32,00	35,00
C6	11,00	15,00	9,00	30,00	33,00	32,00
C7	9,00	20,00	10,00	30,00	34,00	32,00
C8	10,00	21,00	10,00	30,00	33,00	32,00
C9	10,00	20,00	10,00	30,00	32,00	40,00
Frequência de Ressonância						
C1	59,20	63,20	63,50	60,50	62,20	52,00
C2	62,50	62,00	51,20	56,70	57,70	51,20
C3	60,50	60,20	60,50	58,50	61,20	60,50
C4	59,00	59,50	66,00	59,00	60,50	66,00
C5	61,50	63,20	67,00	61,50	58,70	67,00
C6	62,00	57,50	52,70	62,00	66,50	52,70
C7	62,20	62,70	64,20	62,20	61,50	64,20
C8	59,00	60,70	60,50	59,00	61,50	60,50
C9	59,70	62,20	63,70	59,70	59,70	63,70
Força Máxima de Arrancamento						
C1	112,39	25,91	170,53	189,09	293,80	327,79
C2	88,46	50,59	175,90	140,20	265,51	297,81
C3	104,37	55,01	127,49	196,16	283,39	313,85
C4	119,19	46,64	127,21	86,35	278,77	301,82
C5	124,77	66,50	88,53	226,75	237,43	334,32
C6	138,64	48,75	97,77	183,04	262,79	311,20
C7	76,63	60,58	154,48	217,17	262,59	239,67
C8	99,88	48,27	191,74	209,69	267,69	231,31
C9	95,33	62,62	158,08	214,18	238,04	325,89

Apêndice – C

Tabela C1 – Dados do Torque de Inserção (N.cm), Frequência de Ressonância (ISQ) e Força Máxima de Arrancamento (N) dos implantes inseridos na poliuretana de 40 PCF.

	Titamax Ti	Titamax II Plus	Titamax CM	Alvim Ti	Alvim II Plus	Alvim CM
Torque de Inserção						
C1	50,00	27,00	25,00	45,00	47,00	50,00
C2	35,00	33,00	25,00	32,00	48,00	50,00
C3	40,00	33,00	27,00	48,00	48,00	47,00
C4	40,00	20,00	30,00	48,00	47,00	48,00
C5	45,00	40,00	22,00	48,00	47,00	48,00
C6	30,00	23,00	24,00	48,00	47,00	46,00
C7	30,00	35,00	25,00	30,00	47,00	47,00
C8	25,00	40,00	23,00	48,00	47,00	48,00
C9	30,00	43,00	31,00	48,00	48,00	47,00
Frequência de Ressonância						
C1	71,70	69,20	71,50	67,00	72,50	71,70
C2	69,70	67,00	72,50	70,00	71,70	67,00
C3	70,70	66,20	70,00	66,50	73,00	69,70
C4	71,70	56,70	70,70	70,70	73,20	64,70
C5	72,20	64,50	69,70	69,20	74,00	72,00
C6	71,00	69,50	71,70	53,20	72,50	70,70
C7	70,00	66,70	72,00	70,20	70,20	69,70
C8	72,50	64,70	70,50	70,00	72,50	67,00
C9	70,50	66,00	68,50	69,50	73,00	71,20
Força Máxima de Arrancamento						
C1	464,12	53,24	703,38	315,62	650,89	912,59
C2	373,41	50,18	705,97	224,51	528,91	971,07
C3	406,19	84,31	737,72	375,18	608,80	829,88
C4	427,88	15,64	844,81	356,48	586,30	988,61
C5	489,21	64,12	620,97	437,40	688,56	909,47
C6	362,33	59,15	643,62	606,02	593,17	1064,08
C7	557,67	52,69	628,52	234,10	553,12	869,56
C8	398,16	79,82	666,26	691,48	600,85	858,74
C9	377,02	98,59	635,19	587,32	664,83	789,39

Apêndice – D

Tabela D1 – Dados do Torque de Inserção (N.cm), Frequência de Ressonância (ISQ) e Força Máxima de Arrancamento (N) dos implantes inseridos no osso de costela suína.

	Titamax Ti	Titamax II Plus	Titamax CM	Alvim Ti	Alvim II Plus	Alvim CM
Torque de Inserção						
C1	50,00	20,00	20,00	40,00	65,00	110,00
C2	45,00	15,00	42,00	38,00	65,00	40,00
C3	50,00	25,00	40,00	42,00	70,00	60,00
C4	50,00	10,00	40,00	70,00	68,00	80,00
C5	20,00	22,00	40,00	80,00	25,00	60,00
C6	30,00	28,00	38,00	90,00	55,00	60,00
C7	50,00	32,00	30,00	35,00	50,00	80,00
C8	50,00	20,00	48,00	100,00	30,00	70,00
C9	50,00	28,00	32,00	110,00	50,00	100,00
Frequência de Ressonância						
C1	78,70	75,50	76,70	85,20	89,20	88,00
C2	87,70	69,00	83,20	86,20	75,70	77,70
C3	83,70	70,20	84,20	86,20	83,20	82,70
C4	89,00	77,00	92,50	83,00	80,00	80,70
C5	82,00	68,70	91,70	83,00	71,70	86,20
C6	82,50	73,20	88,50	90,70	74,00	91,70
C7	87,20	83,50	74,00	70,20	83,70	88,50
C8	83,50	68,70	95,50	78,20	72,50	82,70
C9	89,70	69,70	80,70	84,20	83,70	86,20
Força Máxima de Arrancamento						
C1	499,68	73,64	258,98	139,04	351,52	724,53
C2	548,09	78,33	355,33	156,79	288,76	215,20
C3	242,66	131,97	646,13	155,77	483,77	325,89
C4	918,37	30,80	457,45	688,56	282,92	768,31
C5	243,68	66,43	559,85	673,40	119,67	394,42
C6	240,56	90,57	491,52	497,57	307,67	650,28
C7	530,14	116,13	355,19	139,59	262,99	381,64
C8	333,43	80,16	449,57	562,84	138,36	731,80
C9	658,17	109,60	300,53	767,77	214,52	792,11

Apêndice – E

Tabela E1 – Dados do Torque de Inserção (N.cm), Frequência de Ressonância (ISQ) e Força Máxima de Arrancamento (N) dos implantes modificados inseridos na poliuretana de 40 PCF.

	Titamax Ti	Alvim CM
--	------------	----------

Torque de Inserção

C1	45,00	110,00
C2	40,00	110,00
C3	45,00	100,00
C4	45,00	105,00
C5	50,00	110,00
C6	32,00	90,00
C7	42,00	85,00
C8	48,00	60,00
C9	42,00	95,00

Frequência de Ressonância

C1	68,50	66,00
C2	66,00	62,75
C3	64,25	68,50
C4	67,50	69,50
C5	68,75	69,50
C6	68,75	67,25
C7	70,00	73,00
C8	71,50	62,75
C9	62,75	66,50

Força Máxima de Arrancamento

C1	426,41	593,71
C2	198,25	656,47
C3	162,03	674,96
C4	150,30	508,58
C5	158,79	572,84
C6	226,48	364,44
C7	190,65	394,29
C8	268,50	298,49
C9	178,07	436,31