UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Periodontia)

Avaliação da estabilidade inicial de implantes
instalados em modelos ósseos suínos padronizados
em posicionamentos ao nível ou infraósseos

JESSICA PIRES DE CARVALHO

RIBEIRÃO PRETO

2016

JESSICA PIRES DE CARVALHO

**Avaliação da estabilidade inicial de implantes
instalados em modelos ósseos suínos padronizados
em posicionamentos ao nível ou infraósseos.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo como parte dos
requisitos para a obtenção do título de
Mestre em Periodontia.

**Orientador: Prof. Dr. Sérgio Luís Scombatti
de Souza**
Versão Corrigida

RIBEIRÃO PRETO

2016

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.

Catálogo da Publicação

Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto.

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Carvalho. Jessica Pires de Carvalho

Avaliação da estabilidade inicial de implantes instalados em modelos ósseos suínos padronizados em posicionamentos ao nível ou infraósseo. Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Estudo piloto *in vitro*. Ribeirão Preto, 2016

107p.:il; 30cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Área de concentração: Periodontia.

Folha de Aprovação

CARVALHO. J.P. Avaliação da estabilidade inicial de implantes instalados em modelos ósseos suínos padronizados em posicionamentos ao nível ou infraósseos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Odontologia (Periodontia).

Aprovado em: ____ / ____ /2016

Banca Examinadora

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

4) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Dedicatória

Dedicatória

Dedico este trabalho a **Deus** e a **Santa Rita de Cássia**, pois sem eles nada disso seria possível.

Aos meus pais: **Paulo e Elisabete**, responsáveis pela minha formação pessoal e profissional.

Agradecimentos

Agradecimentos

Agradeço a **Deus** pelo dom da vida, por me dar forças para seguir meus sonhos e por abençoar os meus passos na caminhada que escolhi seguir. Sou eternamente grata por tudo que consegui.

Agradeço a **Santa Rita de Cássia** por ser minha fonte de proteção e busca diária de melhoramento espiritual.

Agradeço aos meus pais: **Paulo e Elisabete** por todo amor, dedicação e apoio destinados à minha criação. Sem vocês, eu não estaria aqui, obrigada por cada renúncia feita para que eu pudesse chegar onde estou hoje.

Agradeço aos meus avós: **Ângelo, Teresa, Lucindo, Catarina** (*In Memoriam*) e **Elza** por todo carinho. Tenho certeza que estão comemorando comigo essa vitória.

Agradeço ao meu querido **Rafael** por todo carinho, mas, principalmente por toda ajuda oferecida para execução deste trabalho. Seu empenho em tornar o meu sonho realidade será inesquecível.

Agradeço as minhas amigas: **Raquel, Tamires, Francine e Bruna** por todo apoio e amizade.

Agradeço ao Prof.º Dr. **Sérgio Luís S. de Souza**, orientador deste trabalho, pelos anos dedicados à minha formação como aluna, especialista e mestre. Pela oportunidade de estudar na PG Perio, por confiar em meu trabalho e por todos conhecimentos transmitidos ao longo desses anos.

Agradeço ao Prof.º Dr. **Arthur Belém N. Júnior** pelo incentivo constante dedicado desde a graduação, pela oportunidade de dividir comigo seus conhecimentos, pela chance de trabalharmos juntos e pela amizade.

Agradeço ao Prof.º Dr. **Márcio Grisi** por todo conhecimento, incentivo e paciência dedicados à minha formação profissional e pessoal. Foi uma honra estar ao lado de um

mestre como o senhor e trabalharmos juntos durante a especialização e o mestrado só aumentou o meu amor por essa linda especialidade.

Agradeço ao Prof.º Dr. **Michel Messor**, Prof.º Dr. **Mário Taba Jr** e Prof.ª Dra. **Daniela Palioto** por todo conhecimento compartilhado.

Agradeço aos meus colegas de Mestrado: **Carla, Felipe, Gabriel, Luiz, Milena e Sérgio** pelo excelente convívio, pelos conhecimentos compartilhados e por estarem presentes em muitos momentos. Um agradecimento especial ao amigo **Sérgio**, que além de ter participação especial na execução deste trabalho, foi grande professor ao longo do curso. Amigos, quero seguir com essa amizade por toda a vida!

Agradeço aos colegas de Pós-Graduação: **Carol Mandetta, Umberto, Gustavo, Felipe Anderson, Marquinhos, Kelly, Mari, Cris e Paula** pelos anos de convivência, pelo incentivo e amizade. Em especial a **Carol Delmondes**, que além de tornar-se uma grande amiga foi responsável por grande parte do meu aprendizado. Obrigada por me acompanharem desde a graduação.

Agradeço as funcionárias da Clínica de Pós-Graduação: **Sueli, Dani e Joana** pela excelente convivência, por proporcionarem qualidade ao nosso trabalho e, principalmente, por fazerem os dias cinzas tornarem-se mais claros.

Agradeço aos técnicos do Laboratório de Anatomia, **Gustavo, Paulo e Túlio**, por todo carinho e amizade que nos cercam desde meu ingresso na FORP e, principalmente, por toda ajuda dispensada para a realização deste trabalho.

Agradeço as secretárias do Departamento: **Tati, Dulce, Bel e Dani** por toda atenção durante esses anos e amizade.

Agradeço a técnica do Lab 3D Bio, **Adriana**, pela ajuda fornecida para a realização deste trabalho, por todos conhecimentos compartilhados e pela amizade.

Agradeço, imensamente, ao Prof.º Dr. **Antônio Carlos Shimano**, pela disponibilidade em realizar os ensaios deste estudo. Por todo carinho e atenção a mim dedicados, o senhor é um verdadeiro mestre.

Agradeço aos **funcionários da Sessão de Pós-Graduação** por toda ajuda durante esses anos.

Agradeço à **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto- FORP/ USP**, a **todos Professores e Funcionários desta Universidade** pelo conhecimento compartilhado para minha formação, amizade e carinho.

Agradeço a empresa **NEODENT®** e ao **Açougue M Rodrigues** pela doação realizada para execução deste trabalho.

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

EP: Estabilidade Primária

Micro-CT: Microtomografia Computadorizada

ISQ: Coeficiente da Estabilidade do Implante

Grupo A: cilindros removidos da cabeça do fêmur (com trabéculas ósseas compactas – alta densidade óssea, densidade média ≥ 110).

Grupo B: cilindros removidos do côndilo mandibular (com trabéculas ósseas mais espaçadas – baixa densidade óssea, densidade média ≤ 80).

TIFF: tagged image file format

BV/TV: razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra

BS/BV: razão entre a medida da área superficial do osso e o seu volume ósseo

TbSp: Separação Trabecular

POTOT: Porcentagem da porosidade total

BIC: área de contato osso-implante

ADN: Grupo de alta densidade com implantes ao nível

ADI: Grupo de alta densidade com implantes 2 mm infraósseo

BDN: Grupo de baixa densidade com implantes ao nível

BDI: Grupo de baixa densidade com implantes 2 mm infraósseo

Lista de Gráficos

Gráfico 1) Valores Percentuais do parâmetro de Separação Trabecular (TbSp) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.....	57
Gráfico 2) Valores Percentuais do parâmetro de Poros Totais (PO TOT) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.	60
Gráfico 3) Valores Percentuais da área superficial do osso e volume ósseo (BSBV) após inserção do implante e aplicação de cargas oclusal e lateral para os grupos experimentais.....	63
Gráfico 4) Valores Percentuais da área superficial do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.	66
Gráfico 5) Variações percentuais do parâmetro de contato osso-implante (BIC) nos grupos experimentais.....	68
Gráfico 6) Média $\pm$ Desvio Padrão da Análise de Frequência de Ressonância dos implantes pré e pós inserção de carga nos grupos experimentais. Teste de Mann – Whitney.	69
Gráfico 7) Média $\pm$ Desvio Padrão do Ensaio de Torque à Inserção (N.cm) nos implantes dos grupos experimentais. Teste de Mann –Whitney.	70
Gráfico 8) Média $\pm$ Desvio Padrão do Ensaio de Arrancamento nos implantes dos grupos experimentais. Teste de Mann –Whitney.	71

Lista de Figuras

Figura 1) A e B - Broca Trefina de 20 mm de comprimento e 15 mm de diâmetro.	37
Figura 2) A - Remoção do cilindro de alta densidade do fêmur suíno. B - Remoção do cilindro de baixa densidade do ramo mandibular suíno.	38
Figura 3) A - Cilindro de alta densidade delimitado no fêmur suíno. B - Cilindro de baixa densidade delimitado no ramo mandibular suíno.	38
Figura 4) A, B, C e D - Verificação com paquímetro das dimensões do cilindro ósseo: 18 mm de altura e 15 mm de diâmetro. Imagem: Carolina D. F. Dantas.	39
Figura 5) Cilindros ósseos preparados e identificados. Imagem: Carolina D. F. Dantas.	39
Figura 6) A - Implante Alvim Cone Morse 3,5X 10 mm. B - Pilar protético Cone Morse 2,5mm. Imagens: Catálogo NEODENT.	40
Figura 7) Cilindro ósseo montado em dispositivo individualizado para padronização geométrica da tomada radiográfica digital. Imagem: Carolina D. F. Dantas.	41
Figura 8) A- Radiografia digital obtida. B- Regiões de interesse padronizadas (16 pixels) para cálculo de densidade óssea radiográfica e certificação (2D), três regiões selecionadas: (1) porção coronal, (2) porção média e (3) porção apical.	42
Figura 9) Micro-tomógrafo SkyScan 1172. Imagem do site: http://larxgestao.wix.com/larx-uel#!em-branco/c1pou	43
Figura 10) A - Corte tomográfico transversal do cilindro ósseo de alta densidade. B - Corte tomográfico transversal do cilindro ósseo de baixa densidade.	43
Figura 11) A e B - Imagem tomográfica do cilindro de baixa densidade dos níveis pré-implante. Em rosa: Área de osso entre as roscas. Em azul: Área óssea adjacente as roscas.	44
Figura 12) A - Reconstrução tridimensional tomográfica do cilindro de alta densidade. B - Reconstrução tridimensional tomográfica do cilindro de baixa densidade.	44
Figura 13) A e B - Imagem tomográfica do cilindro de alta densidade dos níveis pré-implante. Em rosa: Área de osso entre as roscas. Em azul: Área óssea adjacente as roscas.	45
Figura 14) A - Dispositivo especialmente confeccionado para melhor adaptação e imobilização da peça durante o procedimento de inserção dos implantes. B - Adaptação do cilindro ósseo no dispositivo. C - Cilindro em posição.	45
Figura 15) A- Início da perfuração com fresa lança de 2 mm. B- Fresa helicoidal de 2mm. C- Fresa alvim de 3,5mm. D- Fresa piloto 4,3 mm. E- Instalação do implante. F- Implante infraósseo (2mm). G- Implante ao nível ósseo. H- Instalação do pilar. I- Pilar em posição.	46
Figura 16) A e B - Imagem tomográfica dos níveis após inserção de implante. Em rosa: Bic. Em azul: Área imediatamente contígua ao final das roscas até 200µm.	48
Figura 17) A-Ostell®. B- Dispositivo para calibração da sonda. C e D- Sonda em posição para análise.	49
Figura 18) A - Cilindro adaptado em dispositivo para aplicação de carga axial. B - Cilindros adaptado em dispositivo para aplicação de carga lateral (45°).	50
Figura 19) A - Dispositivo para ensaio de arrancamento. B - Dispositivo para ensaio de arrancamento parafusado ao implante.	51
Figura 20) A - Máquina Universal de Ensaio EMI®. B - Cilindro ósseo com o implante inserido, posicionado na base fixa de aço com um orifício no centro (Adaptação na célula de carga). C - Acessórios para conexão do implante a máquina de ensaios.	52

Sumário

Justificativa	18
Resumo	23
Abstract	27
Introdução	30
Proposição	35
Material e Métodos.....	37
• Confecção dos Cilindros Ósseos	37
• Seleção dos Implantes e Pilares Protéticos.....	39
• Certificação dos Cilindros Ósseos.....	40
Avaliação Bidimensional (Análise em 2D).....	40
• Procedimentos Experimentais	42
Avaliação tomográfica pré-inserção dos implantes	42
• Inserção dos Implantes	45
• Análise do Torque de Inserção dos Implantes	47
• Avaliação Tomográfica Pós Inserção dos Implantes.....	47
• Avaliação da Estabilidade por meio de Frequência de Ressonância Pré-Carga	48
• Aplicação de Carga	49
• Avaliação Tomográfica Pós-Aplicação de Carga.....	50
• Avaliação da Estabilidade por meio de Frequência de Ressonância Pós-Carga.....	50
• Análise da Resistência ao Arrancamento	50
• Análise Estatística	52
Resultados	55
• Separação Trabecular (TbSp).....	55
• Poros Totais (PO TOT)	58
• Razão da Área Superficial do Osso e seu Volume Ósseo (BS/BV)	60
• Razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV)	64
• Contato Osso-Implante (BIC)	67
• Análise de Frequência de Ressonância.....	68
Ensaio Biomecânicos	69
• Torque de Inserção (T.I.).....	69
Discussão	73
Conclusão	81
Referências	83
Artigo em Inglês.....	90

Justificativa

Justificativa

A reabilitação oral com implantes de titânio tornou-se uma alternativa previsível ao tratamento convencional nas duas últimas décadas. Entretanto, os protocolos de instalação dos implantes têm sofrido algumas mudanças¹. Inicialmente foi proposto que os implantes instalados não deveriam receber carga mastigatória por um período entre 3 e 6 meses². No entanto, com o passar do tempo, os estudos foram mostrando que, sob determinadas condições, seria possível aplicar com sucesso carga em implante recém-instalados³⁻⁵.

Uma destas condições é a estabilidade primária do implante. Esta é decorrente do embricamento entre osso e o implante após a sua inserção⁶. O sucesso desta adaptação depende de alguns fatores: densidade e qualidade óssea, tamanho, diâmetro, forma e rugosidade da superfície do implante e encaixe protético^{7, 8}.

Em relação à densidade e qualidade ósseas, exames de análise de imagens têm sido utilizados no diagnóstico, plano de tratamento e prognóstico, tornando-se indispensáveis para visualizar estruturas anatômicas e detalhes da arquitetura óssea. Atualmente, análises tomográficas têm sido utilizadas para uma avaliação tridimensional das estruturas ósseas, complementando a avaliação bidimensional^{9, 10}.

Estudos *in vitro*¹¹⁻¹³ têm avaliado a estabilidade primária por meio de ensaios biomecânicos, tais como torque de inserção e ensaio de arrancamento. Entretanto, métodos clínicos não-invasivos de avaliação também têm sido utilizados, tais como a análise de frequência de ressonância¹¹. A avaliação correta da estabilidade primária é imprescindível para a decisão de submeter um implante a carga¹².

Antigamente, acreditava-se que o carregamento precoce era responsável pela formação de um tecido fibroso ao invés de osso ao redor do implante¹³. Porém estudos seguintes mostraram que o excesso de micromovimento durante a fase de cicatrização promove a formação desse tecido¹⁴. O carregamento oclusal funcional desencadeia a remodelação do osso alveolar; todavia a carga excessiva pode resultar em micromovimentação acima do limiar suportado e provocar osteoclastogênese¹⁵. Assim como a presença de forças laterais que podem ser consideradas como fator de risco para a estabilidade do implante¹⁶.

Buscando melhores condições dos tecidos ao redor dos implantes e maior previsibilidade das próteses, a bioengenharia dos implantes tem sido modificada ao longo do tempo. A conexão do tipo cone morse mostrou alguns benefícios quando

comparados a outros tipos de conexões, como: diminuição do número de bactérias na interface implante e intermediário e diminuição da micromovimentação deste^{17, 18}. Também foi constatada boa relação desse tipo de implante com os tecidos peri-implantares, já que dissipam menor estresse ao osso e promovem estética mais previsível em relação ao tecido mole, devido à possibilidade de instalação infraóssea^{19, 20}.

Além de estética e função, a instalação de implantes tem como objetivo a redução do tempo de tratamento. Entretanto, um planejamento equivocado e o recebimento de carga em um período precoce podem causar danos irreversíveis aos tecidos. Sendo assim, o carregamento oclusal imediato fica dependente da estabilidade primária. Portanto, além da correta escolha do tipo de implante; a qualidade óssea do sítio receptor deve ser analisada, sendo essencial a realização de exames de imagem; já que o clínico não consegue diferenciar, claramente, os diferentes tipos de densidade óssea²¹.

Alguns estudos buscaram estabelecer modelos ósseos padronizados para avaliar a estabilidade primária de implantes: inicialmente fêmures e mandíbulas^{22, 23} de cadáveres eram utilizados. Porém, para obtenção de resultados estatisticamente significantes, o tamanho das amostras deveria ser grande, o que dificultava a realização do estudo²⁴, e então modelos animais passaram a ser utilizados. Mais recentemente, um estudo²⁵ utilizou osso suíno padronizado do fêmur e côndilo para avaliar a estabilidade primária de dois tipos de implantes instalados em bases ósseas, os autores mostraram que a densidade óssea radiográfica e tomográfica tiveram influência na estabilidade, estando associados à maior média do torque de inserção e da força de arrancamento.

Assim, levando em conta a existência de um modelo de bases ósseas padronizadas validado na literatura, a prática clínica de inserção subcrestal de implantes cone morse e a carência de pesquisas cruzando informações de posicionamento do implante, torque de inserção obtido, exames de imagens e aplicação de força, propõe-se a realização de um estudo comparativo que avalie a estabilidade primária de implantes cone morse instalados em diferentes níveis ósseos em bases ósseas padronizadas, por meio de métodos de análise mecânicos e por imagem.

Referências

1. Ioannidou, E.; Doufexi, A., Does loading time affect implant survival? A meta-analysis of 1,266 implants. *J Periodontol* **2005**, 76 (8), 1252-8.
2. Branemark, 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 Suppl* **1977**, 16, 1-132.
3. Chiapasco, M.; Gatti, C.; Rossi, E.; Haefliger, W.; Markwalder, T. H., Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res* **1997**, 8 (1), 48-57.
4. Bischof, M.; Nedir, R.; Szmukler-Moncler, S.; Bernard, J. P.; Samson, J., Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* **2004**, 15 (5), 529-39.
5. Turkyilmaz, I., Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants. *J Clin Periodontol* **2006**, 33 (3), 233-8.
6. Meredith, N., Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* **1998**, 11 (5), 491-501.
7. Chong, L.; Khocht, A.; Suzuki, J. B.; Gaughan, J., Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol* **2009**, 35 (3), 130-5.
8. Molly, L., Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* **2006**, 17 Suppl 2, 124-35.
9. Martin-Badosa, E.; Amblard, D.; Nuzzo, S.; Elmoutaouakkil, A.; Vico, L.; Peyrin, F., Excised bone structures in mice: imaging at three-dimensional synchrotron radiation micro CT. *Radiology* **2003**, 229 (3), 921-8.
10. Gonzalez-Garcia, R.; Monje, F., The reliability of cone beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites : a histomorfometric analisis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res*: 2013; Vol. 24, pp 871-9.
11. Inceoglu, S.; Ferrara, L.; McLain, R. F., Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J* **2004**, 4 (5), 513-8.
12. Abuhussein, H.; Pagni, G.; Rebaudi, A.; Wang, H. L., The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* **2010**, 21 (2), 129-36.
13. Albrektsson, T., Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* **1983**, 50 (2), 255-61.
14. Pilliar, R. M.; Deporter; Watson, D. P. A., Tissue implant interface : micro movement effects. *Materials in Clinical Applications, Advances in Science Technology*: 1995; Vol. 12, pp 569-579.
15. Hansson, S.; Werke, M., The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* **2003**, 36 (9), 1247-58.
16. Rangert, B.; Jemt, T.; Jorneus, L., Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1989**, 4 (3), 241-7.

17. Engquist, B.; Astrand, P.; Dahlgren, S.; Engquist, E.; Feldmann, H.; Grondahl, K., Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants. *Clin Oral Implants Res* **2002**, *13* (1), 30-7.
18. Cochran, D. L.; Bosshardt, D. D.; Grize, L.; Higginbottom, F. L.; Jones, A. A.; Jung, R. E.; Wieland, M.; Dard, M., Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol* **2009**, *80* (4), 609-17.
19. Sutter, F.; Weber, H.; Sorensen, J., The new restorative concept of ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*: 1993; pp 409-31.
20. Binon, P. P.; Sutter, F.; Beaty, K.; Brunsky, J.; H.Gulbransen, The role of screws in implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994; pp 48-63.
21. Cavallaro, J., Jr.; Greenstein, B.; Greenstein, G., Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density. *J Am Dent Assoc* **2009**, *140* (11), 1366-72.
22. Turkyilmaz, I.; Sennerby, L.; McGlumphy, E. A.; Tozum, T. F., Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* **2009**, *11* (2), 113-9.
23. Roze, J.; Babu, S.; Saffarzadeh, A.; Gayet-Delacroix, M.; Hoornaert, A.; Layrolle, P., Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* **2009**, *20* (10), 1140-5.
24. Cristofolini, L.; Viceconti, M.; Cappello, A.; Toni, A., Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* **1996**, *29* (4), 525-35.
25. Delmondes C D. F, D. M. D. R., Carvalho J.P, Novaes Jr. A. B., M. Taba Jr M. , Bazan P. D., Cândido dos Reis A. , Scombatti S. L.S., Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. **J Osseointegr** 2015; Vol. 7, pp 43-51.

Resumo

Resumo

CARVALHO. J.P. Avaliação da estabilidade inicial de implantes instalados em modelos ósseos suínos padronizados em posicionamentos ao nível ou infraósseos. 2016. 107 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

A estabilidade primária é decorrente da adaptação mecânica imediata entre o osso e o implante após a sua inserção. O sucesso desta adaptação depende de fatores como a densidade e qualidade ósseas, tamanho, diâmetro, forma e rugosidade da superfície do implante. As cargas oclusais aplicadas sobre o implante podem afetar o osso circundante. Esse estudo teve como objetivo avaliar, comparativamente, a estabilidade inicial de implantes ósseo inseridos em cilindros de osso suíno padronizados, em diferentes posicionamentos ósseos, com e sem a aplicação de carga, por meio de análises de imagens tridimensionais (microtomografia computadorizada) e análises mecânicas (Frequência de ressonância, Torque de inserção e Ensaio de arrancamento).

Os cilindros ósseos foram preparados a partir de osso suíno e separados em 2 grupos conforme a área doadora: Grupo A: cilindros removidos da cabeça do fêmur (alta densidade óssea) e Grupo B: cilindros removidos do côndilo mandibular (baixa densidade óssea). Previamente aos procedimentos experimentais, os cilindros ósseos foram certificados através de análises de imagens 2D (radiografia digital), para garantir a uniformidade intra-grupos e distinção entre os grupos dos espécimes.

Após a certificação, foram feitas microtomografias computadorizadas dos cilindros ósseos para análise tridimensional de imagens prévia à instalação dos implantes, avaliando os seguintes parâmetros: porcentagem de volume ósseo (BV/TV), separação trabecular (TbSp), razão entre a medida da área superficial do osso e o seu volume ósseo (BS/BV) e porcentagem de porosidade total (POTOT). Depois disso, foram selecionados 60 implantes, que foram divididos em 4 grupos, cada um com 15 implantes: G1 (cilindros ósseos de alta densidade com implante situados ao nível ósseo), G2 (cilindros ósseos de alta densidade com implante 2 mm infraósseo), G3 (cilindros ósseos de baixa densidade com implante ao nível ósseo) e G4 (cilindros de baixa densidade com implante 2 mm infraósseo). A instalação dos implantes seguiu o protocolo recomendado pelo fabricante e durante o procedimento foi realizada a medida do torque de inserção. Após a instalação dos implantes, os cilindros ósseos foram

submetidos à nova análise tridimensional (com avaliação dos mesmos parâmetros anteriores, nas áreas intra-roscas e adjacente à estas, acrescidos da medida da área de contato osso-implante (BIC). Foi então realizada a avaliação do Coeficiente de Estabilidade (ISQ), utilizando a análise de frequência de ressonância (Osstell®). Após essa avaliação, 5 implantes de cada grupo foram submetidos ao ensaio de arrancamento. Os 10 implantes de cada grupo restantes foram conectados a pilares protéticos adequados, os quais receberam uma aplicação de forças axial (G1, G2, G3 e G4, 5 implantes de cada grupo) e lateral (G1, G2, G3 e G4, 5 implantes de cada grupo).

Após aplicação das forças, os cilindros ósseos foram submetidos a nova análise tridimensional com avaliação dos mesmos parâmetros descritos, a nova análise de frequência de ressonância e ao ensaio de arrancamento. As variáveis foram testadas em relação à normalidade dos dados. Para todas as análises foi considerado um nível de significância de 5%. As análises estatísticas foram realizadas com base nos dados absolutos obtidos durante a análise tridimensional em cada situação de carga (antes do implante, pós-implante e pós-carga) e com a variação entre os valores das situações pós-implante e pós-carga (variação carga - implante).

A avaliação estatística do parâmetro de análise de frequência de ressonância não encontrou diferenças estatisticamente significantes para as comparações entre grupos G1 *versus* G3 e G2 *versus* G4 nas avaliações pós implante e pós carga. Em relação ao torque de inserção, houve diferenças estatisticamente significantes para as comparações entre grupos com implantes instalados no mesmo nível G1 *versus* G3 e G2 *versus* G4. Os maiores valores de torque de inserção obtidos foram registrados nos grupos de alta densidade. A análise estatística do ensaio de arrancamento mostrou diferenças estatisticamente significantes para as comparações: G1 *versus* G3 (inicial) e G1 *versus* G4 (inicial). Após a aplicação de carga oclusal, pode-se constatar diferenças estatisticamente significantes para as comparações: G1 *versus* G3 e G2 *versus* G4, após aplicação de carga lateral a análise mostrou diferença estatisticamente significativa para a comparação G3 *versus* G4. Os resultados das análises tridimensionais mostraram diferenças estatisticamente significantes para os parâmetros TbSp e POTOT na avaliação da área óssea intra-roscas. A avaliação dos dados de variação após a aplicação de carga oclusal e lateral para o parâmetro TbSp, mostrou diferenças estatisticamente significantes para as comparações G2 *versus* G4. Em relação ao parâmetro POTOT, a aplicação de carga oclusal e lateral mostrou diferença estatisticamente significativa para as análises: G1 *versus* G2 e G2 *versus* G4.

Em relação ao parâmetro BSBV a análise dos valores absolutos, mostrou diferenças estatisticamente significantes para a área óssea intra-rosca dos grupos de baixa densidade. Já a análise dos valores de variação, a aplicação de carga oclusal mostrou diferenças estatisticamente significantes para os grupos G1 *versus* G3, G2 *versus* G4 e G3 *versus* G4, enquanto a aplicação de carga não axial resultou em diferenças estatisticamente significantes para os grupos G3 *versus* G4 e G2 *versus* G4. Já a análise estatística dos dados de variação do parâmetro BV/TV, mostrou diferença estatisticamente significativa para todas as comparações na área óssea intra-rosca após aplicação de carga oclusal e lateral. A análise estatística do parâmetro BIC mostrou diferenças significantes para os grupos de baixa densidade (G3 e G4) nas comparações pós implante e pós carga. Em relação aos dados de variação, pode-se constatar diferença estatisticamente significativa na aplicação de carga axial para G1 *versus* G2 e G2 *versus* G4, enquanto a aplicação de carga lateral mostrou diferença estatisticamente significativa para as comparações G1 *versus* G3 e G2 *versus* G4.

De acordo com os dados obtidos pode-se concluir que a densidade óssea tem relação com a estabilidade primária de implantes, que cargas não axiais são prejudiciais para o tecido ósseo peri-implantar e que o posicionamento infraósseo pode promover melhor resposta do tecido ósseo, principalmente em regiões de baixa densidade óssea.

Abstract

Abstract

CARVALHO. J.P Evaluation of implants placed in bone standardized pig models in positions bone level or intraosseous using biomechanical tests and Micro-CT. An vitro pilot study. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

With the increase of oral rehabilitation with implants, immediate load can be used to reduce the treatment time. It is important to perform correct treatment planning for immediate implant loading, using 3D image analysis. The subcrestal implant positioning is one of the possible factors that may impact the success of immediate loading implants.

Objective: The aim of this study is to evaluate the initial stability of osseointegrated implants placed infra bone or at the bone level in standardized porcine bone cylinders, through image (micro-computerized tomography) and mechanical analysis (resonance frequency, insertion torque and pull out test).

Sixty bone cylinders were prepared from fresh porcine bone and separated in 2 groups: Group A – 30 cylinders removed from femur head (high bone density) and Group B - 30 cylinders removed from the mandibular condyle (low bone density). Before the experimental procedure, the bone cylinders were certificated through 2D images analysis (digital radiography) to calculate bone density. After this, the bone cylinders were evaluated through micro computed three-dimensional analysis before the implant insertion. The parameters were analyzed in 2 levels (L1-bone volume internal to the threads and L2 – immediately adjacent to the end of threads). The microtomographical parameters analyzed were: Bone volume/Total volume (BV/TV), Trabecular thickness (TbSp), Bone surface/Volume ratio (BS/BV) and Total porosity percent (POTOT). Then, 60 implants (Alvim, 3.5 mm x 10 mm, Neodent®, Curitiba) were inserted in bone cylinders (1 implant in each cylinder), according to manufacturers

protocol, and insertion torque was recorded for each implant. After that, the bone cylinders were submitted a new micro computed tomography analysis that evaluated the same levels and parameters, and Bone Implant Contact (BIC) was also recorded. After that, 5 implants were submitted to pull out test while the others implants received axial and non- axial load. After that, a new microcomputerized tomography analysis evaluated the same levels and parameters previously described, and resonance frequency analysis and pullout test were performed in the bone cylinders.

3D analysis showed that pre- and post-implants intra-groups had statistically significant differences for TbSp and POTOT parameters, and for BSBV and BIC parameters there were observed statistically significant differences for low bone densities groups. The values of differences between post and before loading showed statistically significant differences between G2 and G4 for TbSp, POTOT, BSBV, BV/TV and BIC parameters. The RFA analysis showed highest values for G2 and G4. Concerning insertion torque, the highest mean values were found in high bone densities groups. The pullout strength test showed that the non- axial loads in the low bone density maybe lead to implant displacement throughout the implant insertion axis.

Bone density has a direct relationship with implant primary stability. Non- axial loads are harmful to peri- implantar bone tissue and subcrestal placement of implants presented the best mechanical and tomographical results.

Introdução

Introdução

O protocolo original proposto por Branemark¹ previa que os implantes deveriam ficar submersos, ou seja, sem receber carga mastigatória, por um período de 3 a 6 meses. Esse período variava conforme a qualidade óssea² do leito, pois se acreditava que os micromovimentos interfeririam no processo de osseointegração, levando à perda do implante³. A lógica para essa abordagem inicial é que a micromovimentação do implante, causada pelas forças funcionais ao redor da interface osso-implante durante a cicatrização, poderia induzir à formação de tecido fibroso ao invés de ósseo, conduzindo à falha clínica^{3, 4}.

Visando minimizar o tempo de tratamento, a aplicação de carga imediatamente após a colocação do implante foi testada e mostrou bons resultados⁵⁻¹⁰, sendo atualmente uma possibilidade clínica real, desde que sejam respeitados determinados parâmetros. Um dos mais importantes pré-requisitos para o uso de carga imediata é a obtenção e manutenção de uma boa estabilidade primária quando da instalação do implante¹¹⁻¹⁶.

Estabilidade primária (EP) é definida como uma embricamento mecânico entre osso-implante¹⁷. A EP adequada de um implante é importante para a cicatrização e boa formação óssea, permitindo assim uma melhor distribuição das tensões da mastigação e das cargas oclusais-funcionais¹⁸. A exigência biomecânica para a estabilidade primária é afetada pela densidade e qualidade óssea, pelo encaixe protético, pelo tamanho, diâmetro, forma e rugosidade da superfície do implante^{18, 19}.

Em relação à qualidade óssea do sítio receptor, Lekholm e Zarb²⁰ classificaram em quatro diferentes tipos as densidades ósseas encontradas nas arcadas dentárias. O osso tipo I é formado por um osso compacto homogêneo; o osso tipo II apresenta uma espessa camada de osso cortical que envolve a parte central do osso trabecular denso; o osso tipo III apresenta uma fina camada de osso cortical envolvendo osso trabecular e o osso tipo IV apresenta uma fina camada de osso cortical envolvendo um osso trabecular de pouca densidade¹⁹⁻²¹. A instalação de implantes em ossos do tipo I a III apresentam bons resultados clínicos, enquanto os implantes instalados no osso tipo IV apresentam menores taxas de sucesso devido, principalmente, à falta da estabilidade primária, levando ao insucesso do processo de osseointegração^{19, 22}. O osso tipo IV é normalmente encontrado em zonas posteriores da maxila, e é neste tipo ósseo que se

encontra a maior dificuldade em se conseguir uma fixação inicial rígida, pelo fato de ser muito poroso²¹.

A tomografia computadorizada tem sido de grande valia na avaliação tridimensional das estruturas ósseas, complementando a avaliação bidimensional obtida pelas imagens radiográficas^{23, 24}. Os métodos de análise de imagens utilizados no diagnóstico, plano de tratamento e prognóstico são indispensáveis para visualizar estruturas anatômicas e detalhes da arquitetura óssea. Esta tecnologia dispõe de recursos como controle de brilho e contraste, inversão de imagem, determinação de distâncias e densidade radiográfica que podem ser úteis na avaliação das características ósseas. A microtomografia computadorizada (Micro-CT) tornou-se o "padrão-ouro" para avaliação da morfologia e microestrutura óssea, usando dados de projeções de raios-X em vários ângulos para reconstruir uma representação em 3D do modelo que caracteriza a distribuição da densidade do material, permitindo assim o estudo de estruturas de alguns micrômetros, tais como trabéculas ósseas^{24, 25}. Estudos recentes utilizando a Micro-CT tem avaliado o comprimento, diâmetro, formato, superfície e material do implante, a condensação óssea, o tempo de implantação, o sítio de implantação, a aplicação ou não de carga funcional sobre os implantes analisados e o período de cicatrização antes da aplicação da carga funcional²³⁻²⁷.

Um implante só pode ser carregado imediatamente ou precocemente se alcançar um torque de inserção maior ou igual a 35N.cm²⁸. A análise do torque, também pode ser feita por meio digital, outro método utilizado para essa avaliação é conhecido como análise de frequência de ressonância. Essa alternativa, foi introduzida para identificar quantitativamente a EP de implantes e monitorá-los a longo prazo²⁹, além de ser um método não invasivo e não destrutivo. Alguns estudos identificaram uma variação do Coeficiente da Estabilidade do Implante (ISQ) entre 40 e 80, em que quanto maior o valor, maior a estabilidade do implante^{13, 30}. Também foi concluído que o ISQ deve ser acima de 60 para a instalação de carga imediata ou precoce^{29, 31, 32}.

A obtenção e manutenção da osseointegração podem ser afetadas por fatores biológicos (o efeito da placa bacteriana e a resposta do hospedeiro) e/ou mecânicos (carga oclusal sobre o osso e o efeito das forças de compressão, cisalhamento e tensão)³³. A distribuição de forças na interface entre osso-implante é completamente diferente dos dentes naturais, já que a carga exercida sobre um dente é transmitida e dissipada pelo ligamento periodontal; nos implantes osseointegrados, não existem micromovimentos associados à distribuição de forças, a qual depende do grau de

deformação dos parafusos de retenção, do intermediário protético, da prótese confeccionada, do design do implante e do tecido ósseo³⁴.

A presença de forças oclusais desfavoráveis pode resultar em complicações mecânicas ao implante (fratura) e ao seus componentes (afrouxamento, fratura)³⁵. Estas podem ser classificadas, em: cargas axiais (força mastigatória dissipada ao longo do eixo do dente) e cargas não axiais que em excesso são capazes de promover remodelação do tecido ósseo peri-implantar. De acordo com alguns autores³⁶, as cargas não axiais devem ser evitadas sempre que possível. Já que criam áreas de alta concentração de estresse ao invés de promoverem compressão uniforme ao longo da interface osso-implante.

Através do método de elementos finitos, uma comparação entre cargas axiais e não axiais foi realizada para testar a influência destas na remodelação óssea. O carregamento das cargas foi realizado em próteses parciais fixas sobre implante ou cantiléver instaladas em cães. As análises histológicas revelaram uma resposta de remodelação diferente estatisticamente significativa entre as duas condições de carga. Também foi observado alta remodelação óssea nas áreas que sofreram alta quantidade de carregamento³⁷. As análises de elementos finitos mostraram alta remodelação óssea em regiões que sofreram alta aplicação de força, principalmente na região de osso trabecular.

Uma revisão bibliográfica³⁸ sobre a influência das forças oclusais no tecido ósseo peri-implantar afirmou que o osso reage de diferentes formas em resposta a aplicação de cargas oclusais, dependendo também das características ósseas e de suas propriedades: análises fotoelásticas e de elementos finitos revelaram que quando o implante é submetido a cargas oclusais, a maior tensão se encontra na porção cervical do implante. Esta revisão também mostrou que quando são induzidas as cargas não axiais, essas tensões são mais danosas do que as cargas axiais ao redor dos implantes.

Visando preservar o nível marginal ósseo peri-implantar, novos designs de implantes foram propostos, bem como a alteração no nível de instalação^{39, 40}. A conexão cone Morse foi introduzida como um tipo de “plataform switching”⁴¹ e tem sido destacada por inúmeras características positivas, tais como a capacidade de reduzir contaminação bacteriana entre implante e prótese, estética mais previsível e qualidade do tecido peri-implantar⁴². Também foi constatado que os implante cone Morse dissipam menos forças ao tecido ósseo circundante quando comparados a uma conexão de hexágono interno⁴³.

De acordo com os fabricantes, este tipo de conexão pode ser instalada abaixo do nível ósseo; entretanto, a instalação muito abaixo deste nível pode trazer muitas diferenças em relação a distribuição das tensões⁴⁴. Alguns estudos mostram reabsorção óssea proporcional à maior profundidade de instalação do implante^{45, 46}. Igualmente importante no processo de carga oclusal de um implante é seu posicionamento tridimensional³⁵.

Um estudo recente⁴⁷, utilizando elementos finitos, mostrou que o nível de inserção e o diâmetro do implante afetam a resposta biomecânica do osso. Os autores sugeriram que, para a manutenção óssea a longo prazo, deveria haver um ajuste do nível de inserção óssea em relação à qualidade do osso alveolar. Chu e colaboradores, em 2011⁴¹, avaliaram biomecanicamente o posicionamento subcrestal de implantes dentais por meio de ensaios *in vitro* (em blocos sintéticos) e de análises por elementos finitos. Os resultados mostraram que quanto maior a espessura da base em que o implante é inserido melhor são dissipados os estresses funcionais, e que em relação ao posicionamento subcrestal não houve indicativos conclusivos de qual o melhor posicionamento.

Desse modo, a literatura avaliando os efeitos de diferentes posicionamentos ósseos dos implantes na estabilidade inicial e resistência à carga ainda é escassa, e não há, dentro do nosso conhecimento, estudos *in vitro* utilizando bases ósseas padronizadas que permitam avaliações com o uso de imagens tridimensionais (há apenas avaliações em elementos finitos ou blocos sintéticos). Assim, seria interessante a realização de um estudo para avaliar comparativamente a estabilidade primária de implantes instalados em modelos ósseos padronizados em posicionamentos ao nível ou infraósseos, submetidos ou não a cargas.

Proposição

Proposição

O presente estudo propõe-se a avaliar, *in vitro*, a estabilidade primária de implantes instalados em dois níveis ósseos em cilindros ósseos padronizados de alta e baixa densidades ósseas, submetidos ou não a cargas axiais ou laterais, por meio de:

- Avaliações mecânicas: torque de inserção, análise de estabilidade por frequência de ressonância e ensaio de arrancamento;

- Avaliações por imagem: análise em três dimensões – 3D (microtomografia computadorizada).

Material e Métodos

Material e Métodos

Para realização deste estudo foram utilizados ossos suínos frescos, adquiridos de açougues e frigoríficos de Ribeirão Preto. Os cilindros ósseos foram confeccionados a partir do côndilo mandibular (osso de baixa densidade) e da cabeça do fêmur (osso de alta densidade).

- **Confecção dos Cilindros Ósseos**

A osteotomia foi realizada no Laboratório de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto com auxílio de uma broca trefina de 15 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento, especialmente confeccionada (Figura 1). Os cilindros foram regularizados com lixa d' água de granulação 80 até uma altura de 18 mm de comprimento (Figuras 2 a 4). Os cilindros ósseos confeccionados foram, então, envolvidos com gaze embebida com solução isotônica de cloreto de sódio e hermeticamente embalados em sacos plásticos para evitar secagem. As amostras foram mantidas congeladas, sendo armazenadas a uma temperatura de -20°C; antes da realização dos experimentos, as amostras foram descongeladas até temperatura ambiente previamente à execução dos testes. (Figura 5).

Figura 1) A e B - Broca Trefina de 20 mm de comprimento e 15 mm de diâmetro.

Figura 2) **A** - Remoção do cilindro de alta densidade do fêmur suíno. **B** - Remoção do cilindro de baixa densidade do ramo mandibular suíno.

Figura 3) **A** - Cilindro de alta densidade delimitado no fêmur suíno. **B** - Cilindro de baixa densidade delimitado no ramo mandibular suíno.

Figura 5) A, B, C e D - Verificação com paquímetro das dimensões do cilindro ósseo: 18 mm de altura e 15 mm de diâmetro. Imagem: Carolina D. F. Dantas.

Figura 4) Cilindros ósseos preparados e identificados. Imagem: Carolina D. F. Dantas.

- **Seleção dos Implantes e Pilares Protéticos**

Foram utilizados 60 implantes para execução deste estudo, do modelo Alvim CM (Neodent®, Curitiba, PR), com medidas de 3,5 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Para a etapa de aplicação de carga, foram utilizados 40 mini-pilares protéticos CM de 2,5 mm de comprimento por 3,3 mm de diâmetro (Figura 6, A e B).

Estes implantes, segundo o fabricante, apresentam um desenho com as seguintes características: corpo cônico com interface Cone Morse, superfície NeoPoros, dupla rosca (instalação mais rápida e com menor trauma), diâmetro cervical igual ao diâmetro do corpo do implante, interface protética única para todos diâmetros de implante.

Figura 6) A - Implante Alvim Cone Morse 3,5X 10 mm. B - Pilar protético Cone Morse 2,5mm. Imagens: Catálogo NEODENT.

- **Certificação dos Cilindros Ósseos**

Avaliação Bidimensional (Análise em 2D)

Para a etapa de certificação dos cilindros, com a finalidade de avaliar a uniformidade intra-grupos e as diferenças entre grupos, foi inicialmente determinada a densidade radiográfica bidimensional. As radiografias foram realizadas na Clínica III da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto utilizando a técnica do paralelismo, empregando uma unidade de raios-X e um sensor digital (RVG Trophy Eastman Kodak Company, Rochester NY, EUA). Estas foram armazenadas no formato *tagged image file format* (TIFF). Para padronização geométrica, foi utilizado um posicionador radiográfico conectado a um registro de impressão feito com material de moldagem (silicone de condensação) (Figura 7).

Figura 7) Cilindro ósseo montado em dispositivo individualizado para padronização geométrica da tomada radiográfica digital. Imagem: Carolina D. F. Dantas.

O cálculo da densidade radiográfica foi realizado com auxílio de um software (Image Tool for Windows, versão 3.00, UTHSCA, San Antonio TX, EUA), regiões de interesse padronizadas (16 pixels) foram definidas para cada área. As áreas medidas foram selecionadas de modo que três quadrados medindo $0,16 \text{ cm}^2$ ($0,4 \text{ cm} \times 0,4 \text{ cm}$) cada estivessem situados em três regiões centrais selecionadas, sendo estas: (1) porção coronal, (2) porção média e (3) porção apical do cilindro ósseo. Entre cada quadrado, existia uma distância de $0,2 \text{ cm}$ (Figura 8, A e B).

Nessas regiões pré-determinadas foram medidas as densidades ósseas radiográficas, pelo nível médio de tons de cinza (o qual varia de 0 a 255). A média dos três quadrados foi considerada como a densidade óssea do cilindro. Os cilindros ósseos foram separados em 2 grupos, de acordo com a densidade óssea média estabelecida:

Grupo A: cilindros removidos da cabeça do fêmur (com trabéculas ósseas compactas – alta densidade óssea, densidade média ≥ 110).

Grupo B: cilindros removidos do côndilo mandibular (com trabéculas ósseas mais espaçadas – baixa densidade óssea, densidade média ≤ 80).

Figura 8) A- Radiografia digital obtida. **B-** Regiões de interesse padronizadas (16 pixels) para cálculo de densidade óssea radiográfica e certificação (2D), três regiões selecionadas: (1) porção coronal, (2) porção média e (3) porção apical.

- **Procedimentos Experimentais**

Avaliação Micro-tomográfica pré-inserção dos implantes

Antes da inserção dos implantes, os cilindros ósseos foram submetidos a análises tridimensionais iniciais. Através de tomografias computadorizadas de cada bloco ósseo utilizando o Microtomógrafo SkyScan 1172¹ (Figura 9) no Laboratório 3D Bio da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, com a realização de cortes tomográficos seriados para avaliação de diversos parâmetros ósseos tomográficos.

¹ SKYSCAN, Kontich, Bélgica

Figura 9) Micro-tomógrafo SkyScan 1172. Imagem do site: <http://larxgestao.wix.com/larx-uel#!em-branco/c1pou>

Após esse procedimento, a imagem foi utilizada para quantificar os parâmetros (Figura 10, A e B; Figura 11, A e B) através do software de análise (CTan *Analys*er). Na fase pré-implante, as análises foram realizadas em dois níveis. Inicialmente, foi criado no centro do cilindro tomográfico, previamente definido, um novo cilindro correspondente ao volume do corpo do implante a ser inserido, descontando as roscas. Tomograficamente, a estrutura óssea desse cilindro foi removida e a partir dele foi definido um círculo de área correspondente à região óssea entre as roscas para realização da análise (Nível 1).

Figura 10) **A** - Corte tomográfico transversal do cilindro ósseo de alta densidade. **B** - Corte tomográfico transversal do cilindro ósseo de baixa densidade.

Após esse procedimento, nova remoção tomográfica da estrutura óssea foi realizada e um novo cilindro foi criado com área correspondente à região óssea adjacente às roscas, nível 2 (Figura 12, A e B; Figura 13, A e B).

Para os dois níveis de avaliação foram analisados os seguintes parâmetros tomográficos:

- Separação Trabecular (TbSp);
- Porcentagem da porosidade total em relação ao volume do cilindro tomográfico (PO TOT);
- Razão entre a medida da área superficial do osso e o seu volume ósseo (BS/BV);
- Razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV).

Figura 121) **A** - Reconstrução tridimensional tomográfica do cilindro de alta densidade. **B** - Reconstrução tridimensional tomográfica do cilindro de baixa densidade.

Figura 112) A e B - Imagem tomográfica do cilindro de baixa densidade dos níveis pré-implante. Em rosa: Área de osso entre as roscas. Em azul: Área óssea adjacente às roscas.

Figura 13) A e B - Imagem tomográfica do cilindro de alta densidade dos níveis pré-implante. Em rosa: Área de osso entre as roscas. Em azul: Área óssea adjacente as roscas.

- **Inserção dos Implantes**

Foi confeccionado um dispositivo para promover uma melhor adaptação e imobilização da peça durante o procedimento de inserção dos implantes (Figura 14 A, B e C).

Figura 14) A - Dispositivo especialmente confeccionado para melhor adaptação e imobilização da peça durante o procedimento de inserção dos implantes. **B** - Adaptação do cilindro ósseo no dispositivo. **C** - Cilindro em posição

As perfurações seguiram o protocolo recomendado pelo fabricante dos implantes (Neodent®) compreendendo, resumidamente, a utilização de um contra-ângulo redutor 20:1 acoplado a um motor para implantes, utilizado a 800 rotações por minuto. A fresagem progressiva foi realizada seguindo a sequência de brocas recomendadas, terminando em um preparo ósseo de dimensões adequadas para a instalação dos implantes de 3,5 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, sempre sob abundante irrigação com soro fisiológico durante todo o procedimento (Figura 15, A-I).

Os implantes foram inseridos nos cilindros ósseos da seguinte maneira:

- Grupo ADN: implante Alvim CM instalado em cilindro ósseo de alta densidade ao nível ósseo (n = 15).
- Grupo ADI: implante Alvim CM instalado em cilindro ósseo de alta densidade 2 mm infraósseo (n=15).
- Grupo BDN: implante Alvim CM instalado em cilindro ósseo de baixa densidade ao nível ósseo (n =15).
- Grupo BDI: implante Alvim CM instalado em cilindro ósseo de baixa densidade 2 mm infraósseo (n= 15).

Figura 15) A- Início da perfuração com fresa lança de 2 mm. B- Fresa helicoidal de 2mm. C- Fresa alvim de 3,5mm. D- Fresa piloto 4,3 mm. E- Instalação do implante. F- Implante infraósseo (2mm). G- Implante ao nível ósseo. H- Instalação do pilar. I- Pilar em posição.

• Análise do Torque de Inserção dos Implantes

A inserção dos implantes nos cilindros ósseos foi realizada utilizando um motor com controle de torque (iChiroPro®, Bien Air, Länggasse, Suíça), em baixa rotação. O valor do torque de inserção foi considerado no momento em que o implante estivesse totalmente inserido e posicionado no nível ósseo estipulado para cada grupo, sendo o último valor de torque registrado.

• Avaliação Micro-tomográfica Pós Inserção dos Implantes

Após a instalação dos implantes, foram realizadas novamente tomadas e reconstruções microtomográficas (em 360° de rotação) dos cilindros no Laboratório 3D Bio da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Todas as imagens reconstruídas também apresentaram 2000 x 1336 pixels, com um tamanho do pixel de 10µm.

O software de análise (CTan *Analyser*) foi utilizado para quantificar os mesmos parâmetros das microestruturas: foi determinada a região de interesse (ROI) das secções transversais para análise morfométrica em 2D e após determinação da região foi observado o volume de interesse (VOI) para a análise morfométrica em 3D. Foi inicialmente avaliada a área de contato osso-implante (BIC) ao redor de todo o implante (Figura 16 A e B). Após essa análise, duas medições em 3D foram realizadas avaliando os mesmos parâmetros citados anteriormente na análise pré-inserção: a primeira analisou a área de osso entre as roscas do implante, e a segunda avaliou a área óssea imediatamente contígua ao final das roscas do implante até a distância de 200µm.

Figura 16) A e B - Imagem tomográfica dos níveis após inserção de implante. Em rosa: Bic. Em azul: Área imediatamente contigua ao final das roscas até 200µm.

- **Avaliação da Estabilidade por meio de Frequência de Ressonância Pré-Carga**

Após a inserção dos implantes nos cilindros ósseos a estabilidade primária foi avaliada. Foi utilizado o SmartPegTM (dispositivo utilizado para mensurar a estabilidade primária por impulso magnético) modelo “Type16”, o qual foi acoplado ao implante. A seguir, a sonda de medição foi colocada próxima ao dispositivo para calibração até que o aparelho estivesse calibrado (valor 70 no visor). Após este procedimento a sonda foi colocada próxima à parte superior do SmartPegTM sem tocá-lo. Foram feitas 4 análises por implante, com a sonda de medição divergindo 90° entre elas (Figura 17, A-D). Quando um sinal sonoro foi emitido o valor presente no visor do aparelho (medido em ISQ) foi considerado. A média dos 4 valores foi considerada como o valor de frequência de ressonância do implante.

Figura 17) A-Osstell®. B- Dispositivo para calibração da sonda. C e D- Sonda em posição para análise.

- **Aplicação de Carga**

A seguir, 20 implantes (5 de cada grupo) foram encaminhados para o ensaio de arrancamento. Nos 40 implantes restantes (10 de cada grupo), foram instalados pilares protéticos CM de 2,5mm (Neodent®, Curitiba), com torque de 32N.cm, conforme recomendado pelo fabricante. Em seguida, por meio de um dispositivo especialmente confeccionado acoplado à Máquina de Ensaio Universal (EMIC®, modelo DL-10000N), 5 implantes de cada grupo receberam a aplicação de forças axiais, enquanto os outros 5 implantes receberam forças laterais em ângulo de 45 graus. As cargas foram aplicadas progressivamente, até atingir 150N, a uma velocidade de 1mm/minuto³⁷ (Figura 18 A e B).

Figura 18) **A** - Cilindro adaptado em dispositivo para aplicação de carga axial. **B** - Cilindros adaptado em dispositivo para aplicação de carga lateral (45°).

- **Avaliação Micro-tomográfica Pós-Aplicação de Carga**

Após aplicação de cargas axial e lateral nos implantes, uma nova análise tomográfica foi realizada no Laboratório 3D Bio da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da mesma forma descrita anteriormente nas avaliações pós-implantes, com a determinação dos mesmos parâmetros tomográficos.

- **Avaliação da Estabilidade por meio de Frequência de Ressonância Pós-Carga**

Após aplicação das cargas axial e lateral nos implantes, uma nova análise da estabilidade primária foi realizada, da mesma forma descrita anteriormente.

- **Análise da Resistência ao Arrancamento**

O Ensaio Biomecânico de Arrancamento foi utilizado para avaliar a resistência na interface osso-implante, ou seja, avaliar o grau de estabilidade primária, por meio de uma tração após a sua inserção e aplicação de cargas axial e lateral. O procedimento foi

realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, seguindo a norma ASTM F543.

Para tal, foram utilizados os 60 implantes inseridos individualmente nos cilindros ósseos de alta e baixa densidades (15 de cada grupo). Para a verificação da força máxima de arrancamento, foram confeccionados dispositivos com roscas semelhantes às encontradas no parafuso de cobertura dos implantes. Este dispositivo foi, individualmente, parafusado ao implante até a obtenção de travamento firme a este, com o cuidado de não forçar a interface osso-implante (Figura 19, A e B).

Os corpos de prova com o implante inserido foram posicionados na parte inferior de uma base fixa de aço com um orifício no centro. O dispositivo desenvolvido foi parafusado ao implante e em seguida conectado à base móvel da máquina através de um pino, o qual foi unido a uma peça que serve para a adaptação na célula de carga (200 KgF) da Máquina Universal de Ensaio (EMIC[®], modelo DL 10000N).

Cada implante foi submetido ao ensaio por meio de força axial de tração com velocidade constante de 2mm/min, sendo registrada em Newtons (N) a força que provocou o rompimento da interface osso-implante (Força de Arrancamento). Em todos os ensaios foi utilizada uma pré-carga de 10N com tempo de acomodação de 30 segundos (Figura 20, A-C).

Figura 19) **A** - Dispositivo para ensaio de arrancamento. **B** - Dispositivo para ensaio de arrancamento parafusado ao implante.

Figura 20) **A** - Máquina Universal de Ensaios EMIC®. **B** - Cilindro ósseo com o implante inserido, posicionado na base fixa de aço com um orifício no centro (Adaptação na célula de carga). **C** - Acessórios para conexão do implante a máquina de ensaios.

- **Análise Estatística**

Todas as variáveis foram testadas em relação à normalidade dos dados. De acordo com os resultados obtidos, foram escolhidos testes paramétricos (Teste t não pareado) para as análises intra-grupos e não paramétricos (Teste de Mann–Whitney) para as análises entre os grupos. Para todas as análises foi considerado um nível de significância de 5%. As análises estatísticas foram realizadas com base nos dados absolutos obtidos durante a análise tridimensional em cada situação de carga (antes do implante, pós-implante e pós-carga) e com a variação entre os valores das situações pós-

implante e pós-carga (variação carga - implante). Para o cálculo da estatística foi utilizado o software GraphPad Prism (USA).

Resultados

Resultados

- **Separação Trabecular (TbSp)**

A análise intra-grupos do parâmetro de separação trabecular mostrou diferenças estatisticamente significantes quando comparados o grau de separação entre as trabéculas do cilindro pré e pós a inserção do implante para todos os grupos, tanto para a área óssea entre as roscas quanto para a área adjacente. Sendo assim, houve uma compressão óssea após instalação do implante (Tabela 1). A análise estatística dos valores de variação (carga – implante) mostrou diferenças estatisticamente significantes para aplicação de cargas oclusal e lateral para os cilindros de diferentes densidades posicionados 2 mm infraósseo (ADI *versus* BDI). A aplicação de carga lateral também mostrou diferenças estatisticamente significantes quando foi analisada a área óssea adjacente para cilindros de densidades diferentes posicionados em nível e infraósseo (ADI *versus* BDI), bem como entre implantes posicionados ao nível x infraósseo em cilindros de baixa densidade (BDN *versus* BDI) (Tabela 2).

A análise percentual deste parâmetro mostra numericamente grande diminuição entre as situações pós e pré-implante, e variação após aplicação de carga (oclusal e lateral), havendo uma continuação da compactação óssea quando comparadas as fases de aplicação de carga e instalação do implante. Os grupos de baixa densidade apresentaram maior valor de compactação pós-carga tanto para forças oclusais como laterais (Gráfico 1).

Tabela 2 - Média $\pm$ Desvio Padrão da Variação (Carga - Implante) do parâmetro de Separação Trabecular (TbSp)

	Oclusal		Lateral	
	Intra- Rosca	Adjacente	Intra- Rosca	Adjacente
ADN ^(w)	0.07 $\pm$ 0.06	0.02 $\pm$ 0.20	0.08 $\pm$ 0.10	0.05 $\pm$ 0.11
ADI ^(x)	0.03 $\pm$ 0.05	-0.02 $\pm$ 0.11	0.04 $\pm$ 0.03	0.01 $\pm$ 0.11
BDN ^(y)	0.10 $\pm$ 0.09	1.59 $\pm$ 0.06	0.11 $\pm$ 0.01	-0.04 $\pm$ 0.06
BDI ^(z)	0.14 $\pm$ 0.01	-0.09 $\pm$ 0.23	0.13 $\pm$ 0.03	-0.15 $\pm$ 0.03
Diferença entre grupos (p)**				
w/x	ns	ns	ns	ns
y/z	ns	ns	ns	p<0.05
w/y	ns	ns	ns	ns
x/z	p<0.05	ns	p<0.05	p<0.05

Gráfico 1) Valores Percentuais do parâmetro de Separação Trabecular (TbSp) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.

- **Poros Totais (PO TOT)**

A avaliação deste parâmetro mostrou diferenças estatisticamente significantes quando houve a comparação intra-grupos da área óssea entre as roscas dos valores absolutos pré e pós inserção dos implantes, havendo diminuição da PO TOT para todos os grupos (Tabela 3).

A análise estatística dos valores de variação (carga - implante) mostrou para a área intra-roscas e carga oclusal, diferenças estatisticamente significantes entre ADN versus ADI e ADI versus BDI, sendo que o ADI foi o único grupo em que os valores pós-carga foram menores que os valores pós-implantes ($75,06 \pm 4,48$ versus $88,25 \pm 8,95$), indicando que a instalação de implantes em posição infraóssea em áreas ósseas de alta densidade não resulta em aumento da porosidade óssea intra-roscas após a aplicação de carga oclusal. Já a aplicação de força lateral resultou em aumento dos valores de POTOT para todos os grupos, com diferenças estatisticamente significantes entre o ADI versus ADN e entre ADI versus BDI, e novamente os menores valores de variação da porosidade total após a aplicação de carga lateral foram do ADI ($4,41 \pm 1,77$) (Tabela 4).

A análise percentual desse parâmetro mostra um aumento da quantidade de poros totais quando se compara as fases de instalação e aplicação de carga (com exceção de ADI para carga oclusal e área intra-roscas). A aplicação de força promoveu menor variação de porosidade nos implantes instalados em posição infraóssea em cilindros de alta densidade (ADI), independentemente do tipo de carga aplicada (Gráfico 2).

Tabela 3 - Média $\pm$ Desvio Padrão do parâmetro de Porcentagem de Poros Totais (PO TOT)

	Pré - Implante		Pós- Implante		Pós- Carga		Diferença Intra Grupos (p)*					
	Intra-Rosca ^(a)	Adjacente ^(b)	Intra-Rosca ^(c)	Adjacente ^(d)	Oclusal		Lateral		a/c	b/d	c/d	e/g
ADN ^(w)	97.46 ± 0.42	96.39 ± 0.75	77.24 ± 3.54	90.91 ± 7.46	Intra-Rosca ^(e)	Adjacente ^(f)	Intra-Rosca ^(g)	Adjacente ^(h)				
					92.03 ± 2.81	89.72 ± 4.11	93.32 ± 0.68	84.32 ± 0.01	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns
ADJ ^(x)	97.82 ± 0.65	97.05 ± 0.85	88.25 ± 8.95	96.24 ± 6.00	75.06 ± 4.48	96.10 ± 1.44	92.66 ± 1.75	96.04 ± 0.01	p<0.05	ns	p<0.05	ns
BDN ^(y)	98.34 ± 0.54	97.81 ± 0.81	77.18 ± 4.06	89.99 ± 3.59	92.52 ± 7.13	85.60 ± 4.48	93.76 ± 1.72	83.26 ± 4.90	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns
BDJ ^(z)	98.19 ± 0.63	97.53 ± 0.87	77.72 ± 5.33	90.62 ± 2.71	93.45 ± 4.48	90.74± 2.51	93.45 ± 4.47	91.32 ± 3.14	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns

Tabela 4 - Média $\pm$ Desvio Padrão da Variação (Carga - Implante) do parâmetro de Poros Totais (PO TOT)

	Oclusal		Lateral	
	Rosca	Adjacente	Rosca	Adjacente
ADN ^(w)	18.74 $\pm$ 36.14	-1.19 $\pm$ 4.11	16.00 $\pm$ 1.35	-6.59 $\pm$ 1.01
ADI ^(x)	-15.80 $\pm$ 2.24	-0.14 $\pm$ 1.44	4.41 $\pm$ 1.77	-0.20 $\pm$ 1.02
BDN ^(y)	14.06 $\pm$ 8.40	-4.39 $\pm$ 4.48	16.60 $\pm$ 3.72	6.76 $\pm$ 2.51
BDI ^(z)	17.00 $\pm$ 1.19	0.12 $\pm$ 4.90	15.70 $\pm$ 6.58	0.58 $\pm$ 3.14
Diferença entre grupos (p)**				
w/x	p<0.05	ns	p<0.05	p<0.05
y/z	ns	p<0.05	ns	p<0.05
w/y	ns	p<0.05	ns	p<0.05
x/z	p<0.05	ns	p<0.05	ns

Gráfico 2) Valores Percentuais do parâmetro de Poros Totais (PO TOT) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.

Grupos Experimentais

- **Razão da Área Superficial do Osso e seu Volume Ósseo (BS/BV)**

A análise estatística deste parâmetro mostrou diferenças estatisticamente significantes para os grupos de baixa densidade quando foi comparado o valor da razão

pré e pós inserção dos implantes instalados tanto ao nível quanto infraósseo, para as áreas ósseas entre roscas (Tabela 5).

A aplicação de força oclusal mostrou diferenças estatisticamente significantes na comparação de cilindros de baixa densidade com implantes instalados em diferentes níveis ósseos (BDN *versus* BDI) e para implantes instalados no mesmo nível em cilindros de diferentes densidades (ADN *versus* BDN e ADI *versus* ADN). Os grupos experimentais apresentaram uma tendência numérica de aumento da razão BS/BV na área intra-roscas após a aplicação de carga oclusal, com exceção do G3. A aplicação da força lateral mostrou diferenças estatisticamente significantes na comparação dos valores de variação para área óssea entre as roscas dos cilindros instalados 2 mm infraósseos entre bases ósseas diferentes (ADI *versus* BDI), enquanto que a área adjacente apresentou diferenças estatisticamente significantes para ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDI (Tabela 6).

Houve ainda um aumento do valor percentual quando foram comparados os valores obtidos pós-instalação e após a aplicação de carga. Os maiores valores numéricos foram encontrados no BDI (cilindros de baixa densidade com implantes infraósseos) (Gráfico 3).

Tabela 5 - Média $\pm$ Desvio Padrão da razão entre a medida da área superficial do osso e o seu volume ósseo (BS/BV)

	Pré - Implante		Pós- Implante		Pós- Carga		Diferença Intra Grupos (p)*					
	Intra-Rosca ^(a)		Adjacente ^(b)		Intra-Rosca ^(c)		Adjacente ^(d)		Oclusal		Lateral	
	Intra-Rosca ^(e)	Adjacente ^(f)	Intra-Rosca ^(g)	Adjacente ^(h)	Intra-Rosca ⁽ⁱ⁾	Adjacente ^(j)	Intra-Rosca ^(k)	Adjacente ^(l)	a/c	b/d	c/d	e/g
ADN ^(w)	100.64 ± 5.80	96.66 ± 5.76	99.60 ± 5.35	77.16 ± 5.61	100.85 ± 9.18	71.17 ± 5.72	100.87 ± 4.21	70.12 ± 0.01	ns	ns	ns	ns
AD ^(x)	102.60 ± 10.89	98.40 ± 10.69	100.09 ± 3.68	39.10 ± 5.74	101.48 ± 3.54	33.10 ± 7.42	97.20 ± 4.88	31.10 ± 0.01	ns	p<0.05	ns	ns
BDN ^(y)	123.81 ± 11.47	120.26 ± 11.32	107.10 ± 5.90	89.99 ± 3.59	98.32 ± 4.20	80.30 ± 5.20	99.11 ± 4.99	79.23 ± 9.04	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns
BD ^(z)	114.55 ± 10.50	103.84 ± 18.89	99.40 ± 12.88	133.68 ± 5.43	102.69 ± 4.47	164.00 ± 9.20	115.13 ± 2.64	119.94 ± 1.20	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns

Tabela 6 - Média $\pm$ Desvio Padrão da Variação (Carga - Implante) da área superficial do osso e seu volume ósseo (BS/BV)

	Oclusal		Lateral	
	Rosca	Adjacente	Rosca	Adjacente
ADN ^(w)	3.01 $\pm$ 4.50	-5.99 $\pm$ 5.72	1.97 $\pm$ 44.5	-7.04 $\pm$ 1.02
ADI ^(x)	1.58 $\pm$ 2.94	-6.00 $\pm$ 7.42	-3.18 $\pm$ 5.69	-8.00 $\pm$ 1.01
BDN ^(y)	-12.86 $\pm$ 11.08	-9.69 $\pm$ 5.20	-7.21 $\pm$ 6.38	-10.76 $\pm$ 9.04
BDI ^(z)	5.20 $\pm$ 3.59	30.32 $\pm$ 9.20	17.59 $\pm$ 1.29	-13.68 $\pm$ 1.20
Diferença entre grupos (p)**				
w/x	ns	ns	ns	ns
y/z	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns
w/y	p<0.05	ns	ns	p<0.05
x/z	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05

Gráfico 3) Valores Percentuais da área superficial do osso e volume ósseo (BSBV) após inserção do implante e aplicação de cargas oclusal e lateral para os grupos experimentais.

Grupos Experimentais

- **Razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV)**

Os resultados da análise da razão BV/TV mostraram uma diminuição de valores para todos os grupos na situação pós-implante e pós-carga (tanto para carga lateral como oclusal), sendo esta diminuição mais acentuada nos cilindros ósseos de baixa densidade, denotando um menor volume ósseo no volume total analisado após a aplicação de carga (Tabela 7).

Em relação aos valores de variação pós e pré-carga, o ADI apresentou as menores variações para a área intra-rosca tanto para carga oclusal como para carga lateral (Tabela 8). Houve diferenças estatisticamente significantes para os grupos que apresentavam diferentes densidades ósseas e implantes instalados no mesmo nível (ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDN) tanto para o carregamento oclusal quanto para o lateral. Houve ainda diferenças significantes entre implantes instalados em diferentes níveis (ADN *versus* ADI e BDN *versus* BDI) para as duas bases ósseas tanto após forças oclusais como laterais. Os grupos de baixa densidade apresentaram maiores valores médios numéricos de variação tanto para os implantes instalados ao nível quanto para os instalados infraósseos (Tabela 8).

Tabela 7 - Média $\pm$ Desvio Padrão da razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV)

	Pré - Implante		Pós- Implante		Pós- Carga			Diferença Intra Grupos (p)*				
	Intra-Rosca ^(a)		Intra-Rosca ^(c)		Oclusal		Lateral		a/c	b/d	c/d	e/g
	Adjacente ^(b)	Adjacente ^(d)	Intra-Rosca ^(e)	Adjacente ^(f)	Intra-Rosca ^(g)	Adjacente ^(h)						
ADN ^(w)	-	-	17.74 ± 10.13	8.42 ± 7.44	7.96 ± 2.81	7.21 ± 6.04	6.77 ± 0.85	6.10 ± 0.01	-	-	p<0.05	ns
AD ^(x)	-	-	11.74 ± 8.95	9.84 ± 24.48	6.93 ± 1.00	8.13 ± 7.42	5.19 ± 4.56	6.95 ± 0.02	-	-	p<0.05	ns
BDN ^(y)	-	-	22.81 ± 4.06	10.00 ± 3.59	7.47 ± 7.13	6.85 ± 4.48	6.23 ± 1.72	4.94 ± 4.90	-	-	p<0.05	ns
BD ^(z)	-	-	22.27 ± 5.33	9.37 ± 2.71	3.84 ± 1.16	9.22 ± 9.20	3.61 ± 2.00	8.67 ± 3.51	-	-	p<0.05	ns

Tabela 8 - Média $\pm$ Desvio Padrão da Variação (Carga - Implante) da razão entre o volume do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV)

	Oclusal		Lateral	
	Rosca	Adjacente	Rosca	Adjacente
ADN ^(w)	-10.70 $\pm$ 8.67	-1.21 $\pm$ 6.04	-11.00 $\pm$ 1.35	2-.32 $\pm$ 1.01
ADI ^(x)	-4.50 $\pm$ 2.24	-1.76 $\pm$ 3.93	-6.50 $\pm$ 1.58	-2.90 $\pm$ 1.03
BDN ^(y)	-14.00 $\pm$ 8.40	-3.16 $\pm$ 4.08	-14.87 $\pm$ 3.72	-5.06 $\pm$ 4.90
BDI ^(z)	-17.20 $\pm$ 1.54	-0.15 $\pm$ 1.51	-19.10 $\pm$ 6.15	-0.70 $\pm$ 3.51
Diferença entre grupos (p)**				
w/x	p<0.05	p<0.05	p<0.05	ns
y/z	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05
w/y	p<0.05	p<0.05	p<0.05	p<0.05
x/z	p<0.05	ns	p<0.05	p<0.05

Gráfico 4) Valores Percentuais da área superficial do tecido ósseo e o volume total da amostra (BV/TV) após inserção do implante e aplicação de cargas: oclusal e lateral para os grupos experimentais.

- **Contato Osso-Implante (BIC)**

A análise estatística dos valores absolutos deste parâmetro, não mostrou diferenças estatisticamente significantes para a comparação intra-grupos na base óssea de alta densidade. Na base de baixa densidade, houve diferenças entre a situação pós e pré-carga tanto para forças oclusais como para forças laterais (Tabela 9).

A análise dos valores de variação (carga - implante) do BIC mostrou que o ADI sofreu as menores variações. Após a aplicação de carga oclusal, houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos de diferentes densidades que apresentavam implantes inseridos infraósseos (ADI *versus* ADN), bem como entre diferentes níveis de instalação do implante para a base óssea de alta densidade (ADN *versus* ADI). A aplicação de carga lateral mostrou diferenças estatisticamente significantes entre as bases para os implantes inseridos no mesmo nível ósseo (ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDI) (Tabela 10). A maior redução do BIC foi evidenciada após a aplicação de carga lateral em relação à carga oclusal, e nas bases ósseas de baixa densidade em relação às de alta densidade.

Tabela 9 - Média $\pm$ Desvio Padrão do parâmetro de Contato Osso - Implante (BIC)

	Pós- Implante ^(a)	Pós- Carga		Diferença Intra Grupos (p)*		
		Oclusal ^(b)	Lateral ^(c)	a/b	a/c	b/c
ADN ^(w)	19.63 $\pm$ 1.04	9.71 $\pm$ 3.22	13.37 $\pm$ 7.39	ns	ns	ns
ADI ^(x)	13.23 $\pm$ 9.31	8.34 $\pm$ 1.57	8.87 $\pm$ 2.08	ns	ns	ns
BDN ^(y)	24.37 $\pm$ 4.53	9.45 $\pm$ 7.08	8.11 $\pm$ 2.04	p<0.05	p<0.05	ns
BDI ^(z)	24.65 $\pm$ 6.58	7.48 $\pm$ 1.28	7.05 $\pm$ 4.64	p<0.05	p<0.05	ns

Tabela 10 - Média $\pm$ Desvio Padrão da Variação (Carga - Implante) do parâmetro de Contato Osso-Implante (BIC)

	Pós -Carga	
	Oclusal	Lateral
ADN ^(w)	-13.67 $\pm$ 8.48	-5.58 $\pm$ 6.93
ADI ^(x)	-7.08 $\pm$ 1.88	5.30 $\pm$ 1.90
BDN ^(y)	-13.90 $\pm$ 8.21	-16.70 $\pm$ 4.52
BDI ^(z)	-15.02 $\pm$ 1.18	-17.13 $\pm$ 6.42
Diferença entre grupos (p)**		
w/x	p<0.05	ns
y/z	ns	ns
w/y	ns	p<0.05
x/z	p<0.05	p<0.05

Gráfico 5) Variações percentuais do parâmetro de contato osso-implante (BIC) nos grupos experimentais.

Grupos Experimentais

- Análise de Frequência de Ressonância**

A análise estatística desse parâmetro não encontrou diferenças estatisticamente significantes para as comparações entre grupos ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDI nas avaliações pós implante e pós carga.

A análise pós-inserção de implantes mostrou para a maioria dos grupos valores médios numericamente maiores para os implantes instalados em posição infraóssea em cilindros de alta e baixa densidades. Após a aplicação de carga também foram constatados numericamente maiores valores médios nos grupos que receberam implantes em posição infraóssea: de fato, nos grupos ADI e BDI houve uma tendência de aumento numérico nos valores de ISQ após a aplicação de carga, enquanto nos ADN e BDI isso não ocorreu (Gráfico 6).

Gráfico 6) Média $\pm$ Desvio Padrão da Análise de Frequência de Ressonância dos implantes pré e pós inserção de carga nos grupos experimentais. Teste de Mann –Whitney.

Ensaio Biomecânicos

- **Torque de Inserção (T.I.)**

Na avaliação deste parâmetro, houve diferenças estatisticamente significantes para as comparações entre grupos com implantes instalados no mesmo nível em bases ósseas diferentes (ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDI). Os maiores valores de torque de inserção obtidos foram registrados nos implantes inseridos em osso de alta densidade (Tabela 11).

Tabela 11 - Média $\pm$ Desvio Padrão do Torque de Inserção

ADN ^(w)	40.70 $\pm$ 6.74
ADI ^(x)	45.46 $\pm$ 7.99
BDN ^(y)	26.86 $\pm$ 7.42
BDI ^(z)	30.44 $\pm$ 8.18
Diferença entre grupos (p)**	
w/x	ns
y/z	ns
w/y	p<0.05
x/z	p<0.05

Gráfico 7) Média $\pm$ Desvio Padrão do Ensaio de Torque à Inserção (N.cm) nos implantes dos grupos experimentais. Teste de Mann –Whitney.

• Ensaio de Arrancamento

No ensaio de arrancamento, os valores médios $\pm$ desvio padrão obtidos na força máxima de arrancamento dos implantes que receberam força oclusal e lateral foram, respectivamente: ADN: 472,10 $\pm$ 232.30 e 511,50 $\pm$ 184.60; ADI: 506.40 $\pm$ 94.01 e 395.30 $\pm$ 63.15; BDN: 190.10 $\pm$ 106.80 e 647.20 $\pm$ 172.80 e

BDI: 268.30 ± 98.13 e 392.70 ± 186.50 . Na situação inicial (pós-inserção do implante), houve diferenças estatisticamente significantes entre ADN *versus* BDN e ADN *versus* BDI. Após carga oclusal, houve diferenças estatisticamente significantes entre implantes instalados na mesma posição em bases ósseas diferentes (ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDN). Nos grupos de baixa densidade, a aplicação de carga lateral gerou um expressivo aumento nos valores de arrancamento, denotando um provável deslocamento do implante de seu eixo de inserção no cilindro ósseo. Este efeito foi maior nos implantes instalados ao nível ósseo (houve diferença estatística entre BDN *versus* BDI)

Gráfico 8) Média $\pm$ Desvio Padrão do Ensaio de Arrancamento nos implantes dos grupos experimentais. Teste de Mann –Whitney.

Discussão

Discussão

O uso de carga imediata em implantes dentários cresceu, recentemente, devido a fatores como redução do tempo de tratamento e do trauma cirúrgico, melhor estética e benefícios psicológicos ao paciente⁴⁸. Para que essa prática aconteça, um dos requisitos fundamentais é a presença de estabilidade primária, a qual é influenciada por diversos fatores, incluindo a qualidade e quantidade ósseas, geometria do implante, espessura do osso cortical e densidade do osso trabecular^{29, 49-51}. Buscando minimizar a perda óssea das áreas de crista, protocolos de instalação de implantes passaram por modificações com o uso de técnicas cirúrgicas sem retalho (flapless), alteração do design (“platform switching”) e instalação de implantes até 2mm subcrestal⁵²⁻⁵⁴. O objetivo do presente estudo foi avaliar, *in vitro*, a estabilidade primária de implantes instalados em dois níveis em cilindros ósseos padronizados de alta e baixa densidades, submetidos ou não a cargas axiais ou laterais, por meio de métodos de imagem (Micro-CT) e mecânicos (Ensaio de Arrancamento, Análise de Frequência de Ressonância e Torque de Inserção).

Inicialmente foi realizada a certificação dos cilindros ósseos obtidos das regiões da cabeça do fêmur e côndilo mandibular. Após vários testes em diferentes áreas ósseas, os resultados mostraram que estas duas forneceriam, consistentemente, cilindros de alta e baixa densidades, respectivamente. A análise radiográfica realizada em 2D mostrou que as linhas de corte adotadas para a seleção dos cilindros ósseos (densidade radiográfica menor ou igual a 80 para o grupo baixa densidade e maior ou igual a 110 para o grupo de alta densidade) geraram grupos homogêneos entre si. Estudos anteriores^{55, 56} mostraram que a caracterização tridimensional dos cilindros realizada por meio do Micro-CT possui correlação com a certificação em 2D.

Atualmente na prática clínica, em função de diversos fatores, tais como: melhor estética, estabilidade inicial, altura interoclusal insuficiente e preservação da crista óssea marginal, tem sido recomendada a instalação dos implantes cone Morse em posição infraóssea (variando de 1 a 2 mm)⁵⁷. Em regiões de má qualidade óssea, tais como região posterior da maxila, a estabilidade primária geralmente não é alcançada ao nível ósseo, sendo indicada a instalação infraóssea do implante⁵⁸. O osso cortical é responsável pela distribuição e transmissão de forças oclusais ao tecido peri-implantar; desse modo, implantes em posição subcrestal apresentam comportamento diferente dos implantes instalados a nível ósseo⁵⁹. De acordo com alguns autores, o posicionamento

infraósseo pode promover benefícios, compensando a remodelação óssea e melhorando o BIC na área coronal^{54, 57}.

A análise do Coeficiente de Estabilidade do Implante (ISQ) por meio de frequência de ressonância é considerada um método quantitativo por avaliar as alterações da estabilidade do implante ao longo do tempo de forma não destrutiva e não invasiva⁶⁰. No presente estudo, a avaliação deste parâmetro não apresentou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Entretanto, os valores médios de ISQ foram numericamente maiores em implantes instalados na mesma base óssea em posição infraóssea em comparação aos grupos com implantes ao nível, sugerindo que a instalação de implantes nesta posição poderia ser mais a mais indicada para maximizar a estabilidade inicial, principalmente em bases ósseas deficientes. A região posterior da maxila, por exemplo, apresenta baixa densidade óssea e pode resultar em menor valor da estabilidade primária, diminuindo a chance de uso de carga imediata^{22, 61}. Nesse caso, o posicionamento subcrestal provavelmente seja uma estratégia clínica interessante para aumentar a EP. Após o ensaio de aplicação de carga, os valores de ISQ aumentaram para os implantes instalados em posição infraóssea, enquanto que para aqueles instalados a nível ósseo, os valores diminuíram, sugerindo um maior efeito de compactação óssea proporcionado pela aplicação de carga nos implantes posicionados 2 mm infraósseos.

Os menores valores numéricos de ISQ encontrados em cilindros de baixa densidade concordam com dados de um estudo clínico⁶² que teve como objetivo avaliar a EP de implantes instalados em regiões posteriores (maxila e mandíbula) através do método de análise de frequência de ressonância. Após a instalação, os implantes foram avaliados em relação a EP durante 12 semanas. O valor médio de ISQ dos implantes instalados na maxila foi de 68,51; enquanto os implantes instalados na mandíbula tiveram um valor médio de 72,84. Os autores sugeriram que o baixo valor de ISQ não está associado à baixa densidade óssea da região, mas a um menor contato do implante com o osso: essa afirmação discorda dos achados de microtomografia do presente estudo, os quais mostraram um BIC 3D maior nos grupos de baixa densidade, e mesmo assim estes espécimes mostraram um menor valor de torque de inserção e de ISQ, evidenciando que a densidade óssea provavelmente seja o parâmetro que condiciona a estabilidade do conjunto osso-implante.

Com relação à análise do torque de inserção realizada, as maiores médias foram encontradas nos grupos de alta densidade, ADN e ADI. Quando foi realizada a

comparação entre os grupos, verificou-se diferença estatisticamente significativa para grupos que apresentaram a mesma posição do implante, porém densidades ósseas diferentes: ADN *versus* BDN e ADI *versus* ADN. Estes resultados concordam com a literatura, já que o torque de inserção é resultado da resistência de rotação entre as roscas do implante e o tecido ósseo durante sua inserção, podendo ser utilizado para avaliação da estabilidade primária⁶³. Diferentes áreas de contato entre osso-implante afetam a estabilidade inicial e esta é influenciada pelo passo, profundidade e largura da rosca dos implantes^{55, 64}. O torque de inserção também tem relação com a micromovimentação do implante⁶⁵: após a instalação de 120 implantes em osso bovino fresco de 3 tipos de densidades ósseas, os autores concluíram que o aumento do torque reduz o nível de micromovimentação do implante, e que estes quando instalados em baixas densidades ósseas apresentam micromovimentação elevada. Sendo assim, os resultados do presente estudo corroboram a ideia de que o carregamento de implantes em osso de baixa densidade deve ser realizado com cautela⁶⁵.

Assim como o torque de inserção, o ensaio de arrancamento tem sido utilizado para avaliação da estabilidade primária de implantes *in vitro*^{66, 67-69}. No presente estudo, observou-se que os grupos de alta densidade apresentaram maior valor médio da força máxima de arrancamento durante o ensaio: ADN e ADI em comparação com os grupos de baixa densidade BDN e G4 BDI. Estes resultados concordam com a literatura: estudos que avaliam a EP de implantes por meio de torque de inserção e ensaio de arrancamento de implantes inseridos em diferentes substratos mostram que altas densidades influenciam em maiores valores de torque de inserção e de força máxima de arrancamento^{18, 68, 70}. Nos grupos de baixa densidade que receberam força lateral houve, interessante, um aumento da resistência ao arrancamento. Acredita-se que este carregamento tenha prejudicado tanto a estabilidade dos implantes inseridos em cilindros de baixa densidade a ponto de mudar seu eixo de inserção, o qual afetou o ensaio de arrancamento. Isso não significa uma melhora nos parâmetros de estabilidade inicial, pelo contrário. Além disso, nota-se que, mesmo nessa situação limite, o Grupo BDI (inserção infraóssea) teve valores numéricos menos afetados pela força lateral que o grupo instalado em posição ao nível ósseo (BDN).

O uso do micro-CT para análise de densidade óssea é considerado como um método objetivo e confiável⁷¹. Introduzido por Schwarz et al⁷², tem sido utilizado em estudos que avaliam a relação da densidade óssea com a estabilidade de implantes^{73, 74}. Em relação à análise tridimensional, a avaliação do parâmetro de separação trabecular

(TbSp) mostrou diferenças estatisticamente significantes para todos os grupos quando se comparou a fase pré e pós inserção dos implantes para a área óssea intra-rosca ($p < 0,05$), denotando a compactação óssea realizada durante a inserção dos implantes. Este efeito foi particularmente observado nos cilindros de baixa densidade, pois o implante utilizado no presente estudo possui desenho macroscópico que indica seu uso clínico preferencialmente neste tipo de osso. Os dados de variação deste parâmetro, na aplicação de carga oclusal mostraram diferenças estatisticamente significantes principalmente entre ADI *versus* BDI (implantes posicionados 2 mm infraósseos em diferentes bases ósseas), com menores valores de variação para a base de alta densidade e maiores diferenças na aplicação de cargas laterais. Deve-se ressaltar que no presente estudo a carga lateral foi utilizada como um controle negativo de carga, pois esta não é indicada em situações clínicas de carregamento imediato do implante. De fato, o carregamento precoce inadequado pode ser responsável pela falha de implantes dentários^{3, 75}. Um estudo⁷⁶ realizado em macacos avaliou a aplicação de carga inadequada: um grupo de implantes não apresentava contato oclusal (grupo controle), e outro grupo recebeu contato prematuro com diferentes tipos de força. Os autores observaram um mesmo nível de osso da crista nos grupos controle, enquanto que os que receberam maior força durante o contato prematuro apresentaram perda óssea.

Em relação ao parâmetro de porosidade total (POTOT) a análise das fases pré e pós instalação dos implantes mostrou diferença estatisticamente significativa para todos os grupos, na região óssea intra-rosca ($p < 0,05$). Houve compactação óssea após a inserção dos implantes e aumento desta após a aplicação de carga. Em relação aos dados de variação, a análise óssea da área intra-rosca mostrou diferenças estatisticamente significantes entre ADN *versus* ADI e ADI *versus* BDI, sendo que o ADI foi o único grupo em que os valores pós-carga foram menores que os valores pós-implantes, indicando que a instalação de implantes em posição infraóssea em áreas ósseas de alta densidade não resulta em aumento da porosidade óssea intra-rosca após a aplicação de carga oclusal, sugerindo um possível efeito protetor do posicionamento infraósseo do implante. É importante promover a proteção do osso medular que está localizado internamente aos poros, pois este é responsável pela resposta biológica que levará à estabilidade óssea secundária do implante. Ressalte-se ainda que esta proteção em relação ao posicionamento não foi observada nos grupos de baixa densidade. Estes resultados concordam com a literatura: em teste utilizando o método de elemento finito⁴⁴, foram avaliados os tipos de efeitos biomecânicos gerados por implantes cone-

morse instalados em diferentes níveis ósseos (1,5mm *versus* 2,5 mm); os implantes foram instalados em blocos ósseos e receberam cargas oblíquas de 200 N. Os resultados mostraram que a variação média da tensão foi de 0 a 40MPa no osso cortical e de 0 a 7 MPA no osso trabecular, e os autores sugeriram que a instalação em osso cortical tem vantagens em relação à melhor fixação e travamento, o que foi refletido na melhor dissipação das tensões.

A análise tridimensional dos valores de variação do parâmetro BSBV (que expressa a razão superfície óssea/volume ósseo) mostrou que a área óssea intra-rosca apresentou diferenças estatisticamente significantes para as comparações de implantes inseridos na mesma posição de cilindros de diferentes densidades (ADN *versus* BDN e ADI *versus* BDI). A análise de cilindros de baixa densidade com implantes em diferentes posições mostrou diferenças estatísticas na área intra-rosca após a aplicação de carga oclusal (BDN *versus* BDI), com os implantes posicionados infraósseos apresentando aumento da superfície óssea por volume, enquanto o posicionamento ao nível gerou diminuição, efeito este que poderia gerar uma manutenção de estabilidade óssea mesmo após a aplicação de carga. Estudo clínico retrospectivo⁷⁷ avaliou 228 implantes instalados em 85 pacientes divididos em dois grupos de acordo com a posição do ombro do implante (0,5 mm ou mais abaixo do nível da crista óssea ou 0,5 mm ou menos do nível da crista óssea). Os autores concluíram que a instalação subcrestal diminuiu o risco de exposição do implante, bem como aumentou a estabilidade óssea no período de avaliação.

Em relação ao parâmetro BV/TV (o qual expressa o volume ósseo em relação ao volume total da área mensurada), a análise microtomográfica mostrou diferenças estatisticamente significante para os grupos de alta e baixa densidades que apresentavam cilindros em diferentes posições (ADN *versus* ADI e BDN *versus* BDI), tanto para cargas oclusais quanto laterais. O Grupo ADI apresentou menor variação numérica deste parâmetro, mostrando mais uma vez uma maior manutenção da estabilidade obtida mesmo após a aplicação de carga. Mais uma vez suportando achados da literatura, como o estudo clínico⁷⁸ que avaliou a influência da instalação de implantes em diferentes posições na região posterior da mandíbula, e após 3 anos de acompanhamento observou que os implantes instalados em posição subcrestal apresentaram maior probabilidade de manter osso marginal estável ao nível ou acima do implante.

Em relação ao parâmetro BIC, a análise dos dados de variação pós e pré-carga, mostrou diferenças estatisticamente significantes para as comparações ADN *versus* ADI e ADI *versus* BDI (após carga oclusal) e ADN *versus* BDN e BDI *versus* BDN (após carga lateral), ($p < 0,05$). A maior redução do BIC foi evidenciada após a aplicação de carga lateral em relação à carga oclusal, e nas bases ósseas de baixa densidade em relação às de alta densidade, caracterizando uma desorganização das trabéculas após aplicação de carga. Estes resultados conflitam com a literatura existente: estudo⁷⁹ em cães avaliou o BIC em implantes instalados em diferentes posições (nível ou subcrestal) e submetidos ou não a carga imediata: cada arcada recebeu implantes em diferentes posições (nível, 1mm e 2mm subcrestal) enquanto um lado recebeu carregamento imediato e o outro após 120 dias. Os resultados obtidos não mostraram diferenças no BIC entre os grupos, ao contrário do presente estudo, provavelmente em função da diferença da natureza entre os estudos (*in vitro versus in vivo*) e do período de avaliação (imediato após carga *versus* após o período de estabilidade secundária do implante).

As principais limitações do presente estudo referem-se à sua própria natureza, por ser um trabalho *in vitro*. Se por um lado o estudo *in vitro* permite trabalhar com bases ósseas muito padronizadas, tanto em alta como baixa densidades, conforme demonstrado por Dantas et al⁵⁶, em 2015, tornando mais precisas as análises e comparações entre diferentes situações experimentais, por outro lado não traz a possibilidade de avaliar dinamicamente o reparo ósseo, como o modelo *in vivo* em animais permitiria. Desse modo, mostra apenas a situação imediata pós-implante, permitindo avaliar apenas a condição de estabilidade primária. A literatura mostra que o sucesso a longo prazo dos implantes depende principalmente da resposta biológica por eles induzida, traduzida na estabilidade secundária alcançada após a reparação óssea ao redor do implante.

A busca por tratamentos mais rápidos tem levado à utilização de carga imediata na instalação de implantes em diversas situações clínicas. Para a sua correta realização, há a necessidade de um planejamento adequado, com uma avaliação precisa da densidade óssea na área receptora do implante^{71, 80}, a qual se correlaciona diretamente à estabilidade primária no momento da instalação⁴⁹. O presente estudo, ao avaliar as situações pós-implante e pós-carga (axial ou lateral) em bases ósseas padronizadas, mostrou vantagens, avaliadas por parâmetros de imagens e mecânicos, para o posicionamento infraósseo dos implantes, corroborando estudos clínicos que tem reportado melhores resultados para implantes instalados em posição subcrestal^{71,74,95}.

Seria interessante analisar em modelo *in vivo* as condições experimentais aqui estudadas, verificando a influência do posicionamento subcrestal tanto na estabilidade primária quanto na estabilidade secundária dos implantes.

Conclusão

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, pode - se concluir:

- A densidade óssea radiográfica e tomográfica apresenta correlação direta com a estabilidade primária do implante avaliada por testes mecânicos, pois os grupos inseridos em bases ósseas de alta densidade apresentaram maior torque de inserção, maior valor de ISQ e maior força de arrancamento.
- O posicionamento infraósseo do implante apresentou vantagens em relação à manutenção da estabilidade primária e maior compactação óssea após a aplicação de cargas oclusais (forças axiais), principalmente em bases ósseas de alta densidade, as quais são as mais indicadas para receber carga imediata. A melhor resposta do tecido ósseo peri-implantar ao posicionamento infraósseo foi evidenciada tanto pelos testes mecânicos quanto pelos parâmetros microtomográficos.
- Forças não axiais (aplicação de cargas laterais) foram mais deletérias para o tecido ósseo peri-implantar em relação às forças oclusais em qualquer posicionamento do implante (ao nível ósseo ou infraósseo), tanto em bases ósseas de alta como de baixa densidades.

Referências

Referências

1. Branemark, 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 Suppl* **1977**, *16*, 1-132.
2. Branemark, P. I.; Engstrand, P.; Ohnrell, L. O.; Grondahl, K.; Nilsson, P.; Hagberg, K.; Darle, C.; Lekholm, U., Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* **1999**, *1* (1), 2-16.
3. Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Branemark, P. I., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* **1981**, *10* (6), 387-416.
4. Skalak, R.; Zhao, Y., Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. *Clin Implant Dent Relat Res* **2000**, *2* (4), 219-24.
5. Piattelli, A.; Ruggeri, A.; Franchi, M.; Romasco, N.; Trisi, P., An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol* **1993**, *19* (4), 314-20.
6. Piattelli, A.; Corigliano, M.; Scarano, A.; Quaranta, M., Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent* **1997**, *17* (2), 162-9.
7. Piattelli, A.; Paolantonio, M.; Corigliano, M.; Scarano, A., Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *J Periodontol* **1997**, *68* (6), 591-7.
8. Tarnow, D. P.; Emtiaz, S.; Classi, A., Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1997**, *12* (3), 319-24.
9. Ericsson, I.; Randow, K.; Nilner, K.; Peterson, A., Early functional loading of Branemark dental implants: 5-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* **2000**, *2* (2), 70-7.
10. Ganeles, J.; Rosenberg, M. M.; Holt, R. L.; Reichman, L. H., Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2001**, *16* (3), 418-26.
11. Atsumi, M.; Park, S. H.; Wang, H. L., Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2007**, *22* (5), 743-54.
12. Sennerby, L.; Meredith, N., Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000* **2008**, *47*, 51-66.
13. Meredith, N.; Shagaldi, F.; Alleyne, D.; Sennerby, L.; Cawley, P., The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* **1997**, *8* (3), 234-43.
14. Meredith, N.; Department of Oral and Dental Science, U. o. B. D. S., Lower Maudlin Street, Bristol, BS1 2LY, UK; Department of Biomaterials/Handicap Research, I. f. S. S., Gateborg University, Medicinaregatan 8, 413 90, Gothenburg, Sweden;

- Books, K.; Department of Oral and Dental Science, U. o. B. D. S., Lower Maudlin Street, Bristol, BS1 2LY, UK; Friberg, B.; The Brånemark Clinic, P. D. H. a. U. o. G., Medicinare-gatan 12 C, S-413 90, Gothenburg, Sweden; Jemt, T.; The Brånemark Clinic, P. D. H. a. U. o. G., Medicinare-gatan 12 C, S-413 90, Gothenburg, Sweden; Sennerby, L.; Department of Biomaterials/Handicap Research, I. f. S. S., Gateborg University, Medicinaregatan 8, 413 90, Gothenburg, Sweden; The Brånemark Clinic, P. D. H. a. U. o. G., Medicinare-gatan 12 C, S-413 90, Gothenburg, Sweden, Resonance frequency measurements of implant stability in viva. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clinical Oral Implants Research* **2015**, 8 (3), 226-233.
15. Gapski, R.; Wang, H. L.; Mascarenhas, P.; Lang, N. P., Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* **2003**, 14 (5), 515-27.
 16. Jemt, T.; Johansson, J., Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res* **2006**, 8 (2), 61-9.
 17. Roberts, W. E., Bone tissue interface. *J Dent Educ* **1988**, 52 (12), 804-9.
 18. Chong, L.; Khocht, A.; Suzuki, J. B.; Gaughan, J., Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol* **2009**, 35 (3), 130-5.
 19. Molly, L., Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* **2006**, 17 Suppl 2, 124-35.
 20. Lenkholm, U.; Zarb, G. A., Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb G.A., Albrektsson T. (ed). Tissue integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry. Quintessence: Chicago, 1985; pp 199-209.
 21. Sakka, S.; Coulthard, P., Bone quality: a reality for the process of osseointegration. *Implant Dent* **2009**, 18 (6), 480-5.
 22. Martinez, H.; Davarpanah, M.; Missika, P.; Celletti, R.; Lazzara, R., Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* **2001**, 12 (5), 423-32.
 23. Martin-Badosa, E.; Amblard, D.; Nuzzo, S.; Elmoutaouakkil, A.; Vico, L.; Peyrin, F., Excised bone structures in mice: imaging at three-dimensional synchrotron radiation micro CT. *Radiology* **2003**, 229 (3), 921-8.
 24. Gonzalez-Garcia, R.; Monje, F., The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res* **2013**, 24 (8), 871-9.
 25. Muller, R.; Van Campenhout, H.; Van Damme, B.; Van Der Perre, G.; Dequeker, J.; Hildebrand, T.; Rueggsegger, P., Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* **1998**, 23 (1), 59-66.
 26. Sukovic, P., Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* **2003**, 6 Suppl 1, 31-6; discussion 179-82.
 27. Park, H. S.; Lee, Y. J.; Jeong, S. H.; Kwon, T. G., Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2008**, 133 (1), 30-7.
 28. Calandriello, R.; Tomatis, M.; Vallone, R.; Rangert, B.; Gottlow, J., Immediate occlusal loading of single lower molars using Branemark System Wide-Platform

TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* **2003**, 5 Suppl 1, 74-80.

29. Meredith, N., Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* **1998**, 11 (5), 491-501.

30. Meredith, N.; Alleyne, D.; Cawley, P., Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* **1996**, 7 (3), 261-7.

31. Cornelini, R.; Cangini, F.; Covani, U.; Barone, A.; Buser, D., Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2004**, 19 (6), 855-60.

32. Norton, M., Primary stability versus viable constraint--a need to redefine. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2013**, 28 (1), 19-21.

33. Abuhussein, H.; Pagni, G.; Rebaudi, A.; Wang, H. L., The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res* **2010**, 21 (2), 129-36.

34. Weinberg, L. A., The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1993**, 8 (1), 19-31.

35. Malathi, G. K.; Chandra, P. V. R., Mechanical complications with implants and implant prostheses. *Indian J Dental Advancements*: 2011; Vol. 2, p 55.

36. Rangert, B.; Jemt, T.; Jorneus, L., Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1989**, 4 (3), 241-7.

37. Barbier, L.; Vander Sloten, J.; Krzesinski, G.; Schepers, E.; Van der Perre, G., Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* **1998**, 25 (11), 847-58.

38. Isidor, F., Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* **1996**, 7 (2), 143-52.

39. Lazzara, R. J.; Porter, S. S., Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* **2006**, 26 (1), 9-17.

40. Pontes, A. E.; Ribeiro, F. S.; Iezzi, G.; Piattelli, A.; Cirelli, J. A.; Marcantonio, E., Jr., Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res* **2008**, 19 (5), 483-90.

41. Chu, C. M.; Hsu, J. T.; Fuh, L. J.; Huang, H. L., Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol* **2011**, 82 (2), 302-10.

42. Sutter, F.; Weber, H.; J.Sorensen, The new restorative concept of the ITI dental implants system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*: 1993; Vol. 13, pp 409-31.

43. Quaresma, S. E.; Cury, P. R.; Sendyk, W. R.; Sendyk, C., A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* **2008**, 34 (1), 1-6.

44. Toniollo, M. B.; Macedo, A. P.; University of São Paulo, R. P., Brazil; Palhares, D.; Calefi, P. L.; Sorgini, D. B.; Mattos, M. d. G. C. d.; University of São Paulo, R. P.,

Brazil, Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution. *Braz. J. Oral Sci.* **2012**, *11* (4), 440-444.

45. Akca, K.; Cehreli, M. C., Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput* **2006**, *44* (7), 527-35.

46. Okumura, N.; Stegaroiu, R.; Kitamura, E.; Kurokawa, K.; Nomura, S., Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res* **2010**, *54* (3), 133-42.

47. Chou, H. Y.; Muftu, S.; Bozkaya, D., Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent* **2010**, *104* (5), 293-300.

48. Javed, F.; Romanos, G. E., The role of primary stability for successful immediate loading of dental loading of dental implants: a literature review. *Journal of Dentistry*: 2010; Vol. 38, pp 612-620.

49. Miyamoto, I.; Tsuboi, Y.; Wada, E.; Suwa, H.; Iizuka, T., Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* **2005**, *37* (6), 776-80.

50. Sennerby, L.; Roos, J., Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* **1998**, *11* (5), 408-20.

51. Bischof, M.; Nedir, R.; Szmukler-Moncler, S.; Bernard, J.; Samson, J., Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clinical Oral Implants Research*: 2004; Vol. 15, pp 529-539.

52. Romanos, G. E.; Javed, F., Platform switching minimises crestal bone loss around dental implants: truth or myth? *J Oral Rehabil* **2014**, *41* (9), 700-8.

53. F.Vohra , A. A. A.-K., K. Almas , F. Javed, Comparison of crestal bone loss around dental implants placed in healed sites using flapped and flapless techniques: a systematic review. *J Periodontol*: 2015; pp 185-91.

54. Calvo-Guirado, J. L., Gomez-Moreno, G., Delgado-Ruiz, R.A., Sanchez, Mate., de Val, J.E., Negri, B. & Ramirez Fernandez, M.P., Clinical and radiographic evaluation of osseotiteexpanded platform implants related to crestal bone loss: a 10-year study. *Clinical Oral Implants Research*: (2014b); pp 352-358.

55. Lan, T. H.; Du, J. K.; Pan, C. Y.; Lee, H. E.; Chung, W. H., Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig* **2012**, *16* (2), 363-9.

56. Delmondes C D. F, D. M. D. R., Carvalho J.P, Novaes Jr. A. B., M. Taba Jr M. , Bazan P. D., Cândido dos Reis A. , Scombatti S. L.S., Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *J Osseointegr* 2015; Vol. 7, pp 43-51.

57. Hämmerle C. H. F, B. U.; Bürgin W., P. L. N. P., The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI® implants on marginal soft and hard tissues. *Clinical Oral Implants Research*: 1996; Vol. 7, pp 111-119.

58. Tran, B. L.; Chen, S. T.; Caiafa, A.; Davies, H. M.; Darby, I. B., Transmucosal healing around peri-implant defects: crestal and subcrestal implant placement in dogs. *Clin Oral Implants Res* **2010**, 21 (8), 794-803.
59. Sotto-Maior, B. S.; Lima Cde, A.; Senna, P. M.; Camargos Gde, V.; Del Bel Cury, A. A., Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res* **2014**, 28.
60. Meredith, N.; Department of Oral and Dental Science, B. D. H., Lower Maudlin Street, Bristol BS1 2LY, UK; Alleyne, D.; NDT Group, D. o. M. E., Imperial College, Exhibition Road, London, SW7 2BX, UK; Cawley, P.; NDT Group, D. o. M. E., Imperial College, Exhibition Road, London, SW7 2BX, UK, Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research* **2016**, 7 (3), 261-267.
61. Devlin, H.; Horner, K.; Ledgerton, D., A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* **1998**, 79 (3), 323-7.
62. Valderrama, P.; Oates, T. W.; Jones, A. A.; Simpson, J.; Schoolfield, J. D.; Cochran, D. L., Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. *J Periodontol* **2007**, 78 (2), 262-72.
63. Friberg, B.; Sennerby, L.; Roos, J.; Johansson, P.; Strid, C. G.; Lekholm, U., Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* **1995**, 6 (3), 164-71.
64. 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* **2010**, 18 (4), 415-20.
65. 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* **2009**, 20 (5), 467-71.
66. Sakoh, J.; Wahlmann, U.; Stender, E.; Nat, R.; Al-Nawas, B.; Wagner, W., Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2006**, 21 (4), 560-6.
67. T. Brosh, Z. P., I. Binderman, Mechanical properties of bone-implant interface: An in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; pp 729-735.
68. 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* **2013**, 2013, 194987.
69. Defino, H. L. A.; USP; Wichr, C. R. G.; USP; Shimano, A. C.; USP; Kandziora, F.; Charitté, H., The influence of pilot hole diameter on screw pullout resistance. *Acta ortop. bras.* **2007**, 15 (2), 76-79.
70. Dental Implant Prosthetics - 9780323078450 | US Elsevier Health Bookshop. <http://www.us.elsevierhealth.com/dental-implant-prosthetics-9780323078450.html>.
71. Turkyilmaz, I.; Aksoy, U.; McGlumphy, E. A., Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* **2008**, 10 (4), 231-7.

72. Schwarz, M. S.; Rothman, S. L.; Rhodes, M. L.; Chafetz, N., Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1987**, 2 (3), 137-41.
73. Ikumi, N.; Tsutsumi, S., Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2005**, 20 (2), 253-60.
74. Lundgren, S.; Andersson, S.; Gualini, F.; Sennerby, L., Bone reformation with sinus membrane elevation: a new surgical technique for maxillary sinus floor augmentation. *Clin Implant Dent Relat Res* **2004**, 6 (3), 165-73.
75. Esposito, M.; Hirsch, J. M.; Lekholm, U.; Thomsen, P., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* **1998**, 106 (3), 721-64.
76. Miyata, T.; Kobayashi, Y.; Araki, H.; Ohto, T.; Shin, K., The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2002**, 17 (3), 384-90.
77. Romanos, G. E.; Aydin, E.; Gaertner, K.; Nentwig, G. H., Long-term results after subcrestal or crestal placement of delayed loaded implants. *Clin Implant Dent Relat Res* **2015**, 17 (1), 133-41.
78. Luo, J.; Hu, X. L.; Lin, Y.; Qiu, L. X.; Di, P.; Li, J. H., [Influence of the placing depth of implants with platform switching on the marginal bone level in the posterior mandible: a clinical study]. *Beijing Da Xue Xue Bao* **2012**, 44 (1), 65-9.
79. Pontes, A. E.; Ribeiro, F. S.; Iezzi, G.; Pires, J. R.; Zuza, E. P.; Piattelli, A.; Marcantonio, E., Jr., Bone-implant contact around crestal and subcrestal dental implants submitted to immediate and conventional loading. *ScientificWorldJournal* **2014**, 2014, 606947.
80. Turkyilmaz, I.; Company, A. M., Sensitivity of resonance frequency analysis method to assess implant stability. *N Y State Dent J* **2011**, 77 (5), 44-9.

Artigo em Inglês

Artigo em Inglês

Evaluation of implants placed in bone standardized pig models in positions bone level or intraosseous using biomechanical tests and Micro-CT. An *in vitro* pilot study.

Jessica P. de Carvalho, Arthur B. N. Júnior, Mário T. Júnior, Daniela B. Palioto and

Sérgio Luís S. de Souza

Presented at the School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil, Aug 2016.

^a Graduate student of Periodontology, Department of Traumatology, Bucco-Maxillo-Facial Surgery and Periodontology, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

^b Professor of Periodontology, Department of Traumatology, Bucco-Maxillo-Facial Surgery and Periodontology, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil

Corresponding author:

Sérgio Luis Scombatti de Souza

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Departamento de CTBMF e Periodontia,

Av. do Café s/n, 14040-904, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

E-mail: scombati@forp.usp.br

Abstract

Statement of the Problem: With the increase of oral rehabilitation with implants, immediate load can be used to reduce the treatment time. It is important to perform correct treatment planning for immediate implant loading, using 3D image analysis. The subcrestal implant positioning is one of the possible factors that may impact the success of immediate loading implants.

Objective: The aim of this study is to evaluate the initial stability of osseointegrated implants placed infra bone or at the bone level in standardized porcine bone cylinders, through image (micro-computerized tomography) and mechanical analysis (resonance frequency, insertion torque and pull out test).

Materials and Methods: Sixty bone cylinders were prepared from fresh porcine bone and separated in 2 groups: Group A – 30 cylinders removed from femur head (high bone density) and Group B - 30 cylinders removed from the mandibular condyle (low bone density). Before the experimental procedure, the bone cylinders were certificated through 2D images analysis (digital radiography) to calculated bone density. After this, the bone cylinders were evaluated through micro computed three-dimensional analysis before the implant insertion. The parameters were analyzed in 2 levels (L1-bone volume internal to the threads and L2 – immediately adjacent to the end of threads). The microtomographical parameters analyzed were: Bone volume/Total volume (BV/TV), Trabecular thickness (TbSp), Bone surface/Volume ratio (BS/BV) and Total porosity percent (POTOT). Then, 60 implants (Alvim, 3.5 mm x 10 mm, Neodent®, Curitiba) were inserted in bone cylinders (1 implant in each cylinder), according to manufacturers protocol, and insertion torque was recorded for each implant. After that, the bone cylinders were submitted a new micro computed tomography analysis that evaluated the same levels and parameters, and Bone Implant Contact (BIC) was also recorded. After

that, 5 implants were submitted to pull out test while the others implants received axial and non- axial load. After that, a new microcomputerized tomography analysis evaluated the same levels and parameters previously described, and resonance frequency analysis and pullout test were performed in the bone cylinders.

Results: 3D analysis showed that pre- and post-implants intra-groups had statistically significant differences for TbSp and POTOT parameters, and for BSBV and BIC parameters there were observed statistically significant differences for low bone densities groups. The values of differences between post and before loading showed statistically significant differences between G2 and G4 for TbSp, POTOT, BSBV, BV/TV and BIC parameters. The RFA analysis showed highest values for G2 and G4. Concerning insertion torque, the highest mean values were found in high bone densities groups. The pullout strength test showed that the non- axial loads in the low bone density maybe lead to implant displacement throughout the implant insertion axis.

Conclusions: Bone density has a direct relationship with implant primary stability. Non- axial loads are harmful to peri- implantar bone tissue and subcrestal placement of implants presented the best mechanical and tomographical results.

Clinical Implications

Clinical protocols for Morse taper implants insertion usually implicates in immediate loading and subcrestal implant positioning, aiming more an esthetical results and long term bone maintenance. This study comparatively evaluated this common clinical situation and concluded that there may be some advantages for 2mm infra bone implant positioning.

Introduction

Primary stability is the mechanical interlocking between the implant and the surrounding bone. This is a prerequisite for immediate loading and is influenced by

many factors: bone quality and quantity, implant geometry, cortical thickness and cortical bone density^{1, 2}. Immediate load can be used to reduce the treatment time with good results³⁻⁵

Lekholm and Zarb⁶ classified the bone quality into four different types. Some publications show the correlation between bone morphology and quality⁷. A finite element analysis⁸ evaluating the biomechanical effects of the different implantation bone levels of Morse taper implants has showed that the highest maximum principal stress was present in bones of type III and IV (low density bones).

The introduction of computerized tomography (CT) in implant therapy⁹ allowed a tridimensional visualization of bone, especially in the bucco-lingual direction, which was not available on traditional panoramic images. The dental literature has many studies on the usefulness of CT for assessing bone volume and morphology¹⁰⁻¹².

Immediate insertion torque is the main clinical method for assessing implant primary stability. Many reports also used resonance frequency analysis to evaluate the primary stability¹³⁻¹⁵. Resonance frequency analysis (RFA) has been established as a non-invasive and non-destructive quantitative measurement of implant-bone integration by assessing changes in implant stability over time¹⁶. With this method, implant stability is measured by reading an implant stability quotient (ISQ) value derived from the resonance frequency given by the Osstell[®] equipment (Integration Diagnostics AB, Gothenburg, Sweden). This ISQ value varies on a 1–100 scale and provides information on implant stability¹⁷.

Loading protocol was defined as follows: immediate loading was defined as an implant subjected to loading within 1 week of placement; early loading as an implant loaded between 1 week and 2 months; and conventional loading as an implant loaded after 2 months¹⁸. The use of immediate loading has been recently described in the

literature. Cornellini et al¹⁹ reported an average survival rate of 96.7% for immediate loading with single crowns. The clinical prerequisites for early or immediate loading are a minimum an insertion torque of 35 Ncm²⁰ and an ISQ of over 70^{19, 21}.

Another method to assess the primary stability is the pullout test. For *in vitro* experiments, the pullout strength assay analyzes the resistance of the implants based on the physical and chemical properties of the screw²². A study²³ evaluating the influence of the shape of various implants and the density of substrate on primary stability using a combination of methods (insertion torque, resonance frequency analysis, and pullout strength) inserted fifty-four implants with the different prosthetic platform in pork rib bone and polyurethane blocks, and concluded that there were correlations between the different methodologies of analysis of primary stability.

Albrektsson²⁴ reported that loading too early induced the formation of fibrous tissue instead of bone around the implant. Excessive micro motion at the interface of the bone and the implant in the healing period promotes the formation of fibrous tissue^{25, 26}. Controlling micro motion would allow osseointegration even with immediate loading, and the tolerated micro motion threshold was found to lie somewhere between 50 and 150 μm ²⁶.

Some implant designs have been proposed for preserving the level of the marginal bone around implants, as well as some surgical/prosthetic procedures, such as platform switching²⁷ and subcrestal placement^{28, 29}. Animal studies have shown that subcrestal placement may have a positive impact on crestal bone preservation²⁸⁻³⁰. The Morse taper implant have been highlighted on several positive features, such as its ability to decrease bacterial contamination between implant and prosthesis, more aesthetic predictable and biological quality of the peri-implant tissue, in addition to reducing the risk of loosening the prosthetic screw^{31, 32}.

The occlusal loading pattern on oral implants largely determines the bone remodeling phenomena. Occlusal trauma may be defined as an injury to the attachment apparatus as a result of excessive occlusal force³³. The association of occlusal trauma and bone loss around natural teeth has been debated since Karolyi claimed a relationship in 1901³⁴. A number of authors conclude that trauma from occlusion is a related factor in bone loss, although bacteria is a necessary agent³⁵⁻³⁷.

Non-axial loading has often related to marginal bone loss, failure of osseointegration, failure of the implant^{38, 39}. Numerous authors have stated the need to avoid the application of non-axial forces to dental implants whenever possible⁴⁰⁻⁴³. The reasons for this concern focus primarily on the absence of a periodontal ligament supporting the implants and the observation that non-axial forces will create areas of high-stress concentration instead of uniform compression along the implant to bone interface.

Subcrestal implant placement seems to result in more efficient crestal bone preservation when associated with Morse taper connection and platform switching^{44, 45}. A more apical positioning of the implant–abutment junction (IAJ) would allow the use of healing caps with an emergence profile, and the substitution of the prosthetic component in case of marginal tissue recession. In addition, it would contribute to the maintenance of the mucosa texture and tonality, as well as provide the reestablishment of the marginal tissues architecture⁴⁶.

Many studies tried to establish standardized bone to evaluate the primary stability, using such as femurs and jaws of cadavers^{47, 48}. Recently, a study used standardized porcine bone to evaluate primary stability of different implants by insertion torque, pull-out strength test and micro-CT analysis⁴⁹. It would be interesting

to evaluate, in a standardized bone model, the influence of subcrestal implant positioning, analyzing the application of occlusal forces.

Materials and Methods

Bone cylinders were prepared from porcine bone and evaluated by digital radiography. According to the density, the bone cylinders were separated in 2 groups (high and low densities). After this, the cylinders were evaluated by 3D analysis to evaluate some bone parameters.

Using an especially designed trephine burr, osteotomy was performed from fresh porcine bone and 60 bone cylinders with 15 mm in diameter and 18 mm in length were prepared. They were removed from the mandibular condyle (30 cylinders, low-density bone) and from femur head (30 cylinders, high-density bone). The samples were kept frozen and stored at -20° C until the experiments.

Sixty implants were selected for this study, measuring 3,5mm wide and 10 mm length (Alvim Cone Morse – Neodent®, Curitiba). According to the manufacturer, these implants have a conical body, twin screw, neck diameter equal to the diameter of the implant body.

The certification of bone cylinders (two-dimensional radiographic analysis-2D analysis) was performed as described by Dantas et al⁴⁹, 2015. The cylinders were then grouped according to their 2D bone densities values in 2 groups, with values equal or greater than 110 were selected for Group A (cylinders removed from femur head -high bone density), and with values equal or lower than 80 were selected for Group B (cylinders removed from the mandibular condyle low bone density); the cylinders with intermediate values were discharged.

Before insertion of the implants in bone cylinders, 3D morphometric analysis was performed using the Micro-Sky Scan 1172-160 (SkyScan, Kontich, Belgium). Micro-

CT scans of each bone cylinder were made for the evaluation of tomographic bone parameters. Using the analysis software (CTan Analyser) to quantify microstructures, the volume region of interest (VOI) was determined for 3D morphometric analysis. The tomographic parameters evaluated in the bone cylinders were tridimensional bone density (BV/TV), trabecular separation (TbSp); percentage of total porosity (PO TOT); bone surface/volume ratio (BS/BV). These parameters were evaluated in 2 bone levels (L1-bone volume internal to the threads; L2 – immediately adjacent to the end of threads).

The bone cylinders were fixed in a basis specially designed to immobilize them, and the site was prepared with progressive drilling sequence, at 800 rpm, with abundant saline solution irrigation, following the protocol recommended by the manufacturer of the implants (Neodent®). After site preparation, the implants were inserted into the bone cylinders (one implant in each cylinder) in the following manner:

- Experimental Group1 (G1): Alvim CM implant placed in the high-density bone cylinder at bone level (n = 15).
- Experimental Group 2 (G2): Alvim CM implant placed in the high-density bone cylinder at 2mm infra bone (n=15).
- Experimental Group 3 (G3): Alvim CM implant placed in the low-density bone cylinder at bone level (n =15).
- Experimental Group 4 (G4): Alvim CM implant placed in the low-density bone cylinder at 2 mm infra bone (n= 15).

The implants were inserted according to manufacturer instructions, and immediately after that the insertion torque (IT) and ISQ levels were recorded. The implant insertion was performed using an implant an implant motor (iChiropro, BienAir) at 800 rpm under abundant irrigation with saline solution, and IT was the

last value measured when the complete implant insertion happened. Then, a new 3D analysis was performed to evaluate the same previous described parameters.

Five implants of each group received axial and non-axial loads, while the other 5 did not receive. After applications of axial and lateral forces in the selected bone cylinders, new Micro-CT scans and micro-tomographic reconstructions of these cylinders were performed, evaluating the same tomographic parameters previously described. A new resonance frequency analysis was performed and after that, pull out test was accomplished.

The pullout test was conducted at the Laboratory of Bioengineering from the Faculty of Medicine of Ribeirão Preto. The cylinder with the bone implant was positioned in the Universal Testing Machine and connected to a mobile base by a device specially designed and screwed to the implant. After that, a load cell of 200kg was adjusted, and, after a pre-load of 10N for 30 seconds, an axial tensile strength with constant speed of 2mm/min was applied.

All variables were tested for normality of data; according to the result, parametric (t Test) test was used for intra-groups analysis, and nonparametric test (Mann-Whitney Test Whitney Test) for inter-group evaluation. For all analysis, a significance level of 5% was considered.

Results

Trabecular Separation (TbSp)

It was observed difference statistically significant for all the groups pre and post implant. The statistical analysis for the variation values showed difference statistically significant between G2 and G4 for the subcrestal implants after axial and non-axial loads. The non-axial load showed difference statistically significant between G2 and G4 and between G3 and G4 for the adjacent area.

The percentage analysis showed high reduction between before and after implant installation and after loads application. The low bone density showed high compaction after loads (axial and non-axial).

Percentage of total porosity (PO TOT)

Concerning the parameter results, it was observed difference statistically significant for intra group analysis pre and post- implant placement. There was a reduction of Percentage of total porosity for all the groups. The variation values showed difference statistically significant between all the groups for the occlusal load. While the non axial load showed the increase of PO TOT values for all the groups with difference statistically significant between G2 and G1 and between G2 and G4. It was observed reduction of the variation values in G2 for axial and non- axial loads.

The percentual analysis showed an increase trend of the number of closed pores in the situation pre-implant to the situation post-implant and after loads application.

Bone surface / volume ratio (BSBV)

Statistically significant differences were observed for the groups of low bone densities in the pre- implant and post- implant differences evaluation. The occlusal load showed difference statistically significant between G3 and G4 and to subcrestal implants (G1 and G3, G2 and G4). The non-axial load showed difference statistically significant for variation values between G1 and G3 and between G2 and G4. It was observed a high percentual value in the comparisons post- implant and after loads. The high number value was found in G4.

Three-dimensional Bone Density (BV/TV)

Concerning the parameter results was value reduce for all the groups in the post-implant and after load analysis. The variation values showed difference statistically

significant between G1 and G3 and between G2 and G4 for the axial and non axial loads. There was less value variation in the G2 after loads (axial and non- axial).

The low bone density group showed high variation values or independent implants in bone density.

Bone Implant Contact (BIC)

It was not observed difference statistically significant for intra groups comparison in the high bone densities groups. However, was observed difference statistically significant for the low bone densities in the intra- group analysis.

After occlusal load was observed difference statistically significant between G2 and G4 and between G1 and G2. While non axial load showed difference statistically significant for implants placement in the same level (G1 and G3, G2 and G4). The greatest reduction it occurred after non axial load in the low bone densities groups.

Resonance Frequency Analysis

It was not observed difference statistically significant between G1 and G3 and between G2 and G4 after implants placement and after loads. This evaluation showed high ISQ values to implants placement in the subcrestal position in low and high bone densities after insertion of the implant and after loads. It was observed high values in the groups G2 and G4.

Biomechanical Tests

The mean and standard deviation insertion torque values were: 40.70 ± 6.74 N.cm, 45.46 ± 7.99 N.cm, 26.86 ± 7.42 N.cm and 30.44 ± 8.18 N.cm for groups G1, G2, G3 and G4, respectively. The difference was statistically significant between the groups G1 and G3 and between G2 and G4 ($p < 0.05$). The highest values it was found in implants placement in the high bone density.

In the Pullout strength test, the mean and standard deviation values to implants that received axial and non axial forces, respectively were: Group 1: 472.10 ± 232.30 and 511.50 ± 184.60 ; Group 2: 506.40 ± 94.01 and 395.30 ± 63.15 ; Group 3: 190.10 ± 106.80 and 647.20 ± 172.80 and Group 4: 268.30 ± 98.13 e 392.70 ± 186.50 . The group that did not receive load showed difference was statistically significant between groups G1 and G3 and between G1 and G4. After occlusal load it was also found that the difference was statistically significant between groups G1 and G3 and between G2 and G4. The non- axial loads conducted in the low bone density caused the increase in these values, maybe there was displacement throughout the implant insertion axis. In the low bone density it was difference statistically significant between G3 and G4.

Discussion

Primary stability is influenced by various factors, including bone quality and quantity implant geometry, and cortical bone thickness^{1 50, 51}. It has been reported that the primary stability is affected by cortical bone thick-ness and trabecular bone density². The purpose of this study was evaluate primary stability of implants placement in standardized porcine bone models in 2 different bone level using image analisys (micro-CT) and biomechanical tests (insertion torque, pull out test and resonance frequency analisys).

In clinical practice, implants are often subcrestally placed for esthetic demands, to improve initial stability, or in cases presenting insufficient inter occlusal height to house the restoration⁵². Occlusal overload has been defined as a load that exceeds the biological and mechanical load-bearing capacity of the implant and its prosthesis, resulting in the biological failure of osseointegration and the mechanical failure of prosthesis⁵³. Non- axial loading has often been related to marginal bone loss, failure of

osseointegration, failure of the implant and/or the prosthetic supra structure components and if connected to natural teeth, failure of the cement seal on the natural tooth^{38, 39}.

Resonance frequency analysis (RFA) has been established as a non-invasive and non-destructive quantitative measurement of implant integration by assessing changes in implant stability over time⁵⁴. In this study, the parameter evaluation did not show difference statistically significant between the groups. However, the mean values of ISQ were higher in the high bone densities groups for subcrestal implants than non submerged implants (G1=74.4 *versus* G2=76.7; G3=72.7 *versus* G4=75.3;), therefore, you can suggest subcrestal placement of implants could improve the initial stability in low bone densities. The maxila posterior area presents low bone density and can promote low primary stability value decreasing the chance of immediate loading^{55, 56}.

After loading, an increase in ISQ values was observed in the groups that received subcrestal implants placement (G2: 83.3 for occlusal load and 86.3 for non -axial load; G4: 84.7 occlusal load and 85.3 for non -axial load), while a reduction was observed for the crestal implants placement (G1: 71.50 for occlusal load and 73.45 for non -axial load e G3: 73.06 for occlusal load, 70.20 for non -axial load), suggesting a higher compression in the subcrestal implants. The lowest values were found in the low bone densities groups and agree with a clinical study, that evaluated the primary stability of implants placement in the posterior maxilla or mandible by RFA. The analysis occurred during 12 weeks after implants placements. The mean values found in maxila and mandible were 68.51 and 72.84, respectively.

Concerning insertion torque, the highest mean values were found in the G1 and G2. It was observed difference statistically significant between implants placed in the same position and different bone density (G1 and G3, G2 and G4). These results agree with another study⁵⁷, a total of 120 Ti-Bone implants were placed in fresh bovine bone

samples representing three density categories: hard, normal and soft. Five groups of peak insertion torque (20, 35, 45, 70 and 100 N/cm) were evaluated in the three bone density categories noted. Results showed that increasing the peak insertion torque reduces the level of implant micro motion. In addition, micro motion in soft bone was found to be consistently high, which could lead to the failure of osseointegration. Thus, immediate functional loading of implants in soft bone should be considered with caution.

The pullout test has been used to evaluate primary stability in vitro studies (66-69). In this study, the highest mean value was observed in the high bone density groups G1 564.66 and G2 443.45 while the low bone density groups (G3 and G4) showed 226.38 and 298.74, respectively. These values agree with other studies that evaluated the primary stability by insertion torque and pull out test. These studies have shown high values of insertion torque and pull out test of the implants placement in high density substrate⁵⁸⁻⁶⁰.

The thorough evaluation of the bone structure is necessary before surgery^{61, 62}. Computerized tomography (CT) is an established method for acquiring bone images before oral implant surgery⁶³, it was also used for objective quantification of trabecular and cancellous bone mineral densities, and direct density measurements⁴⁷.

About three-dimensional tomographic analysis, the TbSp parameter showed difference was statistically significant between all the groups in the comparison pre-implant and post-implant ($p < 0.05$). Therefore, it was observed increasing compression during insertion. This result was observed in low bone density groups due to implant design used. The variation value showed difference was statistically significant between G2 and G4, the high values were observed in the non-axial loads. The inappropriate immediate loading can cause failure in oral implants^{64, 65}.

Concerning the POTOT parameter, statistically significant differences were observed between all the groups in the comparisons pre- implant and post- implant ($p < 0.05$). It was observed bone compaction after implant placement and after loads. the variation values showed difference was statistically significant between all the groups, it can be concluded that subcrestal implant placement can promote a bone protective effect.

The three-dimensional BSBV analisys showed difference was statistically significant for same implants placements in different bone densities (between G1 and G3 and between G2 and G4). A clinical retrospective study⁶⁶ evaluated 228 implants placement in 2 different positions. The authors concluded that subcrestal placement increases the bone stability and reduces the risk of implant exposure.

The three- dimensional BVTV analisys showed difference was statistically significant for all the groups. However, it was observed a less variation values in the G2, showed more stability maintenance after loads. Another study⁶⁷ showed that subcrestal implants placements lose less marginal bone that implants placements in bone level.

The BIC parameter showed greater reduction in the non-axial load in low bone densities groups. Therefore, it was occurred a trabecular disorganization after loads. Another study⁶⁸ was performed for BIC evaluation, implants were placement in different bone positions and the implants were load in different times. Different results were found, maybe because this study is *in vivo*.

This study showed the advantages of subcrestal implant positioning, evaluating 3D images and mechanical primary stability. It is necessary an *in vivo* study to evaluate the influence of subcrestal implant placement in the primary and secondary stability.

Conclusion

The tomographic bone density showed the correlation with primary stability according to biomechanical tests: the high bone density cylinders showed higher Insertion torque, ISQ and pullout test values. The subcrestal placement of the implant showed advantages, mainly in primary stability maintenance after occlusal loading, both on high and low bone densities. Non - axial forces are deleterious to the peri implantar bone tissue for any position of the implant (crestal or subcrestal level).

References

1. Meredith, N., Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* **1998**, *11* (5), 491-501.
2. Bischof, M.; Nedir, R.; Szmukler-Moncler, S.; Bernard, J. P.; Samson, J., Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* **2004**, *15* (5), 529-39.
3. Piattelli, A.; Ruggeri, A.; Franchi, M.; Romasco, N.; Trisi, P., An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol* **1993**, *19* (4), 314-20.
4. Piattelli, A.; Corigliano, M.; Scarano, A.; Quaranta, M., Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent* **1997**, *17* (2), 162-9.
5. Tarnow, D. P.; Emtiaz, S.; Classi, A., Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1997**, *12* (3), 319-24.
6. Lenkholm, U.; Zarb, G. A., Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb G.A., Albrektsson T. (ed). *Tissue integrated protheses : osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence: Chicago, 1985; pp 199-209.
7. R. Jacobs, & D. van Steenberghe, D. Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Berlin: Springer.: 1998.
8. Toniollo, M. B.; Macedo, A. P.; University of São Paulo, R. P., Brazil; Palhares, D.; Calefi, P. L.; Sorgini, D. B.; Mattos, M. d. G. C. d.; University of São Paulo, R. P., Brazil, Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution. *Braz. J. Oral Sci.* **2012**, *11* (4), 440-444.
9. Schwarz, M. S.; Rothman, S. L.; Rhodes, M. L.; Chafetz, N., Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1987**, *2* (3), 137-41.
10. , P. H.; Beer, A.; Birkfellnerr, W.; Gahleitner, R.; Tschabitscher, A., Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles : pilot study. *Radiology*: 2002; pp 247-252.

11. Hanazawa, T.; T.Sano; K. Seki; Okano, T., Radiologic measurements of the mandible : a comparasion between comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. *Clinical Oral Implants Research* 2004; Vol. 15, pp 226-232.
12. Fanuscu, M. I.; Chang, T. L., Three dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clinical Oral Implants Research*, 2004; Vol. 15, pp 213- 218.
13. Degidi, M.; Senior lecturer, D. S., University of Bologna, Bologna, Italy; Daprile, G.; resident, D. S., University of Bologna, Bologna, Italy; Piattelli, A.; full professor of Oral Pathology, D. S., University of Chieti, Pescara, Italy; Carinci, F.; associate professor of Maxillofacial Surgery, U. o. F., Ferrara, Italy, Evaluation of Factors Influencing Resonance Frequency Analysis Values, at Insertion Surgery, of Implants Placed in Sinus-Augmented and Nongrafted Sites. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* **2016**, 9 (3), 144-149.
14. Schincaglia, G. P.; Marzola, R.; Scapoli, C.; Scotti, R., Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior mandible: a randomized controlled split-mouth study--machined versus titanium oxide implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2007**, 22 (1), 35-46.
15. Balshi, S. F.; Allen, F. D.; G.J. & Balshi Wolfinger, A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*: 2005; pp 584-594.
16. Meredith, N.; Alleyne, D.; Cawley, P., Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* **1996**, 7 (3), 261-7.
17. Bischof, M.; Nedir, R.; Szmukler-Moncler, S.; Bernard, J.; Samson, J., Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clinical Oral Implants Research*: 2004; Vol. 15, pp 529-539.
18. Esposito, M.; Grusovin, M. G.; Achille, H.; Coulthard, P.; Worthington, H. V., Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* **2009**, (1), Cd003878.
19. Cornelini, R.; Cangini, F.; Covani, U.; Barone, A.; Buser, D., Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2004**, 19 (6), 855-60.
20. Calandriello, R.; Tomatis, M.; Vallone, R.; Rangert, B.; Gottlow, J., Immediate occlusal loading of single lower molars using Branemark System Wide-Platform TiUnite implants: an interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* **2003**, 5 Suppl 1, 74-80.
21. Norton, M. R., A short-term clinical evaluation of immediately restored maxillary TiOblast single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2004**, 19 (2), 274-81.
22. 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* **2012**, 12 (2), 902-10.

23. Valente, M. L.; de Castro, D. T.; Shimano, A. C.; Lepri, C. P.; dos Reis, A. C., Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. *Clin Oral Investig* **2015**, 19 (8), 1861-6.
24. Albrektsson, T., Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent* **1983**, 50 (2), 255-61.
25. Pilliar, R. M.; Deporter; Watson, D. P. A., Tissue implant interface : micro movement effects. *Materials in Clinical Applications, Advances in Science Technology*: 1995; Vol. 12, pp 569-579.
26. S.Szmukler-Moncler, H. S., Y. Reingewirtz, & J. H. Dubruille, Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. 1998; pp 192-203.
27. Lazzara, R. J.; Porter, S. S., Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* **2006**, 26 (1), 9-17.
28. Todescan, F. F.; Pustiglioni, F. E.; Imbronito, A. V.; Albrektsson, T.; Gioso, M., Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2002**, 17 (4), 467-72.
29. Weng, D.; Nagata, M. J.; Bell, M.; Bosco, A. F.; de Melo, L. G.; Richter, E. J., Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* **2008**, 19 (11), 1141-7.
30. Pontes, A. E.; Ribeiro, F. S.; Iezzi, G.; Piattelli, A.; Cirelli, J. A.; Marcantonio, E., Jr., Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res* **2008**, 19 (5), 483-90.
31. Sutter, F.; Weber, H.; J.Sorensen, The new restorative concept of the ITI dental implants system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*: 1993; Vol. 13, pp 409-31.
32. Binon, P. P.; Sutter, F.; Beaty, K.; Brunsky, J.; H.Gulbransen, The role of screws in implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994; pp 48-63.
33. Glossary of Prosthodontic Terms,. 7 ed.; J Prosthet Dent: 1999; pp 1-141.
34. ber, K. M. B., Pyorrhoëa alveolaris. *Ostererichisch-Ungarische viertel jahresschrift f'ür Zahnheilkunde.*, 1901; p 279.
35. Glickman, I.; Professor and chairman of the department of periodontology, r. p. o. o. p., Tufts University, School of Dental Medicine, Boston., Clinical Significance of Trauma from Occlusion. *The Journal of the American Dental Association* **1965**, 70 (3), 607-618.
36. Macapanpan, L. C.; Weinmann, J., The influence of injury to the periodontal membrane on the spread of gingival inflammation. *J Dent Res.*: 1954; pp 263-272.
37. Belting, C. M.; Y.Gripta, O.; :, The influence of psychiatric disturbances on the severity of periodontal disease. *J Periodont.*: 1961; pp 219-226.
38. Brunski, J. B., Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* **1988**, 52 (12), 775-87.

39. Sullivan, D. Y., Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1986**, 1 (1), 39-45.
40. L. Guerra L, I. F., Principles of implant prosthodontics. Implants in dentistry: Philadelphia, 1997; p 81.
41. Rangert, B.; Jemt, T.; Jorneus, L., Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* **1989**, 4 (3), 241-7.
42. T. Burke , Y. S., Occlusal considerations to prevent prosthesis and component complications. In: Zinner IO, ed.; Quintessence: Chicago, 2004; p 96.
43. S. F. Rosenstiel, M. F. L., J. Fujimoto., Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis ed.; 2001; p 347.
44. Huang, B.; Meng, H.; Piao, M.; Xu, L.; Zhang, L.; Zhu, W., Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implant: a clinical and radiographic study in dogs. *J Periodontol* **2012**, 83 (9), 1164-71.
45. Canullo, L.; Pace, F.; Coelho, P.; Sciubba, E.; Voza, I., The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **2011**, 16 (6), e852-6.
46. F. Louise, F. A. B., Cirurgia plástica periimplantar. Artmed ed.; Cirurgia Plástica Periodontal.: 2002; Vol. 1, p 419.
47. Turkeyilmaz, I.; Sennerby, L.; McGlumphy, E. A.; Tozum, T. F., Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* **2009**, 11 (2), 113-9.
48. Roze, J.; Babu, S.; Saffarzadeh, A.; Gayet-Delacroix, M.; Hoornaert, A.; Layrolle, P., Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Implants Res* **2009**, 20 (10), 1140-5.
49. Delmondes C D. F, D. M. D. R., Carvalho J.P, Novaes Jr. A. B., M. Taba Jr M. , Bazan P. D., Cândido dos Reis A. , Scombatti S. L.S., Evaluation of standardized porcine bone models to test primary stability of dental implants, using biomechanical tests and Micro-CT. An in vitro pilot study. *J Osseointegr* 2015; Vol. 7, pp 43-51.
50. Miyamoto, I.; Tsuboi, Y.; Wada, E.; Suwa, H.; Iizuka, T., Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* **2005**, 37 (6), 776-80.
51. Sennerby, L.; Roos, J., Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* **1998**, 11 (5), 408-20.
52. Hämmerle C. H. F, B. U.; Bürgin W., P. L. N. P., The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI® implants on marginal soft and hard tissues. *Clinical Oral Implants Research*: 1996; Vol. 7, pp 111-119.
53. Isidor, F., Occlusal loading in implant dentistry. Lang, N. P.; T. Karring, T. J. L., Eds. Proceedings of the Third European Workshop on Periodontology - Quintessence: 1999; pp 358-375.

54. Valderrama, P.; Oates, T. W.; Jones, A. A.; Simpson, J.; Schoolfield, J. D.; Cochran, D. L., Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: a clinical trial. *J Periodontol* **2007**, 78 (2), 262-72.
55. Martinez, H.; Davarpanah, M.; Missika, P.; Celletti, R.; Lazzara, R., Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* **2001**, 12 (5), 423-32.
56. Devlin, H.; Horner, K.; Ledgerton, D., A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* **1998**, 79 (3), 323-7.
57. 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* **2009**, 20 (5), 467-71.
58. 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* **2013**, 2013, 194987.
59. Dental Implant Prosthetics - 9780323078450 | US Elsevier Health Bookshop. <http://www.us.elsevierhealth.com/dental-implant-prosthetics-9780323078450.html>.
60. Chong, L.; Khocht, A.; Suzuki, J. B.; Gaughan, J., Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol* **2009**, 35 (3), 130-5.
61. Turkeyilmaz, I.; Aksoy, U.; McGlumphy, E. A., Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* **2008**, 10 (4), 231-7.
62. Turkeyilmaz, I.; Company, A. M., Sensitivity of resonance frequency analysis method to assess implant stability. *N Y State Dent J* **2011**, 77 (5), 44-9.
63. Hatcher, D. C.; Dial, C.; Mayorga, C., Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* **2003**, 31 (11), 825-33.
64. Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Branemark, P. I., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* **1981**, 10 (6), 387-416.
65. Esposito, M.; Hirsch, J. M.; Lekholm, U.; Thomsen, P., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* **1998**, 106 (3), 721-64.
66. Romanos, G. E.; Aydin, E.; Gaertner, K.; Nentwig, G. H., Long-term results after subcrestal or crestal placement of delayed loaded implants. *Clin Implant Dent Relat Res* **2015**, 17 (1), 133-41.
67. Luo, J.; Hu, X. L.; Lin, Y.; Qiu, L. X.; Di, P.; Li, J. H., [Influence of the placing depth of implants with platform switching on the marginal bone level in the posterior mandible: a clinical study]. *Beijing Da Xue Xue Bao* **2012**, 44 (1), 65-9.
68. Pontes, A. E.; Ribeiro, F. S.; Iezzi, G.; Pires, J. R.; Zuza, E. P.; Piattelli, A.; Marcantonio, E., Jr., Bone-implant contact around crestal and subcrestal dental implants submitted to immediate and conventional loading. *ScientificWorldJournal* **2014**, 2014, 606947.

LEGENDS

Figure 1: Bone cylinders prepared

Figure 2: 2D analysis

Figure 3: 3D high bone density cylinder

Figure 4: 3D low bone density cylinder

Figure 5: Implants Insertion

Figure 6: 3D BIC analysis

Figure 7: Frequency Resonance Analysis

Figure 8: Axial and Non- Axial Loads

Figure 9: Pullout Strength Test

Figure 10: Insertion Torque Graphic

Figure 11: Frequency Resonance Analysis Graphic

Figure 12: Pullout Strength Test Graphic

TABLES

Table 1: Mean values $\pm$ SD (mm) of Three-dimensional Bone Density (BV/TV) intra and

between groups.

Table 2: Mean values $\pm$ SD (mm) of Trabecular Separation (Tb.Sp) intra and between groups.

Table 3: Mean values $\pm$ SD (mm) of Percentage of total porosity (PO TOT) intra and between groups.

Table 4: Mean values $\pm$ SD (mm) of Contact Bone Implant (BIC) intra and between groups.