**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

ROBERTO BOMBONATTI

**Estudo *in vitro* da perfuração radicular por diferentes
diâmetros de mini-implantes**

**BAURU
2014**

ROBERTO BOMBONATTI

**Estudo *in vitro* da perfuração radicular por diferentes
diâmetros de mini-implantes**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Janson

Versão Corrigida

**BAURU
2014**

Bombonatti, Roberto

B639e Estudo *in vitro* da perfuração radicular por diferentes diâmetros de mini-implantes. / Roberto Bombonatti – Bauru, 2014.

157p. : il. ; 30 cm.

Tese. (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Janson

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DADOS CURRICULARES

Roberto Bombonatti

06 de junho de 1972
Araçatuba - SP

Nascimento

Filiação

Paulo Edson Bombonatti
Neusa Pezzuto Bombonatti

1992 – 1995

Curso de Graduação em Odontologia, na Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

1998 - 2000

Curso de Pós-Graduação em nível de Mestrado na área de Ortodontia, na Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

2000 -

Professor Assistente na Disciplina de Ortodontia da Universidade Estadual do Oeste do Paraná – Campus Cascavel.

2001 - 2006

Professor na Disciplina de Ortodontia da Universidade Paranaense – Campus Cascavel.

2011 - 2014

Curso de Pós-graduação em Ortodontia, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida e por todas as bênçãos derramadas. Em Ti renovo todos os dias minhas forças e a confiança nesta caminhada!

Aos meus pais Paulo e Neusa, minha eterna gratidão pelo amor incondicional que brota de seus corações. Com eles aprendi a importância da palavra Família...

À Juliana, esposa, companheira e amiga... Obrigado pelo apoio, incentivo e por todos momentos vividos ao seu lado. Seu amor acolhe e une nossa família... Te amo!

Às minhas filhas Verena e Isadora, razões da minha vida! A alegria, o carinho e a bondade de vocês me fortalecem e me ensinam cada vez mais que realmente vale a pena viver!

Aos meus irmãos Celso, Emília e Rogério, aos meus cunhados(as) e sobrinhos(as) e à D. Júlia o meu agradecimento pelo apoio e carinho que nos une!

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Guilherme Janson por eu ter sido novamente seu orientado. O momento é outro, as experiências são diferentes, o modo de enxergar as coisas também não é mais o mesmo... Mas sua dedicação, seu espírito crítico e sua incansável procura pelo saber me mostraram novamente como fazer uma ciência de maneira objetiva e coerente. Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB – USP) e à Comissão de Pós-Graduação representadas nas pessoas da Profa. Dra. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado e do Prof. Dr. Guilherme Janson, respectivamente.

Aos professores da Disciplina de Ortodontia da FOB-USP: Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques, Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas, Prof. Dr. Arnaldo Pinzan, Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida e Profa. Dra. Daniela Gamba Garib-Carreira, pelos ensinamentos e pela oportunidade e confiança demonstrados para a realização deste curso.

Ao Dr. Sérgio Estelita Cavalcantes Barros e à Dra. Kelly Chiqueto pelo auxílio e disponibilidade no delineamento e execução deste trabalho. Meu sincero reconhecimento.

Aos docentes da Disciplina de Endodontia da FOB-USP pela confiança e concessão do uso do microtomógrafo. Obrigado especial ao pós-graduando Bruno Cavalini Cavenago pela disponibilidade, paciência e orientação na utilização do microtomógrafo.

Aos amigos do curso de doutorado Carolina, Daniel, Francyle, Juliana, Manoela, Marcos, Patrícia, Roberto e Suelen pela amizade e pelos momentos compartilhados.

Aos funcionários da Disciplina de Ortodontia da FOB-USP: Vera, Sérgio, Wagner e Cleo pela dedicação, carinho e atenção com que sempre me atenderam. Agradeço também ao Daniel Bonné pela amizade e formatação da tese.

Aos colegas das outras turmas de mestrado e doutorado pela convivência e experiências compartilhadas.

Ao Prof. Heitor Marques Honório pela orientação no tratamento estatístico deste trabalho.

Aos funcionários do SBD (Serviço de Biblioteca e Documentação) e da Pós-Graduação, pela atenção e disponibilidade prestadas.

À Universidade Estadual do Oeste do Paraná pela oportunidade de exercer e também aprender a docência. Obrigado aos alunos e aos docentes da Disciplina de Ortodontia Amadeu Tomasin Neto, Luiz Carlos Marchi e Mauro Busato e aos demais docentes, em especial, Christian Brandão, Adriano Hoshí, Edo Hirata, Carlos e Patrícia Nassar e Maria Daniela Basso de Souza pelos anos de convivência, incentivo e apoio na realização deste curso.

À Universidade Paranaense, em especial ao docente Ricardo Sampaio de Souza pelos momentos compartilhados na Disciplina de Ortodontia.

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) pela concessão da bolsa de estudo para a realização do curso.

Ao Programa de Apoio à Pós-graduação (PROAP) pelo apoio financeiro na aquisição de materiais e serviços necessários para a elaboração deste trabalho.

Aos departamentos de Educação Científica e de Pesquisa e Desenvolvimento da S.I.N. - Sistema de Implante pelo fornecimento dos mini-implantes utilizados nesta pesquisa.

A todos que direta ou indiretamente estiveram envolvidos no desenvolvimento deste trabalho.

“O melhor aprendizado é pensar que o valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade que acontecem”.

Fernando Pessoa

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo avaliar o torque e a carga axial de inserção e a severidade das lesões radiculares em dentes humanos decorrentes da utilização de diferentes diâmetros de mini-implantes com finalidade ortodôntica. Sessenta pré-molares extraídos foram inclusos em osso artificial e divididos em 3 grupos, correspondentes a 3 diferentes diâmetros de mini-implante (1,4mm, 1,6mm e 1,8mm). Em cada raiz dentária foram inseridos manualmente 2 mini-implantes autoperfurantes utilizando dois métodos de inserção (com e sem perfuração prévia inicial com fresa) e em duas alturas (apical e cervical). Quinze mini-implantes foram inseridos apenas em osso artificial como parâmetro de comparação. Foram quantificados o torque e a carga axial de inserção através de um torquímetro axial digital e uma célula de carga respectivamente. Os dentes foram, então, escaneados e analisados através de microtomografia computadorizada (Micro-CT) a fim de se observar as severidades das lesões radiculares provocadas pelos mini-implantes. Os dados referentes ao torque e à carga axial dos mini-implantes inseridos em pré-molares foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a três critérios, sendo aplicados posteriormente testes de Tukey para comparação entre os grupos. A diferença dos torques e das cargas axiais entre os mini-implantes inseridos no osso artificial e nas raízes dentárias foi estimada por testes t. Foram aplicados também testes de Qui-Quadrado para avaliar as severidades das lesões radiculares. Tanto os torques como as cargas axiais de inserção dos mini-implantes inseridos em raízes de dentes humanos apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes diâmetros avaliados, porém sem um padrão definido. Os mini-implantes inseridos nas raízes apresentaram valores maiores estatisticamente significantes do que os inseridos em osso artificial somente em relação à carga axial. As lesões radiculares de dentes humanos decorrentes dos mini-implantes se tornaram mais severas estatisticamente com a perfuração prévia inicial ao procedimento de inserção.

Palavras-chave: Ortodontia. Procedimentos de ancoragem ortodôntica. Raiz dentária. Fraturas dos dentes.

ABSTRACT

***In vitro* study of root perforation by different mini-implant diameters.**

The aim of this study was to evaluate placement torque, axial placement load and severity of root lesions in human teeth caused by different diameters of orthodontic mini-implants. Sixty extracted premolars were included in artificial bone and divided into three groups according to different mini-implant diameters (1.4mm, 1.6mm and 1.8mm). Two self-drilling mini-implants were manually inserted into each root using two placement methods (with and without initial pre-drilling) in the apical and cervical regions. Fifteen mini-implants were inserted into artificial bone as a comparison parameter. Placement torque and axial placement load were quantified by a digital torquimeter and a load cell, respectively. The teeth were scanned and analyzed with microcomputed tomography (Micro-CT) to observe the severity of root lesions caused by the mini-implants. The torque and the axial load of mini-implants inserted into premolars were analyzed by 3-way analysis of variance (ANOVA), followed by Tukey tests. Differences in the torques and axial loads between the mini-implants inserted in dental roots and artificial bone were compared with t tests. Chi-square tests were applied to assess the severity of root lesions. The placement torques and the axial placement loads of mini-implants inserted into human dental roots showed significant differences between the different diameters evaluated, but with no standardized effect. Mini-implants inserted into the roots showed significantly higher axial placement load values than those inserted into artificial bone. The root lesions of human teeth caused by mini-implants became statistically more severe with initial pre-drilling.

Keywords: Orthodontics. Orthodontic anchorage procedures. Tooth root. Tooth fractures.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 -	Mini-implante autoperfurante sem perfil transmucoso (S.I.N.)....	45
Figura 2 -	Conjunto de dentes utilizados em cada grupo.....	47
Figura 3 -	Caixa metálica de aço inoxidável articulada.....	49
Figura 4 -	Dentes em posição fixados com grampos e cera pegajosa	49
Figura 5 -	Paquímetro digital para padronizar a espessura da cortical em 2mm.	51
Figura 6 -	Disposição dos dentes incluídos no bloco de silicone.....	51
Figura 7 -	Conjunto silicone/dentes removido da caixa metálica após a polimerização.	53
Figura 8 -	Dentes incluídos em osso artificial (espuma sólida rígida de poliuretano)	53
Figura 9 -	Referência para o posicionamento e inserção dos mini-implantes.	55
Figura 10 -	Bloco de osso artificial com densidades diferentes simulando osso cortical e medular.	57
Figura 11 -	Distribuição dos mini-implantes inseridos no bloco de osso artificial.	59
Figura 12 -	Equipamento para padronizar e registrar os valores referentes aos procedimentos de inserção dos mini-implantes.	61

Figura 13-	Telas de trabalho dos programas para captação dos dados.....	61
Figura 14-	Inserção dos mini-implantes.....	63
Figura 15-	Espécime obtido (dente+osso artificial) após o corte do bloco...	65
Figura 16-	A - microtomógrafo Skyscan 1174; B – Espécime posicionado para o escaneamento.....	67
Figura 17-	Telas de trabalho dos programas para análise das Microtomografias.....	71
Figura 18-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias: A) SIM-F / DP / NÃO - B) NÃO-F / SUPERF / NÃO.	74
Figura 19-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias: A) NÃO-F / SUPERF / NÃO - B) SIM-F / DPD-T / SIM.....	75
Figura 20-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:A) SIM-F / D / NÃO - B) NÃO-L / SUPERF / NÃO	75
Figura 21-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:A) SIM-L / D-T / SIM-FRAG - B) NÃO-L / SUPERF / NÃO.....	76
Figura 22-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:A) NÃO-F / SUPERF / NÃO - B) SIM-L / D-T / SIM-FRAG.....	76
Figura 23-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:A) SIM-F / DPD-T / SIM - B) NÃO-F / SUPERF / NÃO.....	77
Figura 24-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:A) SIM-F / DPD-T / SIM - B) NÃO-L / SUPERF / NÃO.....	77
Figura 25-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias: SIM-L / D / NÃO.	78
Figura 26-	Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias: SIM-F / DP / NÃO	78

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.	91
Gráfico 2 - Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.	92
Gráfico 3 - Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.	92
Gráfico 4 - Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a altura de inserção para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.	93
Gráfico 5 - Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.	94
Gráfico 6 - Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.	94
Gráfico 7 - Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.	95
Gráfico 8 - Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.	96
Gráfico 9 - Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.	96
Gráfico 10- Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.	97

LISTA DE TABELAS E QUADROS

- TABELAS

Tabela 1 - Distribuição entre os grupos do tipo de fratura dos mini-implantes.....	65
Tabela 2 - Resultados para o cálculo do tamanho da amostra para a diferença entre duas médias e o poder do teste de 80%.	83
Tabela 3 - Resultados do erro do método para as lesões radiculares avaliadas em microtomografias computadorizadas.....	84
Tabela 4 - Resultados das análises de variância a um critério e dos testes de Tukey, considerando a influência do diâmetro dos mini-implantes inseridos no osso artificial sobre o torque de inserção e a carga axial respectivamente	84
Tabela 5 - Médias e desvio-padrão dos torques de inserção (Ncm) dos mini-implantes inseridos em pré-molares (N Total = 113).	85
Tabela 6 - Resultados da análise de variância a três critérios, considerando a influência do diâmetro do mini-implante, da altura de inserção e da perfuração prévia no torque de inserção em pré-molares.....	86
Tabela 7 - Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares entre os diferentes diâmetros de mini-implante.	86
Tabela 8 - Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares de acordo com a perfuração prévia. ..	86
Tabela 9 - Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares de acordo com a interação altura de inserção x perfuração prévia.	87
Tabela 10- Médias e desvio-padrão das cargas axiais (gf) dos mini-implantes inseridos em pré-molares (N Total = 113).	87
Tabela 11- Resultados da análise de variância a três critérios, considerando a influência do diâmetro do mini-implante, da altura de inserção e da perfuração prévia na carga axial em pré-molares.	88

Tabela 12-	Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares entre os diferentes diâmetros de mini-implante.....	88
Tabela 13-	Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a altura de inserção.	88
Tabela 14-	Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a interação diâmetro do mini-implante x perfuração prévia.	89
Tabela 15-	Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a interação altura de inserção x perfuração prévia.....	89
Tabela 16-	Resultados dos testes t para comparar os torques e as cargas axiais de inserção entre os mini-implantes que perfuraram ou não as raízes dentárias.	89
Tabela 17-	Resultados dos testes t para comparar os torques e as cargas axiais de inserção entre os mini-implantes inseridos em osso artificial e os que perfuraram as raízes dentárias.....	90
Tabela 18-	Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,4mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.	91
Tabela 19-	Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,6mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.	93
Tabela 20-	Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,8mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.	95

- QUADROS

Quadro 1 - Distribuição da altura e método de inserção dos mini-implantes em cada grupo.	57
Quadro 2 - Parâmetros de escaneamento utilizados no microtomógrafo Skyscan 1174.....	69
Quadro 3 - Avaliação da perfuração radicular pelos mini-implantes.	73
Quadro 4 - Avaliação da extensão das lesões causadas pelos mini-implantes.....	73
Quadro 5 - Avaliação da presença de fratura radicular causadas pelos mini-implantes.....	74

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
2.1	TORQUES DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES.....	29
2.2	CARGA AXIAL DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES	32
2.3	LESÕES RADICULARES PROVOCADAS POR MINI-IMPLANTES	33
3	PROPOSIÇÃO	39
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1	AMOSTRA.....	45
4.2	PREPARO DA AMOSTRA	47
4.3	INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES	55
4.4	MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	65
4.5	AVALIAÇÃO DAS LESÕES RADICULARES	73
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	79
4.6.1	Cálculo amostral.....	79
4.6.2	Teste de Normalidade	79
4.6.3	Erro do método.....	79
4.6.4	Torque de inserção e carga axial em osso artificial.....	79
4.6.5	Torque de inserção e carga axial em pré-molares	80
4.6.6	Osso artificial e pré-molares	80
4.6.7	Lesões radiculares.....	80
5	RESULTADOS	81
5.1	CÁLCULO AMOSTRAL	83
5.2	TESTE DE NORMALIDADE	83
5.3	ERRO DO MÉTODO	84

5.4	TORQUE DE INSERÇÃO E CARGA AXIAL EM OSSO ARTIFICIAL.....	84
5.5	TORQUE DE INSERÇÃO E CARGA AXIAL EM PRÉ-MOLARES	85
5.6	OSSO ARTIFICIAL X PRÉ-MOLARES.....	90
5.7	LESÕES RADICULARES.....	90
6	DISCUSSÃO	99
6.1	METODOLOGIA.....	101
6.1.1	Amostra	101
6.1.2	Erro do método.....	102
6.1.3	Preparo da amostra e inserção dos mini-implantes.....	103
6.1.4	Microtomografia computadorizada.....	107
6.2	RESULTADOS	108
6.2.1	Torque de inserção e carga axial em osso artificial.....	108
6.2.2	Torque de inserção e carga axial em pré-molares	110
6.2.3	Lesões radiculares.....	113
6.3	IMPLICAÇÕES CLÍNICAS.....	115
7	CONCLUSÕES	117
	REFERÊNCIAS	121
	APÊNDICE	133
	ANEXO	147

***1** Introdução*

1 INTRODUÇÃO

Os mini-implantes cada vez mais têm sido utilizados na Ortodontia devido à sua grande aplicabilidade clínica, sendo indicados em movimentos que requeiram grande controle de ancoragem sem depender da colaboração do paciente. Este tipo de abordagem pode ser empregada em movimentos ortodônticos como retração dos dentes anteriores, intrusão de dentes posteriores e anteriores, mesialização, distalização e verticalização de molares(KYUNG; CHOI; PARK, 2003; PARK et al., 2001; PARK; KYUNG; SUNG, 2002; PARK; LEE; KWON, 2005; PARK et al., 2003). O sucesso clínico destes dispositivos de ancoragem está diretamente relacionado ao correto planejamento da mecânica ortodôntica associado ao posicionamento adequado dos mini-implantes, bem como a técnica de inserção dos mesmos. Há vários locais possíveis de inserção dos mini-implantes (palato, região retromolar da mandíbula, túber da maxila, áreas edêntulas)(CARANO et al., 2005; PARK et al., 2001; PARK; LEE; KWON, 2005; PARK; CHO, 2009), porém os locais mais comuns são os espaços inter-radiculares entre os dentes adjacentes(MAINO et al., 2007).

Algumas complicações podem ocorrer decorrentes desta técnica de ancoragem: fratura do mini-implante, inflamação e infecção peri-implantar, mobilidade e deslocamento do mini-implante, contato do mini-implante com o ligamento periodontal e raiz do dente e perfuração radicular(HWANG; HWANG, 2011; KRAVITZ; KUSNOTO, 2007; MCCABE; KAVANAGH, 2012; MIYAWAKI et al., 2003). De acordo com Kuroda et al. (2007), Asscherickx et al. (2008) e Shinohara et al. (2013), o contato radicular parece ser um dos principais fatores de risco que levam à falha de um mini-implante, além das sequelas deixadas. Quando a extensão do contato entre a raiz dentária e o mini-implante é pequena, as lesões ocasionadas não parecem ser permanentes, uma vez que se observa reparação do cimento e ligamento periodontal(ALVES et al., 2013), tanto em animais(ASSCHERICKX et al., 2005; BRISCENO et al., 2009; CHEN et al., 2008; DAO et al., 2009; HEMBREE et al., 2009; KIM; KIM, 2011; RENJEN et al., 2009), como em humanos(AHMED et al., 2012; KADIOGLU et al., 2008; MAINO et al., 2007). Porém, nos contatos mais extensos e na presença de perfuração radicular pelo mini-implante, podem ocorrer

danos mais severos ao ligamento periodontal e às estruturas radiculares como fraturas, trincas, reabsorções radiculares e anquilose(LEE et al., 2010).

A perfuração e o contato radicular devem ser evitados por meio de um correto planejamento do local a ser inserido o mini-implante. As radiografias podem auxiliar neste processo, porém, por se tratar de imagens bidimensionais, não fornecem informações totalmente precisas da posição de inserção(ASSCHERICKX et al., 2008). Desta maneira, diversos dispositivos foram desenvolvidos como guias cirúrgicos de orientação tridimensional com o objetivo de proporcionar uma inserção mais precisa dos mini-implantes e dessa maneira evitar lesões às estruturas dentárias(ESTELITA et al., 2009; KIM et al., 2007; SUZUKI; SUZUKI, 2007). Dependendo do procedimento de inserção, relato de dor e sensibilidade pode ser um sinal de alerta do contato radicular uma vez que se recomenda técnica anestésica apenas superficial, em tecido mole(KRAVITZ; KUSNOTO, 2007). Outros parâmetros clínicos que podem ser utilizados para evitar ou minimizar estas lesões indesejadas seriam o torque e a carga axial de inserção do mini-implante. Estudos experimentais em animais demonstraram que os torques de inserção dos mini-implantes ao tocarem as raízes dentárias foram maiores do que aqueles onde não havia o contato com os dentes, ou seja, apenas com o osso alveolar(BRISCENO et al., 2009; CHEN et al., 2008; ROSSOUW; BUSCHANG, 2009; WILMES et al., 2008b).

Mini-implantes com diâmetros maiores podem ser um fator limitante devido à proximidade das raízes(LIM; CHA; HWANG, 2008). Assim, o risco de lesionar as raízes dentárias pode ser minimizado com a utilização de mini-implantes com diâmetros menores. Porém, sabe-se que diâmetros muito reduzidos podem comprometer a estabilidade(MIYAWAKI et al., 2003; WIECHMANN; MEYER; BUCHTER, 2007) e também aumentar o risco de fratura dos mini-implantes principalmente se forem inseridos sem perfuração prévia(JOLLEY; CHUNG, 2007). Além disso, quanto maior o diâmetro, maior o torque de inserção e de fratura(BARROS et al., 2011; JOLLEY; CHUNG, 2007; LIM; CHA; HWANG, 2008).

Sabe-se, portanto, que a carga axial e o torque de inserção na raiz dentária são maiores que no tecido ósseo, porém este conhecimento provém de pesquisas em animais ou da experiência clínica de cirurgiões e ortodontistas. Não

há relatos na literatura de estudos que quantifiquem estes valores nos mini-implantes inseridos em raízes de dentes humanos e evidenciem o comportamento dos mesmos quanto à severidade das lesões radiculares causadas.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

Um dos primeiros trabalhos publicados sobre a possibilidade de se utilizar mini-implantes com finalidade de ancoragem ortodôntica esquelética foi o de Creekmore e Eklund (1983). Desde então estes dispositivos têm sido objeto de inúmeros estudos e cada vez mais sendo utilizados na Ortodontia como rotina devido à sua grande aplicabilidade clínica, baixo custo e facilidade de instalação(CHENG et al., 2004; KANG et al., 2009; POGGIO et al., 2006). A grande vantagem do mini-implante, a princípio, consiste na obtenção de uma ancoragem absoluta (sem movimento da unidade de ancoragem), além de demandar mínima ou nenhuma colaboração do paciente(BRISCENO et al., 2009; PARK; JEONG; KWON, 2006). Além disso, movimentos que antes eram de difícil execução, tornaram-se mais frequentes e previsíveis. Este tipo de ancoragem é indicado durante o tratamento ortodôntico quando se deseja grande controle da unidade de ancoragem, podendo ser aplicado na retração dos dentes anteriores, intrusão de dentes posteriores e anteriores, mesialização, distalização e verticalização de molares(KYUNG; CHOI; PARK, 2003; PARK et al., 2001; PARK; KYUNG; SUNG, 2002; PARK; LEE; KWON, 2005; PARK et al., 2003).

O sucesso clínico destes dispositivos de ancoragem (permanência sem mobilidade) está diretamente relacionado ao correto planejamento da mecânica ortodôntica associado ao posicionamento adequado dos mini-implantes, bem como a técnica de inserção dos mesmos(MAH; BERGSTRAND, 2005). A estabilidade primária expressa a estabilidade inicial após a colocação do mini-implante e está relacionada com a retenção mecânica com o osso e é fortemente influenciada pelo seu *design*, pelo procedimento de inserção e pela densidade do tecido ósseo. Após o período de cicatrização, a estabilidade resultante da remodelação óssea ao redor e na interface com o mini-implante é denominada de estabilidade secundária e que depende principalmente da reação biológica dos tecidos circundantes como resposta à inserção destes dispositivos(BAUMGAERTEL, 2010; WILMES et al., 2006).

Basicamente, existem dois tipos de mini-implantes dependendo do tipo de rosca. Os autorroscueantes apresentam a ponta romba em formato cônico e suas roscas são guiadas ao redor de uma parte central cilíndrica em espiral. Como não têm poder de penetração, a inserção destes mini-implantes exige a perfuração prévia com fresa com velocidade do motor reduzida na mesma extensão do comprimento dos mini-implantes. Os autoperfurantes, por sua vez, possuem um ponta mais aguda e cortante e suas roscas são produzidas ao longo de um eixo de rotação da ponta até pescoço do parafuso(SU et al., 2009). Não necessitam de perfuração prévia pois conseguem ao mesmo tempo perfurar e se autorroscuear no tecido ósseo. Em corticais espessas e com densidade elevada, alguns autores recomendam a perfuração prévia inicial limitada à cortical óssea com o objetivo de evitar fratura do mini-implante e facilitar a inserção, mesmo em se tratando de autoperfurantes(BRISCENO et al., 2009; HEMBREE et al., 2009; LEE et al., 2010). Além de possuir menos risco de lesionar a raiz dentária adjacente pois não precisam de perfuração prévia, os mini-implantes autoperfurantes apresentam outros benefícios como procedimento cirúrgico mais rápido e simples, sem superaquecimento do osso pela fresa, maior estabilidade primária e maior contato osso/metal(HEIDEMANN; TERHEYDEN; GERLACH, 2001; SUZUKI; SUZUKI, 2011).

Diversos locais são utilizados para a colocação dos mini-implantes (palato, sínfise e região retromolar da mandíbula, túber da maxila, áreas edêntulas) (CARANO et al., 2005; PARK et al., 2001; PARK; LEE; KWON, 2005; PARK; CHO, 2009), sendo mais comumente inseridos nos espaços inter-radulares entre os dentes adjacentes(MAINO et al., 2007). Todavia nesta região o espaço e a quantidade de osso disponível para acomodá-los são bastante restritos(LIM et al., 2009; PARK; CHO, 2009; POGGIO et al., 2006), tornando-se crítico o procedimento de inserção nestes locais. Desta forma, algumas intercorrências podem acontecer inerentes a esta técnica de ancoragem: fratura do mini-implante, inflamação e infecção peri-implantar, contato do mini-implante com o ligamento periodontal e raiz do dente, perfuração radicular, deslocamento e perda de estabilidade do mini-implante(HWANG; HWANG, 2011; KRAVITZ; KUSNOTO, 2007; MCCABE; KAVANAGH, 2012; MIYAWAKI et al., 2003).

2.1 TORQUES DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

Friberg et al. (1995), a partir de estudos em costelas de porcos, encontraram correlação entre a resistência à inserção de implantes com a densidade óssea. Desde então, inúmeros trabalhos têm sido realizados na tentativa de quantificar e determinar os parâmetros ideais de inserção dos mini-implantes que resultem no maior sucesso clínico possível destes dispositivos. Um desses parâmetros é o torque de inserção, que pode ser definido como a força de torção aplicada a um parafuso durante a sua inserção em determinado material (ANSELL; SCALES, 1968).

Clinicamente, torques de inserção ideais foram determinados por Motoyoshi et al. (2006) em pacientes ortodônticos que necessitavam de ancoragem esquelética. Os autores verificaram que o maior grau de sucesso clínico foi obtido quando os valores máximos dos torques de inserção de mini-implantes com 1,6mm de diâmetro ficaram entre 5Ncm e 10Ncm. Uma explicação para estes resultados, segundo os autores, seria que torque abaixo de 5Ncm resultaria em baixa de retenção mecânica e estabilidade primária e, valores acima de 10Ncm, causariam microtraumas ao redor do mini-implante afetando a remodelação óssea e consequentemente a estabilidade secundária.

Os valores dos torques de inserção dos mini-implantes no tecido ósseo são maiores quando se utilizam parafusos autoperfurantes sem perfuração óssea prévia com fresa, conforme pesquisa em cães conduzida por Chen, Shin e Kyung et al. (2008). Mischkowski et al. (2008) verificaram também, em osso bovino, que os mini-implantes autoperfurantes tendem a apresentar uma maior estabilidade primária decorrente deste maior torque de inserção. Os mesmos resultados foram encontrados por Su, Wilmes e Phys (2009) utilizando osso suíno e por Florvaag et al. (2010) em osso bovino. Son et al. (2014) não encontraram diferenças significantes nos torques de inserção durante o tratamento ortodôntico entre as técnicas com e sem perfuração prévia. Os autores utilizaram, porém, o mesmo tipo de mini-implante autoperfurante nos dois métodos. Outro aspecto observado refere-se aos torques de inserção na mandíbula serem maiores que na maxila devido à diferença de densidade óssea entre ambas (CHEN; SHIN; KYUNG, 2008;

MOTOYOSHI et al., 2006). Quanto maior a espessura da cortical óssea, maior também o torque de inserção(LIM; CHA; HWANG, 2008).

O diâmetro dos mini-implantes constitui outro fator que influencia os torques de inserção. Avaliando o efeito do ângulo de inserção de mini-implantes na estabilidade primária em osso ilíaco de porcos, Wilmes, Su e Drescher (2008) observaram que os mini-implantes com maiores diâmetros apresentavam os maiores torques de inserção e, conseqüentemente, maior estabilidade primária. Em outro trabalho de Wilmes et al. (2008a) também em osso ilíaco de porcos, os maiores torques de inserção foram obtidos com mini-implantes de diâmetros maiores e com formato cônico, quando comparados aos cilíndricos. Estes mesmos resultados foram encontrados por Florvaag et al. (2010), porém em experimentos com osso bovino. Lim et al. (2008), a partir de ensaios laboratoriais com ossos artificiais à base de espuma rígida de poliuretano, verificou que o torque de inserção se eleva não apenas com o aumento do diâmetro, mas também com o aumento do comprimento do mini-implante.

Torque de inserção elevado gera um aumento do estresse de torção na estrutura do mini-implante que pode causar fadiga do material e, conseqüentemente, fratura do mini-implante(IIJIMA et al., 2008). Através de ensaios com policarbonato como meio de inserção de mini-implantes, Jolley, e Chung (2007) avaliaram que o torque de inserção que levava à fratura destes mini-implantes (torque de fratura) estava diretamente relacionado ao seu diâmetro. Além disso, segundo esses autores, outros fatores podem estar envolvidos na fratura dos mini-implantes como local de inserção, densidade óssea, realização ou não de perfuração prévia do osso com fresa e alteração do ângulo de inserção durante o procedimento de colocação. A composição do material dos mini-implantes também interfere nos torques de fratura(IIJIMA et al., 2008). Mini-implantes confeccionados com liga de titânio, composta por titânio, alumínio, vanádio, ferro e manganês apresentaram torques de fratura superiores aos confeccionados com titânio puro. Utilizando 9 diâmetros diferentes de mini-implantes (variando de 1,2 a 2,0 mm) que foram colocados em osso artificial e em osso ilíaco de porco, Barros et al. (2011) concluíram também que o aumento dos diâmetros influenciou significativamente no aumento dos torques de inserção e dos torques de fratura em quantidades que progressivamente reduziram o risco de fratura dos mini-implantes.

A perfuração e o contato radicular devem ser evitados por meio de um correto planejamento do local a ser inserido o mini-implante. A experiência clínica do profissional contribui para uma menor taxa de contato radicular, como demonstraram Cho et al. (2010) em uma pesquisa utilizando manequins e dentes de resina. As radiografias podem auxiliar neste processo, porém, por se tratar de imagens bidimensionais, ainda não fornecem informações totalmente precisas da posição de inserção (ASSCHERICKX et al., 2008). Desta maneira, diversos dispositivos foram desenvolvidos como guias cirúrgicos de orientação tridimensional com o objetivo de proporcionar uma inserção mais precisa dos mini-implantes e, dessa maneira, evitar lesões às estruturas dentárias (ESTELITA et al., 2009; KIM et al., 2007; SUZUKI; SUZUKI, 2007). Além dos guias cirúrgicos, outro parâmetro clínico que pode ser utilizado como auxílio para evitar ou minimizar estas lesões indesejadas seria o torque de inserção do mini-implante.

Wilmes et al. (2008b) registraram em laboratório o torque de inserção de acordo com o contato radicular em segmentos de mandíbulas de porcos. A inserção dos mini-implantes foi realizada com perfuração prévia com fresa e os autores verificaram que o torque de inserção variou de acordo com o grau de severidade do contato. Os maiores torques ocorreram na presença de perfuração radicular, seguido do contato radicular e, por fim, sem contato radicular, demonstrando que os torques de inserção diferem de acordo com os tecidos em que o mini-implante se insere. No mesmo ano, Chen et al. (2008) avaliaram o índice de falhas dos mini-implantes que entraram em contato com as raízes dentárias de cães, bem como o seu processo de reparo. Os mini-implantes que contactaram as raízes apresentaram maiores riscos de falha e um maior torque de inserção em relação aos que foram apenas inseridos no tecido ósseo. Brisceno et al. (2009) estudaram o torque de inserção e também o potencial de cicatrização do tecido radicular e periodontal após lesionar intencionalmente as raízes de cães com mini-implantes autorrosqueantes. Verificaram que o torque de inserção alcançou valores duas vezes maiores quando os mini-implantes contactaram as raízes dentárias comparados aos sem contato radicular.

2.2 CARGA AXIAL DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

De acordo com Wilmes et al. (2006), a perfuração prévia do osso com fresa é necessária nas regiões de alta densidade óssea, mesmo quando se utiliza mini-implantes autoperfurantes. Neste tipo de procedimento de inserção, a carga axial (que é a resistência à perfuração) não atinge valores tão elevados pois a penetração da cortical óssea já foi obtida pela fresa(MASSIF; FRAPIER; MICALLEF, 2007). Assim, como a grande maioria das investigações científicas utiliza a perfuração prévia com fresa em suas metodologias(BRISCENO et al., 2009; FLORVAAG et al., 2010; MOTOYOSHI et al., 2006; ROSSOUW; BUSCHANG, 2009; SU et al., 2009; WILMES et al., 2008a; WILMES; SU; DRESCHER, 2008; WILMES et al., 2008b), poucos trabalhos estudam o comportamento da carga axial de inserção, focando-se mais na avaliação dos torques(BARROS et al., 2011).

Em seus ensaios experimentais com osso artificial, Song et al. (2007) e Lim et al. (2008) avaliaram o torque de inserção de mini-implantes autoperfurantes com diferentes diâmetros, comprimentos e formas. Os autores relataram que fora utilizada uma carga axial constante de 470g com a finalidade de perfurar a cortical óssea em todos os testes, independente das características e dimensões dos mini-implantes.

Além do torque de inserção em diferentes contatos radiculares, Wilmes et al. (2008b) também estudaram a carga axial exercida durante a perfuração com fresa previamente à inserção dos mini-implantes em mandíbula de porco. Notou-se uma acentuada queda de resistência à perfuração (carga axial) na transição entre a cortical óssea e o osso medular voltando a aumentar novamente através do osso trabeculado, e mais ainda em contato com a raiz dentária. A carga axial voltou a cair drasticamente quando da perfuração da cavidade/canal pulpar. Assim, a carga axial de inserção dos mini-implantes pode variar de acordo com a densidade dos tecidos perfurados, sendo que seu aumento pode sugerir presença de alguma interferência mecânica como, por exemplo, contato com raiz dentária ou cortical óssea do lado oposto.

Embora o objetivo de Hembree et al. (2009) fosse estudar as lesões radiculares em cães provocadas por mini-implantes, os autores observaram um

aumento da resistência de inserção durante o contato radicular, podendo a mesma ser considerada um indicativo clínico deste tipo de lesão. Porém, eles alertaram que em algumas situações não notaram nenhuma variação da resistência, mesmo sendo constatados, posteriormente, contatos com cimento e fraturas radiculares.

No trabalho de Barros et al. (2011) descrito anteriormente, evidenciou-se uma forte correlação entre torque de inserção e o diâmetro do mini-implante, diferentemente da carga axial que apresentou uma fraca correlação com o diâmetro. De um modo geral, durante a inserção do mini-implante autoperfurante, o torque foi aumentando progressivamente até que o mini-implante fosse inserido totalmente, seja no osso artificial ou no osso suíno. Já a carga axial, comportou-se de maneira diferente: houve um aumento da força no início da inserção e logo em seguida ela foi reduzindo progressivamente. O comportamento destas variáveis na inserção de mini-implantes sem perfuração prévia com fresa (autoperfurante) se justifica pois, no início da inserção, há necessidade de uma força maior para o realizar a perfuração e as roscas iniciais no tecido ósseo. Após este primeiro momento, a carga vai decrescendo uma vez que o mini-implante vai se autorrosqueando e perfurando o osso. Já o torque depende do contato do parafuso com a superfície óssea, sendo baixo no início e aumentando à medida que o mini-implante vai sendo inserido no osso.

2.3 LESÕES RADICULARES PROVOCADAS POR MINI-IMPLANTES

A perda de estabilidade é considerada, sem dúvida, como uma das principais causas de insucesso dos mini-implantes. Alguns trabalhos relataram que a espessura da cortical e densidade óssea, a qualidade e inflamação do tecido mole peri-implantar, o *design* do mini-implante, técnica cirúrgica e a carga excessiva aplicada são alguns dos fatores que podem influenciar na perda desta estabilidade (CHENG et al., 2004; KRAVITZ; KUSNOTO, 2007; MIYAWAKI et al., 2003; PARK; JEONG; KWON, 2006). A partir de estudo em humanos com radiografias periapicais e tomografia computadorizada, Kuroda et al. (2007) afirmaram que a proximidade dos mini-implantes com as raízes dos dentes adjacentes constitui o principal fator de falha destes dispositivos, principalmente na

mandíbula, resultado semelhante encontrado por Watanabe et al. (2013) e Shigeeda (2014). Shinohara et al. (2013) observaram em tomografia computadorizada que aproximadamente 20% dos 147 mini-implantes inseridos durante o tratamento ortodôntico apresentaram contato radicular, mesmo sendo realizado por profissionais experientes. Entre os fatores analisados, o contato radicular foi considerado um dos principais em relação ao índice de falhas. Utilizando a mesma amostra do trabalho anterior Son et al. (2014) encontraram o mesmo índice de contato radicular (20%), resultando numa maior mobilidade destes mini-implantes, principalmente os inseridos sem perfuração prévia com fresa.

Asscherickx et al. (2008), utilizando cortes histológicos em cães, observaram que, apesar do reduzido número de mini-implantes avaliados, o insucesso destes estavam relacionados mais ao contato com as raízes adjacentes do que com a distância do parafuso à superfície dentária. Distâncias menores que 1 mm entre o mini-implante e a crista óssea marginal também foi considerado um importante fator de instabilidade. Kang et al. (2009) também encontraram alta taxa (79,2%) de falhas por perda de estabilidade em mini-implantes que entraram em contato ou perfuraram raízes dentárias de cães.

Além da perda de estabilidade, outra grande preocupação do contato dos mini-implantes com as raízes dentárias é a possibilidade de se lesionar estas estruturas em diferentes graus de severidades. Os primeiros trabalhos quanto às lesões radiculares referem-se principalmente àquelas provocadas por parafusos de fixação óssea, utilizados na traumatologia em cirurgias bucomaxilofaciais (BORAH; ASHMEAD, 1996; FABBRONI et al., 2004; FARR; WHEAR, 2002; HASHEMI; PARHIZ, 2011). Apenas mais recentemente é que essa preocupação em relação aos mini-implantes passou a ser alvo de investigação científica. Estas lesões podem ser causadas pelo posicionamento incorreto do mini-implante, pela movimentação do mini-implante após aplicação da força ou ainda pelo movimento do dente causando o contato com o mini-implante (BAE; KYUNG, 2006).

Em um estudo conduzido por Asscherickx et al. (2005) em que se avaliava a carga de força ideal aplicada sobre dispositivos de ancoragem em cães, acidentalmente 3 mini-implantes entraram em contato com superfícies radiculares. Por meio de radiografias e cortes histológicos, os autores verificaram que as lesões

ocasionadas nas raízes foram reparadas com deposição de cimento. Estes resultados também foram encontrados por Chen et al. (2008) em dentes de cães cujas raízes foram contactadas intencionalmente por mini-implantes. Radiografias e cortes histológicos evidenciaram que após o contato e remoção dos mini-implantes, parte da lesão radicular foi reparada com formação de cimento, além da remodelação óssea e reconstituição e manutenção do espaço do ligamento periodontal. A presença de inflamação estava associada à maior reabsorção radicular e mobilidade do parafuso.

De acordo com Brisceno et al. (2009), em condições favoráveis a reparação das lesões radiculares causadas por mini-implantes em cães ocorreram de maneira satisfatória com deposição de camadas de cimento, regeneração do ligamento periodontal e remodelação óssea, desde que tais lesões fossem limitadas à dentina e cimento. O reparo das estruturas ficou comprometido (reabsorções radiculares mais extensas e anquilose alveolodentária) na presença de infiltrado inflamatório e quando as perfurações atingiram o canal pulpar. O papel da inflamação como um fator agravante na severidade das lesões geradas por mini-implantes nas raízes e ligamento periodontal de cães também foi relatada por Hembree et al. (2009). Renjen et al. (2009) não encontraram infiltrado inflamatório e nem necrose no tecido pulpar em cortes histológicos após contactarem intencionalmente raízes de cães com mini-implantes. Os autores observaram reparo das lesões com cimento, sendo que a severidade das mesmas variou desde abrasão da superfície radicular até perfuração com separação de fragmentos. Ressaltaram ainda que mini-implantes inseridos manualmente podem penetrar na dentina radicular.

A inserção manual de mini-implantes autoperfurantes em contato intencional com as raízes também resultou em diferentes graus de lesões radiculares e posterior reparo com formação de cimento conforme trabalho realizado em cães por Dao et al. (2009). As chances de ocasionar lesões severas nas raízes são menores quando se utiliza este tipo de protocolo de inserção. Ainda utilizando este mesmo modelo experimental com animais, Le et al. (2010) avaliaram as alterações dos tecidos dentários e periodontais de acordo a distância do mini-implante à raiz dentária. Um aumento da reabsorção radicular (reparada por deposição de cimento) foi verificado quando o mesmo estava inserido a menos de

0,6 mm da raiz, porém sem contactá-la. Nos dentes em que houve contato, extensas reabsorções dentárias foram detectadas ao redor dos mini-implantes, inclusive com pontos de anquilose entre o osso neoformado e a raiz reabsorvida. Já nas perfurações radiculares, foram observadas trincas e fraturas da raiz ao redor dos mini-implantes, bem como anquilose e reabsorção dentária no lado oposto da inserção dos mesmos.

Inserindo mini-implantes de titânio puro em contato com o ligamento periodontal de molares em ratos, Rinaldi e Arana-Chavez (2010) encontraram reorganização do osso alveolar e preservação do espaço do ligamento, inclusive com início de osseointegração em períodos maiores de observação (120 dias). Em caso de contato radicular, Kim e Kim (2011) preconizam que a remoção imediata do mini-implante favoreça a adequada neoformação de cemento. Neste estudo em porcos, eles observaram que a permanência do mini-implante no local diminui a chance de reparo, tornando imprevisível a resposta de cicatrização. Áreas de reabsorção dentária foram detectadas próximas a mini-implantes sem contato radicular, distantes até 1mm do ligamento periodontal.

Há poucos trabalhos publicados na literatura que avaliam ou relatam o contato dos mini-implantes com as raízes de dentes humanos. Maino et al. (2007) relataram dois casos clínicos com indicação de extrações de pré-molares em que estes dentes foram, ou movimentados até que suas raízes tocassem os mini-implantes, ou os mini-implantes foram inseridos em contato direto com as raízes com perfuração prévia. Os mini-implantes foram removidos e após um período de repouso, os pré-molares foram extraídos. Observaram-se reabsorções radiculares reparadas com deposição de cemento celular após a remoção do contato. Os mesmos achados foram verificados por Kadioglu et al. (2008) em um estudo realizado com dez pacientes em que as raízes dos pré-molares inicialmente foram inclinadas até entrarem em contato com os mini-implantes. O reparo das superfícies radiculares ocorreu em poucas semanas após a remoção dos parafusos ou da força ortodôntica. Dos 20 mini-implantes inseridos, dois acidentalmente entraram em contato direto com as raízes, expondo tecido dentinário. Os pré-molares extraídos foram avaliados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Utilizando uma amostra de 17 pacientes, Ahmed et al. (2012) avaliaram histologicamente o potencial reparador do cemento decorrente do contato intencional de mini-implantes

com 68 pré-molares. As raízes foram lesionadas nas faces mesial e distal e os mini-implantes imediatamente removidos. Após 8 a 12 semanas, observou-se formação de cimento recobrindo as lesões radiculares independente de suas severidades.

Relatos de casos clínicos com perfuração radicular também auxiliam no entendimento da evolução e tratamento destas lesões. Er, Bayram e Tasdemir (2011) descreveram um caso clínico de lesão perirradicular no incisivo lateral superior causada por mini-implante inserido em contato com a raiz na região apical. Após a remoção do mini-implante e exame clínico e radiográfico, diagnosticou-se abscesso crônico apical com presença de lesão radiolúcida periapical. O tratamento endodôntico convencional foi realizado com cimento resinoso à base de resina epóxica e, no controle de 10 meses, verificou-se a regressão da lesão óssea e reparo com deposição de cimento na região lesionada da raiz. No mesmo ano, um caso clínico de perfuração accidental da raiz de um incisivo lateral inferior durante a inserção de um mini-implante sem perfuração prévia com fresa foi publicado por Hwang e Hwang (2011). Após a constatação de uma periodontite apical crônica decorrente da perfuração lateral, foram realizados tratamento endodôntico e cirurgia parendodôntica para o reparo com agregado de trióxido mineral (MTA). Após um ano de controle, observou-se adequada remodelação óssea sem relatos de sintomatologia por parte do paciente. Mais recentemente, outro caso de perfuração radicular por mini-implante foi descrito por McCabe e Kavanagh (2012). Os autores descreveram o tratamento da perfuração da raiz mesio-vestibular do primeiro molar superior direito resultante da inserção de mini-implante ortodôntico. Foi diagnosticada necrose pulpar após recorrentes aparecimentos de fístulas e teste de sensibilidade positivo. Foi realizado tratamento endodôntico convencional associado à cirurgia parendodôntica para apicectomia e retrobturação com MTA no nível da perfuração radicular. A paciente não apresentou sintomatologia e nem sinais clínicos e radiográficos de doença periodontal no controle de 5 anos.

Desta maneira, os estudos relatados na literatura que avaliam os torques e as cargas axiais de inserção de mini-implantes em contatos radiculares, bem como a severidades destas lesões, utilizam em suas metodologias modelos experimentais com cães e porcos. Não há evidência científica, até o momento, do comportamento destas variáveis durante o contato dos mini-implantes com as raízes de dentes humanos.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste estudo *in vitro* consistiu em:

1. Avaliar os torques e as cargas axiais de inserção de mini-implantes inseridos em raízes de dentes humanos de acordo com o seu diâmetro, altura de inserção e presença ou não de perfuração prévia inicial;
2. Comparar os torques e as cargas axiais de inserção entre os mini-implantes inseridos em osso artificial e em raízes de dentes humanos;
3. Analisar a severidade das lesões radiculares de dentes humanos decorrentes da inserção de mini-implantes.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto inicial deste estudo foi encaminhado e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP-FOB/USP) de acordo com parecer N^o. 162.873 de 04/12/12 (Anexo A) e emenda N^o. 718.199 de 15/07/2014 (Anexo B).

4.1 AMOSTRA

A amostra dentária foi constituída de 60 pré-molares humanos extraídos (30 superiores e 30 inferiores). Estes dentes foram obtidos no Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB-USP) por meio do Termo de Cessão 07042014 (Anexo C). Inicialmente foram utilizados 120 mini-implantes autoperfurantes para ancoragem ortodôntica (S.I.N. Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) com 10mm de comprimento e 3 diferentes diâmetros comercialmente disponíveis (1,4mm – ref. POT 1400; 1,6mm - ref. POT 1600 e 1,8mm - ref. POT 1800), sem perfil transmucoso e confeccionados em titânio grau V (Figura 1).

Figura 1 – Mini-implante autoperfurante sem perfil transmucoso (S.I.N.).

Desta maneira, foram formados aleatoriamente 3 grupos de 20 pré-molares (5 primeiros pré-molares superiores, 5 segundos pré-molares superiores, 5 primeiros pré-molares inferiores e 5 segundos pré-molares inferiores – Figura 2) onde cada grupo corresponde a um diâmetro do mini-implante inserido (grupos D14, D16 e D18).

Figura 2 – Conjunto de dentes utilizados em cada grupo:

- A – Primeiros pré-molares superiores
- B - Segundos pré-molares superiores
- C - Primeiros pré-molares inferiores
- D - Segundos pré-molares inferiores

4.2 PREPARO DA AMOSTRA

Os dentes foram submetidos à raspagem e alisamento radicular e lavados em água corrente por um minuto e, em seguida, imersos em solução de hipoclorito de sódio 1,0% por 15 minutos para redução do material orgânico e descontaminação da superfície radicular. Após a secagem com papel toalha, conjuntos de 20 pré-molares foram posicionados dispostos lado a lado (distantes 10mm um do outro) e estabilizados com grampos de cabelo sobre uma caixa metálica de aço inoxidável articulada medindo 80mm x 25mm x 200mm (Figura 3). Para obter maior

estabilidade, os dentes foram fixados aos grampos na posição vertical com cera pegajosa no nível cervical, com a junção cimento-esmalte rente à borda frontal da caixa metálica, deixando as coroas dentárias expostas (Figura 4).

Figura 3 – Caixa metálica de aço inoxidável articulada.

Figura 4 – Dentes em posição fixados com grampos e cera pegajosa.

Na região do terço cervical radicular (distantes 4mm da junção cimento-esmalte), a distância entre a superfície vestibular da raiz de cada dente com a superfície interna caixa metálica foi padronizada em 2mm por meio de um paquímetro digital com precisão de 0,01mm (Mitutoyo – Santo Amaro, Brasil) (Figura 5), com a finalidade de simular a espessura da cortical da tábua óssea vestibular(BAUMGAERTEL; HANS, 2009; HU et al., 2009; MONNERAT; RESTLE; MUCHA, 2009). Ao conjunto foi então vertido sob vibração 500ml de borracha de

silicone para molde de média flexibilidade (Redelease – São Paulo, Brasil) (Figura 6).

Figura 5 – Paquímetro digital para padronizar a espessura da cortical em 2mm.

Figura 6 – Disposição dos dentes incluídos no bloco de silicone.

Após a polimerização do material (cerca de 12 horas), o conjunto silicone/dentes foi removido da caixa metálica (Figura 7) e submetido a um processo no qual o silicone fora substituído por osso artificial (espuma sólida rígida de poliuretano) por meio de uma injetora. Este material tem sido usado em ensaios biomecânicos com mini-implantes (BRINLEY et al., 2009; LIM; CHA; HWANG, 2008; PETREY et al., 2010; SONG; CHA; HWANG, 2007) devido à padronização e homogeneidade estrutural, conforme as especificações da *American Society for Testing and Materials* (ASTM F-1839-08 – *Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopedic Devices*

and Instruments.). A densidade do osso artificial utilizado foi de $0,64 \text{ g/cm}^3$ (40 PCF - *pounds/cubic foot*), compatível com a densidade da cortical óssea alveolar (PETREY et al., 2010). Todo o processo de substituição do silicone pela espuma de poliuretano foi realizado pela empresa Nacional Ossos (Jaú, SP). Após a obtenção da peça de osso artificial, esta foi cortada longitudinalmente resultando em dois blocos de 40mm x 25mm x 200mm com 10 dentes em cada um (Figura 8).

Figura 7 – Conjunto silicone/dentes removido da caixa metálica após a polimerização.

Figura 8 – Dentes incluídos em osso artificial (espuma sólida rígida de poliuretano).

4.3 INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

Em cada dente foram inseridos manualmente 2 mini-implantes de um mesmo diâmetro (sem utilização de motor e contra-ângulo) em uma posição perpendicular à superfície externa do bloco de osso artificial proporcionando um contato radicular radial. No sentido horizontal, ambos os mini-implantes foram inseridos no centro da raiz, enquanto que no sentido vertical um foi colocado 4mm abaixo da junção cimento-esmalte na sua porção mais cervical por vestibular (altura cervical) e o outro 8 mm abaixo da mesma junção, mais apicalmente (altura apical) (Figura 9).

Figura 9 – Referência para o posicionamento e inserção dos mini-implantes.

Assim, foram usados em cada grupo 40 mini-implantes. Destes, 20 foram colocados em cada dente sem perfuração prévia nenhuma. Para a inserção dos outros 20 mini-implantes, foram realizadas perfurações prévias iniciais de 3mm de profundidade (2mm em osso artificial e 1mm em estrutura radicular) com fresa helicoidal de haste cilíndrica de 1,0mm de diâmetro (S.I.N. Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) utilizando um micro-motor para implantes em 500 rpm (Dentscler MC101, Ribeirão Preto, Brasil). Em ambos os métodos, o procedimento foi realizado até a inserção total ou possível da rosca ou fratura do mini-implante, o que ocorresse primeiro. Em cada dente, o primeiro mini-implante inserido, fosse na altura apical ou cervical, sempre foi sem perfuração prévia, enquanto que antes da inserção do segundo era realizada a perfuração inicial. A distribuição da localização e método de inserção de cada grupo encontra-se no quadro 1.

Quadro 1 – Distribuição da altura e método de inserção dos mini-implantes em cada grupo.

ALTURA	MÉTODO	N
Cervical	Sem Perfuração Prévia	10
Cervical	Com Perfuração Prévia	10
Apical	Sem Perfuração Prévia	10
Apical	Com Perfuração Prévia	10

Além da inserção dos mini-implantes nas raízes dentárias, 15 mini-implantes (5 de cada diâmetro) foram inseridos apenas no osso artificial como parâmetro de comparação (grupos B14, B16 e B18). Cada grupo de 5 mini-implantes foi inserido perpendicularmente em um bloco de osso artificial (espuma sólida rígida de poliuretano - Nacional Ossos, Jaú, Brasil) cujas dimensões consistem de uma camada de 20mm, com densidade de $0,32\text{g/cm}^3$ (20 PCF) simulando osso medular e 2mm com densidade de $0,64\text{g/cm}^3$ (40 PCF) simulando osso cortical, totalizando um bloco de 22mm x 16mm x 150mm (Figura 10). Cada mini-implante ficou distante 25mm um do outro (Figura 11).

Figura 10 – Bloco de osso artificial com densidades diferentes simulando osso cortical e medular.

Figura 11 – Distribuição dos mini-implantes inseridos no bloco de osso artificial.

Para se obter uma padronização de inserção dos mini-implantes, bem como quantificar o torque e a carga axial de inserção foi utilizado um equipamento desenvolvido por Barros (BARROS, 2010) (Figura 12). Trata-se de um dispositivo em que fora acoplado um torquímetro axial digital TQ 680 (Instrutherm, Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, Brasil) equipado com um sensor de torque com capacidade máxima de medição de 147,1Ncm para quantificar os torques durante a inserção, registrando também o torque máximo ou de fratura do mini-implante. O torquímetro foi primeiramente calibrado recebendo o Certificado de Calibração N^o. 21476-14/SP (Anexo D) e, previamente à inserção, ajustado nas funções *Peak* e *Fast* que registram o torque máximo de inserção a cada segundo transcorrido. Utilizou-se a resolução na função *High* que corresponde a uma precisão de 0,1Ncm. As cargas axiais (forças direcionadas no sentido do longo eixo do mini-implante) impostas durante os procedimentos de inserção dos mini-implantes foram registradas por uma célula de carga (BSPL Single Point - BERMAN Load Cells, São Paulo, Brasil) com capacidade máxima de medição de 10kgf e com precisão de 0,001kgf. Este equipamento contém ainda um notebook (HP Pavillon DV4, China) devidamente conectado ao torquímetro e à célula de carga, e equipado com programas específicos para a compilação dos dados coletados pelo sensor de torque (Datalogger – Data Acquisition Software – v.060821N, *SuperLogics, Inc.*, Waltham, EUA) e pelo sensor de carga (Microsoft Hyper Terminal – v.5.1, Monroe, EUA) (Figura 13). Neste estudo utilizaram-se os valores máximos do torque e da carga axial de inserção para cada mini-implante inserido.

Figura 12 – Equipamento para padronizar e registrar os valores referentes aos procedimentos de inserção dos mini-implantes:

- 1 – Base estabilizadora do torquímetro
- 2 – Torquímetro axial digital (sensor de torque)
- 3 – Painel indicador do sensor de torque
- 4 – Célula de carga (sensor de carga)
- 5 – Painel indicador da célula de carga
- 6 – Morsa para apreensão e estabilização dos espécimes

A

B

Figura 13 – Telas de trabalho dos programas para captação dos dados:
A – Datalogger (torque de inserção); B - Microsoft Hyper Terminal (carga axial).

Para a colocação dos mini-implantes, a chave de inserção do sistema S.I.N. foi acoplada ao mandril do torquímetro e a cabeça do mini-implante encaixada sobre a mesma. Após o posicionamento desejado, iniciou-se o procedimento de inserção girando manualmente o torquímetro no sentido horário com a carga axial perpendicular ao longo eixo da raiz dentária. A base direcionada do torquímetro proporcionou estabilidade ao procedimento de inserção (Figura 14).

Figura 14 – Inserção dos mini-implantes:

1 – Mandril do torquímetro; 2 – Chave de inserção; 3 – Mini-implante

Dos 120 mini-implantes iniciais, em 7 não foram registradas as leituras de torque e carga (4 deslocaram os dentes da posição inicial e 3 não foram inseridos devido à fratura da raiz durante a inserção do primeiro mini-implante). Assim, para o tratamento estatístico, foram considerados N=113. Destes, 14 sofreram algum tipo de fratura, conforme descritos na tabela 1.

Tabela 1 – Distribuição entre os grupos do tipo de fratura dos mini-implantes.

Grupo	Fratura do Corpo do Mini-implante	Fratura da Extremidade da Ponta Ativa do Mini-implante
D14	5	1
D16	1	0
D18	0	7
Total	6	8

4.4 MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Os mini-implantes foram removidos dos dentes e os blocos de osso artificial cortados com uma serra fita elétrica de bancada (Sears Roebuck, Brasil), resultando em espécimes individuais de dente + osso artificial (Figura 15).

Figura 15 – Espécime obtido (dente + osso artificial) após o corte do bloco.

Cada conjunto foi escaneado e analisado através de microtomografia computadorizada (comumente conhecida como Micro-CT) a fim de se observar as severidades das lesões radiculares provocadas pelos mini-implantes. Para tanto utilizou-se um microtomógrafo Skyscan modelo 1174 (Skyscan, Kontich, Bélgica)

(Figura 16) da Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB-USP). O aparelho apresenta um tubo de raios-X de microfoco com fonte de alta tensão (50kV, 800 μ A), um detector baseado em uma câmera *Charge Coupled Device* (CCD) de 1.3 Megapixel (1024 x 1304 pixels) e um sensor CCD. Todos estes dispositivos estão conectados a um computador Dell (Dell, Precision T5500, Polônia) com processador Intel Xeon 2,93GHz utilizados na aquisição, reconstrução e análise das imagens tomográficas. O Programa de Controle Skyscan 1174 v.1.1 (Skyscan, Kontich, Bélgica) controla o escaneamento do espécime que consiste na captação de imagens radiográficas obtidas em diferentes angulações (a cada 0,5°), totalizando 372 imagens bidimensionais no formato TIFF (*Tagged Image File Format*) para cada dente. Os principais parâmetros empregados para escaneamento das imagens encontram-se no quadro 2.

Figura 16 – A - microtomógrafo Skyscan 1174; B – Espécime posicionado para o escaneamento.

Quadro 2 – Parâmetros de escaneamento utilizados no microtomógrafo Skyscan 1174.

PARÂMETROS DE ESCANEAMENTO	
Potência da fonte dos raios-x	50kV e 800μA
Filtro	Alumínio 0,5mm
Tamanho do <i>voxel</i>	33,64μm
Rotação do tubo	180°
Passo de rotação	0,5°
<i>Frame averaging</i>	2
Tempo de exposição	1200ms
Tempo médio de escaneamento	17min 25s

Após a obtenção das imagens, utilizou-se o programa NRecon v.1.6.4.8 (Skyscan, Kontich, Bélgica) para reconstruir as secções transversais e gerar uma completa representação da estrutura interna de cada dente. Este processo resultou em 487 imagens salvas em formato BMP (*Bitmap*). Os parâmetros completos de escaneamento e reconstrução das imagens encontram-se no apêndice A.

A manipulação e análise das imagens reconstruídas foram realizadas por meio de outros dois programas: DataViewer v.1.4.4.0 (Skyscan, Kontich, Bélgica) e CTvox v.2.4.0.0 (Skyscan, Kontich, Bélgica). O programa DataViewer gera cortes bidimensionais das estruturas internas da raiz dentária, enquanto que com o CTvox pode-se observar imagens tridimensionais da superfície externa radicular (Figura 17).

A **B**

Figura 17 – Telas de trabalho dos programas para análise das microtomografias:

A – DataViewer; B - CTvox.

4.5 AVALIAÇÃO DAS LESÕES RADICULARES

A análise das microtomografias foi realizada por um examinador pelo método cego, onde avaliou-se 3 aspectos das lesões radiculares: perfuração da raiz, extensão da lesão e fratura da raiz (Figuras 18 a 26).

1. *Perfuração da raiz:* Neste aspecto foi verificado se o mini-implante perfurou ou não a raiz, resultando em 4 possibilidades (Quadro 3).

Quadro 3 – Avaliação da perfuração radicular pelos mini-implantes.

PERFURAÇÃO DA RAIZ	
SIM-F	MI perfura raiz na face frontal
SIM-L	MI perfura raiz na face lateral
NÃO-F	MI não perfura raiz, mantendo sua posição
NÃO-L	MI não perfura raiz, porém desvia lateralmente

2. *Extensão da lesão:* Avaliou-se a extensão da lesão, ou seja, o quanto que o mini-implante penetrou e/ou a severidade da fratura radicular (Quadro 4).

Quadro 4 – Avaliação da extensão das lesões causadas pelos mini-implantes.

EXTENSÃO DA LESÃO	
SUPERF	Lesão superficial em dentina
D	Lesão profunda em dentina
DP	Lesão em dentina e polpa
DPD	Lesão em dentina, polpa e dentina oposta
D-T	Lesão transpassou raiz, sem envolvimento pulpar
DPD-T	Lesão transpassou raiz, com envolvimento pulpar

3. *Fratura da raiz*: A presença ou não de fratura radicular também foi observada (Quadro 5)

Quadro 5 – Avaliação da presença de fratura radicular causadas pelos mini-implantes.

FRATURA DA RAIZ	
SIM	Presença de fratura da raiz
SIM-FRAG	Presença de fratura da raiz com fragmentos
NÃO	Ausência de fratura da raiz

Figura 18 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) SIM-F / DP / NÃO

B) NÃO-F / SUPERF / NÃO

Figura 19 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) NÃO-F / SUPERF / NÃO

B) SIM-F / DPD-T / SIM

Figura 20 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) SIM-F / D / NÃO

B) NÃO-L / SUPERF / NÃO

Figura 21 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) SIM-L / D-T / SIM-FRAG

B) NÃO-L / SUPERF / NÃO

Figura 22 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) NÃO-F / SUPERF / NÃO

B) SIM-L / D-T / SIM-FRAG

Figura 23 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) SIM-F / DPD-T / SIM

B) NÃO-F / SUPERF / NÃO

Figura 24 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:

A) SIM-F / DPD-T / SIM

B) NÃO-L / SUPERF / NÃO

Figura 25 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:
SIM-L / D / NÃO

Figura 26 – Tipos de lesões radiculares analisadas em microtomografias:
SIM-F / DP / NÃO

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.6.1 Cálculo amostral

Para a estimativa do tamanho da amostra, não havia na literatura medidas do torque de inserção e da carga axial gerados por mini-implantes inseridos em dentes humanos. Desta maneira, alguns valores foram retirados do trabalho de Barros (2010) que, dentre outras variáveis, avaliou o torque e a carga axial de fratura de mini-implantes de diferentes diâmetros.

4.6.2 Teste de Normalidade

Os valores obtidos do torque e carga axial de inserção dos mini-implantes inseridos tanto no osso artificial como nas raízes de pré-molares foram submetidos a testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov para verificar a distribuição normal ou não da amostra.

4.6.3 Erro do método

O erro intraexaminador foi calculado apenas na avaliação das lesões radiculares uma vez que o registro das leituras do torque e da carga era obtido diretamente nos visores dos dispositivos, além do fato de que após a inserção dos mini-implantes os espécimes eram perdidos, não podendo refazer as leituras. Para o cálculo do erro referente às lesões radiculares, após 28 dias foram refeitas as avaliações de 24 mini-implantes escolhidos aleatoriamente (20% da amostra inicial) e aplicado o teste de concordância de Kappa.

4.6.4 Torque de inserção e carga axial em osso artificial

Além da análise descritiva de cada grupo (média e desvio padrão), foram aplicados testes de análise de variância (ANOVA) a um critério para comparação entre os grupos e, posteriormente, testes de comparação múltipla de Tukey para detectar estas diferenças.

4.6.5 Torque de inserção e carga axial em pré-molares

Da mesma maneira, efetuou-se a análise descritiva (média e desvio padrão) dos mini-implantes inseridos em pré-molares de acordo com o seu diâmetro, altura de inserção e presença ou não de perfuração prévia. A comparação dos torques e das cargas ocorreu através de análises de variância a três critérios, seguidas de testes de comparação múltipla de Tukey. Aplicou-se testes t com o objetivo de verificar as diferenças do torque e da carga axial de inserção entre os mini-implantes que conseguiram ou não perfurarem as raízes dentárias.

4.6.6 Osso artificial e pré-molares

Para a comparação do torque e da carga axial de inserção entre os mini-implantes inseridos no osso artificial com os que perfuraram as raízes de pré-molares foram utilizados testes t.

4.6.7 Lesões radiculares

Para verificar as possíveis associações entre a altura de inserção e perfuração prévia nos diferentes diâmetros de mini-implantes com as severidades das lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas, foram aplicados testes de Qui-Quadrado em cada diâmetro estudado.

Todos os dados coletados foram submetidos ao tratamento estatístico por meio do programa Statistica (v.6.0; StatSoft Inc., Tulsa, OK, EUA), empregando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

5 Resultados

5 RESULTADOS

Os resultados encontrados neste trabalho encontram-se organizados nas tabelas a seguir:

5.1 CÁLCULO AMOSTRAL

O cálculo amostral para a diferença entre duas médias, considerando o poder do teste de 80% e o coeficiente de confiança de 95%, tanto para o torque de inserção como para a carga axial, encontra-se na tabela 2.

Tabela 2 - Resultados para o cálculo do tamanho da amostra para a diferença entre duas médias e o poder do teste de 80%.

Cálculo Amostral	Torque de Inserção	Carga Axial
Estimativa do desvio padrão	0,7	120
Diferença a detectar	1	150
α (Erro tipo I)	5%	5%
β (Erro tipo II)	20%	20%
N (valor da amostra para cada grupo)	9	11

5.2 TESTE DE NORMALIDADE

Os testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov indicaram uma distribuição normal ($p > 0,2$) para as variáveis torque e carga axial decorrentes da inserção de mini-implantes tanto no osso artificial como nas raízes dentárias.

5.3 ERRO DO MÉTODO

A tabela 3 mostra o erro intraexaminador estimado pelo teste de concordância de Kappa.

Tabela 3 - Resultados do erro do método para as lesões radiculares avaliadas em microtomografias computadorizadas.

Tipos de lesões radiculares	Porcentagem de Concordância (%)	Kappa	p	Força de Concordância
Perfuração da raiz	91,67	0,88	< 0,001*	Quase perfeita
Extensão da lesão	87,50	0,83	< 0,001*	Quase perfeita
Fratura da raiz	100,00	1,00	0,000*	Quase perfeita

* Estatisticamente significante ($p < 0,05$)

5.4 TORQUE DE INSERÇÃO E CARGA AXIAL EM OSSO ARTIFICIAL

As comparações do torque de inserção e da carga axial entre os diferentes diâmetros de mini-implantes inseridos no osso artificial são demonstradas na tabela 4. Os valores de cada mini-implante encontram-se no apêndice B.

Tabela 4 – Resultados das análises de variância a um critério e dos testes de Tukey, considerando a influência do diâmetro dos mini-implantes inseridos no osso artificial sobre o torque de inserção e a carga axial respectivamente.

		Torque de Inserção	Carga Axial
ANOVA		p < 0,001*	p < 0,001*
Grupo	N	Média (D.P.) – Ncm	Média (D.P.) - gf
B14	5	14,26 (1,81) A	2.924,4 (269,7) A
B16	5	8,52 (1,23) B	4.080,8 (551,1) B
B18	5	13,68 (0,70) A	3.860,4 (239,5) B

* Estatisticamente significante ($p < 0,05$)

Teste de Tukey - Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

5.5 TORQUE DE INSERÇÃO E CARGA AXIAL EM PRÉ-MOLARES

Os valores dos torques e das cargas axiais de inserção de cada mini-implante inserido em pré-molares estão presentes no apêndice C. A tabela 5 apresenta os valores médios dos torques de inserção dos mini-implantes inseridos em pré-molares de acordo com o seu diâmetro, altura de inserção e presença ou não de perfuração prévia. Já na tabela 6 verifica-se a comparação desses torques pela análise de variância (ANOVA) a três critérios. Testes de comparação múltipla de Tukey que evidenciam as diferenças detectadas na ANOVA encontram-se nas tabelas 7, 8 e 9.

Tabela 5 – Médias e desvio-padrão dos torques de inserção (Ncm) dos mini-implantes inseridos em pré-molares (N Total = 113).

Grupo	Altura	Perfuração Prévia	N	Média (D.P.)
D14	Cervical	Sem	10	6,56 (3,72)
	Cervical	Com	10	12,34 (5,56)
	Apical	Sem	9	6,09 (3,08)
	Apical	Com	9	10,52 (5,62)
D16	Cervical	Sem	10	4,15 (2,46)
	Cervical	Com	10	9,45 (5,16)
	Apical	Sem	7	6,83 (3,65)
	Apical	Com	10	8,11 (3,97)
D18	Cervical	Sem	10	6,33 (5,08)
	Cervical	Com	9	16,29 (4,99)
	Apical	Sem	10	7,51 (3,62)
	Apical	Com	9	10,31 (2,12)

Tabela 6 – Resultados da análise de variância a três critérios, considerando a influência do diâmetro do mini-implante, da altura de inserção e da perfuração prévia no torque de inserção em pré-molares.

Variáveis	F	p
Grupo	4.546	0,013*
Altura	1.415	0,237
Perf. Prévia	37.403	< 0,001*
Grupo x Altura	1.210	0,303
Grupo x Perf. Prévia	1.226	0,298
Altura x Perf. Prévia	6.715	0,011*
Grupo x Altura x Perf. Prévia	1.104	0,335

* Estatisticamente significante ($p < 0,05$)

Tabela 7 – Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares entre os diferentes diâmetros de mini-implante.

Grupo	N	Torque - Ncm Média (D.P.)	Tukey
D14	38	8,91 (5,19)	AB
D16	37	7,16 (4,31)	A
D18	38	9,94 (5,54)	B

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Tabela 8 – Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares de acordo com a perfuração prévia.

Perfuração Prévia	N	Torque – Ncm Média (D.P.)	Tukey
Sem	56	6,22 (3,69)	A
Com	57	11,11 (5,23)	B

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Tabela 9 – Resultados do teste de Tukey comparando os torques de inserção em pré-molares de acordo com a interação altura de inserção x perfuração prévia.

Altura	Perfuração Prévia	N	Torque – Ncm Média (D.P.)	Tukey
Cervical	Sem	30	5,68 (3,92)	A
Cervical	Com	29	12,57 (5,79)	B
Apical	Sem	26	6,84 (3,36)	AC
Apical	Com	28	9,59 (4,15)	C

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

A tabela 10 exibe os valores médios das cargas axiais dos mini-implantes inseridos em pré-molares de acordo com o seu diâmetro, altura de inserção e presença ou não de perfuração prévia. A comparação das cargas foi realizada pela análise de variância (ANOVA) a três critérios (Tabela 11) e as diferenças observadas na ANOVA foram evidenciadas pelos testes de comparação múltipla de Tukey (Tabelas 12, 13, 14 e 15).

Tabela 10 – Médias e desvio-padrão das cargas axiais (gf) dos mini-implantes inseridos em pré-molares (N Total = 113).

Grupo	Altura	Perfuração Prévia	N	Média (D.P.)
D14	Cervical	Sem	10	6.054,5 (1.153,7)
	Cervical	Com	10	4.874,6 (689,3)
	Apical	Sem	9	5.608,2 (1.149,2)
	Apical	Com	9	4.602,0 (730,6)
D16	Cervical	Sem	10	6.563,0 (1.009,2)
	Cervical	Com	10	6.315,0 (976,3)
	Apical	Sem	7	5.349,0 (805,63)
	Apical	Com	10	6.113,1 (1.363,5)
D18	Cervical	Sem	10	5.878,4 (1.065,1)
	Cervical	Com	9	5.061,4 (645,9)
	Apical	Sem	10	4.561,7 (1.060,5)
	Apical	Com	9	5.045,7 (631,8)

Tabela 11 – Resultados da análise de variância a três critérios, considerando a influência do diâmetro do mini-implante, da altura de inserção e da perfuração prévia na carga axial em pré-molares.

Variáveis	F	p
Grupo	10.020	<0,001*
Altura	9.792	0,002*
Perf. Prévia	3.268	0,074
Grupo x Altura	0,356	0,701
Grupo x Perf. Prévia	4.660	0,012*
Altura x Perf. Prévia	5.037	0,027*
Grupo x Altura x Perf. Prévia	0,849	0,431

* Estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Tabela 12 – Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares entre os diferentes diâmetros de mini-implante.

Grupo	N	Carga Axial – gf Média (D.P.)	Tukey
D14	38	5.294,3 (1.088,4)	A
D16	37	6.144,7 (1.116,2)	B
D18	38	5.141,2 (983,6)	A

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Tabela 13 – Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a altura de inserção.

Altura	N	Carga Axial – gf Média (D.P.)	Tukey
Cervical	59	5.803,5 (1.100,1)	A
Apical	54	5.212,9 (1.118,2)	B

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Tabela 14 – Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a interação diâmetro do mini-implante x perfuração prévia.

Grupo	Perfuração Prévia	N	Carga Axial – gf Média (D.P.)	Tukey
D14	Sem	19	5.843,1 (1.142,3)	ABC
D14	Com	19	4.745,5 (703,1)	D
D16	Sem	17	6.063,1 (1.093,4)	AB
D16	Com	20	6.214,1 (1.158,8)	A
D18	Sem	20	5.220,1 (1.235,4)	BCD
D18	Com	18	5.053,6 (619,9)	CD

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Tabela 15 – Resultados do teste de Tukey comparando as cargas axiais em pré-molares de acordo com a interação altura de inserção x perfuração prévia.

Altura	Perfuração Prévia	N	Carga Axial – gf Média (D.P.)	Tukey
Cervical	Sem	30	6.165,3 (1.080,9)	A
Cervical	Com	29	5.429,3 (1.005,9)	B
Apical	Sem	26	5.135,9 (1.099,2)	B
Apical	Com	28	5.284,3 (1.150,9)	B

Letras diferentes na mesma coluna representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

Os torques e as cargas axiais de inserção dos mini-implantes que perfuraram as raízes foram comparados com aqueles que não conseguiram e os resultados se encontram na tabela 16.

Tabela 16 – Resultados dos testes t para comparar os torques e as cargas axiais de inserção entre os mini-implantes que perfuraram ou não as raízes dentárias.

Teste t		Torque de Inserção	Carga Axial
		$p < 0,001^*$	$p = 0,8454$
Perfuração Radicular	N	Média (D.P.) – Ncm	Média (D.P.) - gf
Sem	48	5,04 (2,93)	5.496,7 (1.212,5)
Com	65	11,37 (4,75)	5.539,4 (1.098,1)

* Estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.6 OSSO ARTIFICIAL X PRÉ-MOLARES

A tabela 17 apresenta a comparação (teste t) dos valores dos torques e das cargas axiais de inserção dos mini-implantes inseridos em osso artificial com os daqueles que provocaram perfurações nas raízes.

Tabela 17 – Resultados dos testes t para comparar os torques e as cargas axiais de inserção entre os mini-implantes inseridos em osso artificial e os que perfuraram as raízes dentárias.

Teste t		Torque de Inserção	Carga Axial
		p = 0,544	p < 0,001*
Inserção	N	Média (D.P.) – Ncm	Média (D.P.) - gf
Osso artificial	15	12,15 (2,94)	3.621,9 (627,1)
Com perfuração radicular	65	11,37 (4,75)	5.539,4 (1.098,1)

* Estatisticamente significante (p<0,05)

5.7 LESÕES RADICULARES

A partir das lesões radiculares provocadas pelos mini-implantes analisadas em microtomografias computadorizadas, avaliaram-se a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia com os tipos de lesões em cada diâmetro estudado (Tabelas 18, 19 e 20). As distribuições dos eventos observados nas associações que apresentaram significância estatística estão evidenciadas nos gráficos 1, 2 e 3 para o grupo D14, nos gráficos 4, 5, 6 e 7 para o grupo D16 e nos gráficos 8, 9 e 10 para o grupo D18. O apêndice D apresenta as severidades das lesões radiculares resultantes da inserção de cada mini-implante.

Tabela 18 – Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,4mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.

Grupo D14		
	χ^2	p
Altura x Perf. Raiz	0,00785	0,929
Altura x Extensão Lesão	3,036	0,552
Altura x Fratura Raiz	1,908	0,385
Perf. Prévia x Perf. Raiz	15,333	0,002*
Perf. Prévia x Extensão Lesão	18,571	<0,001*
Perf. Prévia x Fratura Raiz	10,213	0,006*

* Estatisticamente significante ($p < 0,05$)

Gráfico 1 – Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.

Gráfico 2 – Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.

Gráfico 3 – Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,4mm de diâmetro.

Tabela 19 – Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,6mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.

Grupo D16		
	X ²	p
Altura x Perf. Raiz	9,251	0,026*
Altura x Extensão Lesão	4,468	0,346
Altura x Fratura Raiz	4,035	0,133
Perf. Prévia x Perf. Raiz	24,518	<0,001*
Perf. Prévia x Extensão Lesão	23,222	<0,001*
Perf. Prévia x Fratura Raiz	9,001	0,011*

* Estatisticamente significativa (p<0,05)

Gráfico 4 – Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a altura de inserção para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.

Gráfico 5 – Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.

Gráfico 6 – Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.

Gráfico 7 – Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,6mm de diâmetro.

Tabela 20 – Resultados do teste de Qui-Quadrado para avaliar a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia de mini-implantes de 1,8mm de diâmetro com as lesões radiculares observadas em microtomografias computadorizadas.

Grupo D18		
	X ²	p
Altura x Perf. Raiz	2,089	0,554
Altura x Extensão Lesão	5,529	0,355
Altura x Fratura Raiz	3,431	0,180
Perf. Prévia x Perf. Raiz	21,844	<0,001*
Perf. Prévia x Extensão Lesão	25,200	<0,001*
Perf. Prévia x Fratura Raiz	24,955	<0,001*

* Estatisticamente significativa (p<0,05)

Gráfico 8 – Distribuição do tipo de perfuração radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.

Gráfico 9 – Distribuição do tipo de extensão da lesão radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.

Gráfico 10 – Distribuição da presença de fratura radicular de acordo com a perfuração prévia para os mini-implantes de 1,8mm de diâmetro.

6 *Discussão*

6 DISCUSSÃO

6.1 METODOLOGIA

6.1.1 Amostra

A região posterior constitui uma das áreas mais utilizadas para a inserção de mini-implantes com finalidade de ancoragem ortodôntica esquelética devido à disponibilidade de espaço na crista óssea alveolar, principalmente entre as raízes de pré-molares e molares (DEGUCHI et al., 2006; HU et al., 2009; POGGIO et al., 2006). Clinicamente sugere-se, portanto, que estes seriam os dentes mais lesionados durante a inserção dos mini-implantes. A escolha por pré-molares se deu também pela facilidade de se obter estes dentes hígidos, uma vez que são os mais indicados nos protocolos com extrações durante o tratamento ortodôntico (JANSON; MARIA; BOMBONATTI, 2014). Devido à variabilidade anatômica das raízes dos pré-molares (tamanho, volume e forma) (MADEIRA; RIZZOLO, 2014), teve-se o cuidado de distribuir para cada grupo 5 primeiros pré-molares superiores, 5 segundos pré-molares superiores, 5 primeiros pré-molares inferiores e 5 segundos pré-molares inferiores, possibilitando, assim, chances iguais entre os grupos desta diferença anatômica influenciar os resultados obtidos.

A definição do diâmetro do mini-implante é fundamental para o sucesso clínico destes dispositivos. Como o espaço disponível é bastante restrito entre as raízes, aproximadamente 3mm (PARK; CHO, 2009; POGGIO et al., 2006), a utilização de diâmetros maiores aumenta o risco de lesionar as raízes dos dentes adjacentes, além de diminuir sua estabilidade (KIM; KIM, 2011; SHIGEEDA, 2014; SHINOHARA et al., 2013; SON et al., 2014; WATANABE et al., 2013). Por outro lado, mini-implantes com diâmetros reduzidos apresentam maiores riscos de fraturas (BARROS et al., 2011; JOLLEY; CHUNG, 2007), o que torna esta intercorrência mais complicada ainda (WILMES et al., 2008b). Assim, os mini-implantes com diâmetro de 1,6mm são os mais indicados e utilizados na rotina clínica para a inserção entre as raízes dos dentes posteriores (KIM; KIM, 2011; PARK; CHO, 2009). Idealmente seria interessante utilizar uma variedade maior de

diâmetros, porém no mercado nacional os fabricantes oferecem poucas opções de diâmetros. Para a região posterior, recomenda-se geralmente mini-implantes de no máximo 8mm de comprimento(PARK; CHO, 2009; POGGIO et al., 2006), porém, neste estudo, foram utilizados mini-implantes com 10mm para verificar o potencial de perfuração das raízes dentárias.

A literatura não fornece valores do torque e carga axial de inserção de mini-implantes em dentes humanos, apenas em experimentos com cães e porcos(BRISCENO et al., 2009; CHEN et al., 2008; WILMES et al., 2008b). Portanto, foram utilizados valores retirados do estudo de Barros (2010) para a estimativa do tamanho da amostra. O autor avaliou o torque e carga axial de inserção e de fratura de mini-implantes autoperfurantes inseridos em osso suíno e artificial. Para o cálculo amostral, foram considerados somente os valores de fratura (mais elevados) dos mini-implantes com diâmetros semelhantes ao do presente estudo. A estimativa do tamanho da amostra (Tabela 2) tanto para o torque de inserção como para a carga axial mostrou-se adequada uma vez que ambas as variáveis passaram nos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov ($p>0,2$), bem como foi suficiente para detectar diferenças estatísticas entre os grupos (Tabelas 6 e 11).

6.1.2 Erro do método

Os erros inerentes aos métodos de avaliação utilizados devem ser minimizados ou, pelo menos, controlados na realização da pesquisa. A estimativa destes erros permite que os dados obtidos sejam interpretados dentro destas limitações, tornando os resultados mais confiáveis.

De acordo com Houston (1983), erros sistemáticos se manifestam quando um examinador muda sua técnica de análise com o passar do tempo ou, de modo inconsciente, tende a sub ou superestimar as avaliações persistentemente de acordo com o resultado esperado em sua pesquisa, refletindo uma falta de padronização do método. No presente estudo não foram refeitas as medições do torque e da carga axial de inserção pois as leituras eram obtidas diretamente dos visores do torquímetro e da célula de carga e transmitidas para um arquivo em forma de planilha, não havendo, portanto, erro inerente ao examinador. Além disso, após as inserções dos mini-implantes, os espécimes eram perdidos, não havendo

possibilidade de novas inserções. Por outro lado, existiu a possibilidade de erro durante as análises das lesões radiculares nas microtomografias por se tratar de uma avaliação subjetiva com variáveis nominais (escores). Neste caso o erro intraexaminador foi calculado mediante a aplicação do teste de concordância de Kappa entre as avaliações de 24 mini-implantes escolhidos aleatoriamente (20% da amostra inicial) repetidas em um intervalo de 28 dias.

Na tabela 3 pode-se observar que os três tipos das lesões radiculares analisadas apresentaram uma concordância estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as duas avaliações. O valor de Kappa mede o grau de concordância e tem como valor máximo o 1, onde este valor 1 representa total concordância e os valores próximos ou igual a zero, indicam baixa ou nenhuma concordância. Os valores de Kappa encontrados foram todos superiores a 0,80, o que significa, de acordo com Landis e Koch (1977), uma concordância quase que perfeita entre as avaliações. Estes resultados atestam a confiabilidade e reprodutibilidade do método de análise proposto das lesões radiculares em microtomografia computadorizada.

6.1.3 Preparo da amostra e inserção dos mini-implantes

Para uma melhor extrapolação clínica dos resultados, idealmente os mini-implantes deveriam ser inseridos em maxilas e mandíbulas de cadáveres humanos cujas as condições das estruturas ósseas e dentárias se aproximam mais da realidade. Todavia, para o propósito deste trabalho de tese, tornou-se inviável este modelo experimental devido à dificuldade de obtenção destas peças anatômicas em número suficiente para a pesquisa. Assim, optou-se pela utilização de osso artificial para servir de suporte aos dentes e também como meio de inserção de mini-implantes para comparação com os dentes humanos. Trata-se de um material à base de espuma sólida rígida de poliuretano, disponível em diversas densidades e empregado em testes experimentais com mini-implantes (BRINLEY et al., 2009; LIM; CHA; HWANG, 2008; PETREY et al., 2010; SONG; CHA; HWANG, 2007). O uso de osso artificial em ensaios mecânicos pode apresentar resultados diferentes do que os obtidos em humanos, porém ter uma uniformidade da densidade e da espessura da cortical óssea pode ser uma vantagem (CIARELLI et al., 1991). A densidade usada para a fixação dos dentes foi de $0,64\text{g/cm}^3$ (40 PCF), compatível com a

densidade da cortical óssea alveolar(PETREY et al., 2010). Acredita-se que a utilização de apenas uma densidade neste experimento tenha reproduzido a condição anatômica uma vez que o osso presente na face vestibular das raízes dos pré-molares basicamente é do tipo cortical, com pouco ou quase nenhum osso medular(LAURSEN; MELSEN; CATTANEO, 2013). Já nos procedimentos de inserção em osso artificial, os blocos apresentavam densidades diferentes, simulando as densidades do osso cortical e osso medular presentes entre as raízes dos dentes posteriores(PARK et al., 2008). Embora as corticais ósseas da mandíbula sejam mais espessas que as da maxila, em ambos procedimentos padronizou-se a espessura da cortical óssea em 2mm, valor médio encontrado em alguns estudos(BAUMGAERTEL; HANS, 2009; DEGUCHI et al., 2006; HU et al., 2009; LAURSEN; MELSEN; CATTANEO, 2013; LIM et al., 2009).

Quanto aos locais de inserção dos mini-implantes, foram definidas duas alturas: uma apical e outra cervical. Desta forma pretendeu-se obter variações no grau de severidade do contato devido à diferença de espessura radicular mesiodistal nestas duas regiões(MADEIRA; RIZZOLO, 2014), reproduzindo situações clínicas de maior e menor gravidade. De acordo com a disponibilidade de espaço entre as raízes de dentes posteriores, Hu et al. (2009) recomendam a colocação de mini-implante na maxila entre 6mm e 8mm distantes da linha cervical, enquanto que na mandíbula até 5mm da linha cervical. Como a espessura da cortical óssea na região posterior aumenta de cervical para apical, Kim et al. (2006) e Baumgaertel e Hans (2009) sugerem que os mini-implantes sejam inseridos no mínimo 4mm apicalmente à crista óssea alveolar para maximizar a ancoragem, apesar da possibilidade da inserção ocorrer próxima à junção mucogengival ou até mesmo em mucosa. O intuito de inserir os mini-implantes no centro da raiz no sentido mesiodistal (horizontal) era de realmente conseguir o contato frontalmente para se obter os valores dos torque e da carga pois, devido à variedade anatômica radicular, a variação da posição horizontal poderia resultar em um contato muito suave ou até mesmo a ausência de contato. Em quatro situações as raízes eram mais curtas e os mini-implantes inseridos na altura apical deslocaram o dente de sua posição, sendo então descartados.

Em relação aos métodos de inserção, foram empregadas duas técnicas manuais com os mini-implantes autoperfurantes: sem preparo prévio nenhum no

tecido ósseo e com perfuração prévia inicial. A técnica de inserção manual sem perfuração prévia com fresa (*drill-free*) tem mostrado resultados clínicos melhores com bons índices de sucesso, maior contato na interface osso/mini-implante, menor mobilidade e maior sensibilidade tátil em caso de contato radicular, além de ser um procedimento mais simples, sem preparo prévio dos tecidos mole e ósseo(DAO et al., 2009; HEIDEMANN; TERHEYDEN; GERLACH, 2001). Embora um maior torque de inserção implique numa maior estabilidade primária, pode haver um aumento significativo deste torque principalmente em corticais ósseas mais espessas e com densidade elevada(SUZUKI; SUZUKI, 2011; TACHIBANA et al., 2012); resultando em microlesões no tecido ósseo(YADAV et al., 2012) e aumento do risco de fratura do mini-implante(BARROS et al., 2011; BAUMGAERTEL; HANS, 2009; MISCHKOWSKI et al., 2008). Nessas condições, torna-se interessante a perfuração prévia com fresa em toda a extensão do comprimento do mini-implante para controlar os níveis de torque pois neste tipo de inserção os torques máximos atingem valores menores comparados aos procedimentos sem perfuração prévia(CHEN; SHIN; KYUNG, 2008; MASSIF; FRAPIER; MICALLEF, 2007; MISCHKOWSKI et al., 2008). Baumgaertel (2010) sugere até um protocolo com ou sem perfuração com fresa dependendo da espessura da cortical óssea em locais específicos.

Com o objetivo de evitar fratura do mini-implante e facilitar a inserção do mesmo, alguns autores recomendam uma perfuração prévia inicial, ou seja, limitada à cortical óssea(BRISCENO et al., 2009; HEMBREE et al., 2009; LEE et al., 2010), preservando ao longo de toda inserção níveis de torques suficientes para uma adequada estabilidade primária. A perfuração prévia inicial pode ser realizada com fresa helicoidal com instrumento rotatório em velocidade reduzida ou com fresa manual tipo lança. Assim, de acordo com Wilmes et al. (2006), o emprego de mini-implantes autoperfurantes pode requerer em determinada situação a perfuração prévia apenas da cortical óssea, enquanto que os mini-implantes autorrosqueantes sempre exigem a perfuração em toda extensão do comprimento dos mesmos. No presente estudo, a extensão da perfuração não se restringiu apenas à cortical, e sim procurou invadir intencionalmente a dentina radicular com o objetivo de promover ao mini-implante uma apreensão e formação das roscas iniciais, proporcionando-lhe, a partir de então, seu autorrosqueamento e penetração na raiz dentária.

Para ter um controle melhor das forças axiais, os mini-implantes foram inseridos perpendicularmente ao longo eixo dos dentes, sem variação dos ângulos horizontais e verticais. Isso foi possível graças à base estabilizadora do torquímetro que permitiu a este girar e deslizar horizontalmente, sem gerar forças laterais que pudessem influenciar nos valores obtidos (BARROS, 2010). Desta maneira tentou-se evitar o deslizamento do mini-implante sobre o osso e/ou a raiz, o chamado *slippage*, que pode ocorrer quando se inclina muito o mini-implante verticalmente (HWANG; HWANG, 2011). Não se tem notado diferenças significantes na taxa de sucesso entre os mini-implantes inseridos inclinados e os inseridos perpendicularmente (KANG et al., 2009; PARK; JEONG; KWON, 2006).

De acordo com Barros (2010), para manter uma velocidade de rotação do mini-implante mais constante durante o procedimento de inserção, alguns trabalhos que avaliaram torques de inserção utilizaram métodos automatizados ou robotizados (FLORVAAG et al., 2010; MISCHKOWSKI et al., 2008; WILMES et al., 2006; WILMES et al., 2008b; LIM; CHA; HWANG, 2008; SONG; CHA; HWANG, 2007). Outros estudos (BARROS et al., 2011; BRINLEY et al., 2009) utilizaram a inserção manual, onde forças axiais e de torção são geradas de maneira intermitente, chegando a zero entre os giros das chaves de inserção. Todavia, este tipo de procedimento parece retratar mais a rotina clínica, principalmente neste estudo onde se propôs também a verificar a capacidade dos mini-implantes de lesionarem as raízes de dentes humanos. Uma limitação deste experimento consistiu na diferença de sensibilidade tátil entre o torquímetro (de tamanho e volume maior) e uma chave de mão rotineiramente usada.

O torque de fratura do mini-implante está diretamente relacionado ao seu diâmetro, sendo que quanto menor o diâmetro maior o risco de fratura (BARROS et al., 2011; JOLLEY; CHUNG, 2007). Observa-se na tabela 1 que durante a inserção os mini-implantes de menores diâmetros foram os que mais sofreram fratura no corpo. Já a fratura da extremidade da ponta ativa ocorreu principalmente nos de maior diâmetro provavelmente devido à maior perfuração e penetração destes mini-implantes nas raízes dentárias. A constatação da fratura da extremidade da ponta só foi possível durante a análise das lesões radiculares nas microtomografias computadorizadas.

6.1.4 Microtomografia computadorizada

Nos últimos anos, a microtomografia computadorizada tem se tornado uma ferramenta de grande utilidade no estudo das estruturas interna e externa dentária através da análise tridimensional. Além de ser um método não destrutivo, apresenta outras vantagens como gerar imagens internas, de corte e superfície em qualquer direção, permitindo a observação em diversos ângulos, possibilidade de rotacionar o espécime em 360°, inclinar e aumentar a área de interesse e alterar cor, luz e textura para melhor visualização (PLOTINO et al., 2006). A Micro-CT possui também ferramentas para medições lineares e volumétricas, proporcionando imagens com maior definição em relação à tomografia computadorizada de feixe cônico devido à qualidade e tamanho reduzido do *voxel* (LUCKOW et al., 2011). Entretanto, a Micro-CT apresenta aplicação limitada *in vivo* resultante da alta dose de irradiação ionizante liberada, constituindo, assim, num poderoso método *in vitro* de pesquisa.

Em Ortodontia, a Micro-CT tem sido empregada nos trabalhos em animais que pesquisam remodelação óssea (FRANZEN et al., 2014; KRAUS et al., 2014) e reabsorção radicular (KARADENIZ et al., 2013; PONDER et al., 2013) decorrentes da movimentação ortodôntica, estabilidade de mini-implante e resposta óssea ao seu redor (MASSEY et al., 2012; WILMES; DRESCHER, 2011; WU et al., 2014), características estruturais tridimensionais de bráquetes (KANG et al., 2013), mensuração da espessura das corticais ósseas e disponibilidade de espaço para inserção de mini-implantes em peças anatômicas (LAURSEN; MELSEN; CATTANEO, 2013; WILMES et al., 2006), entre outras aplicações. A avaliação do contato/perfuração radicular por mini-implantes geralmente tem sido feita através de análise histológica (AHMED et al., 2012; ASSCHERICKX et al., 2005; BRISCENO et al., 2009; CHEN; SHIN; KYUNG, 2008; DAO et al., 2009; KIM; KIM, 2011; LEE et al., 2010; MAINO et al., 2007; RENJEN et al., 2009) e microscopia eletrônica de varredura (KADIOGLU et al., 2008) e de transmissão (RINALDI; ARANA-CHAVEZ, 2010). A constatação dessas lesões pode ocorrer também por meio de imagens radiográficas (ER; BAYRAM; TASDEMIR, 2011; HWANG; HWANG, 2011; KURODA et al., 2007; MCCABE; KAVANAGH, 2012), muitas vezes limitadas por ser tratar de imagens bidimensionais (ASSCHERICKX et al., 2008), e por tomografia

computadorizada de feixe cônico(KURODA et al., 2007; SHIGEEDA, 2014; SHINOHARA et al., 2013; SON et al., 2014; WATANABE et al., 2013), nem sempre com boa resolução. No presente estudo, a Micro-CT proporcionou uma visualização dinâmica e com grande nitidez das imagens, favorecendo a observação e identificação das severidades das lesões radiculares com adequada precisão.

6.2 RESULTADOS

6.2.1 Torque de inserção e carga axial em osso artificial

Um dos principais fatores atrelados ao sucesso clínico dos mini-implantes consiste na obtenção da estabilidade primária logo após a inserção. Utiliza-se o torque necessário para a inserção dos mini-implantes como parâmetro mensurável desta estabilidade. Assim, os principais fatores que influenciam neste torque refletem na estabilidade destes dispositivos de ancoragem, podendo estar relacionados ao *design* do mini-implante, ao procedimento de inserção e às características morfológicas do tecido ósseo(WILMES et al., 2006). Alguns trabalhos verificaram que quanto maior o diâmetro e o comprimento do mini-implante, maior é o torque de inserção, bem como mini-implantes cônicos e autoperfurantes geram torques maiores(BARROS et al., 2011; FLORVAAG et al., 2010; LIM; CHA; HWANG, 2008; WILMES et al., 2008a; WILMES; SU; DRESCHER, 2008). Quando a colocação dos mini-implantes é realizada sem perfuração prévia, exige-se mais força de torção para inserção(CHEN; SHIN; KYUNG, 2008; MASSIF; FRAPIER; MICALLEF, 2007; MISCHKOWSKI et al., 2008). Os torques também são maiores quando a densidade óssea é mais alta e a cortical mais espessa(LIM; CHA; HWANG, 2008). Portanto, deve-se ter muita cautela na comparação dos valores dos torques de inserção entre os estudos com metodologias diferentes pois são inúmeros os fatores que podem influenciar os resultados obtidos. Inclusive, em um estudo de revisão sistemática(MEURSINGE REYNDERS et al., 2012), os autores concluem que nenhuma evidência indica que valores máximos específicos de torque de inserção estão associados com maiores índices de sucesso dos mini-implantes ortodônticos devido a essa variação metodológica.

Motoyoshi et al. (2006) mensuraram os torques de inserção em pacientes submetidos a tratamento ortodôntico e encontraram valores entre 7,2Ncm a 13,5Ncm dependendo do local de inserção, com média de 9Ncm. Os valores dos torques de inserção em osso artificial encontrados no presente estudo são maiores (Tabela 4), provavelmente devido ao menor comprimento do mini-implante e também pela técnica de inserção com perfuração prévia em toda extensão de profundidade utilizada no trabalho supracitado. Por outro lado, torques maiores foram obtidos em cães por Chen et al. (2008) e Brisceno et al. (2009), com valores médios de 17,06Ncm e 23,8Ncm respectivamente. A diferença entre as densidades dos ossos humano, artificial e canino pode ter sido decisiva nos resultados encontrados.

A grande maioria dos trabalhos que avalia o procedimento de inserção dos mini-implantes tem como objeto de estudo o torque de inserção e poucos são os que dão ênfase para carga axial. A metodologia desta pesquisa teve como referência o trabalho de Barros et al. (2011) em relação os procedimentos de inserção, porém com algumas modificações. Tanto o torque de inserção como a carga axial foram menores do que os encontrados no presente estudo. Possivelmente estas diferenças estejam nas densidades dos ossos artificiais uma vez que Barros et al. (2011) utilizaram blocos de osso artificial com apenas uma densidade de $0,48\text{g/cm}^3$ (30 PCF), enquanto que nesta pesquisa os blocos apresentavam duas densidades simulando a cortical óssea ($0,64\text{g/cm}^3$ ou 40 PCF) e o osso medular ($0,32\text{g/cm}^3$ ou 20 PCF). Esta cortical mais densa e espessa deve ter proporcionado um torque maior (LIM; CHA; HWANG, 2008) e aumentado a resistência inicial na inserção do mini-implante, resultando numa carga axial mais alta também (WILMES et al., 2008b).

Ainda na tabela 4, observa-se que não houve uma relação direta entre o aumento do diâmetro dos mini-implantes com o aumento do torque de inserção, relação esta tão frequente na literatura (BARROS et al., 2011; FLORVAAG et al., 2010; LIM; CHA; HWANG, 2008; WILMES et al., 2008a; WILMES; SU; DRESCHER, 2008). Uma possível falta de uniformidade dos blocos de osso artificial poderia ter alterado os resultados, porém este mesmo padrão foi verificado nas inserções realizadas nas raízes dentárias (Tabela 7). Algumas características dos mini-implantes como forma e comprimento e tipo e comprimento da rosca, podem exercer certa influência sobre os resultados (BARROS et al., 2011). Especula-se que

determinadas características inerentes à marca comercial poderiam ser responsáveis pelos valores encontrados. Assim, estudos futuros devem ser conduzidos com outros mini-implantes para melhor esclarecimento.

6.2.2 Torque de inserção e carga axial em pré-molares

Até o presente momento, não há na literatura estudos que avaliam o torque e a carga axial de inserção em dentes humanos, tanto em pesquisa *in vitro* como *in vivo*. Talvez pelas questões éticas envolvidas e também pela dificuldade na viabilidade deste tipo de delineamento experimental (ALVES et al., 2013). Apesar das limitações, este estudo se propôs a entender melhor o comportamento dos mini-implantes em contato com as raízes dentárias humanas.

O estudo do torque e da carga axial de inserção em contato com os dentes não ficou restrito aos diferentes diâmetros dos mini-implantes. Devido à grande variabilidade anatômica das raízes e à possibilidade de penetração na estrutura radicular, foram incorporados outros dois fatores que pudessem ter alguma influência neste procedimento: a altura de inserção e a perfuração prévia inicial com fresa. Os valores e a interação destes três fatores estão apresentados nas tabelas 5 e 6 para o torque e nas tabelas 10 e 11 para a carga axial.

O resultado da análise de variância (Tabela 6) mostra que tanto o diâmetro do mini-implantes como a presença ou não de perfuração prévia influenciaram nos torques de inserção. Semelhante à inserção em osso artificial, os diâmetros não apresentaram uma relação direta com o torque de inserção, ficando sem um padrão definido de comportamento (Tabela 7). Quanto à perfuração prévia, nota-se claramente que os torques foram maiores quando se realizou a perfuração prévia inicial com fresa (Tabela 8). Diferentemente do que ocorreu na inserção em pré-molares, os trabalhos realizados em osso artificial ou de animais mostram que os torques de inserção são maiores quando não se realiza a perfuração prévia devido ao maior contato osso/metal (CHEN; SHIN; KYUNG, 2008; FLORVAAG et al., 2010; MISCHKOWSKI et al., 2008). Na realidade, conforme verificado nas análises das lesões radiculares em Micro-CT (Gráficos 1, 5 e 8), a maioria dos mini-implantes inseridos sem perfuração prévia não conseguiu perfurar a raiz devido à sua alta resistência, desviando seu trajeto ou girando em falso. Neste caso, como não se

formaram as roscas iniciais no tecido dentário, o mini-implante não conseguiu se autorrosquear, resultando torques bem reduzidos. Por outro lado, a perfuração prévia favoreceu ao mini-implante este autorrosqueamento inicial e, conseqüentemente, sua penetração na raiz e aumento da resistência à torção (torque).

A carga axial de inserção também foi influenciada pelo diâmetro do mini-implante e pela altura de inserção (Tabela 11). Do mesmo modo discutido anteriormente, a carga axial não apresentou um padrão de comportamento em relação ao diâmetro (Tabela 12). Os mini-implantes inseridos na altura cervical exigiram uma força de inserção maior (Tabela 13), talvez pela presença de uma maior quantidade de estrutura dentária nesta região do que na altura apical devido ao formato cônico das raízes. Embora fosse identificada diferença estatisticamente significativa, a variação numérica parece não refletir numa diferença clínica perceptível. Em casos de corticais ósseas espessas e densas, a perfuração óssea inicial limitada à cortical é recomendada para minimizar a resistência inicial e facilitar a inserção uma vez que a densidade do osso medular é mais baixa (BRISCENO et al., 2009; HEMBREE et al., 2009; LEE et al., 2010). A perfuração prévia em pré-molares parece não ter influenciado nos valores da carga axial provavelmente devido à resistência interna do tecido dentinário que não se difere muito da resistência externa da raiz (WILMES et al., 2008b). Assim, a carga axial seria bem próxima com ou sem perfuração prévia. Em estatística, todavia, sempre se deve ter cautela ao afirmar que duas situações são iguais quando não se detecta diferenças estatísticas entre elas. Neste caso, não existe evidência suficiente para rejeitar a hipótese nula (igualdade), principalmente se o poder do teste encontra-se diminuído.

As análises de variância e os testes de Tukey detectaram diferenças significantes em algumas interações dos fatores, tanto nos torques (Tabelas 6 e 9) como nas cargas axiais (Tabelas 11, 14 e 15). A avaliação destas interações se torna muitas vezes difícil pois não se consegue identificar um padrão de influência dos fatores, dificultando sua interpretação e aplicabilidade, motivo pelo qual elas não foram discutidas, apenas apresentadas.

Após as análises das imagens em Micro-CT, observou-se que havia mini-implantes que perfuraram as raízes e outros não. Independente do diâmetro e da

posição, comparou-se, então, os torques e as cargas axiais entre os mini-implantes que perfuraram ou não as raízes dentárias. Pode-se visualizar na tabela 16 que os mini-implantes que conseguiram perfurar e penetrar no tecido radicular apresentaram torques maiores que aqueles que não conseguiram, corroborando a necessidade de um autorrosqueamento inicial para desenvolver o torque adequadamente. Em contrapartida, a carga axial foi semelhante com ou sem a perfuração radicular.

Realizou-se, então, a comparação do torque e da carga dos mini-implantes que realmente foram inseridos nos pré-molares, ou seja, aqueles que perfuraram as raízes, com os inseridos em osso artificial (Tabela 17). Os resultados encontrados demonstram que não houve diferença nos torques dos mini-implantes inseridos em pré-molares e no osso artificial, diferente dos trabalhos em animais em que os torques dos mini-implantes que entraram em contato ou perfuraram as raízes foram maiores que os inseridos somente no osso (BRISCENO et al., 2009; CHEN et al., 2008; WILMES et al., 2008b). Por outro lado, a carga axial parece ser influenciada pela densidade do material (BARROS et al., 2011; FLORVAAG et al., 2010). Mini-implantes em contato com as raízes desenvolveram cargas axiais bem maiores do que no osso artificial, resultado de uma maior resistência à compressão do tecido radicular. Durante a inserção do mini-implante em tecido ósseo, inicialmente o torque de inserção se apresenta baixo e vai aumentando à medida que o mini-implante vai se autorrosqueando, atingindo seus valores máximos próximo ao final do procedimento. De maneira antagônica, a carga axial começa elevada (resistência da cortical óssea) e diminui ao longo da inserção (BARROS et al., 2011). Especula-se que tal comportamento dos valores obtidos no presente estudo possa estar vinculado às propriedades mecânicas dos diferentes tecidos. Enquanto que o tecido ósseo é mais resiliente e distribui melhor as forças impostas, a estrutura radicular dos pré-molares humanos, apesar de resistente, não absorve tão bem as forças, apresentando um comportamento mais frágil. Ou seja, inicialmente o dente resiste à penetração do mini-implante (carga axial elevada), mas a partir do momento que este vai se inserindo cada vez mais na raiz, parece que atinge seu limite de deformação e acaba se fraturando, não atingindo os torques máximos característicos do final da inserção. Tais percepções foram obtidas durante a

realização do ensaio mecânico e pela análise das imagens obtidas pela Micro-CT neste estudo.

6.2.3 Lesões radiculares

Além da mensuração dos torques e das cargas axiais de inserção geradas por mini-implantes inseridos em pré-molares, outra proposta desta pesquisa foi investigar a capacidade destes dispositivos de lesionar ou não as raízes de dentes humanos e analisar a severidade destas lesões. Entender e quantificar o grau do dano à raiz torna-se essencial para o prognóstico de reparo. Baseado em uma revisão sistemática, Alves et al. (2013) sugerem que a qualidade do reparo da raiz depende da quantidade de lesão causada pelo mini-implante. Em condições favoráveis (sem infiltrado inflamatório ou invasão pulpar), a cicatrização e o reparo quase que completo dos tecidos periodontais podem ocorrer enquanto que o dano esteja limitado ao cimento e dentina. De acordo com Hembree et al. (2009), as lesões radiculares podem variar desde um deslocamento do osso em direção ao ligamento periodontal até à invasão da câmara pulpar e fratura da raiz. Dao et al. (2009) também analisaram a severidade das lesões radiculares, classificando-as em tipo Ia (lesão da polpa acima da dentina radicular apical), Ib (lesão da polpa no terço apical), II (lesão da dentina central radicular sem envolvimento pulpar) e III (lesão da dentina periférica e cimento radicular). Ambos os trabalhos foram feitos em cães por meio de cortes histológicos.

Em pacientes ortodônticos, Kuroda et al (2007) avaliaram a proximidade dos mini-implantes em relação às raízes dentárias através de radiografias dividindo em três categorias: I (mini-implantes separado da raiz), II (ponta do mini-implante toca a lâmina dura) e III (corpo do mini-implante sobrepõe a lâmina dura). Foram realizadas tomografias computadorizadas em alguns pacientes da amostra para comparar os achados radiográficos. Após lesionar intencionalmente com mini-implantes as raízes de pré-molares com indicação de extração ortodôntica, Kadioglu et al. (2008) analisaram o reparo desta lesões em microscopia eletrônica de varredura, porém de forma qualitativa e apenas na superfície externa radicular.

No presente estudo, a Micro-TC proporcionou uma avaliação mais dinâmica e precisa das lesões, permitindo uma visualização interna e externa das

estruturas radiculares e, assim, observar as diferentes severidades de lesões. Conforme a metodologia descrita, as lesões foram classificadas de acordo com a presença de perfuração da raiz, a extensão da lesão e a ocorrência de fratura radicular (Quadros 3, 4 e 5). Assim, foi realizada a associação entre a altura de inserção e perfuração prévia com estas lesões em cada diâmetro estudado (Tabelas 18, 19 e 20). Nota-se que em todos os diâmetros o fator perfuração prévia demonstrou associação estatisticamente significativa com a severidade das lesões. Para melhor entendimento, as associações que exibiram significância estatística foram apresentadas em forma de gráfico (Gráficos 1 a 10). Neste caso, a simples observação numérica das frequências implica que a distribuição das mesmas não foi ao acaso, denotando a influência destas associações.

De uma maneira geral, verifica-se que não houve um comportamento definido do diâmetro dos mini-implantes em relação às severidades das lesões por eles causadas, apesar desta severidade ser maior nos mini-implantes de maior diâmetro (1,8mm). A realização da perfuração prévia inicial com a fresa também resultou em lesões mais severas. Os gráficos 1, 5 e 8 mostram que a maioria dos mini-implantes inseridos sem perfuração prévia não conseguiram perfurar a raiz (frequências de NÃO-F e NÃO-L somadas), enquanto que com a perfuração prévia a maioria perfurou (frequências de SIM-F e SIM-L somadas). As lesões foram mais extensas principalmente na presença de perfuração prévia (Gráficos 2, 6 e 9). Seguindo a mesma tendência, os mini-implantes inseridos com perfuração prévia inicial provocaram um número maior de fratura das raízes (frequências de SIM e SIM-FRAG somadas), conforme os gráficos 3, 7 e 10.

Os resultados destas análises corroboram com a afirmação de Kang et al. (2009) de que os mini-implantes não conseguem perfurar facilmente a raiz dentária e, assim, deslizam sobre a superfície radicular lesionando os tecidos adjacentes. Este comportamento foi verificado principalmente na ausência de perfuração prévia. O mini-implante por si só parece não ter poder de corte suficiente para perfurar a raiz, mas na presença de uma perfuração inicial com fresa, é capaz provocar lesões com severidade variada. Se a perfuração prévia for limitada à cortical óssea, há menos chance de resultar em perfuração radicular (LEE et al., 2010). Renjen et al. (2009) e Dao et al. (2009) afirmaram que mini-implantes inseridos manualmente podem perfurar a dentina radicular, causando diferentes severidade de lesões

radiculares, desde a abrasão do cimento até a penetração da câmara pulpar com fragmentação da raiz. De fato, os resultados deste trabalho confirmam a possibilidade de mini-implantes autoperfurantes de perfurar as raízes de pré-molares com inserção manual mesmo sem perfuração prévia com fresa, embora numa frequência bem menor.

6.3 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Dentro das limitações da metodologia inerentes a uma pesquisa *in vitro*, este estudo contribuiu para o entendimento do comportamento da inserção de mini-implantes de ancoragem ortodôntica quando estes entram em contato com as raízes de pré-molares humanos. Até então, o conhecimento fora adquirido a partir de trabalhos em animais ou por relatos e experiência clínica vivenciados por profissionais.

Os resultados encontrados alertam o clínico, principalmente os iniciantes, da real possibilidade dos mini-implantes lesionarem as raízes, principalmente quando se utilizam diâmetros maiores, apesar das situações testadas serem exageradas e levadas ao limite. Também foi confirmado que resistência à força axial de inserção do mini-implante aumenta quando este entra em contato com a raiz devido à diferença das densidades entre as estruturas. Este parâmetro pode servir como auxílio na prevenção da perfuração radicular no caso de um aumento repentino da resistência, exigindo um replanejamento do local de inserção. Claro que a sensibilidade tátil e experiência clínica do profissional seriam decisivos nesta situação.

Em relação à potencialidade de provocar lesões nas raízes dentárias, o método de inserção manual sem perfuração prévia com fresa se mostrou mais seguro. Nada impede, porém, que na presença de corticais ósseas mais espessas e densas, seja realizada uma perfuração prévia inicial limitada à cortical para facilitar o procedimento de inserção dos mini-implantes para ancoragem ortodôntica.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Tanto os torques como as cargas axiais de inserção dos mini-implantes inseridos em raízes de dentes humanos apresentaram diferenças entre os diferentes diâmetros avaliados, porém sem um padrão definido. A perfuração prévia inicial proporcionou um maior torque de inserção, enquanto que a carga axial foi maior nos mini-implantes inseridos na altura cervical;
 2. Os torques de inserção dos mini-implantes inseridos em osso artificial foram semelhantes em relação aos que perfuraram as raízes dentárias em diferentes situações. Porém, quanto à carga axial, os mini-implantes inseridos nas raízes apresentaram valores maiores;
 3. As lesões radiculares de dentes humanos decorrentes dos mini-implantes se tornaram mais severas com a perfuração prévia inicial ao procedimento de inserção.
-

Referências

REFERÊNCIAS

Ahmed VK, Rooban T, Krishnaswamy NR, Mani K, Kalladka G. Root damage and repair in patients with temporary skeletal anchorage devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(5):547-55.

Alves M, Jr., Baratieri C, Mattos CT, Araujo MT, Maia LC. Root repair after contact with mini-implants: systematic review of the literature. *Eur J Orthod*. 2013;35(4):491-9.

Ansell RH, Scales JT. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech*. 1968;1(4):279-302.

Asscherickx K, Vande Vannet B, Wehrbein H, Sabzevar MM. Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. *Eur J Orthod*. 2008;30(4):330-5.

Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(5):575-8.

Bae SM, Kyung HM. Mandibular molar intrusion with miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2006;40(2):107-8.

Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(4):e181-92.

Barros SEC. Influência do diâmetro do mini-implante no risco de fratura e na eficácia da autoperfuração [Pós-doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo; 2010.

Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(6):825-9.

Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):230-5.

Borah GL, Ashmead D. The fate of teeth transfixated by osteosynthesis screws. *Plast Reconstr Surg*. 1996;97(4):726-9.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod*. 2009;79(6):1156-61.

Brisceno CE, Rossouw PE, Carrillo R, Spears R, Buschang PH. Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(3):292-301.

Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod*. 2005;39(1):9-24; quiz 9-30.

Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(1):44-50.

Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(1):99-106.

Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):100-6.

Cho UH, Yu W, Kyung HM. Root contact during drilling for microimplant placement. Affect of surgery site and operator expertise. *Angle Orthod*. 2010;80(1):130-6.

Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1991;9(5):674-82.

Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17(4):266-9.

Dao V, Renjen R, Prasad HS, Rohrer MD, Maganzini AL, Kraut RA. Cementum, pulp, periodontal ligament, and bone response after direct injury with orthodontic anchorage screws: a histomorphologic study in an animal model. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(11):2440-5.

Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic

scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):721 e7-12.

Er K, Bayram M, Tasdemir T. Root canal treatment of a periradicular lesion caused by unintentional root damage after orthodontic miniscrew placement: a case report. *Int Endod J.* 2011;44(12):1170-5.

Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Janson M, de Freitas MR. Predictable drill-free screw positioning with a graduated 3-dimensional radiographic-surgical guide: a preliminary report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):722-35.

Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(5):442-6.

Farr DR, Whear NM. Intermaxillary fixation screws and tooth damage. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40(1):84-5.

Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zoller JE, Braumann B, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop.* 2010;71(1):53-67.

Franzen TJ, Monjo M, Rubert M, Vandeyska-Radunovic V. Expression of bone markers and micro-CT analysis of alveolar bone during orthodontic relapse. *Orthod Craniofac Res.* 2014.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):213-9.

Hashemi HM, Parhiz A. Complications using intermaxillary fixation screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(5):1411-4.

Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery.* 2001;29(2):69-74.

Hembree M, Buschang PH, Carrillo R, Spears R, Rossouw PE. Effects of intentional damage of the roots and surrounding structures with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):280 e1-9; discussion -1.

Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod.* 1983;83(5):382-90.

Hu KS, Kang MK, Kim TW, Kim KH, Kim HJ. Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrew installation. *Angle Orthod.* 2009;79(1):37-45.

Hwang YC, Hwang HS. Surgical repair of root perforation caused by an orthodontic miniscrew implant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(3):407-11.

Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(3):333 e1-6; discussion -4.

Janson G, Maria FR, Bombonatti R. Frequency evaluation of different extraction protocols in orthodontic treatment during 35 years. *Prog Orthod.* 2014;15(1):51.

Jolley TH, Chung CH. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod.* 2007;41(6):326-8.

Kadioglu O, Buyukyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(3):353-60.

Kang DY, Choi SH, Cha JY, Hwang CJ. Quantitative analysis of mechanically retentive ceramic bracket base surfaces with a three-dimensional imaging system. *Angle Orthod.* 2013;83(4):705-11.

Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the parodontal tissues in beagles. *Angle Orthod.* 2009;79(2):248-55.

Karadeniz EI, Gonzales C, Turk T, Isci D, Sahin-Saglam AM, Alkis H, et al. Effect of fluoride on root resorption following heavy and light orthodontic force application for 4 weeks and 12 weeks of retention. *Angle Orthod.* 2013;83(3):418-24.

Kim H, Kim TW. Histologic evaluation of root-surface healing after root contact or approximation during placement of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(6):752-60.

Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):177-82.

Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(4 Suppl):S82-9.

Kraus CD, Campbell PM, Spears R, Taylor RW, Buschang PH. Bony adaptation after expansion with light-to-moderate continuous forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(5):655-66.

Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(4 Suppl):S43-51.

Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(4 Suppl):S68-73.

Kyung SH, Choi JH, Park YC. Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. *J Clin Orthod*. 2003;37(10):575-9.

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159-74.

Laursen MG, Melsen B, Cattaneo PM. An evaluation of insertion sites for mini-implants: a micro - CT study of human autopsy material. *Angle Orthod*. 2013;83(2):222-9.

Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. *Angle Orthod*. 2010;80(3):452-8.

Lim JE, Lee SJ, Kim YJ, Lim WH, Chun YS. Comparison of cortical bone thickness and root proximity at maxillary and mandibular interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res*. 2009;12(4):299-304.

Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*. 2008;78(2):234-40.

Luckow M, Deyhle H, Beckmann F, Dagassan-Berndt D, Muller B. Tilting the jaw to improve the image quality or to reduce the dose in cone-beam computed tomography. *European journal of radiology*. 2011;80(3):e389-93.

Madeira MC, Rizzolo RJC. Anatomia do dente. 7 ed. São Paulo: Sarvier; 2014. 166 p.

Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. J Clin Orthod. 2005;39(3):132-6; discussion 6; quiz 53.

Maino BG, Weiland F, Attanasi A, Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Root damage and repair after contact with miniscrews. J Clin Orthod. 2007;41(12):762-6; quiz 50.

Massey CC, Kontogiorgos E, Taylor R, Opperman L, Dechow P, Buschang PH. Effect of force on alveolar bone surrounding miniscrew implants: a 3-dimensional microcomputed tomography study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;142(1):32-44.

Massif L, Frapier L, Micallef JP. Insertion of min-screws: with or without pre-drilling? Orthod Fr. 2007;78(2):123-32.

McCabe P, Kavanagh C. Root perforation associated with the use of a miniscrew implant used for orthodontic anchorage: a case report. Int Endod J. 2012;45(7):678-88.

Meursinge Reynders RA, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;142(5):596-614 e5.

Mischkowski RA, Kneuertz P, Florvaag B, Lazar F, Koebeke J, Zoller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37(10):948-54.

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;124(4):373-8.

Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(4):428 e1-9; discussion -9.

Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res. 2006;17(1):109-14.

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*. 2001;35(7):417-22.

Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(1):18-25.

Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod*. 2002;36(10):592-6.

Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*. 2005;75(4):602-9.

Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(1):30-7.

Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(3):314 e1-12; discussion -5.

Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;123(6):690-4.

Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod*. 2010;80(4):446-53.

Plotino G, Grande NM, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. *Journal of the American Dental Association*. 2006;137(11):1555-61.

Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*. 2006;76(2):191-7.

Ponder SN, Benavides E, Kapila S, Hatch NE. Quantification of external root resorption by low- vs high-resolution cone-beam computed tomography and periapical radiography: A volumetric and linear analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(1):77-91.

Renjen R, Maganzini AL, Rohrer MD, Prasad HS, Kraut RA. Root and pulp response after intentional injury from miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(5):708-14.

Rinaldi JC, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of the interface between periodontal tissues and titanium mini-implants. *Angle Orthod*. 2010;80(3):459-65.

Rossouw PE, Buschang PH. Temporary orthodontic anchorage devices for improving occlusion. *Orthod Craniofac Res*. 2009;12(3):195-205.

Shigeeda T. Root proximity and stability of orthodontic anchor screws. *Journal of oral science*. 2014;56(1):59-65.

Shinohara A, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Root proximity and inclination of orthodontic mini-implants after placement: cone-beam computed tomography evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(1):50-6.

Son S, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(4):480-5.

Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod*. 2007;77(6):979-85.

Su YY, Wilmes B, Honscheid R, Drescher D. Comparison of self-tapping and self-drilling orthodontic mini-implants: an animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):404-11.

Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(5):669-78.

Suzuki EY, Suzuki B. A simple three-dimensional guide for safe miniscrew placement. *J Clin Orthod*. 2007;41(6):342-6.

Tachibana R, Motoyoshi M, Shinohara A, Shigeeda T, Shimizu N. Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(11):1439-44.

Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S, Takano-Yamamoto T. Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res*. 2013;16(1):44-55.

Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(2):263-7.

Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(7):697-703.

Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2008a;69(1):42-50.

Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2006;67(3):162-74.

Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065-70.

Wilmes B, Su YY, Sadigh L, Drescher D. Pre-drilling force and insertion torques during orthodontic mini-implant insertion in relation to root contact. *J Orofac Orthop.* 2008b;69(1):51-8.

Wu Y, Jing Z, Jiang W, Sun X, Zheng J, Tan L, et al. Microcomputed tomographic and biomechanical analysis of orthodontic microscrew stability under continuous or intermittent force. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):819-25.

Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace WP, 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(5):538-46.

Apêndice

APÊNDICE A - Parâmetros completos de escaneamento e reconstrução das imagens geradas por microtomografia computadorizada

Scanner=SkyScan1174v2
Instrument S/N=11J03088
Software=Version 1. 1 (build 6)
Home Directory=C:\SkyScan1174ver2
Source Type=RTW 50/800
Camera=SHT MR285MC
Camera Pixel Size (um)= 39.57
CameraXYRatio=1.0000
[Acquisition]
Data Directory=C:\Users\SkyScan\Documents\Roberto\A1
Filename Prefix=14mm_800ua_0.5mm_al_50kv_0.8
Number Of Files= 372
Number Of Rows= 512
Number Of Columns= 652
Partial Width=OFF
Image crop origin X= 0
Image crop origin Y=0
Camera binning=2x2
Image Rotation=0.7300
Gantry direction=CC
Optical Axis (line)= 256
Object to Source (mm)=226.60
Camera to Source (mm)=266.50
Source Voltage (kV)= 50
Source Current (uA)= 800
Image Pixel Size (um)=33.64
Scaled Image Pixel Size (um)=33.644000
Image Format=TIFF
Depth (bits)=16
Screen LUT=0
Exposure (ms)=1200
Rotation Step (deg)=0.500
Use 360 Rotation=NO
FlatField Update=YES
Scanning position=19.294 mm
Flat Field Correction=ON
Frame Averaging=ON (2)
Sharpening (%)=40
Random Movement=OFF
Geometrical Correction=ON
Filter=no filter
Rotation Direction=CC
Type of Detector Motion=STEP AND SHOOT
Scanning Trajectory=ROUND
Number of connected scans=1
Study Date and Time=Jun 05, 2014 15:19:32
Scan duration=00:17:25
[Reconstruction]
Reconstruction Program=NRecon
Program Version=Version: 1.6.4.8
Program Home Directory=C:\Users\SkyScan\Desktop
Reconstruction engine=NReconServer
Engine version=Version: 1.6.4
Reconstruction from batch=Yes
Reconstruction servers= SCAN1174_088

Option for additional F4F float format=OFF
Reconstruction mode=Standard
Dataset Origin=SkyScan1174v2
Dataset Prefix=14mm_800ua_0.5mm_al_50kv_0.8
Dataset Directory=C:\Users\SkyScan\Documents\Roberto\A1
Output
Directory=C:\Users\SkyScan\Documents\Roberto\A1\14mm_800ua_0.5mm_al_50kv_0.8_Rec
Time and Date=Jun 05, 2014 16:07:42
First Section=12
Last Section=498
Reconstruction duration per slice (seconds)=0.533881
Total reconstruction time (487 slices) in seconds=260.000000
Postalignment=-3.50
Section to Section Step=1
Sections Count=487
Result File Type=BMP
Result File Header Length (bytes)=1134
Result Image Width (pixels)=652
Result Image Height (pixels)=652
Pixel Size (um)=33.64400
Reconstruction Angular Range (deg)=186.00
Use 180+=OFF
Angular Step (deg)=0.5000
Smoothing=4
Smoothing kernel=2 (Gaussian)
Ring Artifact Correction=4
Draw Scales=OFF
Object Bigger than FOV=OFF
Reconstruction from ROI=OFF
Filter cutoff relative to Nyquist frequency=100
Filter type=0
Filter type meaning(1)=0: Hamming (Ramp in case of optical scanner); 1: Hann; 2: Ramp;
3: Almost Ramp;
Filter type meaning(2)=11: Cosine; 12: Shepp-Logan; [100,200]: Generalized Hamming,
alpha=(iFilter-100)/100
Undersampling factor=1
Threshold for defect pixel mask (%)=0
Beam Hardening Correction (%)=30
CS Static Rotation (deg)=0.0
Minimum for CS to Image Conversion=0.0200
Maximum for CS to Image Conversion=0.1200
HU Calibration=OFF
BMP LUT=0
Cone-beam Angle Horiz.(deg)=5.542161
Cone-beam Angle Vert.(deg)=4.353428
[File name convention]
Filename Index Length=4
Filename Prefix=14mm_800ua_0.5mm_al_50kv_0.8_rec

APÊNDICE B – Tabela com os valores do torque e da carga axial de inserção de cada mini-implante inserido em osso artificial.

Mini-implante	Grupo	Torque (Ncm)	Carga (gf)
121	B14	14,6	2732
122	B14	12,6	2903
123	B14	13,1	2698
124	B14	13,8	3374
125	B14	17,2	2915
126	B16	7,4	4155
127	B16	9,8	5010
128	B16	9,8	3673
129	B16	8,3	3751
130	B16	7,3	3815
131	B18	13,8	4247
132	B18	13,0	3909
133	B18	13,2	3794
134	B18	14,8	3625
135	B18	13,6	3727

APÊNDICE C – Tabela com valores dos torques de inserção de cada mini-implante inserido em pré-molar de acordo com o seu diâmetro, altura de inserção e presença ou não de perfuração prévia.

M.I.	Dente	Grupo	Altura	Perf. Prévia	Torque (Ncm)	Carga (gf)
1	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	12,6	8000
2	1PMS	D14	APICAL	COM	13,5	5708
3	2PMS	D14	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO	
4	2PMS	D14	CERVICAL	COM	11,8	4508
5	1PMI	D14	CERVICAL	SEM	11,4	6076
6	1PMI	D14	APICAL	COM	10,8	4711
7	2PMI	D14	APICAL	SEM	5,3	7060
8	2PMI	D14	CERVICAL	COM	14,5	4512
9	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	10,8	4638
10	1PMS	D14	APICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA	
11	2PMS	D14	APICAL	SEM	5,3	3635
12	2PMS	D14	CERVICAL	COM	10,4	6037
13	1PMI	D14	CERVICAL	SEM	6,5	6956
14	1PMI	D14	APICAL	COM	2,4	4212
15	2PMI	D14	APICAL	SEM	10,8	6716
16	2PMI	D14	CERVICAL	COM	10,2	4896
17	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	3,5	5828
18	1PMS	D14	APICAL	COM	7,7	4147
19	2PMS	D14	APICAL	SEM	4,3	5566
20	2PMS	D14	CERVICAL	COM	7,4	4840
21	1PMS	D14	APICAL	SEM	9,1	6716
22	1PMS	D14	CERVICAL	COM	3,7	5391
23	2PMS	D14	CERVICAL	SEM	3,0	4378
24	2PMS	D14	APICAL	COM	6,0	5322
25	1PMI	D14	APICAL	SEM	9,9	5748
26	1PMI	D14	CERVICAL	COM	23,8	4752
27	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	3,8	5748

28	2PMI	D14	APICAL	COM	8,4	4060
29	1PMS	D14	APICAL	SEM	3,4	5274
30	1PMS	D14	CERVICAL	COM	17,8	3966
31	2PMS	D14	CERVICAL	SEM	6,5	5266
32	2PMS	D14	APICAL	COM	22,3	4084
33	1PMI	D14	APICAL	SEM	4,7	4203
34	1PMI	D14	CERVICAL	COM	13,4	4043
35	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	3,1	7376
36	2PMI	D14	APICAL	COM	13,0	3694
37	1PMI	D14	APICAL	SEM	2,0	5556
38	1PMI	D14	CERVICAL	COM	10,4	5801
39	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	4,4	6279
40	2PMI	D14	APICAL	COM	10,6	5480
41	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	2,2	6528
42	1PMS	D16	APICAL	COM	12,8	4836
43	2PMS	D16	APICAL	SEM	1,8	4396
44	2PMS	D16	CERVICAL	COM	8,7	6946
45	1PMI	D16	CERVICAL	SEM	4,5	7558
46	1PMI	D16	APICAL	COM	13,7	5117
47	2PMI	D16	APICAL	SEM	6,8	5454
48	2PMI	D16	CERVICAL	COM	8,9	6029
49	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	7,2	4888
50	1PMS	D16	APICAL	COM	9,3	8265
51	2PMS	D16	APICAL	SEM	9,3	5454
52	2PMS	D16	CERVICAL	COM	14,4	5398
53	1PMI	D16	CERVICAL	SEM	4,7	7033
54	1PMI	D16	APICAL	COM	2,4	5626
55	2PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO	
56	2PMI	D16	CERVICAL	COM	2,4	5632
57	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	2,2	6249
58	1PMS	D16	APICAL	COM	6,5	8363

59	2PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO	
60	2PMS	D16	CERVICAL	COM	4,0	5573
61	1PMS	D16	APICAL	SEM	8,8	6137
62	1PMS	D16	CERVICAL	COM	19,6	5931
63	2PMS	D16	CERVICAL	SEM	8,8	5735
64	2PMS	D16	APICAL	COM	7,0	5129
65	1PMI	D16	APICAL	SEM	12,4	6499
66	1PMI	D16	CERVICAL	COM	13,4	5260
67	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	5,6	8472
68	2PMI	D16	APICAL	COM	11,7	5916
69	1PMS	D16	APICAL	SEM	5,1	5143
70	1PMS	D16	CERVICAL	COM	5,6	7692
71	2PMS	D16	CERVICAL	SEM	2,8	5781
72	2PMS	D16	APICAL	COM	2,1	4729
73	1PMI	D16	APICAL	SEM	3,6	4360
74	1PMI	D16	CERVICAL	COM	8,3	6650
75	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	1,9	6499
76	2PMI	D16	APICAL	COM	8,7	7219
77	1PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO	
78	1PMI	D16	CERVICAL	COM	9,2	8039
79	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	1,6	6887
80	2PMI	D16	APICAL	COM	6,9	5931
81	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	7,4	5683
82	1PMS	D18	APICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA	
83	2PMS	D18	APICAL	SEM	9,8	4130
84	2PMS	D18	CERVICAL	COM	18,0	6138
85	1PMI	D18	CERVICAL	SEM	10,0	5928
86	1PMI	D18	APICAL	COM	12,0	5700
87	2PMI	D18	APICAL	SEM	15,0	5841
88	2PMI	D18	CERVICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA	
89	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	2,1	7812

90	1PMS	D18	APICAL	COM	10,4	5339
91	2PMS	D18	APICAL	SEM	8,1	4758
92	2PMS	D18	CERVICAL	COM	24,9	5307
93	1PMI	D18	CERVICAL	SEM	6,7	5441
94	1PMI	D18	APICAL	COM	6,5	5238
95	2PMI	D18	APICAL	SEM	5,7	6055
96	2PMI	D18	CERVICAL	COM	20,3	4793
97	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	0,7	5347
98	1PMS	D18	APICAL	COM	12,8	5447
99	2PMS	D18	APICAL	SEM	4,9	4944
100	2PMS	D18	CERVICAL	COM	10,2	5596
101	1PMS	D18	APICAL	SEM	8,7	3986
102	1PMS	D18	CERVICAL	COM	16,4	4151
103	2PMS	D18	CERVICAL	SEM	14,9	6116
104	2PMS	D18	APICAL	COM	8,0	4398
105	1PMI	D18	APICAL	SEM	2,2	5731
106	1PMI	D18	CERVICAL	COM	17,6	4412
107	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	13,5	7420
108	2PMI	D18	APICAL	COM	11,0	5106
109	1PMS	D18	APICAL	SEM	7,2	3552
110	1PMS	D18	CERVICAL	COM	8,3	4633
111	2PMS	D18	CERVICAL	SEM	2,1	5919
112	2PMS	D18	APICAL	COM	11,7	5778
113	1PMI	D18	APICAL	SEM	9,5	3183
114	1PMI	D18	CERVICAL	COM	16,4	4911
115	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	1,8	4418
116	2PMI	D18	APICAL	COM	8,7	3979
117	1PMI	D18	APICAL	SEM	4,0	3437
118	1PMI	D18	CERVICAL	COM	14,5	5612
119	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	4,1	4700
120	2PMI	D18	APICAL	COM	11,7	4426

APÊNDICE D – Quadro com as severidades das lesões radiculares resultantes da inserção de cada mini-implante.

M.I.	Dente	Grupo	Altura	Perfuração Prévia	Perfuração Raiz	Extensão Lesão	Fratura Raiz
1	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	SIM-F	D	NÃO
2	1PMS	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
3	2PMS	D14	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO		
4	2PMS	D14	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
5	1PMI	D14	CERVICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
6	1PMI	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
7	2PMI	D14	APICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
8	2PMI	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
9	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	SIM-F	DPD-T	SIM
10	1PMS	D14	APICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA		
11	2PMS	D14	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
12	2PMS	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
13	1PMI	D14	CERVICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
14	1PMI	D14	APICAL	COM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
15	2PMI	D14	APICAL	SEM	SIM-F	DPD-T	SIM
16	2PMI	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
17	1PMS	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
18	1PMS	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
19	2PMS	D14	APICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
20	2PMS	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
21	1PMS	D14	APICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
22	1PMS	D14	CERVICAL	COM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
23	2PMS	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
24	2PMS	D14	APICAL	COM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
25	1PMI	D14	APICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
26	1PMI	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
27	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
28	2PMI	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
29	1PMS	D14	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO

30	1PMS	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
31	2PMS	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
32	2PMS	D14	APICAL	COM	SIM-F	DP	SIM
33	1PMI	D14	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
34	1PMI	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
35	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
36	2PMI	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
37	1PMI	D14	APICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
38	1PMI	D14	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
39	2PMI	D14	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
40	2PMI	D14	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
41	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
42	1PMS	D16	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
43	2PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
44	2PMS	D16	CERVICAL	COM	SIM-F	D	NÃO
45	1PMI	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
46	1PMI	D16	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
47	2PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
48	2PMI	D16	CERVICAL	COM	SIM-F	D	NÃO
49	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
50	1PMS	D16	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
51	2PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
52	2PMS	D16	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
53	1PMI	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
54	1PMI	D16	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
55	2PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO		
56	2PMI	D16	CERVICAL	COM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
57	1PMS	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
58	1PMS	D16	APICAL	COM	SIM-F	D	NÃO
59	2PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO		
60	2PMS	D16	CERVICAL	COM	SIM-L	D	NÃO
61	1PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
62	1PMS	D16	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG

63	2PMS	D16	CERVICAL	SEM	SIM-L	D	NÃO
64	2PMS	D16	APICAL	COM	SIM-L	D	NÃO
65	1PMI	D16	APICAL	SEM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
66	1PMI	D16	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
67	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
68	2PMI	D16	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
69	1PMS	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
70	1PMS	D16	CERVICAL	COM	SIM-F	D	NÃO
71	2PMS	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
72	2PMS	D16	APICAL	COM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
73	1PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
74	1PMI	D16	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
75	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
76	2PMI	D16	APICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
77	1PMI	D16	APICAL	SEM	NÃO TESTADO - DENTE DESLOCADO		
78	1PMI	D16	CERVICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
79	2PMI	D16	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
80	2PMI	D16	APICAL	COM	SIM-F	DP	NÃO
81	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	SIM-F	DPD-T	SIM
82	1PMS	D18	APICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA		
83	2PMS	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
84	2PMS	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
85	1PMI	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
86	1PMI	D18	APICAL	COM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
87	2PMI	D18	APICAL	SEM	SIM-F	DPD-T	SIM
88	2PMI	D18	CERVICAL	COM	NÃO TESTADO - RAIZ FRATURADA		
89	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
90	1PMS	D18	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
91	2PMS	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
92	2PMS	D18	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
93	1PMI	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
94	1PMI	D18	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
95	2PMI	D18	APICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO

96	2PMI	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD	SIM
97	1PMS	D18	CERVICAL	SEM	SIM-F	DP	NÃO
98	1PMS	D18	APICAL	COM	SIM-F	D-T	SIM-FRAG
99	2PMS	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
100	2PMS	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
101	1PMS	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
102	1PMS	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
103	2PMS	D18	CERVICAL	SEM	SIM-F	DPD-T	SIM
104	2PMS	D18	APICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
105	1PMI	D18	APICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
106	1PMI	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
107	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
108	2PMI	D18	APICAL	COM	SIM-F	D-T	SIM-FRAG
109	1PMS	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
110	1PMS	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
111	2PMS	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
112	2PMS	D18	APICAL	COM	SIM-F	D	SIM-FRAG
113	1PMI	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
114	1PMI	D18	CERVICAL	COM	SIM-F	DPD-T	SIM
115	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-F	SUPERF	NÃO
116	2PMI	D18	APICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
117	1PMI	D18	APICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
118	1PMI	D18	CERVICAL	COM	SIM-L	D-T	SIM-FRAG
119	2PMI	D18	CERVICAL	SEM	NÃO-L	SUPERF	NÃO
120	2PMI	D18	APICAL	COM	SIM-F	D-T	SIM-FRAG

Anexos

ANEXO A

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ESTUDO IN VITRO E IN VIVO DA PERFURAÇÃO RADICULAR POR DIFERENTES DIÂMETROS DE MINI-IMPLANTES

Pesquisador: Roberto Bombonatti

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 10307412.4.0000.5417

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de Bauru-USP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 162.873

Data da Relatoria: 28/11/2012

Apresentação do Projeto:

Os mini-implantes cada vez mais têm sido utilizados na Ortodontia devido à sua grande aplicabilidade clínica, sendo indicados em movimentos que requeiram grande controle de ancoragem sem depender da colaboração do paciente. A perfuração e o contato radicular devem ser evitados por meio de um correto planejamento do local a ser inserido o mini-implante. Os guias cirúrgicos, juntamente com as radiografias podem auxiliar neste processo. Outro parâmetro clínico que pode ser utilizado para evitar ou minimizar estas lesões indesejadas seria o torque de inserção do miniimplante. Sabe-se, portanto, que os torques de inserção na raiz dentária são maiores que no tecido ósseo, porém esta informação provém de pesquisas em animais ou da experiência clínica de cirurgiões e ortodontistas. Não há relatos na literatura de estudos que quantifiquem os torques de

inserção de mini-implantes em raízes de dentes humanos e evidenciem o comportamento dos mesmos nessa situação. O objetivo deste trabalho é avaliar os torques de inserção e as extensões das lesões radiculares em dentes humanos decorrentes da utilização de diferentes diâmetros de miniimplantes com finalidade ortodôntica. O trabalho será realizado em duas fases: na fase laboratorial, 60 pré-molares extraídos serão incluídos em osso artificial e divididos em 3 grupos correspondendo a um diâmetro do mini-implante a ser inserido, realizando contatos radiculares radiais e tangenciais. Serão utilizados 105 mini-implantes autoperfurantes com 3 diferentes diâmetros. Quinze mini-implantes serão inseridos apenas no osso artificial como parâmetro de comparação. Serão quantificados o torque e a carga axial de inserção através de um torquímetro

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9

Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITÁRIA **CEP:** 17.012-901

UF: SP **Município:** BAURU

Telefone: (14)3235-8356

Fax: (14)3235-8356

E-mail: mferrari@fob.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

axial digital e uma célula de carga. Os dentes serão, então, observados em um esteromicroscópio a fim de se analisar a severidade das lesões radiculares decorrentes dos diferentes diâmetros. A fase clínica será formada por pré-molares a serem extraídos com finalidade ortodôntica, cujos mini-implantes serão inseridos no momento das exodontias, seguindo o mesmo protocolo da fase laboratorial. O número de grupos será definido a partir dos resultados da fase laboratorial, sendo excluídos aqueles com grandes índices de fraturas ou torques extremamente excessivos (fora da aplicabilidade clínica), visando, assim, uma maior segurança ao paciente.

Objetivo da Pesquisa:

O presente trabalho tem como propósito avaliar os torques de inserção e as extensões das lesões radiculares em dentes humanos decorrentes da utilização de diferentes diâmetros de mini-implantes com finalidade de ancoragem ortodôntica.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O presente trabalho apresenta o seguinte risco : a aplicação de uma eventual força e torque excessivos durante a inserção do mini-implantes nas raízes dentárias poderia resultar em fraturas radiculares e do osso alveolar. Daí a importância da fase laboratorial prévia para dimensionar tais forças e eliminar tais riscos.

Benefícios: Proporcionar parâmetros clínicos para minimizar perfurações radiculares durante o procedimento de inserção de mini-implantes de ancoragem esquelética.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O presente projeto apresenta hipótese nula é de que não há diferença dos torques de inserção dos mini-implantes na estrutura dentária radicular e no tecido ósso alveolar. Será realizado em uma fase experimental e uma fase clínica, tem desenho apropriado aos objetivos da pesquisa e metodologia para análise de dados detalhada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O presente projeto apresenta termo de aquiescência assinado pelo Prof. Dr José Roberto de Magalhães Bastos chefe do departamento de Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva, folha de rosto e declaração de publicação de resultados adequadamente apresentados e TCLE claro e objetivo.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O presente trabalho não apresenta inadequações.

Situação do Parecer:

Aprovado

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** mferrari@fob.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Esse projeto foi considerado APROVADO. O CEP-FOB/USP exige a apresentação de relatórios anuais (parciais e finais), conforme o cronograma apresentado. Qualquer alteração na metodologia e/ou título e a inclusão ou exclusão de autores deverá ser prontamente comunicada. Lembramos que na apresentação do relatório final, deverão ser incluídos todos os TCLEs e/ou termos de doação de dentes devidamente assinados e rubricados.

BAURU, 04 de Dezembro de 2012

Assinador por:
Maria Teresa Atta
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** mferrari@fob.usp.br

ANEXO B

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTUDO IN VITRO DA PERFURAÇÃO RADICULAR POR DIFERENTES DIÂMETROS DE MINI-IMPLANTES

Pesquisador: Roberto Bombonatti

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 10307412.4.0000.5417

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 718.199

Data da Relatoria: 28/05/2014

Apresentação do Projeto:

O autor apresenta uma EMENDA com a justificativa abaixo:

Originalmente o projeto apresentava o TCLE pois contemplava uma fase clínica em que haveria a inserção de mini-implantes nas raízes de pré-molares de pacientes com indicação de exodontias com finalidade ortodôntica. A partir da obtenção dos resultados laboratoriais, verificou-se a inviabilidade da fase clínica do projeto pois as forças axiais eram de magnitude elevada com possibilidade de fraturas radiculares extensas. Desta forma, tornou-se necessária esta emenda para modificação do título da pesquisa bem como justificar a não realização da fase clínica.

Objetivo da Pesquisa:

Uma EMENDA foi submetida informando que os testes laboratoriais mostraram resultados que inviabilizariam a fase clínica. Assim sendo, a fase clínica da pesquisa foi cancelada bem como o TCLE.

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** cep@fob.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

Continuação do Parecer: 718.199

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

A pesquisa não oferece riscos por ser feita em dentes extraídos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A EMENDA teve como objetivo, solicitar mudança de título e cancelar a fase clínica da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos em ordem.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

EMENDA aprovada.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

As alterações solicitadas pelas pesquisadoras, por meio de EMENDA, foram analisadas por um relator e consideradas APROVADAS na reunião extraordinária do CEP de 14.7.2013. Ao término da pesquisa o CEP-FOB/USP exige a apresentação de relatório final. Os relatórios parciais deverão estar de acordo com o cronograma e/ou parecer emitido pelo CEP. Alterações na metodologia, título, inclusão ou exclusão de autores, cronograma e quaisquer outras mudanças que sejam significativas deverão ser previamente comunicadas a este CEP sob risco de não aprovação do relatório final. Quando da apresentação deste, deverão ser incluídos todos os TCLEs e/ou termos de doação assinados e rubricados.

BAURU, 15 de Julho de 2014

Assinado por:
Izabel Regina Fischer Rubira Bullen
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** cep@fob.usp.br

ANEXO C

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Banco de Dentes Humanos

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 - Bauru-SP - CEP:17043-101

C.P. 73 - FONE: (14) 3235-8357 - FAX: (14) 3223-4679

Termo de cessão 07042014

Bauru-SP, 17 de abril de 2014

Termo de Cessão

Pesquisa intitulada: "Estudo *in vitro* e *in vivo* da perfuração radicular por diferentes diâmetros de mini-implantes".

Pesquisador responsável: Mestre Roberto Bombonatti

Orientador: Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson

Instituição responsável: FOB-USP

Protocolo de pesquisa submetido ao CEP: FOB-USP

Espécimes/origem: dentes humanos / BDH FOB-USP

Ilmo. Sr. **Relator** do CEP.

Cumpro com dever de informar que o BDH/FOB-USP cede e transfere na melhor forma de direito, em consonância com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde, ao pesquisador acima identificado os elementos dentários abaixo citados:

IC e IL	C	PM	M	TOTAL
-	-	60	-	60

Fato posto, o cessionário declara que aceita a presente cessão e se compromete em ao terminar a pesquisa apresentar seus resultados para o BDH/FOB-USP que disponibiliza de modo facultativo ao sujeito da pesquisa envolvido.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Azenilo Sales Peres
 Coordenador BDH/FOB-USP
 Pela cedente

Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson
 Orientador
 Cessionário

ANEXO D

1/3

O.S.: 02590/14-01

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 21476-14/SP

1. **Contratante:** UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Alameda Doutor Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 - Bauru - SP.

1.1 **Solicitante:** O mesmo

2. Descrição

Torquímetro digital	Identificação: 025.017936	Série: H.269876
Marca: Instrutherm	Faixa de medição: 0 kgf.cm a 15 kgf.cm	
Valor de uma divisão: 0,01 kgf.cm	Resolução adotada: 0,01 kgf.cm	

3. Método Utilizado**3.1 Procedimentos:**

Conforme solicitação, nosso Laboratório realizou calibração no instrumento acima, com base em nosso procedimento de confirmação metrológica PGQ-005 revisão 16, e instrução de processo IPR-007 revisão 09.

3.2 **Norma de referência:** ISO 6789.

3.3 **Observação:** Erro Sistemático = (Indicação no Instrumento - Indicação no Padrão).

4. Incerteza das Medições

U = Incerteza de medição.

A incerteza expandida relatada, é baseada em uma incerteza padrão combinada, multiplicada por um fator de abrangência k para um nível de confiança de aproximadamente 95%, de acordo com EA 4/02, conforme nosso procedimento PGQ-018 revisão 15

5. Condições Ambientais Iniciais

Temperatura: 21,8° C / Umidade: 52%

Condições Ambientais Finais

Temperatura: 21,8° C / Umidade: 52%

Data do Recebimento: 27/05/2014

Data da Calibração: 16/06/2014

Data da Emissão: 16/06/2014

Márcio Carlos S. Martins Silva
Técnico Executante

INSTRUTHERM INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO LTDA.

Rua Jorge de Freitas, 264 - Freguesia do Ó - São Paulo - SP - CEP 02911-030

Tel: (11) 2144-2800 Fax: (11) 2144-2801

e-mail: instrutherm@instrutherm.com.br SAC: sac@instrutherm.com.br Site: www.instrutherm.com.br

INSCRIÇÃO NO CNPJ Nº 53.775.862/0001-52

INSCRIÇÃO ESTADUAL Nº 111.093.664.118

INSCRIÇÃO NO CCM Nº 9.155.648-1

O.S.: 02590/14-01

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 21476-14/SP**6. Padrão Utilizado / Periodicidade****Braço de Medir Torque**

Marca: N/C

nº de série N/C

nosso nº BMT-02

certificado nº 5346/12

calibrado por CERTI

em 03/10/2012

Próxima calibração de nosso padrão:

outubro-15

Coleção de Pesos-Padrão

Marca: Marte

nº de série s/nº

nosso nº PMBA-03

certificado nº MA 047_11_13

calibrado por Padrão Balanças

em 21/11/2013

Próxima calibração de nosso padrão:

novembro-15

Coleção de Pesos-Padrão

Marca: KN Waagen

nº de série s/nº

nosso nº PMBA-05

certificado nº MA 005_09_13

calibrado por KN WAAGEN

em 04/09/2013

Próxima calibração de nosso padrão:

setembro-16

7. Resultados da Calibração

SENTIDO HORÁRIO							
Indicação no Instrumento		Indicação no Padrão	Erro de Indicação (EI)	Erro Sistemático	Repeti- tividade	U	K
Nm	kgf.cm	kgf.cm	%	kgf.cm	%	kgf.cm	
0,294	3,00	3,006	0,20	-0,006	0,03	0,006	2,00
0,588	6,00	6,024	0,40	-0,024	0,02	0,006	2,00
0,883	9,00	9,042	0,47	-0,042	0,01	0,006	2,00
1,177	12,00	12,058	0,48	-0,058	0,01	0,006	2,00
1,471	15,00	15,081	0,54	-0,081	0,01	0,006	2,00

INSTRUTHERM INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO LTDA.

Rua Jorge de Freitas, 264 - Freguesia do Ó - São Paulo - SP - CEP 02911-030

Tel: (11) 2144-2800 Fax: (11) 2144-2801

e-mail: instrutherm@instrutherm.com.br SAC: sac@instrutherm.com.br Site: www.instrutherm.com.br

INSCRIÇÃO NO CNPJ Nº 53.775.862/0001-52

INSCRIÇÃO ESTADUAL Nº 111.093.664.118

INSCRIÇÃO NO CCM Nº 9.155.648-1

O.S.: 02590/14-01

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 21476-14/SP

SENTIDO ANTI-HORÁRIO							
Indicação no Instrumento		Indicação no Padrão	Erro de Indicação (EI)	Erro Sistemático	Repeti- tividade	U	K
Nm	kgf.cm	kgf.cm	(%)	kgf.cm	(%)	kgf.cm	
0,294	3,00	3,007	0,22	-0,007	0,00	0,006	2,00
0,588	6,00	6,026	0,44	-0,026	0,02	0,006	2,00
0,883	9,00	9,045	0,50	-0,045	0,01	0,006	2,00
1,177	12,00	12,063	0,52	-0,063	0,01	0,006	2,00
1,471	15,00	15,086	0,57	-0,086	0,01	0,006	2,00
Obs.: 1 kgf.cm = 0,09807 Nm							

Este certificado é válido exclusivamente para o instrumento calibrado descrito, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros, mesmo que similares.

Não é permitida a reprodução parcial deste certificado.

ICJL/

INSTRUTHERM INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO LTDA.

Rua Jorge de Freitas, 264 - Freguesia do Ó - São Paulo - SP - CEP 02911-030

Tel: (11) 2144-2800 Fax: (11) 2144-2801

e-mail: instrutherm@instrutherm.com.br SAC: sac@instrutherm.com.br Site: www.instrutherm.com.br

INSCRIÇÃO NO CNPJ Nº 53.775.862/0001-52

INSCRIÇÃO ESTADUAL Nº 111.093.664.118

INSCRIÇÃO NO CCM Nº 9.155.648-1