

Universidade Federal do Rio De Janeiro - UFRJ

Centro de Ciências da Saúde

Faculdade de Odontologia

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES
ORTODÔNTICOS COM ALTERAÇÕES DE SUPERFÍCIE**

Giselle Naback Lemes Vilani
CD, MO

Tese submetida ao corpo docente da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia (Área de Concentração em Ortodontia).

Rio de Janeiro

2013

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS
COM ALTERAÇÕES DE SUPERFÍCIE**

Giselle Naback Lemes Vilani, CD, MO

Orientadores: Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

Tese submetida ao corpo docente da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia (Área de Concentração em Ortodontia).

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Álvaro de Moraes Mendes

Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas

Prof^ª. Dr^ª. Cláudia Trindade Mattos

Prof. Dr. José Vinícius Bolognese Maciel

Prof^ª. Dr^ª. Matilde da Cunha Gonçalves Nojima

Rio de Janeiro

2013

Ficha Catalográfica

VILANI, Giselle Naback Lemes

Avaliação da estabilidade de mini-implantes ortodônticos com alterações de superfície. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2013.

xxvii, 123f.

Tese: Doutorado em Odontologia (Ortodontia) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia, 2013.

- | | |
|-------------------------------------|------------------------|
| 1. Mini-implante ortodôntico | 2. Estabilidade |
| 3. Alterações de superfície | 4. Teses |

I. Título

II. Tese (Doutorado – UFRJ/Faculdade de Odontologia)

“Tudo posso Naquele que me fortalece”

Filipenses 4:13

DEDICO ESTE TRABALHO

Ao meu pai, **Prof. Alaor** (*in memoriam*), mestre na arte de ensinar, que trilhou meu caminho em busca da sabedoria e à minha mãe, **Geny**, fonte inesgotável de vida, amor e doação.

Ao meu marido, **Luiz Alberto**, presença constante e apoio incondicional, que sempre me incentivou na realização dos meus ideais, meu eterno agradecimento.

Às minhas filhas, **Priscilla e Larissa**, estímulos permanentes do meu viver.

Ao meu afilhado, **Matheus**, pela presença que muito me alegra.

AGRADEÇO A DEUS

Por sua presença que acalma;

Pelas provações que esclarecem;

Pelo amparo nas dificuldades;

Pelos estímulos com que me conduz;

Por todas estas bênçãos,

que possibilitaram a conclusão deste trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Dr. **Antônio Carlos de Oliveira Ruellas**,
pela dedicação e orientação criteriosa neste trabalho.

Ao Professor Dr. **Carlos Nelson Elias**,
pelo empenho prestado à pesquisa e ao conhecimento.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ, Dr^a. Ana Maria Bolognese, Dr. Eduardo Franzotti Sant'Anna, Dr. José Fernando Stangler Brazalle, Dr. José Vinícius Bolognese Maciel, Dr. Lincoln Issamu Nojima, Dr^a. Margareth Maria Gomes de Souza, Dr^a. Maria Evangelina Monnerat, Dr^a. Matilde da Cunha Gonçalves Nojima e Dr^a. Mônica Tirre de Souza Araújo, pelo exemplo de dedicação ao ensino da Ortodontia.

Aos colegas do Doutorado Amanda Osório Ayres de Freitas, Luiz Felipe Miranda Costa, Mariana Marquezan e Rodrigo César Santiago, pelo convívio e amizade neste período.

À Professora Dr^a. Lucianne Cople Maia e aos colegas Carolina Baratieri, Cláudia Trindade Mattos e Matheus Alves Júnior, pelos valiosos momentos de aprendizado que compartilhamos juntos.

Ao Professor Dr. Dauro Douglas de Oliveira e Professor Wellington Pacheco, pela recomendação do meu nome ao Programa de Doutorado em Odontologia (Ortodontia) da UFRJ.

Ao Departamento de Medicina Veterinária da Pontifícia Universidade Católica de Betim - PUC BETIM, por ter possibilitado a realização deste trabalho utilizando suas dependências, laboratórios e centro cirúrgico, assim como, por ter disponibilizado um médico veterinário e tratadores para cuidarem dos cães.

Ao Laboratório de Biomineralização da Universidade de São Paulo (USP) de Ribeirão Preto, em especial ao técnico Sebastião Carlos Bianco, pelo processamento e corte das amostras contendo osso e mini-implante.

Ao Instituto de Metalurgia do COPPE-UFRJ, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, pelo apoio na realização da microscopia eletrônica de varredura.

Ao Professor Dr. Paulo Eduardo Alencar de Souza, pela atenção e apoio durante as análises das lâminas histológicas e pela disponibilização do laboratório de patologia bucal da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, PUC-MG, para realização das análises histomorfométricas.

À Professora Dr^a. Cláudia Trindade Mattos, pela colaboração e orientação quanto ao tratamento estatístico da presente pesquisa.

Aos queridos funcionários da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRJ, Diane Esteves de Souza Dores, Mônica Mello do Nascimento Gonçalves, Robson Antônio de França, Vanilda Antônio Saturnino e Waltencir Silva Ferreira, pelo carinho e pela assistência prestada.

À Conexão Sistemas de Implantes Dentários, por fornecer os mini-implantes para a realização da pesquisa.

À Secretaria Municipal de Desenvolvimento Urbano da Prefeitura Municipal de Itabira, pela doação dos cães.

À Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo apoio financeiro concedido pela bolsa de Doutorado.

E a todos os demais, que contribuíram de alguma forma para que este trabalho se concluísse.

MUITO OBRIGADA.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

DELINEAMENTO DA PESQUISA

FIGURA 1	- Fotografia ilustrando as dimensões do mini-implante: A) Cabeça hexagonal com 1,8 mm de altura; B) Perfil transmucoso de 2,0 mm de altura; C) Região ativa de 6,0 mm de comprimento; D) Diâmetro de 1,5 mm; E) 0,51 mm entre a crista dos passos.....	7
FIGURA 2	- Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes: liso (A) e poroso (B).....	8
FIGURA 3	- Diagrama do posicionamento dos mini-implantes lisos e porosos, instalados na cortical externa vestibular e carregados com molas de NiTi: LCI - liso com carga imediata; LSC - liso sem carga; PCI - poroso com carga imediata; PSC - poroso sem carga.....	9
QUADRO 1	- Delineamento da pesquisa: divisão dos animais para formação dos grupos com mini-implantes liso e poroso, com carregamento imediato.....	9
FIGURA 4	- A) Fotografias do centro cirúrgico veterinário do Hospital Universitário de Medicina Veterinária da PUC-Betim; B) Equipamentos utilizados na pesquisa.....	10
FIGURA 5	- Fotografias ilustrando a profilaxia dentária: A) Presença de cálculo; B) Polimento dentário; C) Cavidade bucal em condições adequadas para instalação dos mini-implantes.....	11

FIGURA 6	- A) Fotografia do posicionador de acrílico para padronização das radiografias periapicais e tubo do aparelho de raios X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP); B) Fotografia ilustrando o posicionamento do filme radiográfico do lado esquerdo mandibular.....	11
FIGURA 7	- Fotografias ilustrando os passos para a instalação dos mini-implantes: A) Instalação inicial do mini-implante com chave manual; B) Término da instalação com chave de torque; C) Mensuração da distância inter mini-implantes; D) Utilização do <i>Periotest</i> ; E) Mensuração força de 1 N; F) Mola de NiTi posicionada.....	14
QUADRO 2	- Delineamento das análises realizadas na pesquisa.....	16
FIGURA 8	- Fotografias dos segmentos ósseos contendo os mini-implantes: A) Antes do corte; B) Delimitação dos cortes; C) Separação do segmento ósseo distal; D) Corte chanfrado na base dos segmentos ósseos para diferenciação dos lados de tensão (seta).....	18
FIGURA 9	- Fotografia dos cortes ósseos acondicionados em soluções de formalina a 10%.....	18
FIGURA 10	- Fotografias: do agitador empregado (RotoMix 50800, Thermolyne Barnstead, USA) (A); e do aparelho de vácuo (B).....	19
FIGURA 11	- Fotografias dos blocos de resina inseridos no molde de resina: A) Antes da polimerização, dentro do forno; B) Após a polimerização, incluídas no molde; C) Blocos removidos do molde.....	20
FIGURA 12	- Fotografias ilustrando a técnica radiográfica para localização do centro do longo eixo do mini-implante.....	20
FIGURA 13	- Fotografia ilustrando o corte do bloco de resina no Ultramicrótomo Exakt.....	21

FIGURA 14	- Fotografias dos blocos de resina cortados ao meio e contendo os mini-implantes: A, B) Corte méso-distal; C, D) Corte vestibulo-lingual.....	21
FIGURA 15	- Fotografias ilustrando a análise do nível ósseo marginal: A) Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado esquerdo; B) Registro da medida do lado esquerdo (em amarelo); C) Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado direito e registro da medida (em azul); D) Registro das medidas de ambos os lados do mini-implante.....	23
FIGURA 16	- Fotografias das lâminas preparadas e finalizadas (A), dos cortes obtidos na dimensão méso-distal (B) e vestibulo-lingual (C).....	24
FIGURA 17	- Fotomicrografias dos mini-implantes após 16 semanas da instalação dos dispositivos. Visão panorâmica do mini-implante e tecido ósseo (objetiva 4x): A) Corte Méso-distal; B) Corte Vestíbulo-lingual.....	25
FIGURA 18	- Fotomicrografia do mini-implante (2x) ilustrando as áreas das medições histomorfométricas: cervical, intermediária e apical.....	26
FIGURA 19	- Fotomicrografias para mensuração do contato osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): A) Linha amarela: comprimento linear de superfície de implante (μm); B) Linha branca: comprimento linear de contato osso/mini-implante (μm)...	27
FIGURA 20	- Fotomicrografias para mensuração da área de tecido ósseo por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): A) Polígonos amarelos: área total (μm^2); B) Polígonos brancos: área total de tecido ósseo (μm^2).....	28

FIGURA 21	- Fotomicrografias do mini-implante, evidenciando sua morfologia com microrroscas na região próxima ao perfil transmucoso.....	30
FIGURA 22	- Fotografia do mini-implante inserido no bloco ósseo sintético com 1,0 mm de espessura de osso cortical.....	31
FIGURA 23	- Fotografia do equipamento utilizado nos ensaios mecânicos de torção dos mini-implantes.....	32

ARTIGO 1

FIGURA 1	- Eletromicrografias de superfície do mini-implante liso (A) e poroso (B).....	50
FIGURA 2	- Diagrama do posicionamento dos mini-implantes lisos e porosos, instalados na cortical externa vestibular e carregados com molas de NiTi: LCI - Liso com carga imediata; LSC - Liso sem carga; PCI - Poroso com carga imediata; PSC - Poroso sem carga.....	50
FIGURA 3	- Fotografias ilustrando: A) Instalação inicial do mini-implante com chave manual; B) Término da instalação com chave de torque; C) Mensuração da distância inter mini-implantes; D) Utilização do <i>Periotest</i> ; E) Mensuração força de 1 N; F) Mola de NiTi posicionada.....	51

ARTIGO 2

FIGURA 1	- Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes: liso (A) e poroso (B).....	73
FIGURA 2	- Fotografias ilustrando a análise do nível ósseo marginal: A) Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado esquerdo; B) Registro da medida do lado esquerdo (em amarelo); C)	

	Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado direito e registro da medida (em azul); D) Registro das medidas de ambos os lados do mini-implante.....	74
FIGURA 3	- Fotomicrografias do contato osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): A) Linha amarela: comprimento linear de superfície de implante (μm); B) Linha branca: comprimento linear de contato osso/mini-implante (μm).....	75
FIGURA 4	- Fotomicrografias para mensuração da área de tecido ósseo por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): A) Polígonos amarelos: área total (μm^2); B) Polígonos brancos: área total de tecido ósseo (μm^2).....	76
FIGURA 5	- Fotomicrografias dos mini-implantes após 16 semanas da instalação dos dispositivos. Visão panorâmica do mini-implante e tecido ósseo (objetiva 4x): A) Ausência de perda óssea; B) Perda óssea horizontal; C) Perda óssea diagonal.....	77
FIGURA 6	- Fotomicrografias dos mini-implantes em relação à proximidade do ligamento periodontal: A) MI próximo ao LP sem lesar as estruturas dentárias; B) MI invadiu o LP e ocasionou reabsorção do cimento; C) MI estrangulou LP e causou anquilose; D) MI tocou atingiu a raiz e resultou na reabsorção de dentina.....	77

ARTIGO 3

FIGURE 1	- Photomicrograph of retrieved mini-implant, evidencing its morphology with microthreads in the portion closer to the transmucosal neck.....	93
FIGURE 2	- Photograph of a mini-implant inserted in synthetic bone block with 1-mm-thick cortical bone layer.....	93

FIGURE 3	- Photograph of the device used in the torsion mechanical essays of mini-implants.....	93
FIGURE 4	- Variance of primary stability according to the cortical bone thickness.....	94
FIGURE 5	- Site (arrow) where the whole bone thickness corresponds to two cortical bones juxtaposed. CBCT image.....	94

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

- TABELA 1 - Valores do torque de inserção, mobilidade inicial, torque de remoção e mobilidade final..... 52
- TABELA 2 - Valores da distância inter mini-implantes nos dispositivos lisos e porosos com carga..... 52

ARTIGO 2

- TABELA 1 - Valores do nível ósseo marginal entre osso/MI nos grupos lisos e porosos, com e sem carga, analisados por MEV..... 78
- TABELA 2 - Valores do nível ósseo marginal entre osso/MI nos lados de compressão e tração dos dispositivos submetidos à carga (LCI e PCI), ambos analisados por MEV..... 78
- TABELA 3 - Valores da porcentagem de contato (%BIC) e porcentagem de área (%A) nos grupos LSC, LCI, PSC, PCI nas regiões cervical, intermediária e apical dos MI..... 79

ARTIGO 3

- TABLE1 - Mean, standard deviation and variance of insertion torque values of 6mm- and 8mm-long mini-implants (N.cm) in the different cortical bone thicknesses tested and statistically significant differences among the groups according to the Tukey's post hoc test..... 95

TABLE 2	-	Indication of MI'length to be used in different sites in the maxilla and mandible, based on the cortical bone thickness.....	95
---------	---	--	----

LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

"	- Polegada
<	- Menor
%	- Porcentagem
%A	- Bone Implant Area / Porcentagem de área óssea
%BIC	- Bone Implant Contact / Porcentagem de contato ósseo
Σ	- Somatório
°	- Graus
°C	- Graus Celsius
μm	- Micrômetros
Al	- Alumínio
ANOVA	- Análise de Variância
ASTM F117	- Standard Test Method for Driving Torque of Medical Bone Screws / Método de Teste Padrão para Condução do Torque de Parafusos Ósseos Médicos
ASTM F1622	- Standard Test Method for Measuring the Torsional Properties of Metallic Bone Screws / Método de Teste Padrão para Mensuração das Propriedades de Torção dos Parafusos Ósseos Metálicos
B	- Parameters of the implant / Parâmetros do implante
CAPES	- Coordenação de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior
CBCT	- Cone Beam Computed Tomography
CCS	- Centro de Ciências da Saúde
CEUA	- Comissão de Ética com Uso de Animais
cm/min	- Centímetro por minuto
Co	- Company / Corporação
COBEA	- Colégio Brasileiro de Experimentação Animal

COPPE	- Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia
DAT	- Dispositivos de ancoragem temporários
DIM	- Distância Inter mini-implantes
EMIC	- Máquina de Ensaio Universal
EV	- Endovenoso
g	- Grama
g/cm ³	- Gramas por centímetros cúbicos
gf	- Grama força
gf/cm	- Grama força por centímetro
HIST	- Histologia
HNO ₃	- Ácido Nítrico
ICC	- Coeficiente de Correlação Intraclasse
IM	- Intramuscular
Inc.	- Incorporation / Incorporação
Kg	- Quilograma
LCI	- Liso com Carga Imediata
LP	- Ligamento periodontal
LSC	- Liso sem Carga
Ltda	- Limitada
M	- Parameters of the insertion material / Parâmetros do material de inserção
MbF	- Mobilidade final
MbI	- Mobilidade inicial
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
MEVeR	- Microscopia Eletrônica de Varredura por elétrons retroespalhados
mg/kg	- Miligrama por quilograma
MI	- Mini-implantes
mm	- Milímetro
N	- Newton
N.cm	- Newton vezes centímetro
N/cm ²	- Newton por centímetro quadrado
NiTi	- Níquel Titânio

pcf	- Pound cubic feet
PCI	- Poroso com Carga Imediata
PF	- Periotest final
pH	- Potencial de hidrogênio
PI	- Periotest inicial
PSC	- Poroso sem Carga
PUC-MG	- Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
rpm	- Rotações por minuto
SD	- Standart-deviation / Desvio-padrão
SPSS	- Statistical Package for the Social Sciences / Pacote Estatístico para Ciências Sociais
SRD	- Sem Raça Definida
T	- Torque
Th	- Cortical Bone Thickness / Espessura do osso cortical
TI	- Torque de inserção
Ti	- Titânio
TR	- Torque de remoção
USP	- Universidade de São Paulo
V	- Vanádio
X	- Vezes

RESUMO

VILANI, Giselle. **Avaliação da estabilidade de mini-implantes ortodônticos com alterações de superfície.** Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, Dr. Carlos Nelson Elias. Rio de Janeiro:UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2013. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia). 123 f.

O objetivo foi avaliar a estabilidade *in vivo* e *in vitro* de mini-implantes (MI) com alteração na morfologia de sua superfície. No estudo *in vivo* foi avaliada a alteração na texturização dos MI. Foram inseridos sessenta (60) MI de Ti6Al4V, nas dimensões 1,5 x 6,0 mm, na mandíbula de cães, na região alveolar inter-radicular vestibular, sendo no lado direito, os MI lisos, e no lado esquerdo, os porosos (tratados com ácido). Os dois MI distais receberam carga imediata de 1,0 N, ficando o MI da extremidade mesial sem carregamento. No estudo *in vitro* foi avaliada a alteração na forma dos MI, pela incorporação de microrroscas em sua parte cervical. Foram inseridos oitenta (80) MI com comprimentos de 6,0 e 8,0 mm em blocos de osso sintético que apresentaram densidade de 20 pcf para simular o osso medular e faixas com espessuras de 1, 2 e 3 mm com densidade de 40 pcf para simular o osso cortical. Blocos com densidade uniforme de 40 pcf também foram utilizados para simular áreas com grande densidade. O torque de inserção (TI) foi quantificado na máquina de teste universal (EMIC). No estudo *in*

vivo, vinte e oito (28) MI foram analisados pelo torque de inserção (TI) e remoção (TR), mobilidade inicial (Mbl) e final (MbF) e distância inter-MI (DIM) e dezoito (18) pela análise histológica e histomorfométrica. Não houve diferença significativa entre os MI lisos e porosos quanto ao TI, Mbl, TR, MbF e DIM. Observou-se, no início do experimento, TI elevado (15,90 a 19,20 N.cm) e Mbl reduzida (-0,20 a 0,40) e, ao final, TR reduzido (2,60 a 4,10 N.cm) e MbF elevada (7,90 a 14,56). No entanto, os MI porosos apresentaram TR maior e MbF menor quando comparados aos MI lisos. Os deslocamentos dos MI porosos foram menores quando comparados aos lisos, mas sem diferença estatística. Nível ósseo cervical mais elevado foi constatado nos MI com carga, sendo maior no lado de compressão. Não houve diferença estatística na porcentagem de contato e área óssea dentro dos passos dos MI entre os grupos liso e poroso, mas ambos os valores foram maiores nos MI porosos, na região intermediária. No estudo *in vitro*, houve aumento do valor do TI associado com o aumento da espessura do osso cortical e com o aumento no comprimento do MI. O valor do TI em ossos com alta densidade foi praticamente o dobro dos valores encontrados nos outros grupos. Concluiu-se que: embora sem diferença significativa, os MI porosos apresentaram melhor estabilidade secundária e maior ósseo-integração. A aplicação de carga imediata permitiu melhor integração óssea; MI com microrroscas e mais longos e osso cortical mais espesso apresentaram estabilidade inicial mais elevada.

SUMMARY

VILANI, Giselle. **Avaliação da estabilidade de mini-implantes ortodônticos com alterações de superfície.** Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, Dr. Carlos Nelson Elias. Rio de Janeiro:UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2013. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia). 123 f.

The aim of this study was to evaluate the *in vivo* and *in vitro* stability of mini-implants (MI) with alteration in their surface morphology. In the *in vivo* study the change in texturization of MI was evaluated. Sixty (60) MI of Ti6Al4V, measuring 1.5 x 6.0 mm were inserted in dog mandibles in the vestibular inter-radicular region; with MI on the right side being smooth, and those on the left side being porous (treated with acid). The two distal MI received immediate load of 1.0 N, and the MI on the mesial extremity remained without loading; in the *in vitro* study the change in shape of MI was evaluated by incorporating microthreads in their cervical portion. Eighty (80) MI with lengths of 6 and 8 mm were inserted into synthetic bone blocks with a density of 20 pcf to simulate medullary bone, and strips with thicknesses of 1, 2 and 3 mm with density of 40 pcf to simulate cortical bone. Blocks with uniform density of 40 pcf were also used to simulate areas with high density; Insertion torque (IT) was quantified on the universal test machine (EMIC). In the *in vivo* study, 28 MI were analyzed by insertion (IT) and removal

torque (RT), initial (IMb) and final (FMb) mobility and inter-MI distance (IMD) and 18 by histological and histomorphometric analyses. There was no significant difference between the smooth and porous MI as regards IT, IMb, RT, FMb and IMD. At the beginning of the experiment, elevated IT (15.90 to 19.20 N.cm) and reduced IMb (-0.20 to 0.40); and at the end, reduced RT (2.60 to 4.10 N.cm) and elevated FMb (7.90 to 14.56) were observed. However, the porous MI presented higher RT and lower FMb when compared with smooth MI. Displacements of porous MI were lower when compared with smooth MI, but without statistical difference. Higher cervical bone level was found in MI with load, being highest on the compression side. There was no statistical difference in the percentage of contact and bone area within the threads of the MI between the smooth and porous groups, with both values being higher in the porous MI in the intermediate region. In the *in vitro* study, there was increase in the IT value associated with increase in cortical bone thickness and with increase in MI length. The IT value in high density bone was practically double that of the values found in the other groups. It was concluded that: although without significant difference, porous MI presented better secondary stability and a greater degree of osseointegration. Immediate load application allowed better bone integration; the MI with microthreads and longer screws and thicker cortical bone presented a higher level of initial stability.

RESUMEM

VILANI, Giselle. **Avaliação da estabilidade de mini-implantes ortodônticos com alterações de superfície.** Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, Dr. Carlos Nelson Elias. Rio de Janeiro:UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2013. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia). 123 f.

El objetivo ha sido evaluar la estabilidad *in vivo* e *in vitro* de mini-implantes (MI) con alteración en la morfología de su superficie. En el estudio *in vivo* fue evaluada la alteración en la texturización de los MI. Fueron inseridos 60 MI de Ti6Al4V en las dimensiones 1,5 x 6,0 mm en la mandíbula de canes en la región alveolar inter-radicular vestibular siendo los MI lisos del lado derecho y los porosos del lado izquierdo (tratados con ácido). Los dos MI distales recibieron carga inmediata de 1,0 N, dejando el MI de la extremidad mesial sin carga. En el estudio *in vitro*, fue evaluada la alteración en la forma de los MI, por incorporación de micro-tornillos en la parte cervical. Fueron inseridos 80 MI con largura de 6 y 8 mm en bloques de hueso sintético que presentaron densidad de 20 pcf para simular el hueso medular y franjas con espesuras de 1, 2 y 3 mm con densidad de 40 pcf para simular el hueso cortical. Bloques con densidad uniforme de 40 pcf también fueron utilizados para simular áreas con gran densidad. El torque de inserción (TI) fue cuantificado en la máquina de test universal (EMIC). En el estudio *in vivo*, 28 MI fueron analizados por el torque de inserción (TI) y remoción

(TR), movilidad inicial (Mbl) y final (MbF) y distancia inter-MI (DMI) y 18 por análisis histológico e histomorfométrico. No hubo diferencia significativa entre los MI lisos y porosos en cuanto a TI, Mbl, TR, MbF e DIM. Se observó al principio del experimento TI elevado (15,90 a 19,20 N.cm) y Mbl reducido (-0,20 a 0,40) y, al final, TR reducido (2,60 a 4,10 N.cm) y MbF elevado (7,90 a 14,56). Entretanto, los MI porosos presentaron TR mayor y MbF menor cuando comparados a los MI lisos. Los desplazamientos de los MI porosos fueron menores cuando comparados a los lisos, mas sin diferencia estadística. Fue constatado nivel óseo cervical más elevado en los MI con carga, siendo mayor del lado de compresión. No hubo diferencia estadística en el porcentaje de contacto y área ósea dentro de los pasos de los MI, entre los grupos liso y poroso, en ambos fueron mayores en los porosos, en la región intermedia. En el estudio *in vitro*, hubo aumento del valor de TI asociado al aumento de la espesura del hueso cortical y con aumento en la largura del MI. El valor de TI en huesos con alta densidad fue prácticamente el doble de los valores encontrados en los otros grupos. Se concluyó que: a pesar de no haber diferencia significativa, los MI porosos presentaron mejor estabilidad secundaria y mayor óseo-integración. La aplicación de carga inmediata permitió una mejor integración ósea; los MI con micro-tornillos más largos y el hueso cortical más espeso presentaron estabilidad inicial más elevada.

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 PROPOSIÇÃO.....	5
3 DELINEAMENTO DA PESQUISA.....	6
3.1 ESTUDO <i>IN VIVO</i>	6
3.1.1 Amostra	6
3.1.2 Procedimentos clínicos e cirúrgicos.....	10
3.1.3 Avaliação dos torques de inserção e remoção.....	16
3.1.4 Processamento histológico.....	17
3.1.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	22
3.1.6 Microscopia Óptica.....	23
3.1.6.1 Análise histológica.....	25
3.1.6.2 Análise histomorfométrica.....	25
3.1.7 Metodologia Estatística.....	29
3.2 ESTUDO <i>IN VITRO</i>	29
3.2.1 Amostra.....	29
3.2.2 Avaliação do torque de inserção.....	30
3.2.3 Metodologia Estatística.....	32
4 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA.....	33
4.1 ARTIGO 1: ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES LISOS E POROSOS: Avaliação clínica e biomecânica – estudo <i>in vivo</i>.....	34
4.2 ARTIGO 2: ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES LISOS E POROSOS: Avaliação histológica e histomorfométrica – estudo <i>in vivo</i>.....	53
4.3 ARTIGO 3: INFLUENCE OF CORTICAL THICKNESS ON THE STABILITY OF MINI-IMPLANTS WITH MICROTHREADS.....	80
5 DISCUSSÃO.....	96
6 CONCLUSÃO.....	114
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	115
8 ANEXOS.....	123

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução dos aparelhos fixos, a ancoragem ortodôntica tem atraído considerável interesse e criado muitas preocupações relacionadas ao sucesso do tratamento. O papel da ancoragem, assim como os dispositivos utilizados para esse fim, constituem temas de constante discussão na literatura ortodôntica (BAE, 2002).

Os mini-implantes (MI) surgiram como uma excelente alternativa para os métodos de ancoragem ortodôntica e foram introduzidos objetivando a superação das dificuldades encontradas com os diversos sistemas de ancoragem até então utilizados. Os dispositivos de ancoragem temporários (DAT) são pequenos o bastante para serem inseridos em qualquer superfície do osso alveolar e, até mesmo, nas áreas interdentais. Sua simplicidade de instalação e remoção, aliada à alta flexibilidade de uso clínico, predispõe a uma grande aceitação e conforto por parte do paciente (KANOMI, 1997).

Entretanto, a redução de tamanho resultou em maior incidência de fraturas dos MI de titânio comercialmente puro durante os procedimentos de inserção e remoção (PARK *et al.*, 2003). Assim, os dispositivos passaram a ser confeccionados com ligas de titânio (titânio grau 5), com objetivo de suprir esta limitação mecânica, pois possuem limite de resistência à fratura cerca de seis (6) vezes maior que os de titânio comercialmente puro. No entanto, menor taxa de

ósseo-integração e maior suscetibilidade à corrosão *in vivo* são relatadas como limitações da utilização do titânio grau 5 em substituição ao titânio comercialmente puro, fato este que pode comprometer a estabilidade dos mini-implantes (HUANG, SHOTWELL e WANG, 2005).

Os grandes responsáveis pela fixação e estabilidade dos MI são a retenção mecânica dada pelo embricamento intraósseo, denominada estabilidade primária, juntamente com a ósseo-integração parcial, estabilidade secundária (KYUNG, PARK e BAE, 2003). A estabilidade primária dos MI depende quase que totalmente da qualidade e quantidade de osso cortical e trabecular disponíveis (PARK *et al.*, 2003). Ainda pode ser influenciada por fatores relacionados às características dos dispositivos em relação à forma, ao diâmetro, ao comprimento, ao tipo de MI (autoperfurante ou autorrosqueante) e ao procedimento cirúrgico (OKAZAKI *et al.*, 2008). Dispositivos de ancoragem com microrroscas na região cervical podem favorecer a distribuição de estresse e preservar o osso marginal devido ao maior contato das microrroscas com o osso cortical, elevando a estabilidade mecânica inicial (KIM *et al.*, 2009).

A estabilidade secundária significa a união biológica obtida durante o processo de cicatrização e remodelação óssea na interface osso/implante, consequente do processo de regeneração (BRANEMARK, 1983) e se encontra na dependência da estabilidade primária (SERRA *et al.*, 2010), do tratamento de superfície da parte ativa dos dispositivos (OYNARTE *et al.*, 2005), do protocolo de ativação (OKAZAKI *et al.*, 2008) e da presença do biofilme na região peri-implantar (PARK, JEONG e KWON, 2006). A presença de ósseo-integração parcial poderia auxiliar o sucesso da estabilidade dos MI, expandindo em muito suas possibilidades biomecânicas em diversas situações, como: em ossos com

baixa densidade e com espessura reduzida da cortical (LI *et al.*, 2002); em pacientes com distúrbios sistêmicos, como diabetes, osteoporose, osteopenia e hiperparatireoidismo, como também em fumantes e pacientes em tratamento radioterápico que apresentam alterações no metabolismo ósseo (CHUNG, KIM e KOOK, 2004); em situações que sejam necessárias a utilização de forças rotacionais, tendo em vista que os MI não são capazes de suportar forças que levem ao seu desparafuzamento (CHUNG *et al.*, 2007); em pacientes adolescentes (MOTOYOSHI, MATSUOKA e SHIMIZU, 2007); e em casos que sejam necessárias forças ortopédicas (ROBERTS *et al.*, 1989).

Inúmeros estudos foram concentrados no tratamento de superfície dos implantes e os pesquisadores constataram que superfícies rugosas favorecem a ósseo-integração (LI *et al.*, 2002; ALDIKAÇTI *et al.*, 2004; HUJA *et al.*, 2005; CHUNG *et al.*, 2007). A produção de rugosidades nas superfícies de titânio melhora a fixação mecânica e facilita a distribuição de tensões com maior homogeneidade, enquanto que nos implantes sem tratamento de superfície ocorre maior tensão na parte cervical, levando a microfaturas e, conseqüentemente, à reabsorção óssea (OYNARTE *et al.*, 2005).

Vários trabalhos da literatura consideraram a espera de um tempo prévio à aplicação de carga como essencial para obtenção de ósseo-integração (LI *et al.*, 2002; MOTOYOSHI *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2009; LEE *et al.*, 2010; ZHANG *et al.*, 2010). No entanto, existe uma tendência atual na Ortodontia em se utilizar carga imediata nos MI, pois pesquisas concluíram não haver prejuízo para a estabilidade dos dispositivos de ancoragem (LIOU, PAI e LIN, 2004; BUCHTER *et al.*, 2006; FREIRE *et al.*, 2007; CHEN *et al.*, 2009; SERRA *et al.*, 2010).

Assim, os objetivos desta pesquisa foram verificar: a estabilidade primária e secundária dos MI com alteração na textura de sua parte ativa (MI lisos e porosos); a presença de ósseo-integração nos MI lisos e porosos; a estabilidade primária de MI lisos com alteração na forma de sua parte ativa, pela incorporação de microrroscas cervicais.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Comparar, *in vivo*, mini-implantes ortodônticos com superfície lisa (usinada) e porosa (tratada com ácido) avaliando:

2.1.1 A estabilidade primária e secundária;

2.1.2 O nível, contato e área óssea na região peri-implantar.

2.2 Avaliar, *in vitro*, mini-implantes lisos com microrroscas cervicais inseridos em osso sintético com diferentes espessuras e densidades ósseas.

3 DELINEAMENTO DA PESQUISA

3.1. ESTUDO *IN VIVO*

Foi realizado o método experimental *in vivo*, de acordo com as orientações éticas e legais para a experimentação envolvendo animais recomendadas pelo Colégio Brasileiro de Experimentação em Animal – COBEA (2007), previstas na Lei número 6.638/79 (BRASIL, 1979). O protocolo de estudo em animais foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais – CEUA, do Centro de Ciências da Saúde (CCS) da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, sob protocolo de número ODONTO010 (ANEXO 1, p. 123).

3.1.1 AMOSTRA

Sessenta (60) mini-implantes usinados autoperfurantes de Ti6Al4V, titânio grau 5 (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP, Brasil) foram utilizados. Os MI apresentaram uma forma cônica, com 1,5 mm de diâmetro, 6,0 mm de comprimento e 2,0 mm de perfil transmucoso. Destes, trinta (30) receberam um tratamento de superfície utilizando ataque ácido padrão POROUS Conexão (FIGURA 1, p. 7). Este tratamento de superfície foi realizado na porção rosqueável do parafuso, sendo a cabeça e perfil transmucoso polidos. Esta

superfície foi obtida por tratamento de imersão em soluções ácidas utilizando-se durante o processo, variáveis de tempo, temperatura e concentração para a obtenção de um padrão específico de rugosidade superficial, característicos desta marca comercial (FIGURA 2, p. 8). Ambos os MI foram passivados com ácido nítrico (HNO_3) e esterilizados com radiação gama, de acordo com o protocolo utilizado pela Conexão Sistemas de Implantes para esterilização dos implantes destinados ao uso comercial. Nos MI submetidos à carga, molas fechadas de níquel titânio foram utilizadas para aplicar forças de 1,0 N (GAC International Inc., Bohemia, New York, USA).

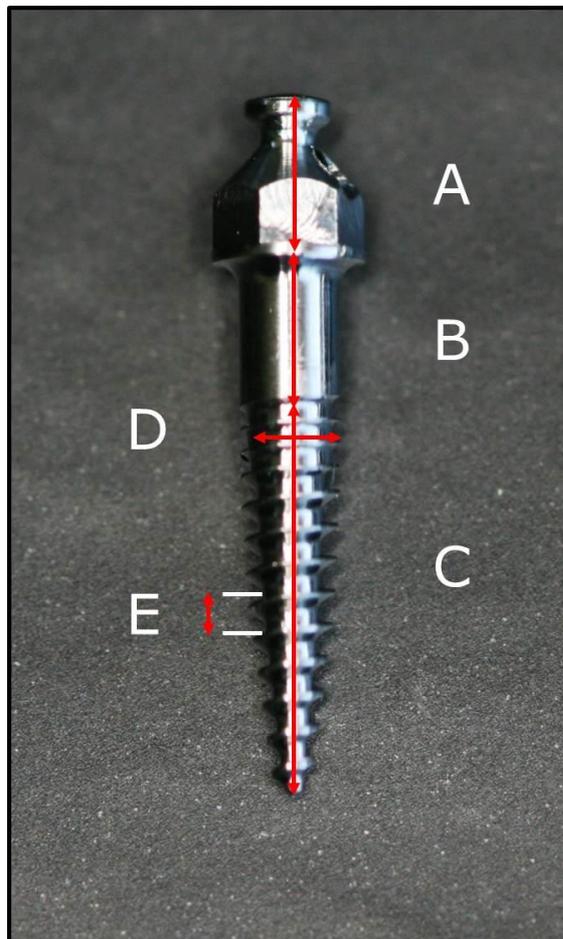


FIGURA 1 - Fotografia ilustrando as dimensões do mini-implante: **A)** Cabeça hexagonal com 1,8 mm de altura; **B)** Perfil transmucoso de 2,0 mm de altura; **C)** Região ativa de 6,0 mm de comprimento; **D)** Diâmetro de 1,5 mm; **E)** 0,51 mm entre a crista dos passos.

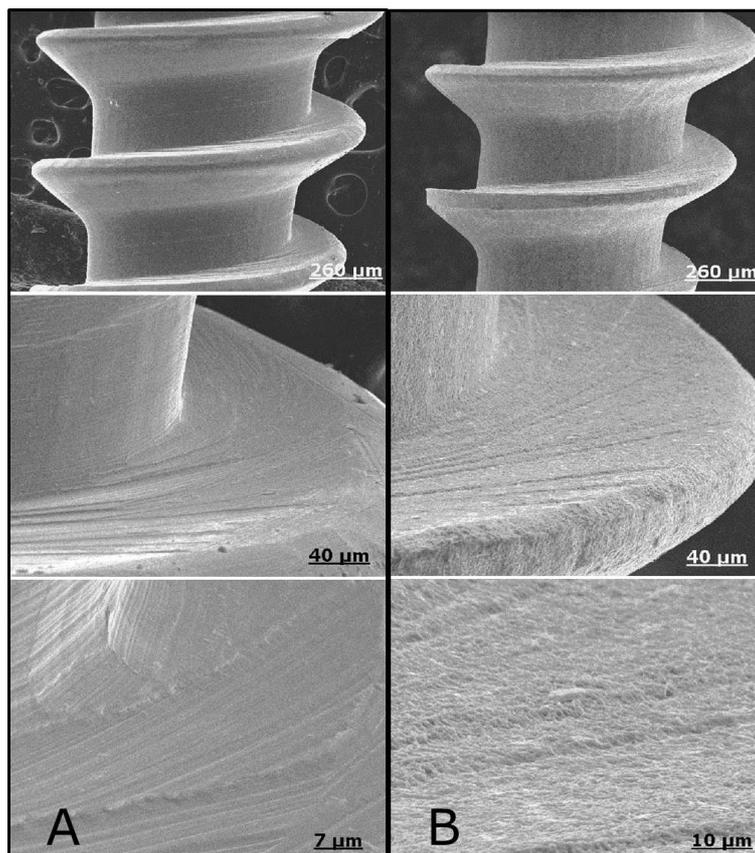


FIGURA 2 - Eletromicrografias de superfície do mini-implante liso (A) e poroso (B).

Dez (10) cães sem raça definida (SRD) saudáveis, adultos, machos, com dentição permanente completa e com massa aproximada de 18 kilogramas (Kg) foram utilizados na presente pesquisa. Os animais foram concedidos pela Secretaria Municipal de Desenvolvimento Urbano da Prefeitura Municipal de Itabira, Minas Gerais e mantidos durante a pesquisa no canil do Hospital Universitário de Medicina Veterinária da PUC-Betim, sob a assistência de dois tratadores de animais e um médico veterinário.

Cada animal recebeu seis (6) MI, sendo três (3) em cada hemi-arcada, na região interradicular alveolar vestibular, da mandíbula. No lado direito da mandíbula foram instalados os MI lisos e, no lado esquerdo, os porosos. Dos três (3) MI instalados em cada hemi-arcada, os dois distais receberam carga de 1,0 N,

ficando o mini-implante da extremidade mesial sem carregamento (FIGURA 3).

Desta forma, tem-se a presença de quatro (4) grupos conforme o Quadro 1.

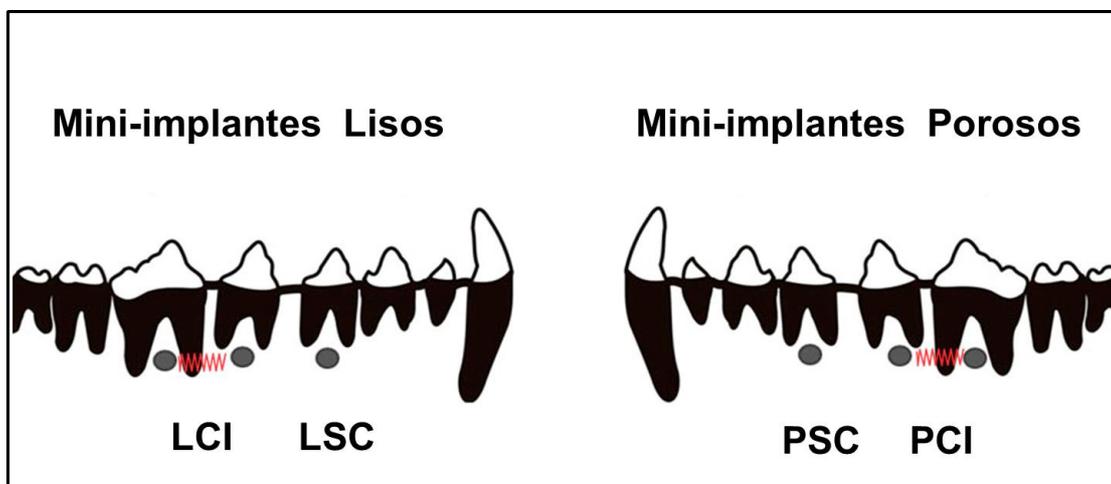


FIGURA 3 - Diagrama do posicionamento dos mini-implantes lisos e porosos, instalados na cortical externa vestibular e carregados com molas de NiTi. **LCI**, liso com carga imediata; **LSC**, liso sem carga; **PCI**, poroso com carga imediata; **PSC**, poroso sem carga.

60 Mini-implantes (n= 60)	Grupo 1 LSC (n= 10)	Grupo 2 LCI (n= 20)	Grupo 3 PSC (n= 10)	Grupo 4 PCI (n= 20)
Lado Direito MI Liso	10 MI	20 MI		
Lado Esquerdo MI Poroso			10 MI	20 MI

QUADRO 1 - Delineamento da pesquisa: divisão dos animais para formação dos grupos com mini-implantes liso e poroso, com carregamento imediato.

3.1.2 PROCEDIMENTOS CLÍNICOS E CIRÚRGICOS

Inicialmente os animais foram submetidos a quatro (4) semanas de aclimatação e foram avaliados em relação ao estado de saúde geral e bucal. Os cães foram submetidos a exames de sangue e fezes, vermifugados e vacinados. A alimentação foi realizada com fornecimento de ração para filhotes, triturada e umedecida em água, e foi fornecida água *ad libitum*.

Todo o procedimento cirúrgico foi realizado em condições estéreis no centro cirúrgico veterinário do Hospital Universitário de Medicina Veterinária da PUC-Betim e sob anestesia geral (FIGURA 4). Após a sedação com 0,4 mg/Kg de xilazina (Bayer S/A, São Paulo, SP) e 0,5 mg/kg de morfina (União Química Farmacêutica Nacional S/A, São Paulo, SP) via intramuscular (IM), foi obtida anestesia geral com injeção endovenosa (EV) de 4 mg/Kg de propofol (Biosintética, São Paulo, SP) e mantida com anestesia inalatória com isoflurano (Abbott Laboratórios do Brasil Ltda, São Paulo, SP) após intubação apropriada dos animais.



FIGURA 4 - **A)** Fotografias do centro cirúrgico veterinário do Hospital Universitário de Medicina Veterinária da PUC-Betim; **B)** Equipamentos utilizados na pesquisa.

Os cães foram submetidos à remoção de cálculo dentário e à profilaxia nas superfícies dentárias antes do procedimento de instalação dos MI (FIGURA 5).

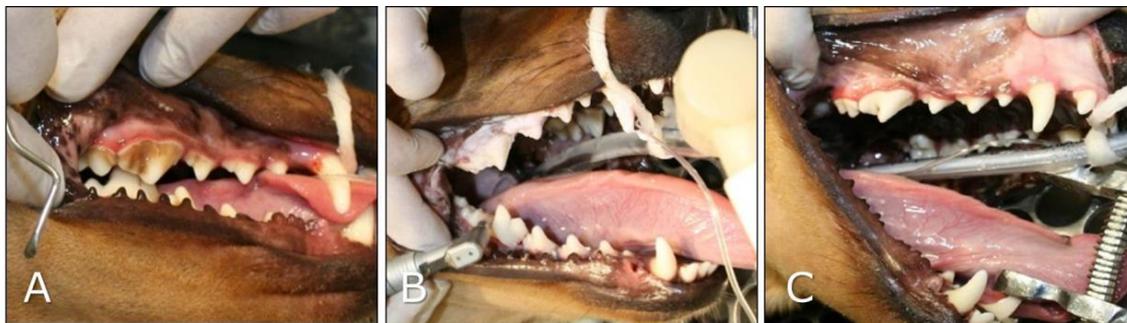


FIGURA 5 - Fotografias ilustrando a profilaxia dentária: **A)** Presença de cálculo; **B)** Polimento dentário; **C)** Cavidade bucal em condições adequadas para instalação dos mini-implantes.

Foram realizadas radiografias periapicais das regiões dos 3º e 4º pré-molares e do 1º molar mandibulares em dois momentos, utilizando um posicionador de acrílico, confeccionado para cães, a fim de prender a película radiográfica (Eastman Kodak Company, Rochester, EUA) e obter radiografias pela técnica do paralelismo (FIGURA 6). A primeira radiografia foi obtida antes da instalação dos MI para verificar o espaço disponível entre as raízes e a segunda tomada radiográfica, após a instalação dos MI, objetivando averiguar se alguma raiz foi atingida.

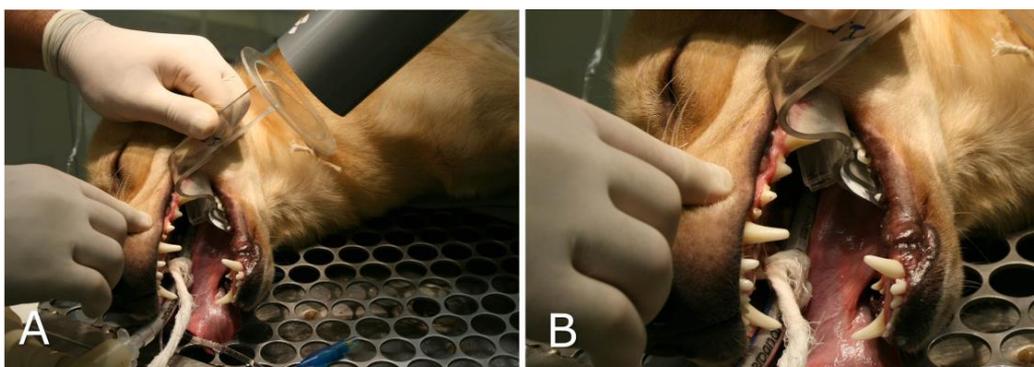


FIGURA 6 - **A)** Fotografia do posicionador de acrílico para padronização das radiografias periapicais e tubo do aparelho de raios X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP); **B)** Fotografia ilustrando o posicionamento do filme radiográfico do lado esquerdo mandibular.

Como anestésico local, foi utilizada a Lidocaína 2% com vasoconstritor (Alphacaine 100, DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) apenas na área de inserção dos MI. Após a profilaxia com escovação utilizando gel de digluconato de clorhexidina a 0,12% (Vetnil Indústria e Comércio de Produtos Veterinários Ltda, Louveira, São Paulo, SP), foi realizada marcação na gengiva com uma sonda periodontal milimetrada (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ), sendo localizada o mais próxima do limite entre a gengiva queratinizada e não queratinizada e posicionada paralela ao longo eixo da ponta de cúspide dos pré-molares e primeiros molares. Um orifício na cortical óssea para instalação dos MI foi realizado com broca piloto de 1,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP), utilizando micromotor elétrico para implantes BLM 100 Plus (VK Driller, São Paulo, Brasil) e contra-ângulo com redução de 16:1, com velocidade de 600 rpm, sem pressão e sob irrigação constante com soro fisiológico 0,9% gelado. Três (3) perfurações foram realizadas na região da bifurcação radicular dos 3º e 4º pré-molares e 1º molar, na gengiva queratinizada dos lados esquerdo e direito da mandíbula. Os MI foram inseridos perpendiculares à superfície cortical vestibular do osso alveolar com uma chave manual fornecida pelo fabricante (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) (FIGURA 7A, p. 14) até faltarem os dois passos finais de roscas. A inserção final destes dois passos de roscas foi realizada com uma chave acoplada ao torquímetro digital portátil (TQ-680, Instrutherm, Korea) para mensurar o torque de inserção (FIGURA 7B, p. 14).

A distância linear entre os MI carregados foi registrada em cada quadrante, logo após a instalação e após o período de dezesseis (16) semanas, tendo como referência o centro da cabeça dos MI na sua porção superior e utilizando-se um

paquímetro digital (Starret Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) (FIGURA 7C, p. 14).

A presença de mobilidade nos MI foi verificada clinicamente em dois momentos. Na instalação dos DAT e após o período de dezesseis (16) semanas de carregamento. A avaliação quantitativa da estabilidade foi efetuada com equipamento *Periotest* (NIVA, Charlotte, NC), que consiste em uma análise de vibração para detectar movimento lateral do mini-implante no osso. Após a calibração prévia, o instrumento foi posicionado perpendicular à cabeça do mini-implante, horizontal em relação ao chão, sendo a ponta da peça de mão posicionada a uma distância de 2,0 a 3,0 mm da cabeça do dispositivo. Com oscilação numa frequência de cerca de 4 x por segundo foi realizada a medição, sendo o resultado mostrado digitalmente e audivelmente com um valor numérico descritivo, que varia numa escala de -8 a +50. Os valores entre -8 a +9 indicam que os dentes estão fixos ou os implantes ósseo-integrados, entre +10 a +19, mobilidade palpável, entre +20 a +29, mobilidade visível e, entre +30 a +50, mobilidade pela pressão da língua ou lábio. (ÇEHRELI *et al.*, 2012) (FIGURA 7D, p. 14).

Os registros da mobilidade e da distância entre os MI foram realizados duas vezes e os valores médios obtidos.

Por fim, os dois MI distais receberam carga imediata de 1,0 N com molas de Ni-Ti, por um período de dezesseis (16) semanas. As molas foram amarradas aos MI com fios de amarrilho 0,012" em aço inoxidável. A medição da força despendida pela mola foi quantificada por um tensiômetro (ZEUSAN, Germany) (FIGURA 7E, p. 14). Esta força da mola de NiTi foi conferida a cada trinta (30)

dias e, se necessário, recalibrada mantendo 1N. O mini-implante da extremidade mesial foi utilizado para controle, sem aplicação de carga (FIGURA 7F).

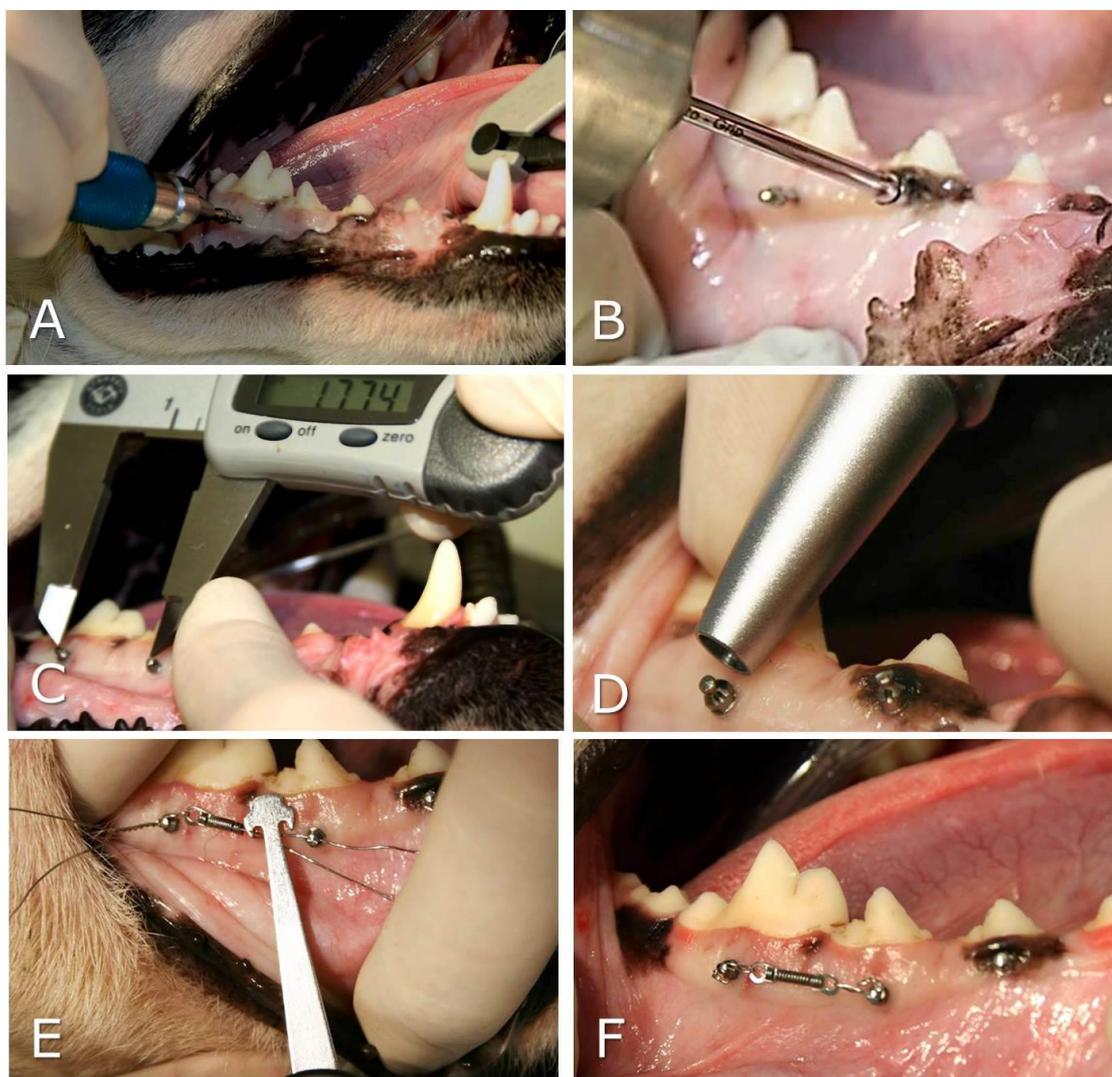


FIGURA 7 - Fotografias ilustrando os passos para a instalação dos mini-implantes: **A)** Instalação inicial do mini-implante com chave manual; **B)** Término da instalação com chave de torque; **C)** Mensuração da distância inter mini-implantes; **D)** Utilização do *Periotest*; **E)** Mensuração força de 1 N; **F)** Mola de NiTi posicionada.

Após os procedimentos cirúrgicos, todos os animais receberam terapia anti-inflamatória e analgésica por três (3) dias com flunixin meglumine (Schering Plough Indústria Química e Farmacêutica S.A., Rio de Janeiro, RJ) injetável.

Os cães receberam profilaxia dentária uma (1) vez por semana durante o período das dezesseis (16) semanas, sendo realizada com escova e pasta dentária anti-tártaro (C.E.T.® Pasta Enzimática, Virbac, São Paulo, SP, Brasil) e, em seguida, os MI foram higienizados com gluconato de clorhexidina a 0,12% (PerioGard®, Colgate-Palmolive Indústria e Comércio Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil). Para tal procedimento, os cães foram sedados com xilazina 0,4mg/kg e morfina 0,5mg/kg via IM.

Após o término do período de carregamento de dezesseis (16) semanas, a mola de NiTi foi cortada com um alicate de corte (TP Orthodontics, La Porte, Indiana, EUA), e realizou-se a mensuração da distância entre os MI carregados, da mobilidade final dos MI com o *periotest*, como previamente relatado, e do torque de remoção com um torquímetro acoplado à chave manual em seis (6) cães.

Dentre os dez (10) animais, seis (6) foram utilizados para avaliação do TI, TR, Mbl, MbF e DIM e ao final do experimento, os cães foram devolvidos para a Secretaria Municipal de Desenvolvimento Urbano da Prefeitura Municipal de Itabira, Minas Gerais. Os outros quatro (4) animais foram utilizados para as avaliações histológicas e histomorfométricas, sendo estes eutanaziados. Para a sedação destes cães utilizou-se acepromazina 0,1 mg/kg IM (Univet Indústria Veterinária S.A., São Paulo, SP) e para anestesia pentobarbital sódico (Brouwer S.A., Buenos Aires, Argentina) 30 mg/kg e cloreto de potássio 10% (Ariston, São Paulo, SP) via EV. O acesso venoso foi na veia cefálica.

O delineamento das análises realizadas foi conduzido conforme o Quadro 2 (p. 16). As amostras de cada grupo foram subdivididas, sendo os MI utilizados

para teste de torque (TI e TR), mobilidade (Mbl e MbF), distância inter MI (DIM), análise histológica (HIS) e análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV).

GRUPOS:	TI/TR Mbl/MbF DIM	HIST/MEV
1 Liso Sem Carga(LSC)	6	4
2 Liso Carga Imediata(LCI)	12	8
3 Poroso Sem Carga(PSC)	6	4
4 Poroso Carga Imediata(PCI)	12	8
TOTAL	36	24

Quadro 2 - Delineamento das análises realizadas na pesquisa.

3.1.3 AVALIAÇÃO DOS TORQUES DE INSERÇÃO E REMOÇÃO

Os ensaios mecânicos de torção foram definidos como a força máxima (N.cm) estabelecida para a inserção e remoção dos mini-implantes.

A medição foi realizada em duas etapas distintas. Na primeira, o teste de torque de inserção (TI) foi conduzido durante a instalação dos dispositivos para mensurar a estabilidade primária dos dispositivos de ancoragem, que significa a estabilidade mecânica obtida imediatamente após a instalação dos mini-implantes. E, ao final do experimento, após dezesseis (16) semanas, o teste de torque de remoção objetivou avaliar a estabilidade secundária dada pela fixação óssea do mini-implante, ou seja, pela presença de ósseo-integração.

Os testes foram realizados com o torquímetro digital portátil (Instrutherm TQ 680, Korea). No mandril giratório do torquímetro foi fixada uma chave de inserção/remoção dos mini-implantes (Conexão Sistemas e Próteses, SP, Brasil)

e realizado um giro horário para inserir e anti-horário para remover os mini-implantes.

No teste de torque de inserção, os mini-implantes foram inseridos parcialmente com a chave manual e os dois passos finais de rosca foram inseridos com uma chave manual acoplada ao torquímetro digital, para obter-se o valor do torque de inserção máximo. No final do experimento, antes da eutanásia, os mini-implantes foram desenroscados e foi obtido o valor do teste de torque de remoção máximo, após o giro de 90° no mini-implante ou após a ruptura da ligação osso/mini-implante.

3.1.4 PROCESSAMENTO HISTOLÓGICO

A mandíbula foi dissecada e seccionada em blocos, utilizando-se um disco diamantado e irrigação com soro fisiológico. Os blocos possuíam um mini-implante e pelo menos 2,0 mm de osso ao redor. Para diferenciar os mini-implantes carregados dos não carregados foram realizados cortes chanfrados no lado da compressão (FIGURA 8, p. 18). Os cortes foram mantidos em solução de formalina a 10% com pH 7 por 10 dias, que foi trocada a cada dois (2) dias (FIGURA 9, p. 18). Decorrido este prazo as peças foram transferidas para uma solução de álcool (FIGURA 9, p. 18).

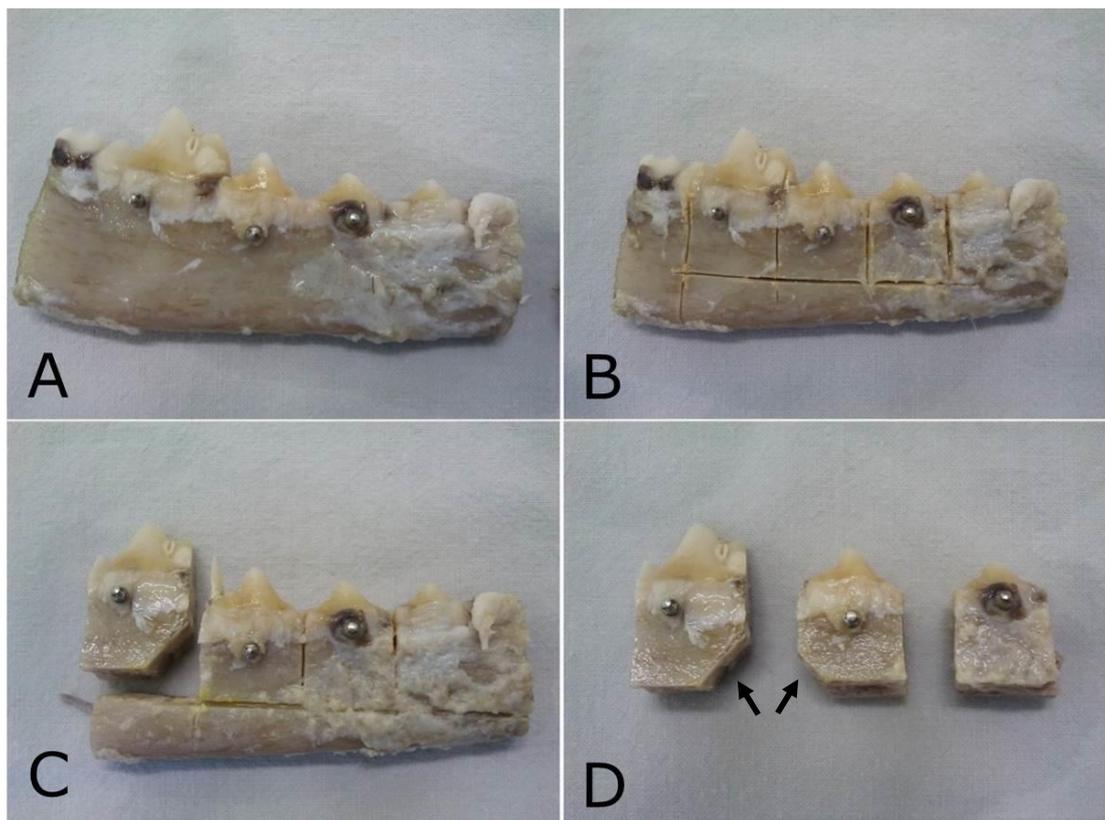


FIGURA 8 - Fotografias dos segmentos ósseos contendo os mini-implantes: **A)** Antes do corte; **B)** Delimitação dos cortes; **C)** Separação do segmento ósseo distal; **D)** Corte chanfrado na base dos segmentos ósseos para diferenciação dos lados de tensão (seta).



FIGURA 9 - Fotografia dos cortes ósseos acondicionados em soluções de formalina a 10%.

As amostras foram desidratadas em soluções crescentes de álcool e permaneceram por quarenta e oito (48) horas em cada uma das concentrações

de álcool a 70%, 80%, 96% e, por noventa e seis (96) horas, em álcool a 100%, sendo trocada a solução depois de decorridas quarenta e oito (48) horas. A cada troca as amostras foram submetidas à agitação durante quatro (4) horas. As amostras desidratadas foram colocadas em recipientes de polietileno contendo resina pura (LR White Hard Grade, London, UK) e mantidas sob agitação por sessenta (60) minutos (FIGURA 10A). Posteriormente, os espécimes foram armazenados e mantidos por doze (12) a dezoito (18) horas em refrigerador a 4°C. Decorrido este prazo, as peças foram mantidas no vácuo por uma hora (FIGURA 10B), agitadas por igual tempo e novamente armazenadas em refrigerador a 4°C por vinte e quatro (24) horas.

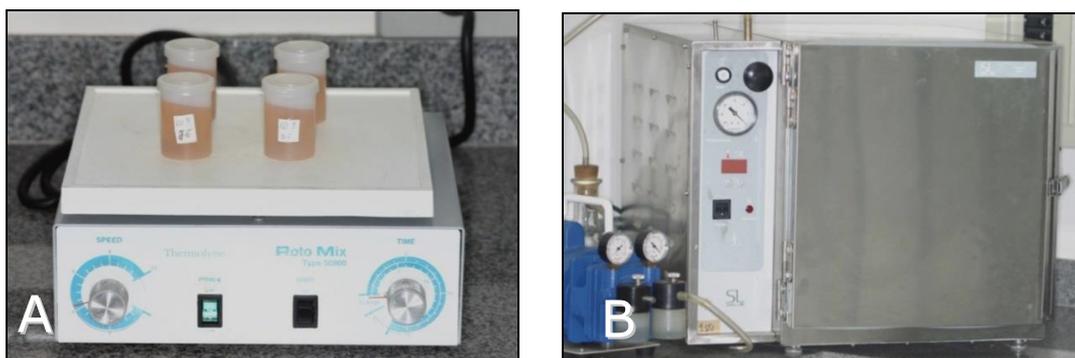


FIGURA 10 - Fotografias do agitador empregado (RotoMix 50800, Thermolyne Barnstead, USA) (A); e do aparelho de vácuo (B).

Esta rotina foi repetida por nove dias, trocando-se a resina a cada quarenta e oito (48) horas. No décimo dia, após a troca da resina, as peças foram incluídas em moldes de teflon preparados para este fim e, devidamente identificadas, foram levadas ao forno a 60°C por doze (12) a dezoito (18) horas, para que ocorresse a polimerização da resina (Technovit 7100 VLC[®], Kulzer & Co, Alemanha). O tempo de polimerização e a temperatura são fundamentais para as características físicas dos blocos. As amostras processadas dessa forma permitem perfeita infiltração

da resina e os blocos tornam-se duros, transparentes e podem ser cortados em equipamento adequado. (FIGURA 11)

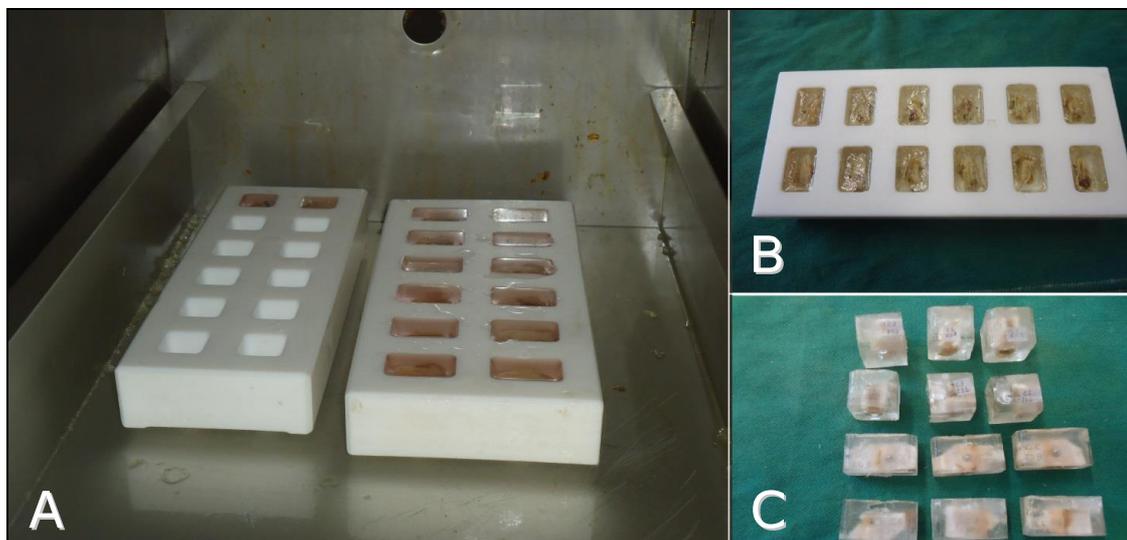


FIGURA 11 - Fotografias dos blocos de resina inseridos no molde de resina: **A)** Antes da polimerização, dentro do forno; **B)** Após a polimerização, incluídas no molde; **C)** Blocos removidos do molde.

Os blocos de resina polimerizada contendo as amostras foram cortados ao meio em sistema Exakt (Exakt, Kulzer, Alemanha), sendo doze (12) no sentido vestibulo-lingual e doze (12) no sentido méso-distal, utilizando-se serra diamantada e irrigação contínua com água. Para cortar o bloco de resina de forma que o mini-implante fosse seccionado exatamente ao meio, foram utilizadas radiografias periapicais para localização da inclinação dos mini-implantes (FIGURA 12; FIGURA 13 e FIGURA 14, p. 21).



FIGURA 12 - Fotografias ilustrando a técnica radiográfica para localização do centro do longo eixo do mini-implante.



FIGURA 13 - Fotografia ilustrando o corte do bloco de resina no Ultramicrotomo Exakt.

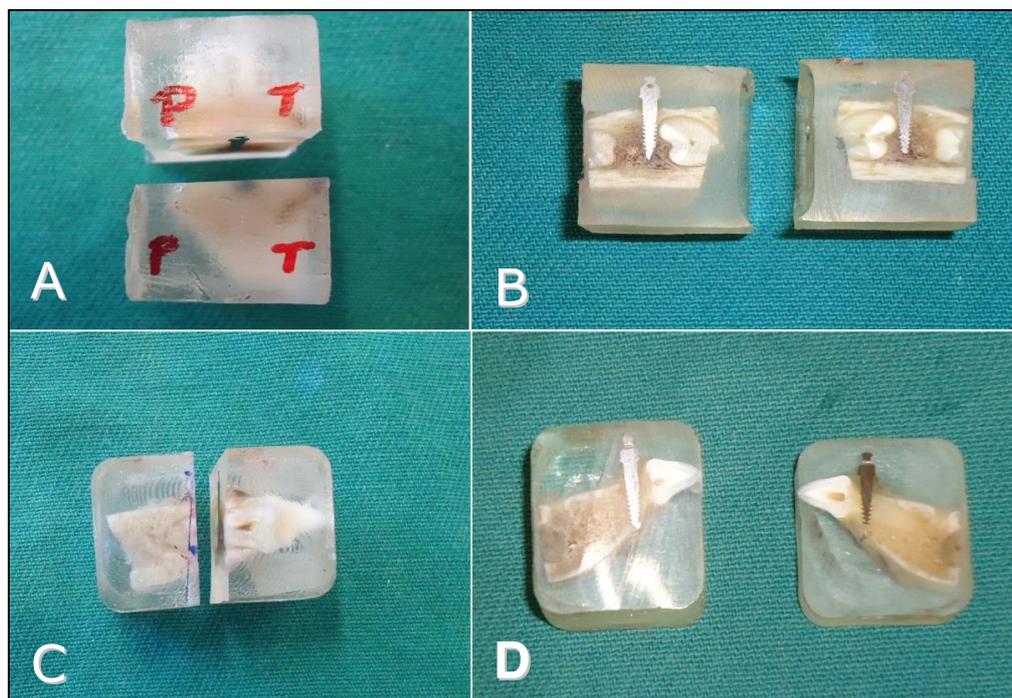


FIGURA 14 - Fotografias dos blocos de resina cortados ao meio, contendo os mini-implantes: **A e B)** Corte méseo-distal; **C e D)** Corte vestibulo-lingual.

Dos dois blocos contendo osso e a metade do mini-implante, uma metade foi utilizada para análise no MEV, e a outra metade para análise em microscopia óptica.

3.1.5 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A análise histológica quantitativa por microscopia eletrônica de varredura consistiu em avaliar a altura óssea em relação ao longo eixo do MI, evidenciando a perda óssea ocorrida na região peri-implantar.

As amostras foram caracterizadas em microscopia eletrônica de varredura por elétrons retroespalhados (MEVeR) (Zeiss DMS 940^a-15kV, Germany), com ampliação de dezoito vezes (18x) e foram mensuradas no Programa *Cell^F 3.4* (Olympus Soft Imaging Solutions, Tóquio, Japão). Foi realizada por um único avaliador, sem conhecimento da superfície em estudo.

O nível ósseo marginal foi medido pela distância do contato osso/mini-implante mais superior até a parte mais inferior do perfil transmucoso do mini-implante, em ambos os lados e nos dois tipos de superfícies (FIGURA 15, p. 23), conforme metodologia proposta por Oynarte *et al.* (2005). Obteve-se a média das medidas do lado esquerdo e direito para todos os grupos e, nos grupos com carga, mediu-se também os lados de compressão e de tração separadamente.

A calibração intraoperador na mensuração do nível ósseo marginal foi verificada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC).

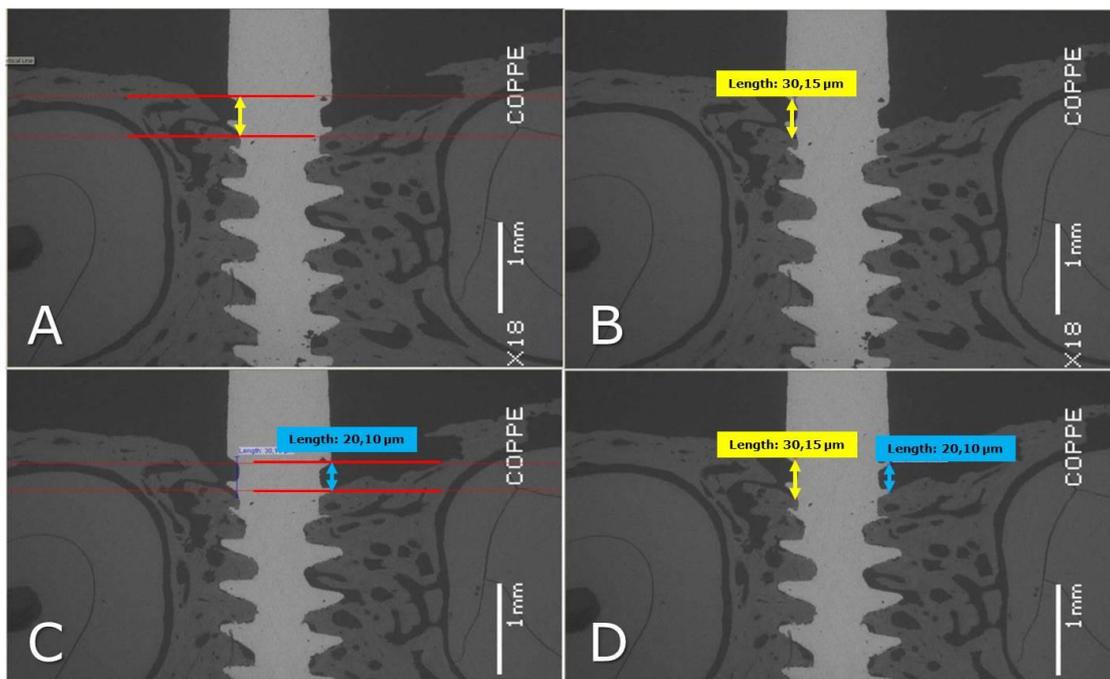


FIGURA 15 - Fotografias ilustrando a análise do nível ósseo marginal: **A)** Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado esquerdo; **B)** Registro da medida do lado esquerdo (em amarelo); **C)** Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado direito e registro da medida (em azul); **D)** Registro das medidas de ambos os lados do mini-implante.

3.1.6 MICROSCOPIA ÓPTICA

A análise histológica por microscopia óptica avaliou a obtenção de união biológica pela formação óssea na interface mini-implante/osso nos dois tipos de superfícies, no sentido longitudinal.

Os blocos osso/mini-implante passaram pelos mesmos procedimentos citados anteriormente nas amostras destinadas ao MEV até o corte do bloco de resina ao meio. Em seguida, as superfícies contendo o implante foram desgastadas no sistema Exakt utilizando lixa e com grana 320, 800, 2500 e 4000 (Hermes Schleifmittel GmbH & Co., Hamburgo, Alemanha) até a superfície da peça ficar totalmente lisa, sem nenhum indício de riscos.

Os blocos lixados e polidos foram colados a uma lâmina acrílica por meio do sistema Exakt. A superfície exposta da peça colada à lâmina foi novamente lixada e polida até a obtenção de espessura aproximada de trinta (30) μm . Em seguida, a lâmina foi submetida à coloração com azul de Stevenel e vermelho de Alizarina, conforme descrito por Maniatopoulos *et al.* (1986). A fim de proteger o corte, as lâminas obtidas receberam lamínulas, foram identificadas e assim preparadas para serem examinadas em microscópio de luz (Olympus, BX 51WI, Tóquio, Japão) (FIGURA 16).

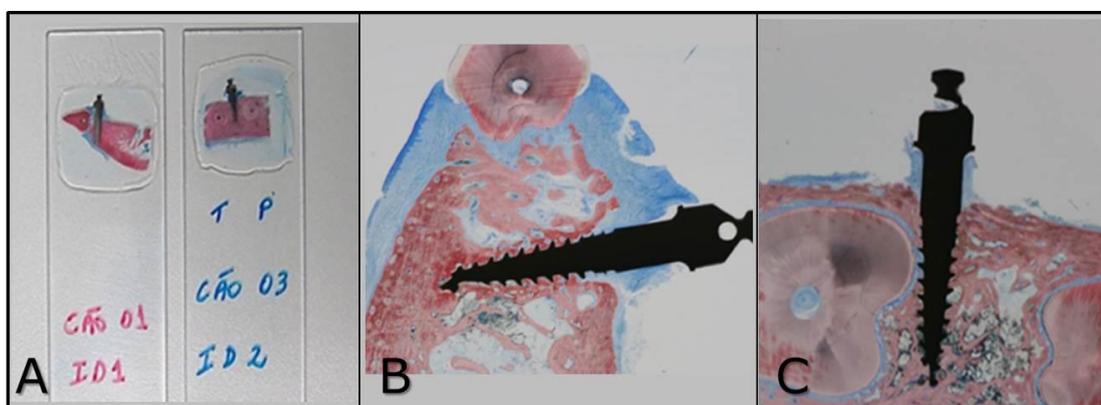


FIGURA 16 - Fotografias das lâminas preparadas e finalizadas (A), dos cortes obtidos na dimensão vestibulo-lingual (B) e méso-distal (C).

As lâminas foram cortadas no sentido méso-distal e no sentido vestibulo-lingual. Em seguida, foram analisadas e fotografadas por microscopia óptica utilizando um microscópio Olympus com lentes planocromáticas e câmera digital Olympus (SC 30, Tóquio, Japão) acoplada ao microscópio. As imagens foram capturadas no programa *AnalySIS get IT* (Olympus Soft Imaging Solutions, Tóquio, Japão), com aumento de quatro, dez e vinte vezes (4x, 10x e 20x) para avaliação histológica e com aumento de dez vezes (10x) para avaliação histomorfométrica.

3.6.1.1 Análise Histológica

Com a utilização de um microscópio óptico foi realizada análise descritiva dos tecidos próximos aos mini-implantes na região cervical, intermediária e apical. Procurou-se avaliar, nos dispositivos lisos e porosos, a presença de: interposição de tecido conjuntivo fibroso, sinais de inflamação, tipos de células, diferenças dos lados de compressão e tração, reações frente à proximidade do mini-implante ao tecido periodontal, quantidade e qualidade de tecido ósseo, presença de ósseo-integração (FIGURA 17).

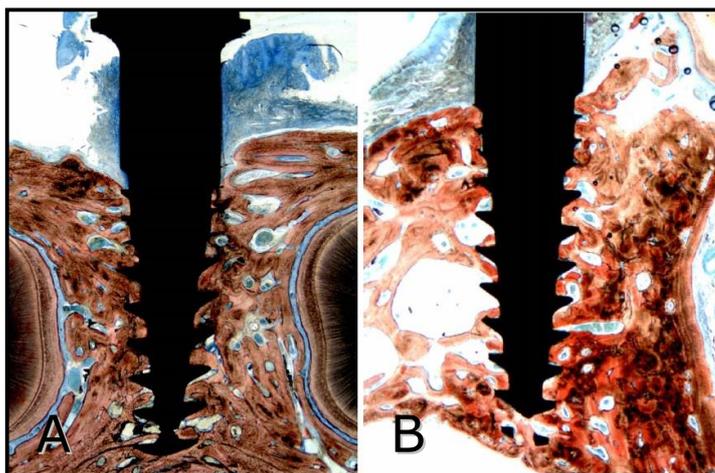


FIGURA 17 - Fotomicrografias dos MI após 16 semanas da instalação dos dispositivos. Visão panorâmica do mini-implante e tecido ósseo (objetiva 4x). **A)** Corte Mésio-distal; **B)** Corte Vestíbulo-lingual.

3.6.1.2 Análise Histomorfométrica

As imagens digitais obtidas foram processadas pelo Programa *Cell^F 3.4* (Olympus Soft Imaging Solutions, Tóquio, Japão). Foi realizada por um único avaliador, sem conhecimento da superfície em estudo e medida.

O contorno no interior dos passos dos MI e as regiões com presença de ósseo-integração foram avaliadas e medidas para se determinar a porcentagem de contato osso/mini-implante (%BIC) e a porcentagem de área óssea (%A) no interior dos passos. Ambas as mensurações foram realizadas nos terços cervical, intermediário e apical, de ambos os lados do mini-implante. Mediu-se a partir da porção cervical, o passo 2 (região cervical), os passos 4, 5 e 6 (região intermediária) e o passo 9 ou 10 (região apical) (FIGURA 18).

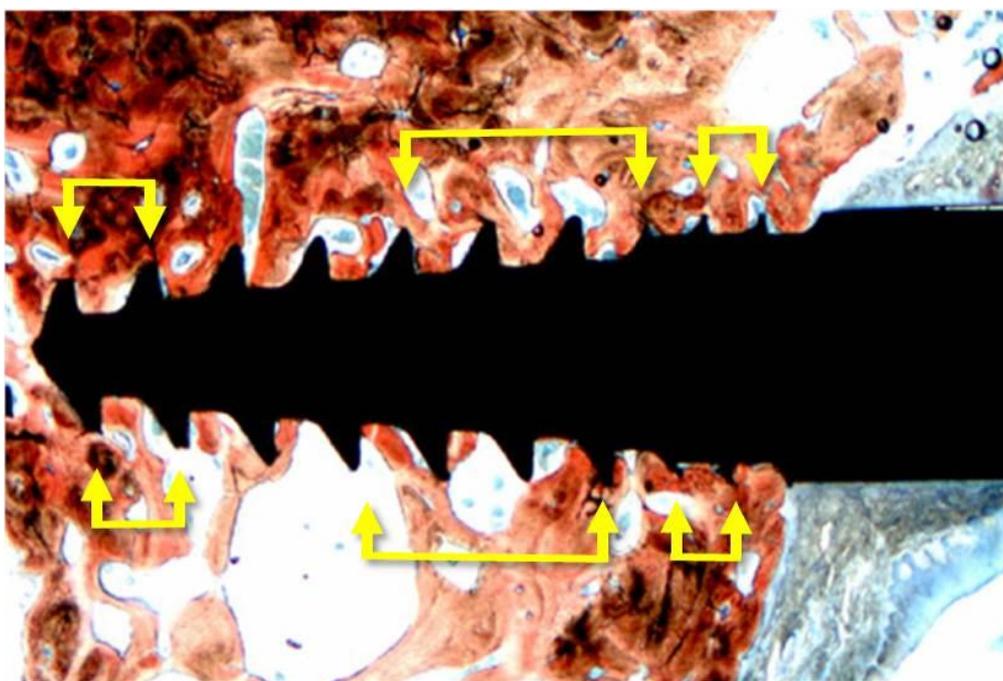


FIGURA 18 - Fotomicrografia do mini-implante (2x) ilustrando as áreas das medições histomorfométricas: cervical, intermediária e apical.

A porcentagem de contato osso/mini-implante foi obtida pela mensuração do comprimento linear total de contato do osso com o mini-implante e dividido pelo comprimento linear total de superfície de implante, segundo a fórmula a seguir (FIGURA 19, p. 27):

$$\text{BIC\%} = \frac{\sum \text{comprimento do osso em contato com mini-implante} \times 100}{\text{Comprimento total entre roscas}}$$

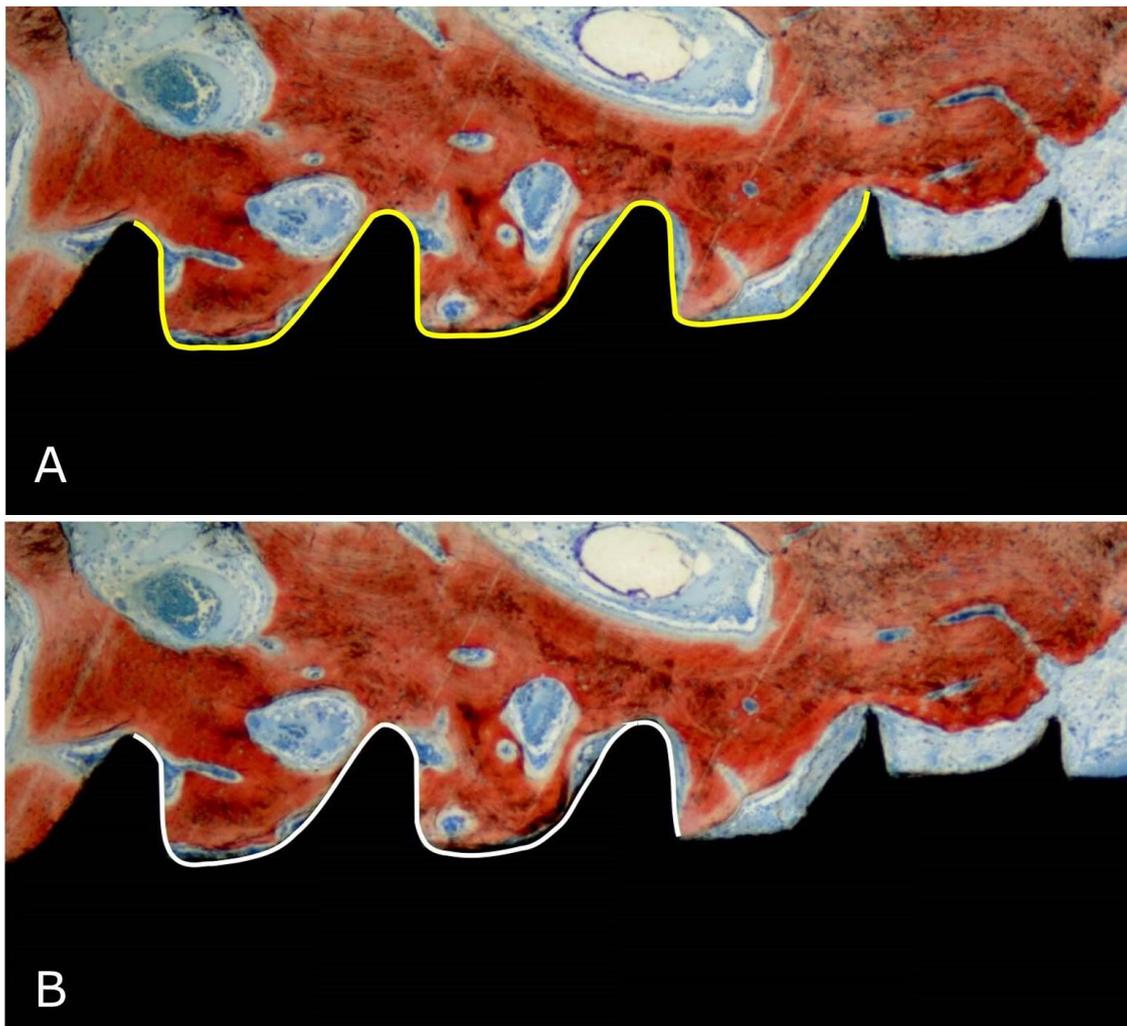


FIGURA 19 - Fotomicrografias do contato osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x). **A)** Linha amarela: comprimento linear de superfície de implante (μm); **B)** Linha branca: comprimento linear de contato osso/mini-implante (μm).

A porcentagem de área óssea no interior dos passos ($A\%$) foi calculada nas mesmas regiões, bilateralmente, e compreendeu a área desde a superfície do mini-implante até uma linha imaginária que une os ápices dos passos do parafuso. A área total de tecido ósseo foi dividida pela área total entre roscas, conforme fórmula a seguir (FIGURA 20, p. 28):

$$A\% = \frac{\sum \text{área do osso dentro dos passos} \times 100}{\text{Área total entre roscas}}$$

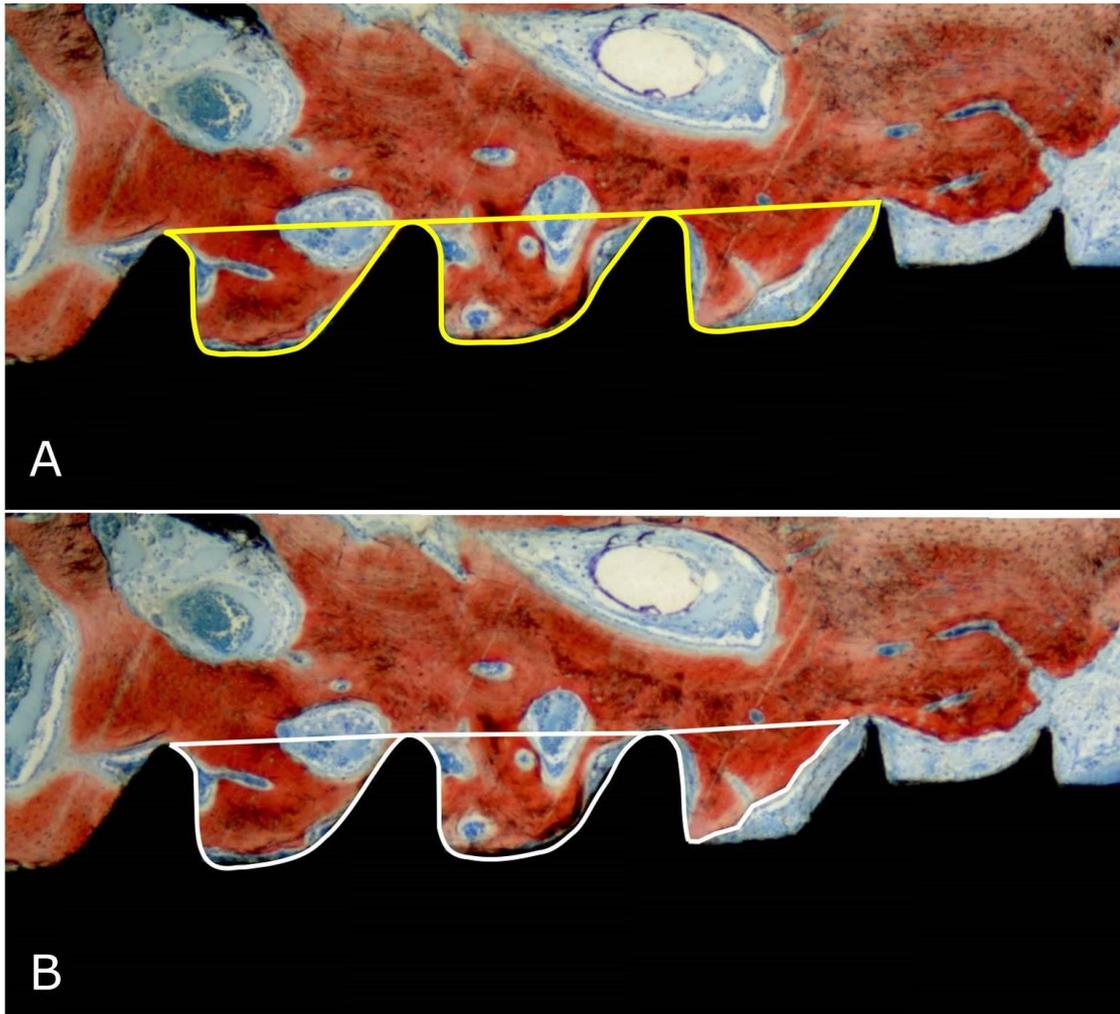


FIGURA 20 - Fotomicrografias para mensuração da área de tecido ósseo por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x). **A**) Polígonos amarelos: área total (μm^2); **B**) Polígonos brancos: área total de tecido ósseo (μm^2).

A calibração intraoperador na mensuração da %BIC e %A óssea foi verificada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC).

3.1.7 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Os valores do torque de inserção e remoção, mobilidade inicial e final, distância inter MI, taxa de contato e área óssea e nível da crista marginal foram expressos em média e desvio padrão. Para verificação da normalidade da amostra foi aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov. As comparações quanto ao tipo de superfície (lisa ou porosa) e quanto à utilização de carga (sem carga ou com carga) foi realizada pela Análise de Variância (ANOVA) de um fator associado ao pós-teste de *Tukey* para avaliar se havia diferença significativa entre os grupos, considerando o *p valor* $\leq 0,05$ significativo.

A calibração intraoperador na mensuração do nível ósseo marginal, porcentagem de contato e área óssea foi verificada pelo Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC).

3.2 ESTUDO *IN VITRO*

3.2.1 AMOSTRA

Oitenta (80) mini-implantes usinados autoperfurantes de Ti6Al4V (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP, Brasil) com dimensões de 1,5 mm de diâmetro, 6,0 e 8,0 mm de comprimento, 2,0 mm de perfil transmucoso e com microrroscas na região cervical foram utilizados (FIGURA 21, p. 30).

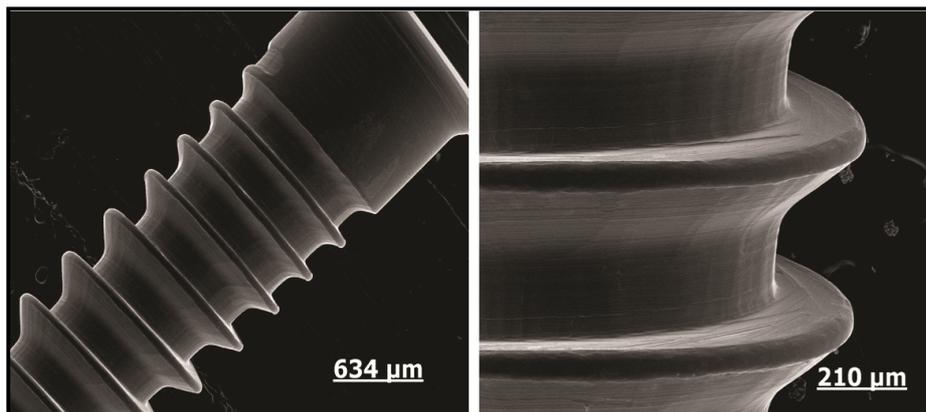


FIGURA 21 - Fotomicrografias do mini-implante, evidenciando sua morfologia com microrrosas na região próxima ao perfil transmucoso.

3.2.2 AVALIAÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO

Foram realizados ensaios mecânicos de torção para quantificar o torque de inserção. Na ausência de um padrão específico de avaliação, os ensaios mecânicos foram realizados com base nas orientações da ASTM F117 (Método de Teste Padrão para Condução do Torque de Parafusos Ósseos Médicos) e F1622 (Método de Teste Padrão para Mensuração das Propriedades de Torção dos Parafusos Ósseos Metálicos).

Os MI foram inseridos em blocos ósseos sintéticos de resina poliuretana, fornecidos pela empresa Nacional Ossos (Franceschi e Costa e Silva Ltda Epp, Jaú, SP, Brasil) (FIGURA 22, p. 31).



FIGURA 22 - Fotografia do mini-implante inserido no bloco ósseo sintético com 1,0 mm de espessura de osso cortical.

Na parte superior dos blocos, resina com densidade de 40 pcf ($0,62 \text{ g/cm}^3$) foi usada nas espessuras de 1,0; 2,0; e 3,0 mm para simular o osso cortical. Resina com densidade de 20 pcf ($0,32 \text{ g/cm}^3$) foi empregada na parte inferior dos blocos para simular o osso medular. Blocos uniformes feitos com resina na densidade de 40 pcf foram utilizados para simular ossos em áreas com alta densidade.

Na inserção dos MI foi realizada uma perfuração prévia com broca de 1,0 mm de diâmetro. O teste de torque de inserção foi realizado em um sistema composto por dois mandris comprimidos com tira elástica para induzir uma força de compressão de 4 N dos MI contra o bloco ósseo sintético (FIGURA 23, p. 32).

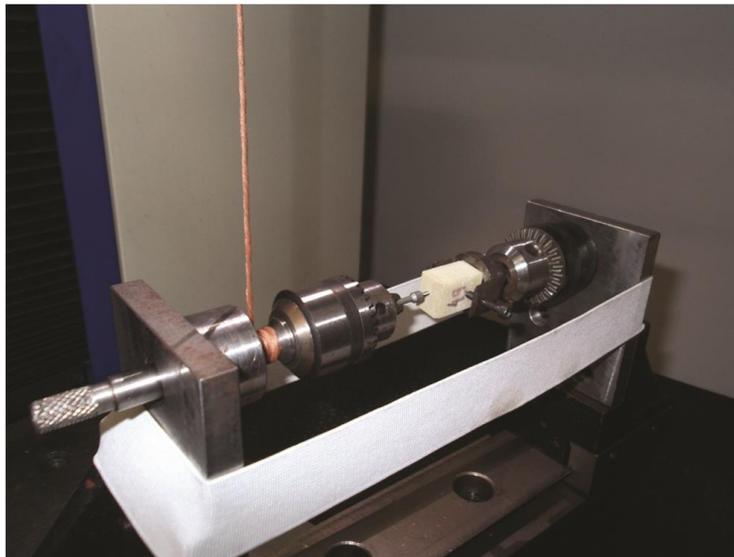


FIGURA 23 - Fotografia do equipamento utilizado nos ensaios mecânicos de torção dos mini-implantes.

As amostras tiveram seus ensaios mecânicos realizados na máquina de teste universal EMIC DL 10.000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil), célula de carga de 500 N, deslocamento de 1,0 cm/min. O dispositivo de ensaio apresenta precisão de 2,0 gf.cm (0,02 N.cm).

3.2.3 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados pelo programa SPSS para Windows, versão 17.0 (IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA). A média, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo foram calculados. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste Kolmogorov-Smirnov. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo ANOVA de um fator associado ao pós-teste de Tukey para detectar diferenças entre os grupos. Um valor de $p < 0,05$ foi aceito como estatisticamente significativo.

3 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

4.1 ARTIGO 1

Vilani, G N L; Ruellas, A C O; Elias, C N; Mattos, C T; Oliveira, D D. Estabilidade de mini-implantes lisos e porosos: avaliação clínica e biomecânica – estudo *in vivo*.

Artigo a ser submetido para publicação na revista The Angle Orthodontist.

4.2 ARTIGO 2

Vilani, G N L; Ruellas, A C O; Elias, C N; Mattos, C T; SOUZA, P E A; Oliveira, D D. Estabilidade de mini-implantes lisos e porosos: avaliação histológica e histomorfométrica – estudo *in vivo*.

Artigo a ser submetido para publicação na revista American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

4.3 ARTIGO 3

Vilani, G N L; Ruellas, A C O; Mattos, C T; FERNANDES, D J; Elias, C N. Influence of cortical thickness on the stability of mini-implants with microthreads.

Artigo submetido para publicação na revista Brazilian Oral Research.

ARTIGO 1

ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES LISOS E POROSOS: Avaliação clínica e biomecânica – estudo *in vivo*.

RESUMO

Objetivo: Comparar, *in vivo*, mini-implantes ortodônticos com superfície lisa (usinada) e porosa (tratada com ácido) avaliando a estabilidade primária e secundária. **Métodos:** Trinta e seis (36) MI foram inseridos na mandíbula de seis (6) cães. Cada animal recebeu seis (6) MI. Na hemi-arcada direita foram inseridos três (3) MI sem tratamento da superfície (liso) e na esquerda outros três (3) com a superfície tratada com ácido (poroso). Os dois (2) MI distais de cada hemi-arcada receberam carga imediata de 1,0 N durante dezesseis (16) semanas e o MI da extremidade mesial não recebeu carregamento. A estabilidade foi medida pelo torque de inserção e remoção, pela mobilidade inicial e final e pela distância inter-MI. **Resultados:** Não houve diferença estatística do comportamento entre os MI lisos e porosos. No entanto, observou-se torque de inserção elevado e mobilidade inicial reduzida em todos os grupos. Para todos os grupos houve a redução dos torques de remoção em relação ao de inserção. Os MI porosos apresentaram maior torque de remoção e menor mobilidade em relação aos MI lisos. Os MI não permaneceram estáticos, sendo o deslocamento dos MI porosos menor em relação aos MI lisos, mas sem diferença estatística. **Conclusões:** A estabilidade primária dos MI foi maior que a estabilidade medida na sua remoção; os MI porosos apresentaram maior torque de remoção e menor deslocamento que os MI lisos.

Palavras-chave: Procedimentos de ancoragem ortodôntica. Mini-implantes. Ósseo-integração. Tratamento de superfície.

INTRODUÇÃO

Vários sistemas de ancoragem esquelética foram propostos nos últimos anos com objetivo de auxiliar tratamentos complexos e também para reduzir o tempo do tratamento ortodôntico. Os mini-implantes (MI) apresentaram melhor desempenho em relação aos demais sistemas de ancoragem devido à facilidade de instalação e remoção e, principalmente, pelo tamanho reduzido dos dispositivos, o que amplia as possibilidades de utilização¹. Com a redução das dimensões dos MI, os parafusos passaram a ser confeccionados com liga de titânio (Ti6Al4V) para aumentar a resistência à fratura². A desvantagem da liga Ti6Al4V é a menor ósseo-integração e maior suscetibilidade à corrosão *in vivo*, que podem comprometer a estabilidade dos mesmos³.

A presença de ósseo-integração, representada pela conexão direta entre o osso e o mini-implante sem a interposição de camadas de tecidos moles, pode ser benéfica para aumentar a estabilidade e elevar as taxas de sucesso destes DAT, expandindo as possibilidades biomecânicas⁴. Vários fatores devem ser avaliados para se alcançar a ósseo-integração do implante, como a biocompatibilidade do material, a forma do mini-implante, as condições da superfície do implante, o estado do paciente, a técnica cirúrgica utilizada e as condições das cargas aplicadas sobre os implantes após a sua instalação⁵. Estudos mostraram que o tratamento de superfície na parte ativa dos implantes produzem rugosidades que favorecem o contato osso-implante. O tratamento com ácidos é um método simples, necessita de menor investimento em infraestrutura e cria rugosidades no implante tornando a superfície homogênea, com área superficial ativa maior que possibilita melhor bioadesão na superfície

do dispositivo⁶.

Atualmente, há forte tendência em se utilizar a carga imediata na Ortodontia, pois estudos mostraram que os MI podem suportar forças contínuas imediatamente após a instalação⁷, sem prejuízo para a ancoragem e para as taxas de sucesso⁸. Contudo, faz-se necessário avaliar os efeitos do tratamento da superfície com ácidos na estabilidade de MI carregados imediatamente.

O percentual de contato osso/MI deve ser adequado para suportar as forças ortodônticas e elevar as taxas de sucesso da estabilidade dos DAT, mas não deve ser excessivo, para possibilitar a remoção dos dispositivos de ancoragem ao final do tratamento sem causar fraturas no dispositivo de ancoragem ou no osso⁹.

O objetivo deste trabalho foi comparar, *in vivo*, mini-implantes ortodônticos de liga Ti6Al4V com superfície lisa (usinada) e porosa (tratada com ácido), avaliando a estabilidade primária e secundária.

MATERIAL E MÉTODO

O protocolo de estudo em animais foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais – CEUA, do Centro de Ciências da Saúde (CCS), da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil (Protocolo N^o: ODONTO 010).

Trinta e seis (36) MI de Ti6Al4V (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP, Brasil), nas dimensões de 1,5 x 6,0 x 2,0 mm, foram utilizados na presente pesquisa, sendo dezoito (18) sem tratamento de superfície (lisos), e dezoito (18) com tratamento de superfície utilizando ataque ácido (porosos) (FIGURA 1). Seis (6) cães SRD, adultos, machos e com massa aproximada de 18,0 kg foram

utilizados. Cada animal recebeu seis (6) MI na região alveolar interradicular mandibular vestibular. Na hemi-arcada direita foram inseridos três (3) MI lisos e, na esquerda, três (3) porosos. Os dois (2) MI distais receberam carga imediata, ficando o da extremidade mesial sem carregamento. Os MI foram divididos em quatro (4) grupos: LSC, liso sem carga; LCI, liso com carga imediata; PSC, poroso sem carga; PCI, poroso com carga imediata. A Figura 2 ilustra o diagrama com o posicionamento dos MI lisos e porosos.

Após a profilaxia dentária inicial, obtiveram-se radiografias pela técnica do paralelismo com o auxílio de um posicionador de acrílico para verificar o espaço disponível entre as raízes. Em seguida, foi realizada marcação na gengiva com sonda periodontal milimetrada, sendo localizada o mais próxima do limite entre a gengiva queratinizada e não queratinizada na região da bifurcação radicular dos 3° e 4° pré-molares e 1° molar. O orifício na cortical óssea para instalação dos MI foi realizado com broca piloto de 1,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP), com velocidade de 600 rpm, sem pressão e sob irrigação constante com soro fisiológico 0,9% gelado. Os MI foram inseridos perpendiculares à superfície cortical vestibular do osso alveolar com uma chave manual fornecida pelo fabricante, com movimentos no sentido horário até que faltassem duas roscas finais (FIGURA 3A). A instalação foi finalizada com a chave manual acoplada ao torquímetro digital portátil (Instrutherm TQ 680, Korea), para obter o valor do torque de inserção máximo (N.cm) (FIGURA 3B).

A distância entre os MI carregados foi registrada em cada quadrante assim que os MI foram instalados e antes da fixação da mola, e também após o período de dezesseis (16) semanas, tendo como referência o centro da cabeça dos

dispositivos na sua porção superior. A mensuração foi realizada utilizando-se um paquímetro digital (Starret Indústria e Comércio Ltda, São Paulo) (FIGURA 3C).

A presença de mobilidade nos MI foi verificada clinicamente em dois momentos: na instalação dos DAT e após o período de dezesseis (16) semanas. A avaliação quantitativa da mobilidade foi efetuada com o equipamento *Periotest* (NIVA, Charlotte, NC, USA), que consiste em uma análise de vibração para detectar movimento lateral do implante no osso. Após a calibração prévia, o instrumento foi posicionado perpendicular à cabeça do MI, horizontal em relação ao chão, sendo a ponta da peça de mão posicionada a uma distância de 2,0 a 3,0 mm da cabeça do MI. A medição realizada teve como oscilação uma frequência de cerca de quatro vezes (4x) por segundo. O resultado, mostrado digitalmente e audivelmente com um valor numérico descritivo, varia numa escala de -8 a +50¹⁰ (FIGURA 3D).

O registro da mobilidade e da distância entre os MI foram realizados duas vezes e os valores médios obtidos.

Os dois (2) MI distais receberam carga imediatamente após a inserção. Foi aplicada carga de 1,0 N com molas de NiTi, pelo período de dezesseis (16) semanas. Os MI mesiais ficaram sem carga. A medição da força liberada pela mola foi quantificada por um tensiômetro (ZEUSAN, Germany) (FIGURA 3E). Por fim, a mola foi amarrada aos dois MI com um fio de amarrilho 0,012" (FIGURA 3F). Após os procedimentos cirúrgicos, todos os animais receberam terapia anti-inflamatória e analgésica por três (3) dias com flunixin meglumine (Schering Plough Indústria Química e Farmacêutica S.A., Rio de Janeiro, RJ) injetável. A alimentação foi realizada com fornecimento de ração para filhotes, triturada e umedecida em água, e foi fornecida água *ad libitum*. Os cães receberam profilaxia

dentária uma vez por semana durante o experimento, sendo realizada com escova e pasta dentária anti-tártaro (C.E.T.® Pasta Enzimática, Virbac, São Paulo, Brasil), e em seguida, os MI foram higienizados com gluconato de clorhexidina a 0,12% (PerioGard®, Colgate-Palmolive Indústria Comércio Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil). Para tal procedimento, os cães foram sedados com xilazina 0,4 mg/kg (Bayer S/A, São Paulo, SP) e morfina 0,5 mg/kg (União Química Farmacêutica Nacional S/A, São Paulo, SP) via intramuscular.

Ao final do período de dezesseis (16) semanas e antes da eutanásia, os MI foram removidos, obtendo-se o valor do torque de remoção máximo.

Análise estatística

Os valores do torque de inserção e remoção, mobilidade inicial e final, diferença da distância inter MI foram expressos em média e desvio padrão. Para verificação da normalidade da amostra foi aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov. As comparações quanto ao tipo de superfície (lisa ou porosa) e a influência da aplicação de carga (sem carga ou com carga) nos torques de inserção e remoção e na mobilidade inicial e final foram realizadas com o uso da Análise de Variância (ANOVA) de um fator associado ao pós-teste de *Tukey*, para avaliar se havia diferença significativa entre os grupos. Para avaliar a diferença na distância inter-MI foi utilizado o test t de Student.

RESULTADOS

Do total de trinta e seis (36) MI inseridos, seis (6) foram perdidos durante o

experimento, sendo um (1) LSC, três (3) LCI, um (1) PSC e um (1) PCI. A taxa de sucesso de todos os MI foi de 83,3%. Os MI porosos apresentaram maior índice de sucesso (88,8%) que os lisos (77,7%). O resultado dos testes de dois (2) MI não foram utilizados devido à perda do MI carregado ao qual eles estavam ligados pela mola. As avaliações foram realizadas em vinte e oito (28) MI, sendo cinco (5) do grupo LSC, oito (8) do LCI, cinco (5) do PSC e dez (10) do PCI.

Na comparação do desempenho entre os MI, não foi observada diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre os grupos para nenhuma das variáveis analisadas (TABELA 1). Observaram-se valores elevados do torque de inserção e valores reduzidos da mobilidade inicial. De modo diverso, ao final do experimento, o torque de remoção mostrou-se reduzido e a mobilidade final elevada, mas constataram-se valores diferentes entre os MI lisos (LSC e LCI) e porosos (PSC e PCI). Os MI porosos apresentaram maior estabilidade secundária, com obtenção de torque de remoção maior e mobilidade final menor ao serem comparados aos MI lisos, mas sem significância estatística. Houve fratura da ponta dos MI em quinze (15) amostras, sendo quatro (4) lisos e onze (11) porosos.

Os MI lisos apresentaram um deslocamento médio maior ($0,94 \text{ mm} \pm 1,33\text{mm}$) que os MI porosos ($0,39\text{mm} \pm 0,19\text{mm}$) ao final do experimento, apesar das diferenças não terem sido significativas ($p=0,387$) (TABELA 2).

DISCUSSÃO

A estabilidade primária, no presente trabalho, foi avaliada quantitativamente pelo torque de inserção (TI) e pela mobilidade inicial (Mbl). A

média do TI apresentou valores elevados para os grupos LSC (19,20 N.cm), LCI (18,00 N.cm), PSC (19,00 N.cm) e PCI (15,90 N.cm), sem diferença estatística entre eles. O TI mais elevado no estudo em questão pode estar relacionado à maior espessura do osso cortical¹⁰⁻¹² nos cães, à perfuração óssea pequena em relação ao diâmetro do MI¹³ e à inserção mais profunda dos MI, podendo ter ocorrido compressão do osso cortical pelo perfil transmucoso¹⁴⁻¹⁶. Contudo, pesquisas em cães mostraram resultados similares ao presente estudo nos MI com tratamento de superfície (15,27 N.cm) e nos MI lisos (19,25 N.cm)¹⁷. Outros estudos em cães apresentaram valores ainda mais elevados do TI^{15,18}, sendo a taxa de sucesso elevada, indicando que o TI se apresenta mais alto em MI instalados na mandíbula de cães e não necessariamente conduz ao insucesso.

A estabilidade dos MI, no presente estudo, também foi quantificada através do equipamento *Periotest* para detectar a existência de mobilidade nos dispositivos¹⁹. O índice medido com o *Periotest* varia numa escala de -8 a +50, sendo que os valores entre -8 a +9 indicam que os dentes estão fixos ou os implantes ósseo-integrados; entre +10 a +19, mobilidade palpável; entre +20 a +29, mobilidade visível; e, entre +30 a +50, mobilidade pela pressão da língua ou lábio¹⁰. No presente estudo, todos os grupos apresentaram estabilidade primária adequada, sendo os valores da Mbl reduzida (-0,06 a 0,40) em todos os dispositivos, indicando ausência de mobilidade. Resultados similares foram obtidos por Cha *et al.* (2010)¹⁹, ao utilizar MI em cães. Estudos demonstraram haver correlação negativa entre o TI e a mobilidade inicial (Mbl),^{10,19} ou seja, valores elevados do TI e reduzidos da mobilidade inicial indicaram estabilidade primária adequada, aspectos estes observados no estudo em questão.

A estabilidade secundária foi verificada pelo torque de remoção (TR), mobilidade final (MbF) e pela diferença na distância inter-MI. O TR elevado e a MbF reduzida indicam adequada estabilidade secundária. No presente estudo, o TR foi bastante inferior ao TI e este comportamento pode ser associado à inflamação peri-implantar causada pelo acúmulo de biofilme²⁰. Dados disponíveis na literatura indicam que os valores reduzidos do TI são mais favoráveis para obtenção da ósseo-integração do que os valores elevados, e estes podem gerar alto nível de compressão que provoca isquemia local e necrose óssea na interface osso/MI, levando à redução na ósseo-integração²¹. Entretanto, em recente revisão sistemática, foi constatado que não existem evidências que um valor de TI específico esteja associado com a obtenção de altas taxas de sucesso dos MI ortodônticos²². Apesar de não ter havido diferenças estatísticas significativas entre os grupos, os valores do TR no grupo poroso (PSC e PCI) foram mais elevados que nos grupos lisos (LSC e LCI), indicando que o tratamento com ácidos pode aumentar a taxa de ósseo-integração. Klokkevold *et al.* (1997)²³ verificaram TR 4x maior nos MI tratados com ácidos quando comparados com a superfície usinada, após esperar oito (8) semanas para aplicação de carga.

A espera de um tempo prévio de cicatrização foi considerado essencial para aumentar o potencial de ósseo-integração por vários autores^{17,24,25}. Entretanto, ao comparar a resistência dos MI com tratamento de superfície em cinco períodos de carregamento, Mo *et al.* (2010)²⁰ verificaram TR elevado nos MI com carga imediata e taxas de sucesso similares em todos os períodos pesquisados, indicando que os MI podem ser carregados imediatamente. Assim, no presente estudo foi empregada a carga imediata, pois é uma tendência na

ortodontia tendo-se em vista que várias pesquisas^{7,8,10,20,31} comprovaram sua eficiência.

No trabalho em questão, os valores da mobilidade final (MbF) foram maiores que a mobilidade inicial (Mbi). Estes resultados estão em concordância com dados da literatura, os quais mostram que a estabilidade secundária nos MI lisos é menor em relação à estabilidade primária. Os MI porosos apresentaram melhor estabilidade no momento de sua remoção, embora sem diferença estatística. Os valores menores da mobilidade final (MbF) nos MI porosos indicaram ausência de mobilidade, enquanto os valores maiores nos MI lisos mostraram mobilidade palpável. Apesar dos MI apresentarem valores elevados da mobilidade final (MbF), os dispositivos mostraram-se estáveis sob carregamento ortodôntico contínuo durante todo o período experimental. Estudos realizados na mandíbula de cães apresentaram valores menores na mobilidade final (MbF) em MI lisos, que podem ser devidos ao tempo de experimento menor (12 semanas)²⁶, pois os dispositivos ficaram menos tempo expostos à presença do biofilme.

Na presente pesquisa, os MI não apresentaram ancoragem absoluta, sendo que os lisos mostraram um deslocamento médio maior ($0,94 \text{ mm} \pm 1,33$) que os MI porosos ($0,39 \text{ mm} \pm 0,19$) após aplicação de carga por dezesseis (16) semanas, embora sem diferenças estatísticas. Oynarte *et al.* (2005)²⁷ também encontraram deslocamentos maiores dos MI lisos (0,51 mm) em relação aos porosos (0,12 mm). Deslocamentos semelhantes (0,44 mm) foram obtidos após a espera de duas (2) semanas²⁸, assim como ausência de deslocamento em MI com tratamento de superfície, após espera de seis (6) semanas²⁹. Estudos que empregaram carga imediata obtiveram uma variação de $0,53 \text{ mm}^8$ a $0,78 \text{ mm}^{30}$

para MI lisos. Deslocamentos elevados foram constatados ao empregar carga imediata (2,2 mm)³¹, mas os autores utilizaram forças elevadas (6 N) em MI curtos (3,0 mm). A similaridade dos valores de deslocamentos no presente estudo e em outros que utilizaram carga imediata, com os valores constatados em pesquisas que utilizaram de um período prévio de cicatrização antes da aplicação da carga, indicam que a carga imediata pode ser utilizada com segurança.

Os MI, no presente estudo, foram removidos ao final do experimento com um simples movimento no sentido anti-horário. Os mesmos resultados foram observados por Kim *et al.* (2008)²⁴ e também por Favero *et al.* (2007)⁹, ao remover MI ósseo-integrados e com diâmetro maior. A presença de fratura na ponta dos MI, no estudo em questão, provavelmente ocorreu durante a instalação, pois os valores do TI se mostraram elevados e no limite médio de resistência à fratura dos MI de 1,5 mm de diâmetro da mesma marca comercial utilizada neste estudo (18,26 N/cm²)³². A maior incidência de fraturas nos MI porosos indica que o tratamento de superfície com ácidos pode ter influenciado a estrutura do dispositivo de ancoragem³³.

CONCLUSÕES

1. O índice de sucesso dos mini-implantes porosos (88,8%) foi maior que a dos lisos (77,7%);
2. A estabilidade primária obtida ao final da inserção dos mini-implantes de Ti6Al4V foi maior que a estabilidade dezoisete (17) semanas após a inserção;
3. Os mini-implantes porosos apresentaram menor mobilidade e menor deslocamento que os mini-implantes lisos.

REFERÊNCIAS

1. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *JCO* 1997; 3: 763-767.
2. Park Y C, Lee S Y, Kim D H, Jee S H. Intrusion of posterior teeth using mini screw implant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123:690-694.
3. Huang L H, Shotwell J L, Wang H L. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:713-22.
4. Roberts W E, Helm F R, Marshall K J, Gongloff R K. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989; 59:247-256.
5. Albrektsson T, Branemark P I, Hansson H A, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthod Scand* 1981; 52:155-170.
6. Elias CN, Oshida Y, Lima J H C, Muller C A. Relationship between surface properties (Roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mat* 2008; 1:234-42.
7. Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann H P, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modeling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:714-722.
8. Chen Y, Kang S T, Bae S M, Kyung H M. Clinical and histologic analysis of stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:260-267.
9. Favero L G, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an *in vivo* evaluation. *Eur. J. Orthod* 2007; 29:443-448.

10. Çehreli S, Arman Ózçirpici A A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141:187-95.
11. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The Int J Oral Maxillofac Impl* 2007; 22:779-784.
12. Pithon M M, Nojima M G, Nojima L I. In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40: 80-85.
13. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005; 39: 539-47.
14. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:109-14.
15. Salmória K K, Tanaka O M, Guariza-Filho O, Camargo E S, Souza L T, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133:790.e 15-790.e 22.
16. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop* 2008; 69:121-34.
17. Kim S H, Lee S J, Cho I S, Kim S K, Kim T W. Rotacional resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod* 2009; 79:899-907.
18. Ikeda H, Rossouw P E, Campbell P M, Kontogiorgos E, Buschang P H. Three-dimensional analysis of peri-bone implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:153 e 163.
19. Cha J Y, Yu H S, Hwang C J. The validation of periotest values for the

- evaluation of orthodontic mini-implants' stability. *Korean J Orthod* 2010; 40:167-175.
20. Mo S S, Kim S H, Kook Y A, Jeong D M, Chung K R, Nelson G. Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod* 2010; 80:123-129.
21. Suzuki E Y, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:669-78.
22. Reynders R A M, Ronchi L, Ladu L, Etten-jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142:596-614.
23. Klokkevold P R, Nishimura R D, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8:442-447.
24. Kim S H, Cho J H, Chung K R, Kook Y A, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 36-43.
25. Lee S J, Ahn S J, Lee J W, Kim S H, Kim T W. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:194-9.
26. Kim J, Ahn S, Chang Y. Histomorphometric and mechanical analyses of drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:190-194.
27. Oyonarte R, Pilliar R M, Deporter D, Woodside D G. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:173-81.

28. Liou E J, Pai B C, Lin J C. Do miniscrew remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthod 2004; 126:42-47.
29. Aldikaçti M, Açikgoz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125:139-147.
30. Alves Jr M, Baratieri C, Nojima L I. Assessment of mini-implant displacement using cone beam computed tomography. Clin Oral Impl Res 2011; 22:1151-1156.
31. Mortensen M G, Buschang P H, Oliver D R, Kyung H M, Behrents R G. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs-a pilot study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136:251-9.
32. Squeff L R, Simonson M B A, Elias C N, Nojima L I. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2008; 13:49-56.
33. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. Eur J Orthod 2011; 33:396-401.

Lista de ilustrações

FIGURA 1 - Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes liso (A) e poroso (B).

FIGURA 2 - Diagrama do posicionamento dos mini-implantes lisos e porosos, instalados na cortical externa vestibular e carregados com molas de NiTi. **LCI**: Liso com carga imediata; **LSC**: Liso sem carga; **PCI**: Poroso com carga imediata; **PSC**: Poroso sem carga.

FIGURA 3 - Fotografias ilustrando os passos para a instalação dos mini-implantes: **A)** Instalação inicial do mini-implante com chave manual; **B)** Término da instalação com chave de torque; **C)** Mensuração da distância inter mini-implantes; **D)** Utilização do *Periotest*; **E)** Mensuração força de 1 N; **F)** Mola de NiTi posicionada.

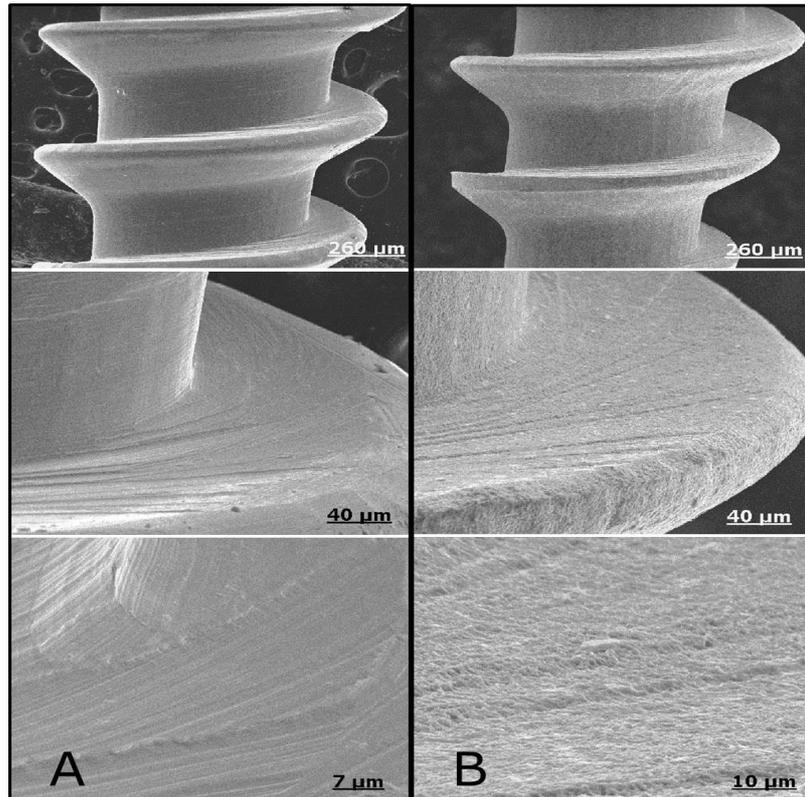


FIGURA 1 - Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes liso (A) e poroso (B).

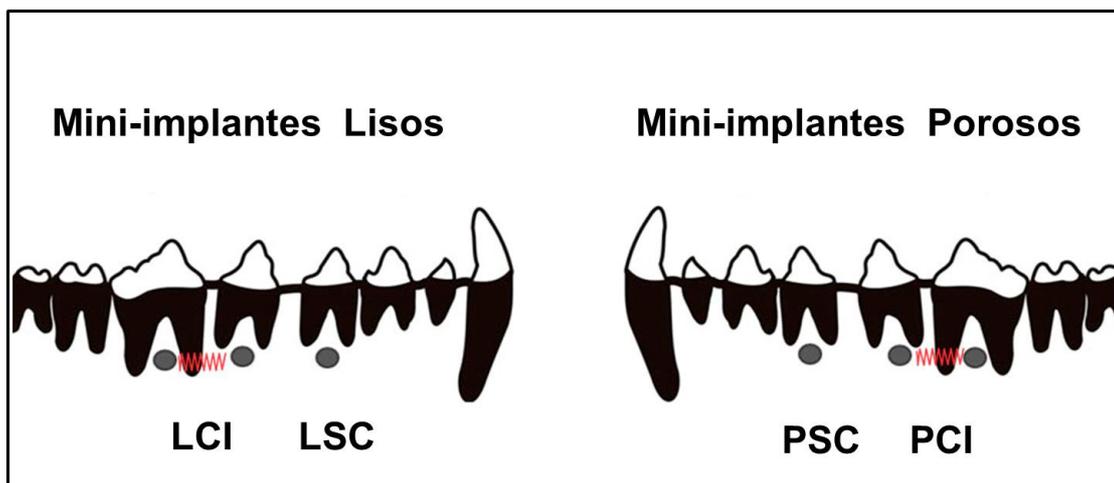


FIGURA 2 - Diagrama do posicionamento dos mini-implantes lisos e porosos, instalados na cortical externa vestibular e carregados com molas de NiTi: **LCI**: Liso com carga imediata; **LSC**: Liso sem carga; **PCI**: Poroso com carga imediata; **PSC**: Poroso sem carga.

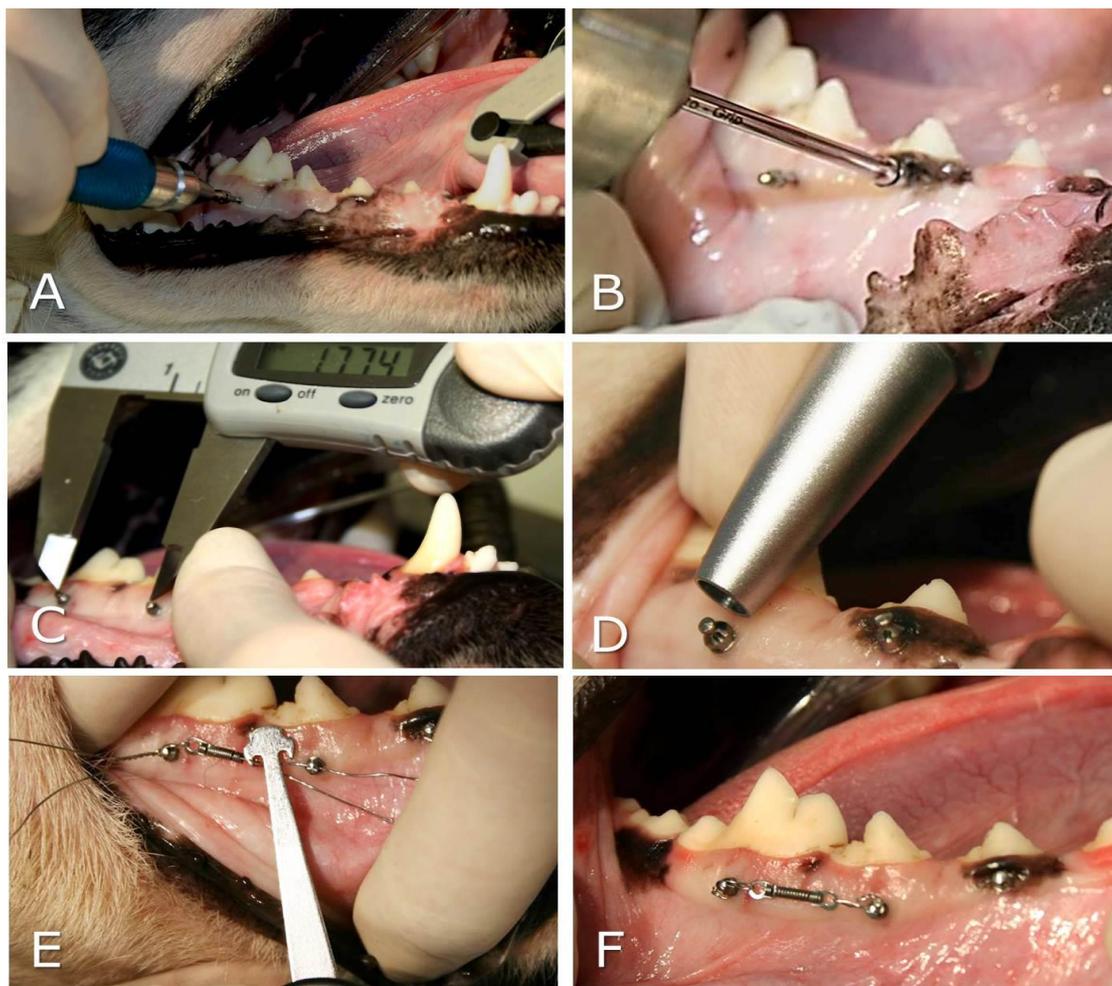


FIGURA 3 - Fotografias ilustrando os passos para a instalação dos mini-implantes: **A)** Instalação inicial do mini-implante com chave manual; **B)** Término da instalação com chave de torque; **C)** Mensuração da distância inter mini-implantes; **D)** Utilização do *Periotest*; **E)** Mensuração força de 1 N; **F)** Mola de NiTi posicionada.

TABELA 1 - Valores do torque de inserção, mobilidade inicial, torque de remoção e mobilidade final.

		LSC	LCI	PSC	PCI
Torque Inserção	Média (DP)	19,20 (1,64)	18,00 (1,19)	19,00 (3,31)	15,90 (2,68)
	Estatística	A	A	A	A
Mobilidade Inicial	Média (DP)	0,40 (1,51)	-0,06 (2,67)	0,30 (1,09)	-0,20 (2,74)
	Estatística	B	B	B	B
Torque Remoção	Média (DP)	2,60 (0,89)	2,75(0,70)	4,00 (1,00)	4,10 (1,52)
	Estatística	C	C	C	C
Mobilidade Final	Média (DP)	13,60 (6,94)	14,56(4,71)	8,70 (10,42)	7,90 (8,02)
	Estatística	D	D	D	D

*letras iguais (para a mesma linha) significam ausência de diferença estatística ($p < 0,05$)

TABELA 2 - Valores da distância inter mini-implantes nos dispositivos lisos e porosos e com carga.

	Diferença distância inter MI média (DP)	Significância estatística (<i>p</i> -valor) MI lisos x MI porosos
LCI	0,94 (1,33)	0,387
PCI	0,39 (0,19)	

ARTIGO 2

ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES LISOS E POROSOS: Avaliação histológica e histomorfométrica – estudo *in vivo*.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a interface tecido ósseo-mini-implante (MI) utilizando-se MI com superfície usinada (lisa) e tratada com ácidos (porosa) submetidos a carregamento imediato ou não. **Métodos:** Vinte e quatro (24) MI foram inseridos na mandíbula de quatro (4) cães. Cada animal recebeu seis (6) MI, sendo três (3) lisos na hemi-arcada direita e, três (3) porosos, na esquerda. Os dois MI distais de cada hemi-arcada receberam carga imediata de 1,0 N por dezesseis (16) semanas. Os grupos lisos sem carga (LSC), lisos com carga imediata (LCI), porosos sem carga (PSC) e porosos com carga imediata (PCI) foram avaliados histologicamente e histomorfometricamente. Utilizou-se a Análise de Variância (ANOVA) de um fator associado aos pós-teste de *Tukey*. **Resultados:** A taxa de sucesso nos MI porosos foi 16,6% superior em relação aos MI lisos, evidenciada pela perda de três (3) MI do grupo liso e um (1) do poroso. Observou-se um nível ósseo marginal mais elevado nos MI com carga (LCI e PCI), sendo maior no lado de compressão. Houve presença de tecido conjuntivo fibroso na maioria das amostras na região cervical dos MI e contato íntimo do osso com os MI nas regiões intermediária e apical de sua parte ativa. Não houve diferença estatística na porcentagem de contato e área óssea entre os MI lisos e porosos, no entanto, ambos os valores foram maiores nos MI porosos, na região intermediária da parte ativa, embora sem diferença significativa. **Conclusões:** O tratamento de

superfície possibilitou maior ósseo-integração na região intermediária dos MI porosos; os MI porosos e com carga mostraram o nível ósseo marginal mais elevado, revelando o aspecto positivo da carga na remodelação óssea.

Palavras-chave: Procedimentos de ancoragem ortodôntica. Mini-implantes. Ósseo-integração. Tratamento de superfície.

INTRODUÇÃO

A estabilidade dos mini-implantes (MI) está relacionada à permanência destes dispositivos no osso até que os seus objetivos mecânicos do tratamento ortodôntico sejam alcançados. Os principais parâmetros que influenciam na estabilidade são inicialmente, a retenção mecânica obtida pelo contato intraósseo (estabilidade primária) e, posteriormente, a ósseo-integração parcial obtida na interface osso/MI (estabilidade secundária)¹. A presença de ósseo-integração pode simplificar a realização de tratamentos ortodônticos complexos, expandindo as possibilidades biomecânicas² em ossos com baixa densidade e com espessura reduzida do osso cortical³, em pacientes com distúrbios sistêmicos⁴, em situações em que seja necessária a utilização de forças rotacionais⁵, em pacientes adolescentes⁶ e em casos em que sejam necessárias forças ortopédicas².

Inúmeros estudos foram concentrados no tratamento de superfície dos implantes convencionais para avaliar a ósseo-integração⁷⁻¹¹, a partir dos quais pesquisadores constataram que superfícies rugosas favorecem maior contato osso/implante^{8-10,12}. No entanto, poucos trabalhos avaliaram o efeito do tratamento de superfície em MI de Ti6Al4V na obtenção de ósseo-integração^{3,13}. No tratamento com ácidos há alteração da morfologia da superfície do implante com a formação de picos agudos e crateras resultantes do ataque químico produzido por ácidos em diferentes tempos e temperaturas. A produção de rugosidade homogênea aumenta a área superficial ativa e melhora a bioadesão das células osteogênicas no implante, resultando em maior estabilidade mecânica do tecido ósseo ao implante¹⁴.

A espera de um período prévio para aplicação de carga não é necessário, pois trabalhos mostraram não existir diferença na taxa de ósseo-integração nos MI submetidos à carga imediata ou tardia¹⁵⁻¹⁸. Adicionalmente, se os MI apresentarem uma adequada estabilidade primária podem receber cargas ortodônticas imediatas¹⁷, que exercerão efeito positivo sobre o osso peri-implantar levando-o a uma remodelação em termos de ósseo-condução^{15,19,20}. No entanto, não foram realizados trabalhos para avaliar o desempenho *in vivo* de MI com tratamento de superfície com ácidos sob carregamento imediato.

O objetivo deste trabalho foi avaliar histológica e histomorfometricamente a presença de ósseo-integração em MI de liga Ti6Al4V, submetidos ou não ao tratamento de superfície e carregamento imediato.

MATERIAL E MÉTODO

O protocolo de estudo em animais foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais – CEUA do Centro de Ciências da Saúde (CCS), da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil (Protocolo N°: ODONTO 010).

Vinte e quatro (24) MI de Ti6Al4V (Conexão Sistemas e Próteses, SP, Brasil), nas dimensões de 1,5 x 6,0 x 2,0 mm, foram utilizados nesta pesquisa, sendo doze (12) fabricados por usinagem e doze (12) por usinagem com tratamento de superfície com ácidos (FIGURA 1). Quatro (4) cães SRD, adultos, machos e com massa aproximada de 18 kg foram utilizados. Cada animal recebeu seis (6) MI na mandíbula na região alveolar interradicular vestibular, sendo três (3) lisos na hemi-arcada do lado direito e três (3) tratados com ácido no lado esquerdo. Os dois (2) MI distais em cada hemi-arcada receberam carga

imediate de 1,0 N com mola de NiTi por dezesseis (16) semanas (GAC International Inc., Bohemia, New York, USA), ficando o MI da extremidade mesial sem carregamento. Desta forma, teve-se a presença de quatro (4) grupos: liso sem carga (LSC); liso com carga imediata (LCI); poroso sem carga (PSC); poroso com carga imediata (PCI).

Foram realizadas radiografias periapicais com o auxílio de um posicionador de acrílico, antes e após a instalação dos MI. Com uma sonda periodontal milimetrada (SSWhite Duflex, Rio de Janeiro, RJ), foi efetuada uma marcação na gengiva queratinizada nos espaços interradiculares dos 3° e 4° pré-molares e do 1° molar. O orifício da cortical óssea foi realizado com broca piloto de 1,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas e Próteses, Arujá, SP), com velocidade de 600 rpm, sem pressão e sob irrigação constante com soro fisiológico estéril 0,9% gelado. Os MI foram inseridos perpendiculares à superfície cortical vestibular do osso alveolar com uma chave manual fornecida pelo fabricante dos MI. A alimentação foi realizada com fornecimento de ração para filhotes, triturada e umedecida em água, e foi fornecida água *ad libitum*. A profilaxia dentária, sob sedação, foi realizada uma vez (1x) por semana durante o experimento com escova e pasta dentária anti-tártaro (C.E.T.® Pasta Enzimática, Virbac, São Paulo, Brasil) e, em seguida, a limpeza da região exposta dos MI com escova macia com gluconato de clorhexidina a 0,12% (PerioGard®, Colgate-Palmolive Industria Comércio Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil). Após o término do período de carga dos MI, os animais foram eutanaziados utilizando-se, para sedação, acepromazina (Univet Indústria Veterinária S.A., São Paulo, SP) 0,1 mg/kg IM; para anestesia, pentobarbital sódico (Brouwers S.A., Buenos

Aires, Argentina) 30 mg/kg EV e cloreto de potássio 10% (Ariston, São Paulo, SP).

A mandíbula foi seccionada em blocos, compostos por um MI e pelo menos 2,0 mm de osso ao redor. Os blocos foram fixados em solução de formalina a 10%, desidratados em soluções crescentes de álcool e incluídos em resina pura (Technovit 7100 VLC[®], Kulzer & Co, Alemanha). Os blocos foram cortados ao meio em sistema Exakt (Exakt, Kulzer, Alemanha), sendo doze (12) deles no sentido vestibulo-lingual e doze (12) no mésio-distal, obtendo-se duas metades. Uma metade foi utilizada para análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV), e a outra foi preparada para análise em microscopia óptica.

As amostras caracterizadas no MEV por elétrons retroespalhados (Zeiss DMS 940^a-15kV, Germany), com ampliação de dezoito vezes (18x), foram mensuradas no Programa *Cell^F 3.4* (Olympus Soft Imaging Solutions, Tóquio, Japão). Esta análise consistiu em avaliar o nível ósseo marginal, medido pela distância do contato osso/MI mais superior até a parte mais inferior do perfil transmucoso do MI, em ambos os lados (FIGURA 2)⁹. Nos MI carregados, realizaram-se também as mensurações do lado de tração e compressão, separadamente.

A análise histológica e histomorfométrica por microscopia óptica avaliou a formação óssea na interface osso/MI nos dois tipos de superfícies. Os blocos contendo o MI foram desgastados até a espessura aproximada de 30 μ m e as lâminas foram coradas com azul de Stevenel e vermelho de Alizarina. As imagens das lâminas foram obtidas com microscópio Olympus, com lentes planocromáticas (Olympus, BX 51WI, Tóquio, Japão) e capturadas no programa *AnalySIS get IT* (Olympus Soft Imaging Solutions, Tóquio, Japão), com aumento

de quatro, dez e vinte vezes (4x, 10x e 20x) para avaliação histológica e com aumento de dez vezes (10x) para avaliação histomorfométrica.

A análise histológica e histomorfométrica foram realizadas no sentido longitudinal do MI, nas regiões cervical, intermediária e apical. A análise histológica objetivou avaliar a presença de interposição de tecido conjuntivo fibroso, sinais de inflamação, tipos de células, reações frente à proximidade do MI ao tecido periodontal, quantidade e qualidade de tecido ósseo. A análise histomorfométrica consistiu na mensuração da porcentagem de contato osso/mini-implante (%BIC) e da porcentagem de área óssea no interior dos passos (%A). Mediu-se a partir da porção cervical o passo 2 (região cervical), os passos 4, 5 e 6 (região intermediária) e o passo 9 ou 10 (região apical), dos dois lados dos MI. A %BIC foi obtida pela mensuração do comprimento linear total de contato do osso/MI e dividido pelo comprimento linear total de superfície do MI (FIGURA 3). A A% foi calculada nas mesmas regiões, bilateralmente, e compreendeu a área entrerroscas desde a superfície do MI até uma linha imaginária que une os ápices dos passos do parafuso. A área total de tecido ósseo foi dividida pela área total entrerroscas (FIGURA 4). As mensurações histomorfométricas foram processadas com o uso do programa *Cell^F 3.4* e realizadas por um único avaliador. O teste de erro foi realizado pela repetição das medições pelo mesmo operador após quatro (4) semanas.

Análise estatística

Os valores do nível ósseo marginal, da %BIC e da %A foram expressos em média e desvio padrão. Para verificação da normalidade da amostra foi

aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov. As comparações entre os grupos, quanto ao tipo de superfície (lisa ou porosa) e quanto à utilização de carga (sem carga ou com carga), foram realizadas pela Análise de Variância (ANOVA) de um fator associado ao pós-teste de *Tukey* para avaliar se havia diferença significativa. A calibração intraoperador na mensuração do nível ósseo marginal, %BIC e %A óssea foi verificada pelo Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC).

RESULTADOS

O ICC mostrou valores elevados para as três variáveis, sendo de 0,99 para o nível ósseo marginal e de 0,96 para a %BIC e %A. As mensurações foram procedidas do lado mesial, distal, cervical e apical de todos os MI. Como não se encontrou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre as regiões, as mensurações foram agrupadas.

Todos os MI apresentaram estabilidade primária, obtida com ancoragem monocortical. Do total de vinte e quatro (24) MI iniciais, quatro (4) foram perdidos durante o experimento, sendo três (3) LCI e um (1) PCI, obtendo-se assim uma taxa de sucesso de 83,3%, sendo maior para os MI tratados com ácido (91,6%) do que para os MI lisos (75%). Duas amostras não foram inseridas nos testes quantitativos, uma devido à perda de um dos MI carregados e a outra por ter atingido a raiz, sendo esta última analisada histologicamente. No final do experimento havia um total de dezoito (18) MI, sendo quatro (4) LSC, quatro (4) LCI, quatro (4) PSC e seis (6) PCI.

MEV

Níveis ósseos marginais mais baixos, representativos da perda óssea na região peri-implantar cervical, foram observados nos grupos LSC e PSC, sendo no LSC mais acentuado (TABELA 1). Por outro lado, os níveis mais elevados foram constatados nos grupos LCI e PCI. A única diferença estatística foi entre o grupo LSC e os grupos com carga (LCI e PCI). Ao comparar os grupos com carga, não houve diferença estatística significativa entre os lados de compressão e tração, mas a perda óssea foi menor no lado de compressão (TABELA 2).

HISTOLOGIA

No terço cervical de 89% dos MI foi constatada a presença de tecido epitelial hiperplasiado contendo células polimorfonucleares e de tecido conjuntivo com escasso ou moderado infiltrado inflamatório mononuclear, com vasos sanguíneos hiperemiados. Em apenas 11% das amostras constatou-se ausência de inflamação e de sinais evidentes de reabsorção óssea (FIGURA 5A). O tecido ósseo peri-implantar exibiu perda óssea horizontal (FIGURA 5B) em 5,6% das lâminas e diagonal (FIGURA 5C) em 83,4% das lâminas. Não houve diferença evidente entre os grupos porosos e lisos.

No terço intermediário e apical verificou-se contato íntimo do MI com osso, com a presença de osso trabecular maduro contendo osteócitos e espaços medulares preenchidos por medula fibroadiposa vascularizada, sem diferenças para o grupo poroso ou liso. A proximidade do MI ao ligamento periodontal causou reações diversas desde a ausência de sequelas na estrutura dentária

(FIGURA 6A), como reabsorção do cimento dentário (FIGURA 6B), anquilose de uma pequena região radicular devido ao estrangulamento do ligamento periodontal (FIGURA 6C) e reabsorção da dentina (FIGURA 6D). Na região apical dos MI foi observada a presença de fragmentos metálicos sugestivos de fratura da ponta do MI em doze (12) lâminas, sendo quatro (4) do grupo PSC, quatro (4) do PCI, três (3) do LSC e um (1) do LCI.

HISTOMORFOMETRIA

Nenhuma diferença estatística ($p>0,05$) foi observada entre os grupos em relação à %BIC e %A (TABELA 3). Entretanto, na região cervical, foi observado maior contato e área óssea nos MI carregados, independentemente do tratamento de superfície. De forma diversa, na região intermediária, a taxa de contato e área óssea foram maiores nos MI tratados com ácido, comparados com os MI lisos. A ósseo-integração total na região apical foi obtida em todos os grupos, independente da carga ou tratamento de superfície. Ao avaliar as três regiões, verificou-se que o contato e a área óssea aumentaram quantitativamente da região cervical para a apical.

DISCUSSÃO

A taxa de sucesso de 83,3% obtida nesta pesquisa foi similar às taxas previamente relatadas para MI instalados em cães^{3,9,10,12,16,17,21-25}, sendo de 75% para MI lisos e 91,6% para os MI tratados com ácido. A diferença de 16,6% na taxa de sucesso indica que os MI tratados com ácido proporcionaram maior

estabilidade na remoção que os MI lisos. Resultados similares (14,3%) foram encontrados por Ikeda *et al.* (2011)³ em superfícies jateadas e tratadas com ácidos. Trabalhos anteriores realizados com humanos mostraram que a taxa de sucesso é de 93,4% para MI com superfície tratada e de 82,4% para usinada²⁶. Alguns pesquisadores^{11,12} encontraram taxas ainda maiores, de 95% a 100% para superfícies tratadas com jateamento e ataque ácido. Ao comparar os MI com e sem carga no presente estudo, verificou-se uma taxa de sucesso menor nos MI com carga (LCI e PCI). Estes dispositivos foram instalados em região com osso cortical mais espesso (região posterior da mandíbula)²¹, podendo ter havido superaquecimento durante a perfuração do osso cortical²⁸, mesmo com todos os cuidados em relação à irrigação com soro fisiológico gelado e aos movimentos leves e intermitentes.

No presente estudo foi constatada perda óssea peri-implantar em todos os grupos, sendo o nível ósseo estatisticamente mais baixo no grupo LSC, provavelmente por estes MI terem sido instalados em regiões com faixa de gengiva queratinizada estreita²⁷ e com espaço interradicular reduzido²⁸. Valores mais elevados foram verificados nos grupos LCI e PCI, mas sem diferença estatística entre eles. No entanto, nos MI PCI constatou-se menor variabilidade dos dados ($-30,64 \pm 28,46 \mu\text{m}$) e, portanto, maior precisão nos resultados do que nos MI LCI ($-29,62 \pm 49,62 \mu\text{m}$). Estudos concluíram que, nos MI com tratamento de superfície, a distribuição de tensão ocorre mais uniformemente, sendo o nível ósseo marginal mais elevado^{10,29}. Ao comparar os lados de compressão e tração nos MI carregados, observou-se que a presença de carga ortodôntica de 1 N possibilitou um nível mais alto de osso no lado de compressão, mas sem significância estatística. O valor mais elevado do lado de compressão indica o

aspecto positivo da carga na aposição óssea. Vários estudos indicaram que a remodelação óssea ocorre de forma diferente ao se comparar os lados de compressão e de tração^{7,17,30}, sendo que o lado de compressão mostra maior atividade de aposição óssea^{9,10} e mais osso compacto adjacente à área¹⁹.

O nível ósseo marginal também pode ser influenciado pela técnica de instalação²⁹, por fatores biomecânicos^{10,15,2}, pela presença do biofilme e pelo tempo de tratamento²⁸. O programa de higienização, realizado uma vez por semana no presente estudo, se mostrou ineficiente no controle da inflamação, pois se constatou hiperplasia, hiperemia gengival e presença de tecido conjuntivo fibroso na região peri-implantar em vários cães. A ausência do biofilme é essencial para prevenir a inflamação na região peri-implantar, causa principal da perda dos dispositivos de ancoragem²⁸. A mesma limitação foi observada por Luzi, Verne e Melsen (2009)³⁰, em pesquisa com macacos, e por Freire *et al.* (2007)¹⁶ com cães.

No presente estudo, a carga foi aplicada por dezesseis (16) semanas, período este semelhante aos trabalhos de Ohmae *et al.* (2001)²¹, entretanto superior a várias pesquisas em animais que utilizaram de oito (8) a doze (12) semanas^{3,15-17,22,24,31}. O objetivo de um período maior neste experimento foi avaliar a estabilidade dos MI em longo prazo, mas constatou-se que a presença do biofilme por mais tempo pode ter exacerbado a perda óssea. Alguns autores verificaram aumento na profundidade de sondagem da região peri-implantar com a progressão do tratamento^{11,12}, sendo a inflamação o principal fator etiológico²⁸.

No estudo em questão, a presença de ósseo-integração foi verificada nos dois tipos de MI, sendo que as taxas de %BIC e %A foram mais elevadas nas regiões intermediária e apical quando comparadas à região cervical,

evidenciando que a ósseo-integração se mostrou de forma crescente da região cervical para a apical. Ao utilizar MI lisos, Luzi, Verna e Melsen (2009)³⁰ obtiveram o mesmo resultado. Segundo Freire *et al.* (2007)¹⁶, as observações de regiões necróticas na região cervical indicaram que o trauma durante a instalação foi mais pronunciado nas primeiras roscas do MI, provavelmente devido ao maior diâmetro do MI nesta região.

Na avaliação do terço cervical dos MI evidenciou-se que algumas microrroscas da parte superior do dispositivo ficaram envolvidas por tecido conjuntivo fibroso, evidenciando a alta vulnerabilidade desta região aos aspectos relacionados à instalação e à manutenção dos MI, o que está de acordo com os achados de Chen *et al.* (2009)¹⁷. A %BIC e a %A nos grupos LSC e PSC foram inferiores aos LCI e PCI, mas sem diferença estatística, possivelmente devido ao amplo desvio padrão. Os valores menores observados nos MI sem carga provavelmente estão relacionados ao local de instalação. Apesar da taxa de contato reduzida obtida nos MI sem carga, pesquisas constataram a necessidade de apenas 3%³¹, 5%²² e 10%² de contato osso cortical/MI para resistir às forças ortodônticas. Experimentos em cães constataram a presença de contato nesta região, variando de 38,56% a 59,47%^{17,25}, resultados estes semelhantes aos encontrados nos MI LCI e PCI no presente estudo.

Os resultados do terço intermediário foram diversos da região cervical, com %BIC e % A apresentando valores elevados, sendo maiores nos MI tratados com ácido, quando comparados aos lisos. Nesta região não houve interferência de fatores externos. Experimento em humanos indicou que a superfície rugosa (72,9%) possibilitou maior porcentagem de contato osso-implante em toda extensão dos dispositivos do que a superfície usinada (3,55%)⁸. Wehrbein *et al.*

(2008)¹¹ também verificaram taxas maiores de 70%, que foram atribuídas ao tratamento de superfície dos MI. Por meio de microtomografias, Ikeda *et al.* (2011)³ verificaram que o volume ósseo foi significativamente maior nos MI com tratamento de superfície comparados ao sem tratamento. Estudo com avaliações histomorfométricas realizadas no sentido transversal dos MI mostraram resultados similares ao do presente estudo, com maior %BIC nos MI com tratamento de superfície¹³.

Na avaliação do terço apical foi evidenciada a presença de ósseo-integração total em todas as amostras. Constataram-se também fraturas das pontas dos MI em 53% das amostras, sendo 27% nos MI lisos e 73%, nos porosos. A superfície do implante submetida a tratamentos com ácidos é resultante da corrosão produzida com soluções ácidas em diferentes tempos e temperaturas, e esta conduta pode ter aumentado o risco de fratura³². Estudos posteriores poderiam ser conduzidos com o tratamento de superfície apenas nas microrroscas que estarão em contato com osso cortical.

Os MI foram facilmente removidos devido ao diâmetro reduzido do dispositivo associado à possível ósseo-integração no osso trabecular.

CONCLUSÕES

1. Os MI carregados mostraram menor perda óssea e maior ósseo-integração na região cervical, indicando que a carga pode levar a ósseo-condução;

2. O tratamento de superfície possibilitou maior ósseo-integração na região intermediária dos MI tratados com ácidos, quando comparados aos MI

lisos;

3. As maiores taxas de ósseo-integração nas regiões intermediárias e apicais, associadas à estabilidade dos MI com carga, indicam a importância do osso trabecular na estabilidade mecânica dos MI.

REFERÊNCIAS

1. Kyung H M, Park H S, Bae S M. Development of orthodontic Micro Implant for intraoral Anchorage. JCO 2003; 37:321-328.
2. Roberts W E, Helm F R, Marshall K J, Gongloff R K. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. Angle Orthod 1989; 59:247-256.
3. Ikeda H, Rossouw P E, Campbell P M, Kontogiorgos E, Buschang P H. Three-dimensional analysis of peri-bone implant contact of rough-surface miniscrew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 139:e153-e163.
4. Chung K R, Kim S H, Kook Y. The C- Orthodontic Micro Implant, JCO 2004; 38: 478-486.
5. Kim S H, Lee S J, Cho I S, Kim S K, Kim T W. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. Angle Orthod 2009; 79:899-907.
6. Motoyoshi M, Matsuoka N, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. Int J Oral Maxillofac Surg 2007; 36:695-699.
7. Roberts W E, Smith F K, Zilberman Y, Mozsary P G, Smith R. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1984; 86:95-111.

8. Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:689-698.
9. Oyonarte R, Pilliar R M, Deporter D, Woodside D G. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:173-81.
10. Oyonarte R, Pilliar R M, Deporter D, Woodside D G. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:182-9.
11. Wehrbein H, Gollner P, Diedrich P. Orthodontic load on short maxillary implants with reduced sink depth: an experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19:1063-68.
12. Aldikaçti M, Açıkoğuz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:139-147.
13. Chang C, Lee T, Chang C, Liu J. The effect of microrough surface treatment on miniscrew used as orthodontic anchors. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20:1178-1184.
14. Elias C N, Oshida Y, Lima J H C, Muller C A. Relationship between surface properties (Roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mat* 2008; 1:234-42.

15. Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann H P, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modeling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:714-722.
16. Freire J N O, Silva N R F, Gil J N, Magini R S, Coelho P G. Histomorphologic and histomophometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:704.e1-704.e9.
17. Chen Y, Kang S T, Bae S M, Kyung H M. Clinical and histologic analysis of stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:260-267.
18. Serra G S, Morais L S, Elias C N, Meyers M A, Andrade L, Muller C, Muller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants- histomorphometric and fluorecence analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:80-90.
19. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W. Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 292-298.
20. Melsen B, Lang N P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12:144-152.
21. Ohmae M A, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K I, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:489-497.

22. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J K, Roberts W E, Garetto L P. The use of small titanium screws for orthodontics anchorage. *J Dent Res* 2003; 82:377-381.
23. Owens S E, Buschang P H, Cope J B, Franco P F, Rossouw P E. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-screw implant for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132:639-46.
24. Vande Vannet B, Sabzevar M M, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of minicrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29:437-442.
25. Ma J, Zhang W, Wang L, Zhao C, Chen W. Stability and bone response of immediately loaded micro-implants in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac implants* 2008; 23:885-890.
26. Chaddad K, Ferreira A F H, Geurs N, Reddy M S. Influence of surface characteristic on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78:107-113.
27. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Yamamoto T T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:373-8.
28. Park H S, Jeong S H, Kwon O W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:18-25.
29. Pilliar R M, Sagals G, Meguid S A, Oynarte R, Deporter D A. Threaded versus porous-surface implants as Anchorage units for orthodontic treatment: three-

dimensional finite element analysis of peri-implant bone tissue stresses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:879-889.

30. Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod* 2009; 31:21-29.
31. Liou E J, Pai B C, Lin J C. Do miniscrew remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthod* 2004; 126:42-47.
32. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod* 2011; 33:396-401.

Lista de Ilustrações

FIGURA 1 - Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes liso (**A**) e poroso.

FIGURA 2 - Fotografias ilustrando a análise do nível ósseo marginal: **A**) Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado esquerdo; **B**) Registro da medida do lado esquerdo (em amarelo); **C**) Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado direito e registro da medida (em azul); **D**) Registro das medidas de ambos os lados do mini-implante.

FIGURA 3 - Fotomicrografias do contato osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x). **A**) Linha amarela: comprimento linear de superfície de implante (μm); **B**) Linha branca: comprimento linear de contato osso/mini-implante (μm).

FIGURA 4 - Fotomicrografias da área osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): **A)** Polígonos amarelos: área total (μm^2); **B)** Polígonos brancos: área total de tecido ósseo (μm^2).

FIGURA 5 - Fotomicrografias dos mini-implantes após 16 semanas da instalação dos dispositivos. Visão panorâmica do mini-implante e tecido ósseo (objetiva 4x): **A)** Ausência de perda óssea; **B)** Perda óssea horizontal; **C)** Perda óssea diagonal.

FIGURA 6 - Fotomicrografias dos mini-implantes em relação à proximidade do ligamento periodontal: **A)** MI próximo ao LP sem lesar as estruturas dentárias; **B)** MI invadiu o LP e ocasionou reabsorção do cimento; **C)** MI estrangulou LP e causou anquilose; **D)** MI atingiu a raiz e resultou na reabsorção de dentina.

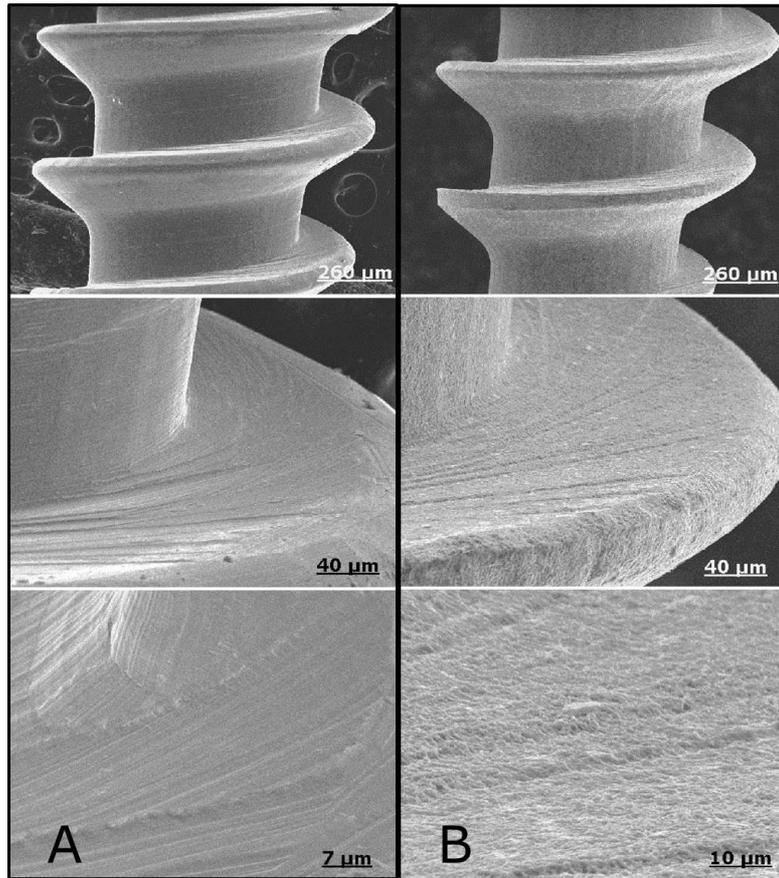


FIGURA 1 - Eletromicrografias de superfície dos mini-implantes liso (A) e poroso (B).

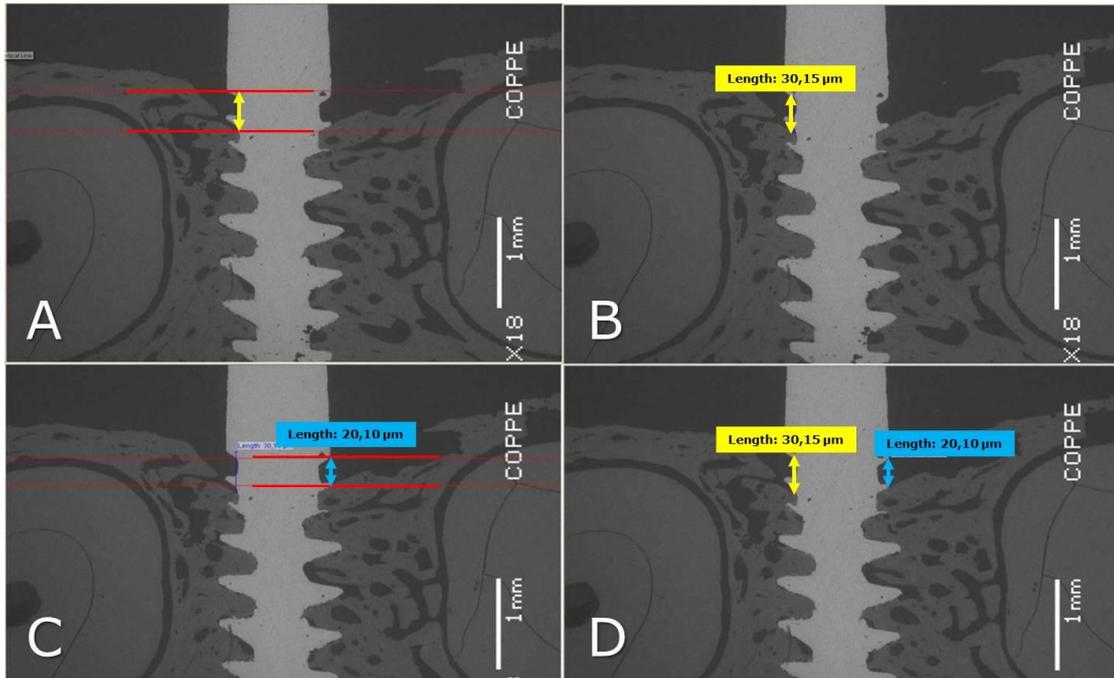


FIGURA 2 - Fotografias ilustrando a análise do nível ósseo marginal: **A)** Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado esquerdo; **B)** Registro da medida do lado esquerdo (em amarelo); **C)** Identificação das marcações (em vermelho) para medição do nível ósseo marginal do lado direito e registro da medida (em azul); **D)** Registro das medidas de ambos os lados do mini-implante.

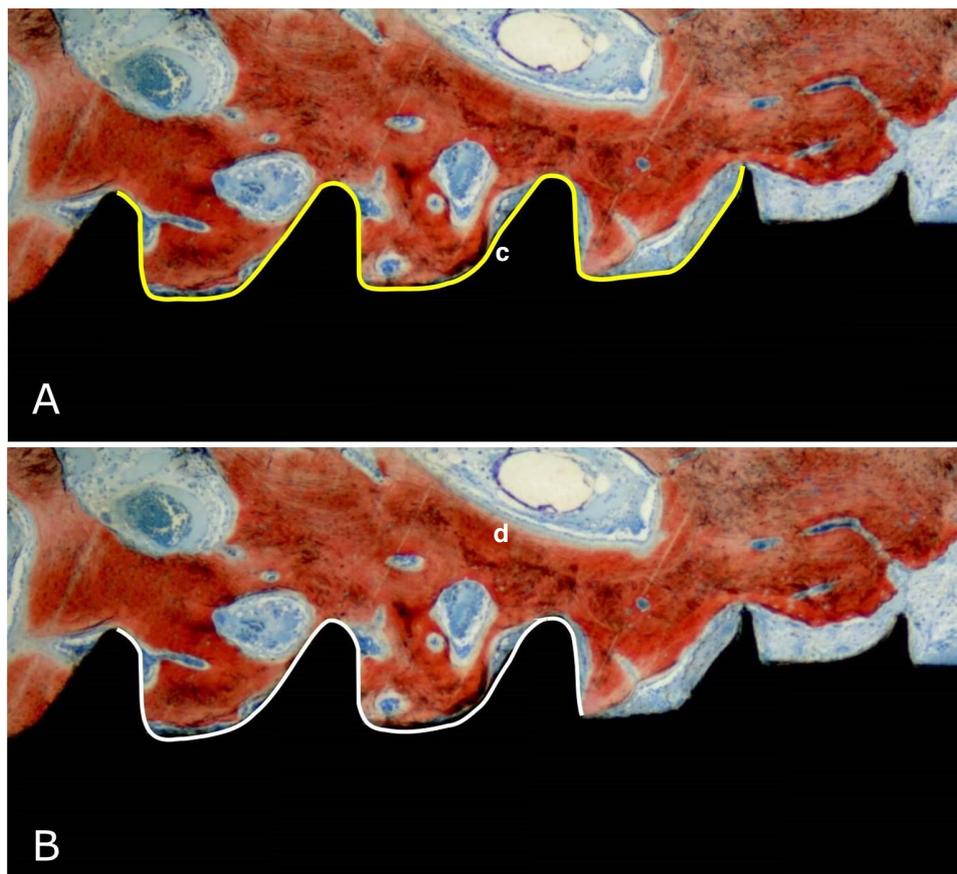


FIGURA 3 - Fotomicrografias do contato osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x). **A)** Linha amarela: comprimento linear de superfície de implante (μm); **B)** Linha branca: comprimento linear de contato osso/mini-implante (μm).

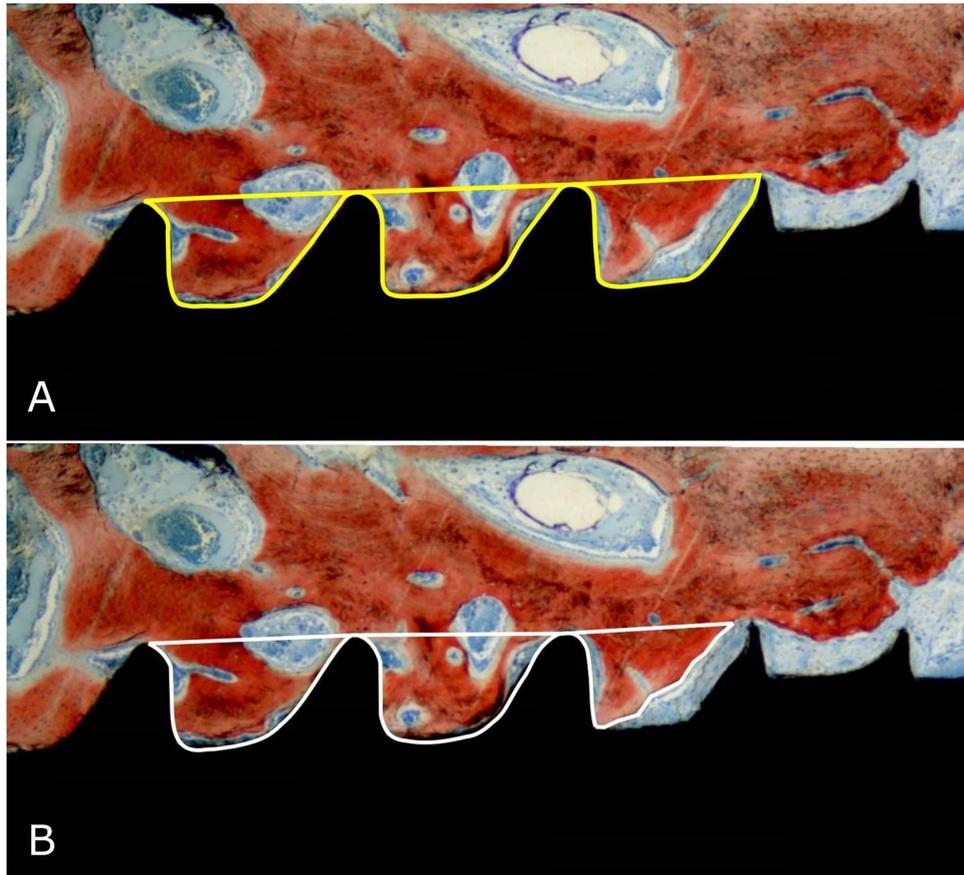


FIGURA 4 - Fotomicrografias da área osso/mini-implante por microscopia óptica de transmissão com luz polarizada (10x): **A)** Polígonos amarelos: área total (μm^2); **B)** Polígonos brancos: área total de tecido ósseo (μm^2).

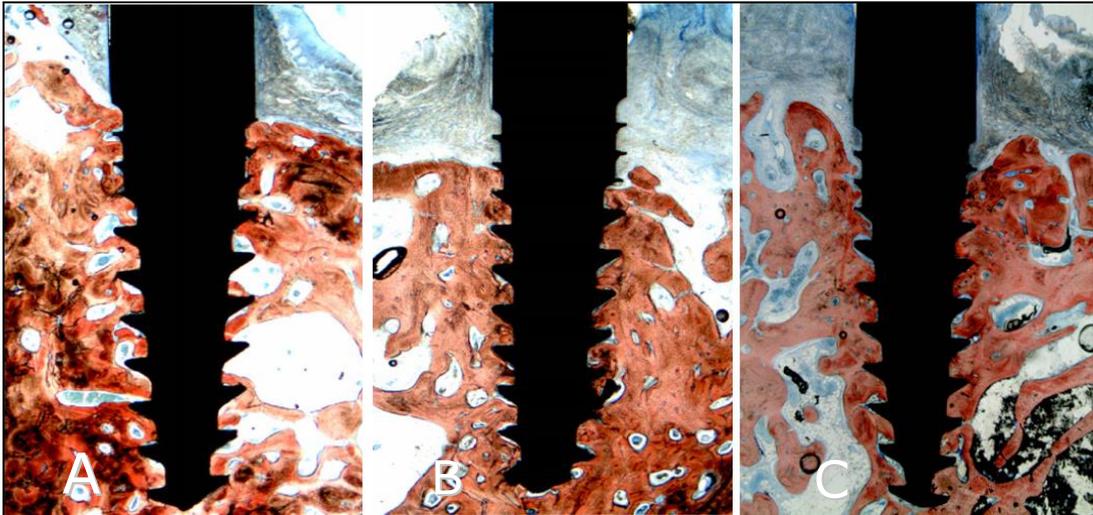


FIGURA 5 - Fotomicrografias dos mini-implantes após 16 semanas da instalação dos dispositivos. Visão panorâmica do mini-implante e tecido ósseo (objetiva 4x): **A)** Ausência de perda óssea; **B)** Perda óssea horizontal; **C)** Perda óssea diagonal.

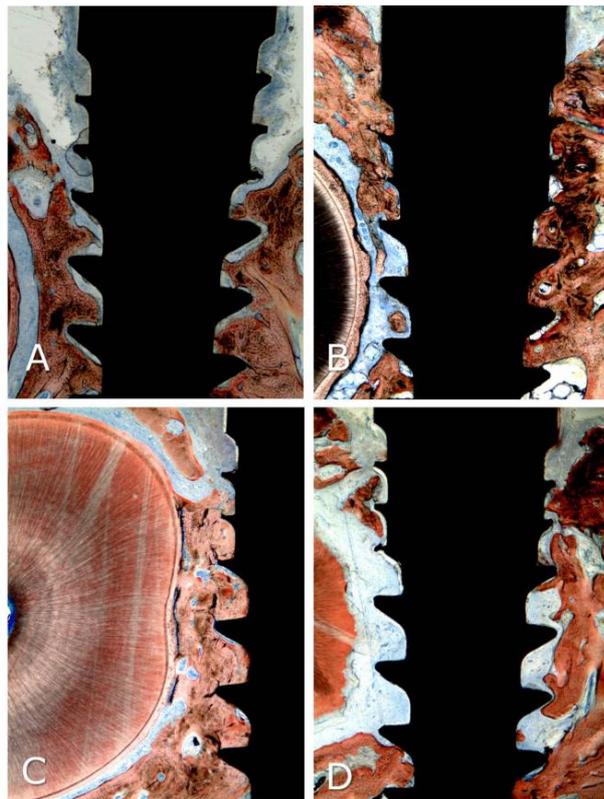


FIGURA 6 - Fotomicrografias dos mini-implantes em relação à proximidade do ligamento periodontal: **A)** MI próximo ao LP sem lesar as estruturas dentárias; **B)** MI invadiu o LP e ocasionou reabsorção do cimento; **C)** MI estrangulou LP e causou anquilose; **D)** MI atingiu a raiz e resultou na reabsorção de dentina.

TABELA 1 - Valores do nível ósseo marginal entre osso/MI nos grupos lisos e porosos, com e sem carga, analisados por MEV.

Grupos	Nível ósseo marginal (MEV)	
	Média (DP)	ANOVA
LSC	-92,30 (45,04)	A
LCI	-29,62 (49,62)	B
PSC	-49,45 (39,26)	AB
PCI	-30,64 (28,46)	B

* **LSC**, Liso sem Carga; **LCI**, Liso Carga Imediata; **PSC**, Poroso sem Carga; **PCI**, Poroso Carga Imediata
 * Letras diferentes indicam diferença estatística

TABELA 2 - Valores do nível ósseo marginal entre osso/MI nos lados de compressão e tração dos dispositivos submetidos à carga (LCI e PCI), ambos analisados por MEV.

Lados	Nível ósseo marginal (MEV)	
	Média (DP)	Teste t (<i>p</i> -valor)
Compressão	-11,04 (33,63)	0,574
Tração	-25,34 (50,08)	

TABELA 3 - Valores da porcentagem de contato (%BIC) e porcentagem de área (%A) nos grupos LSC, LCI, PSC, PCI nas regiões cervical, intermediária e apical dos MI.

Grupos	Região cervical				Região intermediária				Região apical	
	Superfície		Área		Superfície		Área		Superfície	Área
	Média (DP)	ANOVA	Média (DP)	ANOVA	Média (DP)	ANOVA	Média (DP)	ANOVA	Média (DP)	Média (DP)
LSC	5,5% (11,1)	A	12,9% (25,9)	A	63,8% (33,6)	A	74,2% (27,0)	A	100% (0,0)	100% (0,0)
LCI	50,0% (57,7)	A	50,0% (57,7)	A	80,6% (22,4)	A	90,2% (11,2)	A	100% (0,0)	100% (0,0)
PSC	28,4% (48,1)	A	31,5% (47,2)	A	92,6% (11,2)	A	96,6% (5,5)	A	100% (0,0)	100% (0,0)
PCI	47,2% (46,5)	A	53,0% (46,9)	A	95,4% (8,2)	A	97,3% (5,1)	A	100% (0,0)	100% (0,0)

* Letras diferentes indicam diferença estatística.

ARTIGO 3

INFLUENCE OF CORTICAL THICKNESS ON THE STABILITY OF MINI-IMPLANTS WITH MICROTHREADS

Abstract

Introduction: Mini-implants (MI) stability is directly related to the quantity and quality of cortical bone. Generally, cortical bone of greater thickness and density provide a better primary stability to the MI. **Objective:** to assess the influence of cortical thickness and bone density on the insertion torque of MI with microthreads. **Material and methods:** Mini-implants of a different length of 6 and 8 mm in their active part were inserted in synthetic bone blocks (polyurethane resin). These blocks presented 20 pcf (Pound cubic feet) density simulating bone marrow and 1, 2, and 3 mm-thick 40 pcf density laminae simulating cortical bone. Blocks with uniform density of 40 pcf were also used to simulate bone areas of greater density. The insertion torque was quantified in a universal testing machine (EMIC). **Results:** The results showed an increase in the insertion torque associated with the increase in cortical bone thickness when both mini-implants were used. Statistical significant differences were observed among all assessed groups for the same mini-implants length. The insertion torque values of the 6mm-long MI inserted in a 3 mm-thick cortical bone was equivalent to the insertion torque values of the 8 mm-long MI inserted in a 1mm-thick cortical bone. The MI inserted in bone blocks of greater density presented insertion torque values almost twice as high as the values of the other groups. **Conclusion:** the shorter the mini-implant, the lower the insertion torque. The greater the cortical bone thickness, the

greater the insertion torque. In order to minimize the fracture risk, the size of MI must be chosen according to the insertion site.

Key-words: Orthodontic anchorage procedures. Insertion torque. Primary stability. Mini-implants.

Introduction

The accomplishment of satisfactory clinical results in orthodontic treatment requires adequate mechanical control, which includes anchorage control. That is especially true in cases where the space obtained with teeth extraction must be availed to align or reposition the teeth, where anchorage control becomes fundamental for orthodontic success.

Teeth-supported anchorage resources present the inconvenient consequence of producing collateral effects on the supporting teeth. Extraoral anchorage depends on collaboration from the patient in using the appliance, which is increasingly less accepted by patients. Therefore, the use of a sTABLE anchorage unit, independent of cooperation, and with no side effects on adjacent teeth has been studied for some years, either through the avail of conventional implants or through the use of miniplates or mini-implants.

Mini-implants (MI) constitute a more versatile and easy-to-use resource and they present good primary stability, although they are not completely stationary^{1,2}. MI' stability is directly related to the thickness and quality of cortical bone. Generally, cortical bone of greater thickness and density provide a better primary stability to the MI. However, depending on those characteristics, cortical bone thickness and density associated with the size of the selected MI may be sufficient to promote the fracture of MI during their insertion.

The primary stability of MI is obtained due to the mechanical resistance during their insertion³ and that is the reason why cortical bone thickness and density are important in the initial stages.

Many studies have assessed factors related to the stability of MI due to their higher failure rate (9-30%) compared to conventional implants⁴⁻⁶. Some studies assessed cortical bone thickness and bone density as they are important for the stability of MI⁷⁻⁹. Bone quality usually varies according to the site in the arch – in the anterior region bone density is greater than in median and posterior region¹⁰. It has been reported that stability of MI is greater when cortical bone thickness is above 1 mm¹¹, but is not affected by bone density when cortical bone thickness is 1 mm⁹. Nevertheless, literature lacks information on MI' insertion torque values in different sites in the alveolar arch.

This study had as its main objective to assess primary stability measured by the insertion torque values of MI inserted in synthetic bone blocks presenting mechanical properties similar to cortical bone of different thicknesses and homogeneous blocks to simulate denser bone.

Material and Methods

The MI used in this research were from the brand Conexão 5 (Conexão Sistemas e Próteses, SP, Brasil) and presented a 1.5 mm diameter, 6- and 8-mm length, transmucosal neck of 2 mm, and microthreads in the portion closer to the transmucosal neck (FIGURE 1). Torsion mechanics essays were performed to quantify the insertion torque.

Since there was no specific standard for the situation tested in this study, mechanical essays were performed based on the orientation from ASTM F117 (Standard Test Method for Driving Torque of Medical Bone Screws) e F1622

(Standard Test Method for Measuring the Torsional Properties of Metallic Bone Screws).

Eighty mini-implants (10 in each situation tested) were inserted in synthetic bone blocks, manufactured from polyurethane resin, provided by Nacional Ossos company (Franceschi e Costa e Silva Ltda Epp, Jaú, SP, Brasil) (FIGURE 2). On the upper part of the blocks, the 40 pcf (0.62 g/cm^3) density resin was used in 1-, 2-, and 3-mm-thick layers. The 20 pcf (0.32 g/cm^3) density resin was used in the lower portion of the blocks to simulate bone marrow (FIGURE 2). Uniform blocks made of 40 pcf density resin were also used to simulate bone areas of greater density. Synthetic bone blocks were used because they are homogeneous. Natural bone presents variation in density, stiffness and mechanical resistance, which makes the analysis of the influence of a single parameter more difficult.

Pilot drilling was done previous to the insertion of the MI using a 1.0 mm diameter drill. A system compounded of two mandrels compressed with an elastic ribbon to induce a compression force of 4 N from the mini-implants against the synthetic bone blocks was used in the insertion torque test of MI (FIGURE 3).

The samples had their mechanical essays performed on a universal testing machine EMIC DL 10.000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil), with a 500-N load cell and a displacement of 1cm/min. Insertion torque variance was obtained in graphics. Primary stability was considered as the maximum insertion torque. The mechanical device presents an accuracy of 2.0 gf.cm (0.02 N.cm).

Data from all groups were analyzed by using the SPSS program for Windows, version 17.0 (IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Mean, standard deviation and maximum and minimum values were calculated. Normality of data

was checked by the Kolmogorov-Smirnov test. Results were analyzed statistically by using the one-way ANOVA and Tukey's post hoc test to detect differences among the groups. A p-value < 0.05 was accepted as statistically significant.

Results

Results showed that there was an increase in the insertion torque associated to the increase in cortical bone thickness when both mini-implants were used. Statistical significant differences were observed among all groups assessed for the same mini-implant length. The insertion torque values of the 6 mm-long MI inserted in a 3 mm-thick cortical bone was equivalent to the insertion torque values of the 8 mm-long MI inserted in a 1 mm-thick cortical bone (TABLE 1).

FIGURE 4 shows the variance in insertion torque values for both MI sizes when inserted in different cortical bone thicknesses. It becomes evident that there is a greater increase in stability from 1 mm- to 2 mm-thick cortical bone when compared with from 2 mm- to 3 mm-thick cortical bone.

Discussion

Cortical bone thickness and density, as well as an adequate insertion torque, are important factors to be considered when mini-implants are inserted, both for the primary stability and the fracture risk during installation.

Cortical bone thickness varies from 0.5 to 2.5 mm in the vestibular alveolar process^{7,8,11,12} and from 1.0 to 1.5 mm in the palatal alveolar process¹³. Therefore, cortical thicknesses from 1 to 3 mm were chosen to test the insertion torque of MI

because cortical bone thickness presents a direct relation with the insertion torque and the insertion torque influences MI' success rates¹⁴. Uniform blocks made of 40 pcf density resin were used to simulate bone areas of the palate where, in some sites, the whole bone thickness can be even smaller than the 6 mm-long mini-implant (FIGURE 5), according to Baumgaertel¹³.

The 6 mm- and 8 mm-long mini-implants were used in the present study because they are the sizes most used clinically.

Bone anatomy is subject to considerable individual variation in terms of cortical bone thickness, which might be relatively well assessed with the use of computed tomography¹³. However, this is not a routine exam in the orthodontic clinics. Therefore, as previous studies have mapped and proposed mean values of cortical bone thickness for different sites of MI' implantation^{12,13}, it would be useful to apply them as a reference to determine MI' selection, especially because differences in the primary stability of MI were not observed associated to cortical bone densit⁹. The adequate length of the MI to be inserted may be selected based on cortical bone thickness values proposed by the literature and by the insertion torque quantified in this study. Additionally, resources that minimize the insertion torque value, such as cortical bone pilot drilling, may also be used. Shorter MI offer lower fracture risk in thicker cortical bone and in denser bone.

The sites used to insert mini-implants are varied, but the most common are the palatine raphe, region distal to the last molar and edentulous areas, and especially the spaces between roots of adjacent teeth.

Insertion torque values observed in this study when the 8mm-long mini-implant was used in the denser bone and in cortical bone thickness of 2 and 3 mm were close to fracture torque values reported in some studies¹⁵⁻¹⁹. Therefore, this

length of mini-implant combined with the 1.5 mm diameter tested would not be recommended for insertion in the median and posterior region of the mandible and in the palate, but it would be recommended for the maxillary interroot spaces in all vestibular alveolar process. The 6 mm-long MI presented a very low insertion torque value when used in 1 mm-thick cortical bone. Consequently, its use should be recommended in the sites previously cited as contraindicated for the 8 mm-long MI, and in the higher region of the palate (FIGURE 4) it should be preferably preceded by pilot drilling.

The MI inserted in synthetic bone blocks of greater density presented primary stability values almost twice as high as the values from the other groups. These values were above the ones recommended in the literature. The ideal insertion torque for mini-implants designed for orthodontic anchorage vary from 5 to 10 N.cm for different cortical bone thicknesses¹⁴. The presence of microthreads (FIGURE 1A), with smaller thread pitch, increases the number of threads per length unit and increases the mini-implant contact area with the bone. This change in the MI' design must increase primary stability measured by the insertion torque. In addition to this characteristic, the mini-implant tested presents a flat surface on the upper microthreads and an angulated surface on the lower threads (FIGURE 1B). This shape compacts the bone during the insertion and tends to increase primary stability.

Since MI' anatomic location is among the risk factors related to their stability⁴, the use of mini-implants with different lengths in different insertion sites is suggested in TABLE 2. This proposal is compatible with different bone densities reported in previous studies for different sites in human^{10,20}. Nevertheless, studies

must be performed to relate the use of these lengths of mini-implants in the recommended sites, with their success rates.

The union of the points in FIGURE 4 shows that the line does not represent a straight line. That means that the insertion torque does not vary linearly with the increase of cortical bone thickness. By adjusting the curve to an exponential form, the following equation results: $T = BTh^m$. In the equation, T is the torque, Th is the cortical bone thickness, B and m are parameters that depend on the implant and the insertion material. After substitution and calculation, the torque variation related to cortical bone thickness follows the relation: $T = 7.6 Th^{0.667}$ for the 6 mm-long mini-implant, and $T = 15.66 Th^{0.520}$ for the 8 mm-long mini-implant.

The use of the equation above allows interpolation and extrapolation of the values to obtain the possible insertion torque for different cortical bone thicknesses. This equation may aid the professional in estimating the primary stability in different surgical conditions. One limitation of this study is the fact that the translation from these results into clinical considerations can be questionable because of polyeruthane blocks used. However, the homogeneity of the synthetic bone allowed the standardization and comparison among different situations that were tested.

Conclusion

- Shorter mini-implants present lower primary stability measured by the insertion torque;
- The greater the cortical bone thickness, the greater the primary stability;

- To minimize the fracture risk, a proposal of the selection of the size of the MI according to the insertion site has been made, along with a mathematical equation to predict the insertion torque.

References

1. Alves-Jr M, Baratieri C, Nojima L I. Assessment of mini-implant displacement using cone beam computed tomography. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011 Oct; 22(10):1151-6.
2. Liou E J, Pai B C, Lin J C. Do miniscrew remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Jul; 126(1):42-47.
3. Kravitz N D, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Apr; 131(4 Suppl):S43-51.
4. Chen C, Chang C, Hsieh C, Tseng Y, Shen Y, Huang I et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006 Aug; 64(8):1209-1213.
5. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998; 13(3):201-209.
6. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct; 124(4):373-378.
7. Kim H J, Yun H S, Park H D, Kim D H, Park Y C. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Aug; 130(2):177-182.

8. Lim J E, Lee S J, Kim Y J, Lim W H, Chun Y S. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res.* 2009 Nov; 12(4):299-304.
9. Marquezan M, Souza M M, Araujo M T, Nojima L I, Nojima Mda C. Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Braz Oral Res.* 2011 Sep-Oct; 25(5):427-432.
10. Misch C E, Qu Z, Bidez M W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999 Jun; 57(6):700-706; discussion 706-708.
11. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Jan; 38(1):13-18.
12. Baumgaertel S, Hans M G. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Aug; 136(2):230-235.
13. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Jul; 136(1):104-108.
14. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb; 17(1):109-114.

15. Mattos C T, Ruellas, A.C.O., Elias, C.N. Is it Possible to Re-use Mini-implants for Orthodontic Anchorage? Results of an In Vitro Study. *Materials Res.* 2010; 13:521-525.
16. Mattos C T, Ruellas A C, Sant'anna E F. Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Orthod.* 2011 Mar; 38(1):15-20.
17. Ruellas A C O, Mattos C T, Elias C N. Avaliação dos Torques de Inserção e Remoção e da Resistência Mecânica de Novos Mini-Implantes Ortodônticos. *Orthodontic Science and Practice.* 2012; 17:23-27.
18. Pithon M, Nojima L, Nojima M, Ruellas A. Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks. *Oral Surgery.* 2008; 1:84-87.
19. Lima G M, Soares M S, Penha S S, Romano M M. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res.* 2011 Mar-Apr; 25(2):116-121.
20. Chun Y S, Lim W H. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res.* 2009 Feb; 12(1):25-32.

FIGURE Legends

FIGURE 1 - Photomicrograph of retrieved mini-implant, evidencing its morphology with microthreads in the portion closer to the transmucosal neck.

FIGURE 2 - Photograph of a mini-implant inserted in synthetic bone block with 1-mm-thick cortical bone layer.

FIGURE 3 - Photograph of the device used in the torsion mechanical essays of mini-implants.

FIGURE 4 - Variance of primary stability according to the cortical bone thickness

FIGURE 5 - Site (arrow) where the whole bone thickness corresponds to two cortical bones juxtaposed. CBCT image.

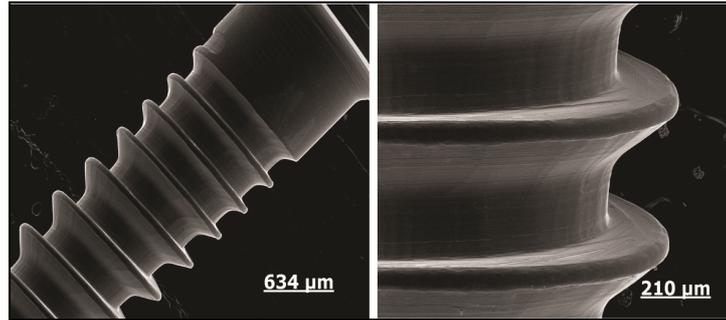


FIGURE 1 - Photomicrograph of retrieved mini-implant, evidencing its morphology with microthreads in the portion closer to the transmucosal neck.



FIGURE 2 - Photograph of a mini-implant inserted in synthetic bone block with 1-mm-thick cortical bone layer.



FIGURE 3 - Photograph of the device used in the torsion mechanical essays of mini-implants.

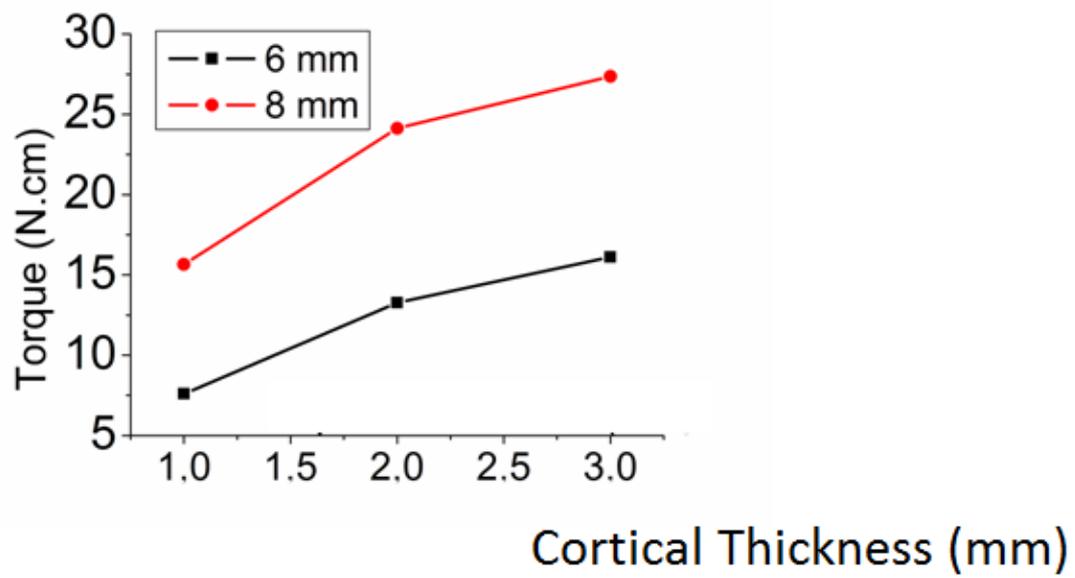


FIGURE 4 - Variance of primary stability according to the cortical bone thickness

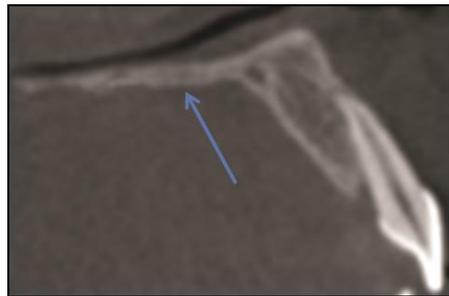


FIGURE 5 - Site (arrow) where the whole bone thickness corresponds to two cortical bones juxtaposed. CBCT image.

TABLE 1 - Mean, standard deviation and variance of insertion torque values of 6mm- and 8mm-long mini-implants (N.cm) in the different cortical bone thicknesses tested and statistically significant differences among the groups according to the Tukey's post hoc test.

	CORTICAL BONE THICKNESS	MEAN (SD)	VARIANCE	STATISTICALLY SIGNIFICANT DIFFERENCE*
6 mm-long MI	1 mm	7.60 (0.13)	7.32 – 8.09	A
	2 mm	13.27 (0.34)	12.30 – 13.89	B
	3 mm	16.11 (0.23)	15.52 - 16.61	C
	Denser bone	23.95 (0.11)	23.50 - 24.11	D
8 mm-long MI	1 mm	15.66 (0.33)	14.42 – 16.42	C
	2 mm	24.13 (0.52)	22.15 – 25.15	D
	3 mm	27.36 (0.60)	25.65 – 28.72	E
	Denser bone	46.63 (1.69)	42.50 – 51.50	F

*Different letters mean statistically significant differences ($p < 0.05$)

TABLE 2 - Indication of MI' length to be used in different sites in the maxilla and mandible, based on the cortical bone thickness.

	Mandible	Maxilla
6 mm	interroot spaces in the median and posterior areas, retromolar area	palate, edentulous areas
8 mm	interroot spaces in the anterior area	interroot spaces in all vestibular alveolar process

5 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar a influência da alteração de superfície na estabilidade primária e secundária de MI ortodônticos. No primeiro estudo - *in vivo* - avaliou-se a alteração na textura da parte ativa dos MI por condicionamento ácido e, no segundo estudo - *in vitro* - investigou-se a alteração na forma da parte ativa do MI, pela incorporação de microrroscas na sua parte cervical.

5.1 ESTUDO *IN VIVO*

No presente estudo, a estabilidade primária foi avaliada clínica e biomecanicamente pelo torque de inserção (TI) e mobilidade inicial (M_{BI}). A estabilidade secundária foi constatada pelo torque de remoção (TR), mobilidade final (M_{BF}) e distância inter-MI (DIM) e ainda, histológica e histomorfometricamente, pelas avaliações do nível ósseo marginal, da %BIC e da %A dentro dos passos dos MI.

A alteração na textura da superfície dos MI pode otimizar a ósseo-integração (MELSEN e LANG, 2001; ALDIKAÇTI *et al.*, 2004 ; OYNARTE *et al.*, 2005; CHADDAD *et al.*, 2007 e 2008; KIM *et al.*, 2008; WEHRBEIN *et al.*, 2008; LEE *et al.*, 2010; IKEDA *et al.*, 2011). O tratamento de superfície com ácidos, no presente estudo, foi realizado apenas na parte rosqueável do parafuso, sendo a

cabeça e o perfil transmucoso lisos e polidos para facilitar a adaptação do dispositivo ao tecido mole e assim prevenir o acúmulo de biofilme (FIGURA 1, p. 7). Os MI apresentaram a ponta ativa fina e afiada para permitir a inserção e para evitar contato com a raiz. Contudo, o tratamento de superfície com ácidos nos MI do estudo em questão, pode ter fragilizado a porção apical das roscas, como relatado por Wilmes *et al.* (2011), pois constataram-se fraturas em 58% das amostras, sendo 70,7% no grupo poroso e 29,3% no liso. Uma alternativa seria realizar o tratamento de superfície apenas nas microrroscas cervicais que estarão em contato com o osso cortical. Estas fraturas, no estudo em questão, não ocorreram durante a remoção dos MI, já que o TR médio foi reduzido (2,60 a 4,10 N.cm) (TABELA 1, p. 51) e muito inferior ao limite médio de resistência à fratura dos MI de 1,5 mm de diâmetro (18,26 N/cm²), da mesma marca comercial utilizada neste estudo (SQUEFF *et al.*, 2008). As fraturas ocorreram provavelmente durante a inserção dos dispositivos, pois os valores médios do TI se mostraram elevados (15,90 a 19,20 N.cm) (TABELA 1, p. 51) e no limite médio de resistência à fratura. Este dado foi confirmado nas lâminas histológicas pela presença de pequenos fragmentos metálicos na região apical de vários MI. Outra possibilidade para fratura da porção apical dos MI seria a pequena espessura do osso alveolar no sentido vestibulo-lingual associada à inserção perpendicular ao osso cortical alveolar vestibular, o que poderia favorecer o toque da ponta do MI na cortical lingual.

Neste estudo, tentou-se padronizar os animais pelo peso, porte físico, gênero e idade. Apesar das variações nas características dos cães, estudos experimentais em animais com desenho *Split mouth* são considerados mais representativos para avaliação da estabilidade dos MI, pois se aproximam mais

da realidade observada em humanos. Fatores externos, como a presença de gengiva queratinizada ou mucosa, do biofilme e do alimento estão presentes na cavidade bucal dos cães. Comparações entre homens e cães mostraram que a taxa relativa de metabolismo ósseo é aproximadamente duas vezes (2x) mais rápida nestes animais (ROBERTS *et al.*, 1989), sendo que dezesseis (16) semanas, na presente pesquisa, em cães correspondem à trinta e duas (32) semanas ou oito (8) meses, no homem.

A força de 1 N utilizada no estudo em questão foi similar a de estudos prévios conduzidos em cães (ROBERTS *et al.*, 1984; MELSEN e LANG, 2001; OYNARTE *et al.*, 2005; BUCHTER *et al.*, 2006; PILLIAR *et al.*, 2006), compatível com a maioria dos movimentos ortodônticos e possível devido à adequada estabilidade primária constatada pelo TI elevado (15,90 a 19,20 N.cm) e Mi reduzida (-0,06 a 0,40) (TABELA 1, p. 51). A intensidade de força não deve exceder 2 N nos casos de carga imediata (MIYAWAKI *et al.*, 2003), pois estas poderiam contribuir para a ocorrência de micromovimentos na interface osso/mini-implante possibilitando a interposição de tecido conjuntivo fibroso (OYNARTE *et al.*, 2005; MA *et al.*, 2008). A concentração de tensão com a aplicação de forças elevadas pode impedir a atividade biológica na região peri-implantar, levando a desequilíbrio entre os lados de reabsorção e aposição (MELSEN e LANG, 2001).

No presente estudo, a carga foi aplicada por dezesseis (16) semanas, período este semelhante aos trabalhos de Ohmae *et al.* (2001), mas superior a várias pesquisas em animais que utilizaram de oito (8) a doze (12) semanas (DEGUCHI *et al.*, 2003; LIOU, PAI e LIN, 2004; KIM, AHN e CHANG, 2005; BUCHTER *et al.*, 2006; FREIRE *et al.*, 2007; VANDE VANNET *et al.*, 2007;

CHEN *et al.*, 2009; IKEDA *et al.*, 2011). O objetivo da utilização de um período maior no presente experimento foi avaliar a estabilidade dos MI em longo prazo, mas a presença do biofilme por tempo prolongado pode ter exacerbado a perda óssea na região peri-implantar. Alguns autores verificaram aumento na profundidade de sondagem da região peri-implantar com a progressão do tratamento (ALDIKAÇTI *et al.*, 2004; WEHRBEIN *et al.*, 2008), sendo a inflamação decorrente do acúmulo de biofilme ao redor dos dispositivos o principal fator etiológico (PARK, JEONG e KWON, 2006).

A taxa de sucesso total de 83,3% obtida na presente pesquisa foi similar às taxas previamente relatadas para MI instalados em cães (OHMAE *et al.*, 2001; DEGUCHI *et al.*, 2003; ALDIKAÇTI *et al.*, 2004; OYNARTE *et al.*, 2005; FREIRE *et al.*, 2007; OWENS *et al.*, 2007; VANDE VANNET *et al.*, 2007; MA *et al.*, 2008; CHEN *et al.*, 2009; IKEDA *et al.*, 2011), sendo maior nos MI porosos (90%) quando comparadas aos MI lisos (76,6%). A diferença de 13,4% obtida na taxa de sucesso nesta pesquisa indica que os MI com tratamento de superfície proporcionaram maior estabilidade secundária que os MI com superfície usinada. Resultados similares foram encontrados por Ikeda *et al.* (2011), em pesquisa em cães, ao constatar diferença de 14,3% entre MI com e sem tratamento de superfície. Diversos estudos mostraram porcentagem maior de sucesso nos MI com tratamento de superfície (CHADDAD *et al.*, 2007 e 2008; KIM *et al.*, 2008; LEE *et al.*, 2010; IKEDA *et al.*, 2011), enquanto outros não encontraram diferença (MO *et al.*, 2010). Ao comparar a taxa de sucesso em humanos, chegou-se a resultados bastante similares, sendo a taxa de 93,4% para MI com superfície tratada e de 82,4% para superfície usinada. Alguns pesquisadores (ALDIKAÇTI *et al.*, 2004; WEHRBEIN *et al.*, 2008) encontraram taxas ainda maiores, de 95%

a 100% para superfícies tratadas com jateamento e ataque ácido. Ao comparar os MI com e sem carga, no presente estudo, verificou-se que a maioria das perdas ocorreu nos dispositivos sem carga (LSC e PSC), mas é preciso levar em consideração que estes foram instalados em região com osso cortical menos espesso em relação aos outros locais da mandíbula (OHMAE *et al.*, 2001; HUJA *et al.*, 2005), com faixa de gengiva queratinizada estreita (MIYAWAKI *et al.*, 2003) e com espaço interradicular reduzido (PARK, JEONG e KWON, 2006). Um dos motivos da perda dos MI é o acúmulo de biofilme ao redor dos dispositivos (FREIRE *et al.*, 2007; CHADDAD *et al.*, 2007 e 2008), podendo causar inflamação aguda ou crônica (MIYAWAKI *et al.*, 2003; PARK, JEONG e KNOW, 2006). Em recente revisão sistemática (GRITSCH *et al.*, 2012), os autores recomendaram um programa de higiene oral diária. No entanto, no estudo em questão os animais precisavam ser sedados para se realizar a higienização, o que inviabilizou esta conduta. A higienização oral e a limpeza dos MI, uma vez por semana no presente estudo, foi insuficiente para controlar a inflamação na região peri-implantar, pois constatou-se a presença de hiperemia e hiperplasia em todos os dispositivos. Apenas um estudo relatou a realização de limpeza diária dos MI com gluconato de clorhexidina 0,12%, mas mesmo assim, todos os cães apresentaram gengivite, com hiperemia e aumento da profundidade da bolsa nos implantes no final do experimento (ALDIKAÇTI *et al.*, 2004). A mesma limitação foi observada por Luzi, Verne e Melsen (2009), em pesquisa com macacos e por Freire *et al.* (2007) com cães.

No presente estudo, a estabilidade primária foi avaliada quantitativamente pela mensuração do torque inicial (TI) e da mobilidade inicial (Mbl). O TI médio apresentou valores elevados para os grupos LSC (19,20 N.cm), LCI (18,00

N.cm), PSC (19,00 N.cm) e PCI (15,90 N.cm), sem diferença estatística entre eles (TABELA 1, p. 51). Resultados similares foram obtidos por Kim *et al.* (2009) em MI com tratamento de superfície (15,27 N.cm) e em MI lisos (19,25 N.cm). Valores ainda mais elevados, de 24,54 N.cm (SALMÓRIA *et al.*, 2008) e de 38,8 N.cm nos MI lisos e de 41,8 N.cm, nos MI com superfície tratada, foram encontrados em mandíbula de cães (IKEDA *et al.*, 2012). Os valores do TI na presente pesquisa estão dentro dos padrões encontrados na literatura para dispositivos instalados em mandíbula de cães e são maiores que os observados em humanos (7,2-13,5 N.cm) (MOTOYOSHI *et al.*, 2006). Esta discrepância de valores provavelmente se deve à maior espessura do osso cortical (MOTOYOSHI *et al.*, 2007; PITHON *et al.*, 2011; ÇEHRELI *et al.*, 2012) nos cães, ao tamanho da perfuração óssea em relação ao diâmetro do MI (MELSEN, 2005), ao desenho do MI, à instalação mono ou bicortical (IKEDA *et al.*, 2012), à técnica de instalação (YADAV *et al.*, 2012). Na presente pesquisa, foi realizada a perfuração da cortical para impedir a deformação ou fratura da ponta ativa fina dos MI (MELSEN, 2005) e para evitar a ocorrência de microfraturas no osso cortical (YADAV *et al.*, 2012). O TI mais elevado no presente estudo também pode estar relacionado à inserção mais profunda dos DAT, podendo ter havido compressão do osso cortical pelo perfil transmucoso (MOTOYOSHI *et al.*, 2006; WAWRZINEK *et al.*, 2008). Segundo algumas pesquisas, o TI recomendado em humanos deveria variar entre 5 a 10 N.cm para MI de 1,6 mm (MOTOYOSHI *et al.*, 2006; MOTOYOSHI *et al.*, 2007). Entretanto, em recente revisão sistemática (REYNDERS *et al.*, 2012), os autores não encontraram evidências para suportar a hipótese de que os valores de TI entre 5 e 10 N.cm estariam associados a maiores taxas de sucesso dos MI ortodônticos. Adicionalmente, taxas de sucesso

elevadas foram verificadas com valores de TI acima de 15 N.cm em humanos (CHADDAD *et al.*, 2007 e 2008). Estudos posteriores poderiam ser conduzidos para avaliar a influência do TI nas taxas de sucesso dos MI.

A estabilidade dos MI também foi quantificada por um instrumento de vibração (*Periotest*) para detectar a existência de mobilidade nos dispositivos (CHA *et al.*, 2010). O *periotest* varia numa escala de -8 a +50, sendo que os valores entre -8 a +9 indicam ausência de mobilidade (os dentes estão fixos ou os implantes ósseo-integrados), entre +10 a +19, mobilidade palpável, entre +20 a +29, mobilidade visível e entre +30 a +50, mobilidade pela pressão da língua ou lábio (ÇEHRELI *et al.*, 2012). No presente estudo, todos os grupos apresentaram estabilidade primária adequada, sendo os valores da mobilidade inicial (Mbi) reduzida em todos os dispositivos, indicando ausência de mobilidade (TABELA 1, p. 51). Resultados similares foram obtidos por Cha *et al.* (2010) ao utilizar MI em mandíbula de cães. Outro método utilizado para medir a estabilidade dos implantes é a análise de frequência da ressonância (RFA), mas não existe no mercado MI com rosca interna para adaptação de uma peça com magneto, necessária para fazer a leitura da estabilidade. No entanto, em recente pesquisa, Nienkemper *et al.* (2013) concluíram que RFA é um método confiável mostrando alta correlação com *Periotest* e com a espessura do osso cortical. Este resultado indica que o *periotest* também é um método possível para avaliar a estabilidade primária, apesar das críticas em relação à pobre sensibilidade e à suscetibilidade de variações pelo operador (ATSUMI *et al.*, 2007). Houve, no presente estudo, correlação negativa entre o TI e a mobilidade inicial, ou seja, valores elevados do TI e reduzidos da Mi indicaram estabilidade primária adequada (TABELA 1, p. 51), resultados estes constatados por outros autores (CHA *et al.*, 2010; ÇEHRELI *et al.*,

2012).

Na avaliação da estabilidade secundária, o TR apresentou resultados muito inferiores ao serem comparados ao TI (TABELA 1, p. 51). Outros estudos mostraram a redução gradual do TR com a progressão do tempo, sendo a inflamação peri-implantar o principal motivo (MO *et al.*, 2010). Salmória *et al.* (2008) também constataram que a força de tração nos MI foi maior imediatamente após a instalação do que ao final de sessenta (60) dias, pois a espessura da cortical óssea reduz devido à reabsorção óssea. Uma das possibilidades se refere à inflamação peri-implantar causada pelo acúmulo de biofilme (PARK, JEONG e KWON, 2006) e, a outra, à compressão do osso cortical pelo perfil transmucoso do MI, levando à reabsorção óssea (SALMÓRIA *et al.*, 2008). Ambos os aspectos podem ter ocorrido no presente estudo, constatados pelos testes biomecânicos e pelas análises histomorfométricas, mas todos os DAT permaneceram estáveis sob carregamento até o final do experimento.

A redução do TR pode estar relacionada à perda óssea peri-implantar observada em todos os grupos. O nível ósseo marginal foi estatisticamente mais baixo no grupo LSC e mais elevado nos grupos LCI e PCI, mas sem diferença estatística entre eles (TABELA 1, p. 77). No entanto, nos MI PCI constatou-se menor variabilidade dos dados e, portanto, maior precisão nos resultados quando comparados aos LCI. O nível ósseo marginal mais elevado na região peri-implantar de MI com tratamento de superfície foi verificado em alguns estudos (OYNARTE *et al.*, 2005a; OYNARTE *et al.*, 2005b; PILLIAR *et al.*, 2006). Este pode também estar associado à técnica de instalação (PARK, JEONG e KWON, 2006; WAWRZINEK *et al.*, 2008) e a fatores biomecânicos (OYNARTE *et al.*, 2005b; BUCHTER *et al.*, 2006; PILLIAR *et al.*, 2006).

Neste estudo, ao comparar os lados de compressão e tração nos MI carregados, observou-se que a presença de carga ortodôntica de 1 N possibilitou um nível mais alto de osso no lado de compressão, mas sem significância estatística (TABELA 2, p. 77). O valor mais elevado do lado de compressão indicou o aspecto positivo da carga na aposição óssea. Estudos indicaram que a remodelação óssea ocorre de forma diferente ao se comparar os lados de compressão e de tração (ROBERTS *et al.*, 1984; CHEN *et al.*, 2009; LUZI, VERNA e MELSEN, 2009), sendo que o lado de compressão mostra maior atividade de aposição óssea (OYNARTE *et al.*, 2005a; OYNARTE *et al.*, 2005b; MASSEY *et al.*, 2012) e mais osso compacto adjacente à área (AKIN-NERGIZ *et al.*, 1998).

Apesar da contatação da perda óssea marginal, os MI no presente estudo permaneceram estáveis durante o período de carregamento de dezesseis (16) semanas. Este fato pode ser atribuído ao íntimo contato com osso trabecular, evidenciado pelas altas taxas de %BIC e %A nas regiões intermediária e apical dos MI, sendo estas mais elevadas no grupo poroso (PSC e PCI) (TABELA 3, p. 78). A ósseo-integração se mostrou de forma crescente da região cervical para apical, sendo elevada nas regiões do terço intermediário e apical, referentes ao osso trabecular, em comparação ao terço cervical, região do osso cortical. Ao utilizar MI lisos, Luzi, Verna e Melsen (2009) obtiveram o mesmo resultado. Segundo Freire *et al.* (2007), as observações de regiões necróticas na região cervical indicaram que o trauma durante a instalação foi mais pronunciado nas primeiras roscas do MI. Vários estudos demonstraram que a estabilidade dos MI está relacionada principalmente à espessura do osso cortical, sendo a influência do osso trabecular reduzida (ROBERTS *et al.*, 1989; OYNARTE *et al.*, 2005;

PITHON *et al.*, 2011). No entanto, autores constataram TR e taxa de sucesso mais elevada em dispositivos com comprimento maior, indicando que o contato com o osso trabecular também pode ser relevante para sua estabilidade (CHEN *et al.*, 2006; MORTENSEN *et al.*, 2009).

Na avaliação do terço cervical dos MI na presente pesquisa evidenciou-se que algumas microrroscas da parte superior dos MI ficaram envolvidas por tecido conjuntivo fibroso (CHEN *et al.*, 2009), confirmando a alta vulnerabilidade desta região a aspectos relacionados à instalação e à manutenção dos DAT (FIGURA 3, p. 74; FIGURA 4, p. 75). A %BIC e a %A nos grupos LSC e PSC foram bastante inferiores aos LCI e PCI, mas não houve diferença estatística entre os grupos, provavelmente devido ao amplo desvio padrão (TABELA 3, p. 78). Os resultados reduzidos nos MI sem carga provavelmente estão relacionados ao local de instalação, assunto previamente discutido. Apesar da %BIC reduzida na região cervical nos MI sem carga, pesquisas constataram a necessidade de apenas 3% (LUZI, VERNA e MELSEN, 2009), 5% (DEGUCHI *et al.*, 2003) e 10% (ROBERTS *et al.*, 1989) de contato osso cortical/mini-implante para resistir às forças ortodônticas. Valores elevados da %BIC e %A foram verificados por Serra *et al.* (2010) em MI sem carga, mas os dispositivos foram instalados na tíbia de coelhos, não havendo influência de fatores externos, como a presença de biofilme e alimento, além do osso cortical ser mais espesso. Experimentos em cães constataram a presença de contato na região cervical variando de 38,56% a 59,47% (CHEN *et al.*, 2009; MA *et al.*, 2008), resultados estes semelhantes aos encontrados nos MI LCI e PCI no presente estudo.

No terço intermediário, o contato osso/MI foi interrompido em duas lâminas pela proximidade do dispositivo com a raiz (FIGURA 6, p. 76). Esta proximidade

significa o maior fator de risco para a perda dos MI (KURODA *et al.*, 2007). A distância mínima entre a superfície radicular e o MI deveria ser 2,0 mm para manter a integridade periodontal e prevenir danos nas raízes dentárias, tendo em vista que os DAT apresentam deslocamento (LIOU, PAI e LIN, 2004). Distância menor que 1,0 mm pode provocar reabsorção radicular externa (Kim e Kim, 2011). Com base nos resultados acima evidenciou ser primordial o cuidado para inserção precisa de MI em espaços reduzidos entre as raízes e ainda, a instalação destes dispositivos com inclinação de 20° a 30° para distanciá-los das raízes dentárias.

Apesar de não haver diferenças significativas entre os grupos, no estudo em questão, os resultados histomorfométricos e os da resistência mecânica nos MI porosos foram mais favoráveis para a estabilidade secundária do que nos MI lisos. Os valores do TR no grupo poroso (PSC e PCI) foram mais elevados que nos grupos lisos (LSC e LCI), indicando que o tratamento com ácidos pode aumentar a taxa de ósseo-integração (TABELA 1, p. 51). A diferença encontrada entre os grupos do presente estudo não foi tão elevada como a constatada por Klokkevold *et al.* (1997), que verificaram torque de remoção quatro vezes (4x) maior nos MI tratados com ácidos, quando comparados com a superfície usinada. Outros estudos mostraram que nos MI com superfície jateada e tratada com ácido, os valores do TR foram mais elevados (8,23 N.cm) que nos MI lisos (5,80 N.cm). Ambos os valores apresentaram-se maiores que os constatados no presente estudo, mas os dispositivos foram instalados na tíbia do coelho e pode ter havido ancoragem bicortical (MO *et al.*, 2010). Os resultados histomorfométricos na região intermediária, na presente pesquisa, estão de acordo com os resultados do TR, sendo a %BIC e %A maiores nos MI porosos

quando comparados aos lisos. Na região intermediária não houve interferência de fatores externos, possibilitando melhor avaliação da diferença de óseo-integração nos MI lisos e porosos. Experimentos em humanos indicaram que a superfície rugosa (72,9%) possibilitou maior porcentagem de contato osso/implante em toda a extensão dos dispositivos do que a superfície usinada (3,55%) (TRISI *et al.*, 1999). Wehrbein *et al.* (2008) também verificaram taxas maiores que 70%, atribuídas ao tratamento de superfície dos dispositivos. Estes autores concluíram que a superfície rugosa aumenta a %BIC, sendo que MI com comprimento de apenas 2,6 mm poderiam ser eficientes para manter a ancoragem ortodôntica. Por meio de microtomografias, Ikeda *et al.* (2011) verificaram que o volume ósseo foi significativamente maior nos dispositivos com tratamento de superfície comparados ao sem tratamento. Avaliações histomorfométricas realizadas no sentido transversal dos MI mostraram resultados similares, com maior %BIC nos MI com tratamento de superfície (CHANG *et al.*, 2009).

Os valores da mobilidade final (MbF) no estudo em questão foram elevados em relação à mobilidade inicial (Mbi). Estes resultados estão em concordância com o TR reduzido, mostrando que a estabilidade secundária foi menor em relação à estabilidade primária. No entanto, os MI porosos apresentaram valores menores (PSC: 8,70, PCI: 7,90) em relação aos MI lisos (LSC: 13,60; LCI: 14,56) (TABELA 1, p. 51). Os valores menores da MbF nos dispositivos porosos indicaram ausência de mobilidade, enquanto os valores maiores nos lisos mostraram mobilidade palpável. Apesar dos DAT apresentarem valores elevados da mobilidade final (MbF), estes mostraram-se estáveis sob carregamento ortodôntico contínuo durante todo período experimental. Outro estudo verificou a

obtenção de valores ligeiramente menores na mobilidade final em MI lisos instalados na mandíbula de cães (KIM, AHN E CHANG, 2005), que podem ser decorrentes do tempo de experimento menor (12 semanas), ficando os DAT menos tempo expostos à presença do biofilme. Os valores da mobilidade (MbF) estão associados com a perda óssea marginal e com o grau de contato osso/implante (APARICIO *et al.*, 2006).

A espera de um tempo prévio de cicatrização foi considerado essencial para aumentar o potencial de ósseo-integração (LI *et al.*, 2002; MOTOYOSHI *et al.*, 2007; KIM *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009; LEE *et al.*, 2010; ZHANG *et al.*, 2010). Entretanto, ao comparar a resistência dos MI com tratamento de superfície em cinco períodos de carregamento, Mo *et al.* (2010) verificaram TR elevado nos dispositivos com carga imediata e taxas de sucesso similares em todos os períodos pesquisados, indicando que estes podem ser carregados imediatamente. Vários trabalhos mostraram não existir diferença na taxa de ósseo-integração nos MI submetidos à carga imediata ou tardia (CHEN *et al.*, 2009), não comprometendo, portanto, a estabilidade dos dispositivos (MORAIS *et al.*, 2007; SERRA *et al.*, 2008). Além disso, se os DAT apresentarem uma adequada estabilidade primária podem receber cargas ortodônticas imediatas que exercerão efeito positivo sobre o osso peri-implantar levando-o a uma remodelação em termos de ósseo-condução (AKIN-NERGIZ *et al.*, 1998; MELSEN e LANG, 2001; BUCHTER *et al.*, 2006).

O deslocamento dos MI pode ser atribuído ao tamanho do dispositivo, à magnitude de força ortodôntica, à profundidade de inserção dos MI, à quantidade e qualidade óssea, à presença de tecido fibroso e ao período de espera (LIOU, PAI e LIN, 2004). Na presente pesquisa, os MI não se mostraram absolutamente

imóveis, sendo que os lisos apresentaram um deslocamento médio maior (0,94 mm \pm 1,33) que os MI porosos (0,39 mm \pm 0,19) após aplicação de carga por dezesseis (16) semanas, embora sem diferenças estatísticas. Oynarte *et al.* (2005) também encontraram deslocamentos maiores dos MI lisos (0,51 mm) em relação aos porosos (0,12 mm). Deslocamentos semelhantes (0,44 mm) foram obtidos após a espera de duas (2) semanas (LIOU *et al.*, 2004), assim como ausência de deslocamento em MI com tratamento de superfície, após espera de seis (6) semanas (ALDIKAÇTI *et al.*, 2004). Estudos que empregaram carga imediata obtiveram uma variação de 0,53 (CHEN *et al.*, 2009) a 0,78mm (ALVES JÚNIOR *et al.*, 2011) para MI lisos. Deslocamentos elevados foram constatados por Mortensen *et al.* (2009) ao empregar carga imediata (2,2 mm), mas os autores utilizaram forças elevadas (6 N) em MI curtos (3 mm). A similaridade dos valores de deslocamentos no presente estudo e em outros que utilizaram carga imediata, com os valores constatados em pesquisas, que utilizaram de período prévio de cicatrização antes da aplicação da carga, indicam que a carga imediata pode ser utilizada com segurança.

Os DAT do estudo em questão foram removidos ao final do experimento com um simples movimento no sentido anti-horário (KIM *et al.*, 2008) devido ao diâmetro reduzido do dispositivo associado à prevalência de ósseo-integração em osso trabecular e não em osso cortical. Se os dispositivos ósseo-integrassem totalmente não seria possível removê-los com facilidade e sem problemas como fraturas (OHMAE *et al.*, 2001; VANDE VANNET *et al.*, 2007).

5.2 ESTUDO *IN VITRO*

A estabilidade primária obtida pela retenção mecânica dos MI está na dependência principalmente da espessura do osso cortical, da densidade óssea e do modelo dos dispositivos de ancoragem. Estes fatores, associados ao valor do torque de inserção, devem ser considerados na instalação de MI, tanto para obtenção de estabilidade primária quanto para reduzir o risco de fratura.

A espessura do osso cortical varia de 0,5 a 2,5 mm no processo alveolar vestibular (KIM *et al.*, 2006; LIM *et al.*, 2009; MOTOYOSHI *et al.*, 2009; BAUMGAERTEL e HANS, 2009), e de 1,0 a 1,5 mm no processo alveolar palatino (BAUMGAERTEL, 2009). No presente estudo utilizou-se espessura de cortical de 1,0 a 3,0 mm para testar o torque de inserção dos MI, pois a espessura do osso cortical apresenta uma relação direta com o torque de inserção e este influencia as taxas de sucesso dos DAT (MOTOYOSHI *et al.*, 2006). Blocos uniformes de resina, com densidade de 40 pcf, também foram utilizados para simular áreas ósseas com alta densidade, como as do palato e de áreas edêntulas.

Mini-implantes com microrroscas e com diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 6,0 mm e 8,0 mm foram testados no presente estudo, pois são os tamanhos frequentemente utilizados como dispositivos de ancoragem ortodôntica.

A anatomia óssea está sujeita a considerável variação individual em termos da espessura do osso cortical, e esta pode ser mensurada com a utilização da tomografia computadorizada (BAUMGAERTEL, 2009). Entretanto, este exame não faz parte da rotina na clínica ortodôntica. Estudos prévios mapearam e propuseram valores médios para a espessura da cortical óssea para vários locais de instalação dos MI (BAUMGAERTEL, 2009; BAUMGAERTEL e HANS, 2009).

Estes valores podem ser aplicados como referência para se determinar a seleção do dispositivo. O comprimento adequado do MI a ser instalado deve ser selecionado com base nos valores da espessura do osso cortical proposto pela literatura e pelo torque de inserção mensurado no presente estudo. No presente estudo, o torque de inserção nos MI mais longos (8 mm) foi mais elevado que nos MI mais curtos (6 mm), sendo este resultado similar aos encontrados por Kim *et al.* (2009). Adicionalmente, recursos que minimizem o valor do torque de inserção, como a perfuração do osso cortical com fresa, podem ser utilizados. MI mais curtos proporcionam menor risco de fratura em osso cortical mais espesso e com maior densidade.

O valor do torque de inserção observado no presente estudo, com MI de 8 mm de comprimento inseridos em osso denso e com espessura de cortical de 2,0 e 3,0 mm, estava próximo do valor do torque de fratura relatado em alguns estudos (PITHON *et al.*, 2008; MATTOS *et al.*, 2010; MATTOS *et al.*, 2011; LIMA *et al.*, 2011; RUELLAS *et al.*, 2012). Estes dispositivos de 1,5 mm x 8,0 mm não são recomendados para inserção na região média e posterior da mandíbula e do palato, mas indicados para instalação nos espaços interradiculares maxilares em todo processo alveolar vestibular. Os MI de 6,0 mm de comprimento apresentaram o menor valor no torque de inserção quando utilizado osso cortical de 1,0 mm de espessura (TABELA 1, p. 94). Consequentemente, estes dispositivos estão indicados para os locais previamente citados como contraindicados para MI de 8,0 mm de comprimento, e também em regiões mais altas do palato, mas recomenda-se a perfuração prévia do osso cortical. Uma vez que a localização anatômica dos mini-implantes está entre os fatores relacionados com sua estabilidade (CHEN *et al.*, 2006), a utilização dos dispositivos com

diferentes comprimentos em diferentes locais foi proposto no presente estudo (TABELA 2, p. 94). Esta proposta é compatível com diferentes densidades ósseas relatadas em estudos prévios para diferentes locais em humanos (MISH *et al.*, 1999; CHUN *et al.* 2009).

Os MI inseridos em blocos ósseos sintéticos com alta densidade apresentaram o valor da estabilidade primária quase duas vezes mais alto que os outros grupos. Estes valores estão acima dos recomendados na literatura. O torque de inserção ideal para MI ortodônticos varia de 5 a 10 N.cm para diferentes espessuras de cortical óssea (MOTOYOSHI *et al.*, 2006). A incorporação de microrroscas na região cervical da parte ativa dos dispositivos possibilita maior número de passos e, portanto, maior área de contato do MI/osso (KIM *et al.*, 2009), o que pode ser favorável para a distribuição do estresse e para preservar o nível ósseo marginal (ABUHUSSEIN *et al.*, 2009). Esta mudança no desenho do DAT possibilita alterações nas suas propriedades mecânicas (CHANG *et al.*, 2012), aumentando a estabilidade primária mensurada pelo torque de inserção (HANSSON e WERKE, 2003). Adicionalmente, os dispositivos utilizados apresentavam uma superfície plana na parte superior das microrroscas e uma superfície angulada na parte inferior das microrroscas. Este desenho de microrroscas possibilita a compactação do osso durante a inserção, o que tende a aumentar a estabilidade primária.

O torque de inserção não variou linearmente com o aumento da espessura do osso cortical (FIGURA 4, p. 92). Ajustando a curva para uma forma exponencial, tem-se a seguinte equação: $T = BTh^m$. Nesta equação, T é o torque, Th é a espessura do osso cortical, B e m são parâmetros que dependem do implante e do material de inserção. Após substituição e cálculo, a variação do

torque relacionado à espessura do osso cortical segue a relação: $T = 7.6 Th^{0.667}$ para os mini-implantes de 6,0 mm de comprimento, e $T = 15.66 Th^{0.520}$ para os de 8,0 mm.

A utilização desta equação permite a extrapolação dos valores para obter o torque de inserção possível para diferentes espessuras de osso cortical. Esta equação pode auxiliar o profissional a estimar a estabilidade primária em diferentes locais de instalação e a possibilidade de fratura durante a inserção. Uma limitação deste estudo é que a extrapolação destes resultados dentro da clínica pode ser questionável, pois foram utilizados blocos de poliuretano. Entretanto, a homogeneidade do osso sintético permitiu a padronização e comparação entre as diferentes situações que foram testadas.

6 CONCLUSÃO

6.1 Na avaliação *in vivo* conclui-se que:

6.1.1 A estabilidade primária foi maior que a estabilidade medida na remoção dos MI; os MI porosos apresentaram maior estabilidade secundária que os MI lisos; os MI porosos apresentaram menor mobilidade e menor deslocamento que os MI lisos.

6.1.2 O tratamento de superfície possibilitou maior contato ósseo na região intermediária dos MI porosos; os MI porosos e com carga mostraram um nível ósseo marginal mais elevado, revelando o aspecto positivo da carga na remodelação óssea.

6.2 No estudo *in vitro* verificou-se que: mini-implantes com microrroscas, mais longos, e osso cortical mais espesso, apresentaram valores do torque de inserção mais elevados; para minimizar o risco de fratura, o tamanho do mini-implante deve ser escolhido de acordo com o local de instalação.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21:129-136.

Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W. Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114:292-298.

Albrektsson T, Branemark P I, Hansson H A, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthod Scand* 1981; 52:155-170.

Aldikaçti M, Açikgoz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:139-147.

Alves Jr M, Baratieri C, Nojima L I. Assessment of mini-implant displacement using cone beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22:1151-1156.

Aparicio C, Lang N P, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Imp Res* 2006; 17:2-7.

Atsumi M, Park S H, Wang H L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:743-754.

Bae S M, Park H S, Kyung H M, Kwon O W, Sung J H. Clinical Application of Micro Implant Anchorage. *J Clin Orthod* 2002; 36:298-302.

Baumgaertel S, Hans M G. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Aug; 136(2):230-235.

Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Jul; 136(1):104-108.

Branemark P I. Osseointegration and its experimental background. *J Prost Dent* 1983; 50:399-410.

Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann H P, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modeling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:714-722.

Çehreli S, Arman Özçirpici A A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141:187-95.

Cha J Y, Yu H S, Hwang C J. The validation of periotest values for the evaluation of orthodontic mini-implants' stability. *Korean J Orthod* 2010; 40:167-175.

Chaddadd K, Ferreira A, Geurs N C, Reddy M S. Influence of surface characteristics of mini-implants on survival rates under immediate orthodontic loading. Thesis abstracts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:568-569.

Chaddad K, Ferreira A F H, Geurs N, Reddy M S. Influence of surface characteristic on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78:107-113.

Chang C, Lee T, Chang C, Liu J. The effect of microrough surface treatment on miniscrews used as orthodontic anchors. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20:1178-1184.

Chen Y J, Chen Y H, Lin L D, Yao C C J. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage - a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:283-89.

Chen C, Chang C, Hsieh C, Tseng Y, Shen Y, Huang I *et al.* The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64:1209-1213.

Chen Y, Kang S T, Bae S M, Kyung H M. Clinical and histologic analysis of stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:260-267.

Chun Y S, Lim W H. Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res.* 2009 Feb; 12(1):25-32.

Chung K R, Kim S H, Kook Y. The C- Orthodontic Micro Implant, *JCO* 2004; 38: 478-486.

Chung K R, Kim S H, Kook Y. The C- Orthodontic Micro Implant, *J Clin Orthod* 2004; 38: 478-486.

Chung K R, Nelson G, Kim S H, Kook Y A. Severe bidentoalveolar protrusion treated with orthodontic microimplant-dependent en-masse retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132:105-115.

Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998; 13:201-209.

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J K, Roberts W E, Garetto L P. The use of small titanium screws for orthodontics anchorage. *J Dent Res* 2003; 82:377-381.

Elias CN, Oshida Y, Lima J H C, Muller C A. Relationship between surface properties (Roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mat* 2008; 1:234-42.

Favero L G, Pisoni A, Paganelli C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an *in vivo* evaluation. *Eur. J. Orthod* 2007; 29:443-448.

Freire J N O, Silva N R F, Gil J N, Magini R S, Coelho P G. Histomorphologic and histomophometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:704.e1-704.e9.

Gritsch K, Laroche N, Morgon L, Alhity R, Vico L, Colon P, Grosogeat B. A systematic review of methods for tissue analysis in animal studies on orthodontic mini-implants. *Orthod Craniofac Res* 2012; 15:135-147.

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; 36:1247-1258.

Huja S S, Litsky A S, Beck F M, Johnson K, Larsen P E. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:307-313.

Huang L H, Shotwell J L, Wang H L. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:713-22.

Ikeda H, Rossouw P E, Campbell P M, Kontogiorgos E, Buschang P H. Three-dimensional analysis of peri-bone implant contact of rough-surface miniscrew implants . *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:e153-e163.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *JCO* 1997; 3:763-767.

Kim J, Ahn S, Chang Y. Histomorphometric and mechanical analyses of drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:190-194.

Kim H J, Yun H S, Park H D, Kim D H, Park Y C. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Aug; 130:177-182.

Kim S H, Cho J H, Chung K R, Kook Y A, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134:36-43.

Kim S H, Lee S J, Cho I S, Kim S K, Kim T W. Rotacional resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod* 2009; 79:899-907.

Kim Y K, Kim Y J, Yun P Y, Kim J W. Effects of the Taper Shape, Dual-Thread and Length on the Mechanical Properties of Mini-implants. *Angle Orthod* 2009; 79:908-914.

Kim H, Kim T W. Histologic evaluation of root-surface healing after root contact or approximation during placement of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:752-60.

Klokkevold P R, Nishimura R D, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8:442-447.

Kravitz N D, Kusnoto B. Risk and complications of orthodontic miniscrew. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:S43-S51.

Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung H M, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major fator for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:S68-73.

Kyung H M, Park H S, Bae S M. Development of orthodontic Micro Implant for intraoral Anchorage. *JCO* 2003; 37:321-328.

Lee S J, Ahn S J, Lee J W, Kim S H, Kim T W. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:194-9.

Li D, Ferguson S J, Beutler T, Cochran D L, Sittig C, Hirt H P, Buser D. Biomechanical comparison of sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res* 2002; 60:325-332.

Lim J E, Lee S J, Kim Y J, Lim W H, Chun Y S. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res*. 2009 Nov; 12(4):299-304.

Lima G M, Soares M S, Penha S S, Romano M M. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res*. 2011 Mar-Apr; 25(2):116-121.

Liou E J, Pai B C, Lin J C. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthod* 2004; 126:42-47.

Liu S S Y, Marroquin E C, Sun J, Stewart K T, Allen M R. Orthodontic mini-implant diameter does not affect in-situ linear microcrack generation in the mandible or the maxilla. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142:768-73.

- Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod* 2009; 31:21-29.a
- Ma J, Zhang W, Wang L, Zhao C, Chen W. Stability and bone response of immediately loaded micro-implants in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac implants* 2008; 23:885-890.
- Maniatopoulos C, Deporter D A, Melcher A H. An improved method of preparing histological sections of metallic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1:31-7.
- Marquezan M, Souza M M, Araujo M T, Nojima L I, Nojima Mda C. Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Braz Oral Res.* 2011 Sep-Oct; 25(5):427-432.
- Massey C C, Kontogiorgos E, Taylor R, Opperman L, Dechow P, Buschang P H. Effect of force on alveolar bone surrounding miniscrew implants: a 3-dimensional microcomputed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142:32-44.
- Mattos C T, Ruellas, A.C.O., Elias, C.N. Is it Possible to Re-use Mini-implants for Orthodontic Anchorage? Results of an In Vitro Study. *Materials Res.* 2010; 13:521-525.
- Mattos C T, Ruellas A C, Sant'anna E F. Effect of autoclaving on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Orthod.* 2011; 38:15-20.
- Melsen B, Lang N P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12:144-152.
- Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005; 39:539-47.
- Misch C E, Qu Z, Bidez M W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57:700-706.
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Yamamoto T T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:373-8.
- Mo S S, Kim S H, Kook Y A, Jeong D M, Chung K R, Nelson G. Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod* 2010; 80:123-129.
- Morais L S, Serra G S, Muller C A, Andrade L R, Palermo E F A, Elias C N, Meyers M. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia* 2007; 3:331-339.

Mortensen M G, Buschang P H, Oliver D R, Kyung H M, Behrents R G. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs-a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:251-9.

Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:109-14.

Motoyoshi M, Matsuoka N, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* 2007; 36:695-699.

Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The Int J Oral Maxillofac Impl* 2007; 22:779-784.

Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 38:13-18.

Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, Schwarz F, Drescher D. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod* 2013; 83:230-38.

Ohmae M A, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki K I, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:489-497.

Okazaki J, Komasa Y, Sakai K, Kamada A, Ikeo T, Toda I, Suwa F, Inoue M Etoh T. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37:647-650.

Owens S E, Buschang P H, Cope J B, Franco P F, Rossouw P E. Experimental evaluation of tooth movement in the beagle dog with the mini-screw implant for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132:639-46.

Oyonarte R, Pilliar R M, Deporter D, Woodside D G. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:173-81.

Oyonarte R, Pilliar R M, Deporter D, Woodside D G. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:182-9.

Park Y C, Lee S Y, Kim D H, Jee S H. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123:690-694.

Park H S, Jeong S H, Kwon O W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:18-25.

Pilliar R M, Sagals G, Meguid S A, Oynarte R, Deporter D A. Threaded versus porous-surface implants as Anchorage units for orthodontic treatment: three-dimensional finite element analysis of peri-implant bone tissue stresses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:879-889.

Pithon M, Nojima L, Nojima M, Ruellas A. Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks. *Oral Surgery* 2008; 1:84-87.

Pithon M M, Nojima M G, Nojima L I. In vitro evaluation of insertion and removal torques of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011; 40:80-85.

Reynders R A M, Ronchi L, Ladu L, Etten-jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142:596-614.

Roberts W E, Smith F K, Zilberman Y, Mozsary P G, Smith R. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984; 86:95-111.

Roberts W E, Helm F R, Marshall K J, Gongloff R K. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989; 59:247-256.

Ruellas A C O, Mattos C T, Elias C N. Avaliação dos Torques de Inserção e Remoção e da Resistência Mecânica de Novos Mini-Implantes Ortodônticos. *Orthodontic Science and Practice* 2012; 17:23-27.

Salmória K K, Tanaka O M, Guariza-Filho O, Camargo E S, Souza L T, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133:790.e15-790.e22.

Serra G, Morais L S, Elias C N, Meyers M A, Andrade L, Muller C, Muller M. Seqüencial bone healing of immediately loaded mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134:44-52.

Serra G S, Morais L S, Elias C N, Meyers M A, Andrade L, Muller C, Muller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants-histomorphometric and fluorescence analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:80-90.

Squeff L R, Simonson M B A, Elias C N, Nojima L I. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2008; 13:49-56.

Suzuki E Y, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139:669-78.

Trisi P, Rao W, Rebaudi A. A histometric comparison of smooth and rough titanium implants in human low-density jawbone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:689-698.

Vande Vannet B, Sabzevar M M, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of minicrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29:437-442.

Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop* 2008; 69:121-34.

Wehrbein H, Gollner P, Diedrich P. Orthodontic load on short maxillary implants with reduced sink depth: an experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19:1063-68.

Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod* 2011; 33:396-401.

Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace W P, Nanda R. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141:538-46.

Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod* 2010; 80:354-360.

8. ANEXOS

8.1 ANEXO 1 – Aprovação da Comissão de Ética com Uso de Animais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO - UFRJ
Centro de Ciências da Saúde - CCS

Rio de Janeiro, 05 de Janeiro de 2012

Prezado Professor Antônio Carlos de Oliveira Ruellas

A Comissão de Ética com uso de animais (CEUA) em Experimentação Científica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio de Janeiro certifica que o projeto sob sua coordenação e intitulado: **“Avaliação da Estabilidade de Mini Implantes Lisos e Porosos Utilizados para Ancoragem Ortodôntica”**, onde é previsto protocolo com utilização de animais, foi aprovado por esta comissão, sob o número de referência **ODONTO010**.

Atenciosamente;

Prof. Paulo Assis Melo
Presidente da Comissão de Ética com Animais - CCS