PRISCILLA CAMPANATTI CHIBEBE CATHARINO

Monitoramento histológico, histomorfométrico e radiográfico da cicatrização óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos autoperfurantes, submetidos ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos

São Paulo
2012

PRISCILLA CAMPANATTI CHIBEBE CATHARINO

**Monitoramento histológico, histomorfométrico e radiográfico da cicatrização
óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos autoperfurantes, submetidos
ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São
Paulo, para obter o título de Doutor, pelo
Programa de Pós-Graduação em Ciências
Odontológicas

Área de Concentração: Ortodontia

Orientadora: Profa. Dra. Gladys Cristina
Dominguez Morea

Co-Orientador: Dr. Camillo Morea

São Paulo

2012

Catharino PCC. Monitoramento histológico, histomorfométrico e radiográfico da cicatrização óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos autoperfurantes, submetidos ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho aos meus pais por serem a base de tudo, por batalharem para me dar uma base sólida e uma boa formação que me permitiram atingir os mais elevados desafios profissionais. Pelo incentivo e apoio; pelo exemplo de esforço, dedicação, coragem, amor e empenho com que realizam suas atividades, meus eternos amor e agradecimentos.

Ao meu marido Antonio Carlos, pelo companheirismo, compreensão, carinho, apoio e incentivo durante toda a realização deste curso.

Ao meu irmão José Chibebe Junior, meu companheiro de consultório que esteve sempre presente e torceu pelo meu sucesso.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora Profa Dra. Gladys Cristina Dominguez pela oportunidade de conviver durante estes anos, partilhando de sua amizade e dedicação ao trabalho, meus agradecimentos especiais.

Ao meu co-orientador Dr. Camillo Morea meu agradecimento pela receptividade, amizade, respeito, cordialidade e gentileza. Por estar próximo durante toda a realização da pesquisa, orientando, conversando e discutindo sempre as melhores alternativas e formas de desenvolvimento.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por guiar meus passos e colocar em meu caminho pessoas boas e amigas que me encorajaram e apoiaram para ultrapassar cada obstáculo desta pesquisa.

Ao **Professor Doutor João Batista de Paiva**, agradeço a pronta disponibilidade em ajudar, o respeito e a amizade.

Aos professores do departamento de Ortodontia **Professor Doutor Julio Wilson Vigorito, Professor Doutor Jorge Abrão, Professor Doutor André Tortamano, Professora Doutora Lylian Kazumi Kanashiro**, por me acolherem nesta "casa", pelos ensinamentos, pela amizade, e harmonioso convívio.

Ao **Professor Doutor José Rino Neto**, agradeço a ajuda, respeito, carinho e por todo o aprendizado que tive a oportunidade de adquirir na convivência do atendimento aos pacientes da clínica de pesquisa coordenada pelo sr. Admiro a organização e carinho que dedica ao seu trabalho.

À **Professora Doutora Solange Mongelli de Fantini**, agradeço os aprendizados na clínica de pesquisa e todo o carinho, respeito e gentileza com que me tratou nestes anos de convivência.

Às amigas **Viviane Tkaczuk Passiano, Edina Lúcia Brito de Souza e Marinalva Januária de Jesus**, Secretárias da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da USP, não tenho palavras para descrever o quanto sou

agradecida a vocês por toda a gentileza, carinho e cuidados que sempre tiveram comigo.

Aos amigos **Antônio Edilson Lopes Rodrigues e Ronaldo Carvalho**, Técnicos do Laboratório do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da FOUSP, pelo apoio nos atendimentos clínicos, nos trabalhos laboratoriais e nas atividades do curso de graduação e principalmente pela amizade.

Ao **Professor Doutor Décio dos Santos Pinto Junior**, agradeço pela atenção, paciência e dedicação nos ensinamentos do manuseio microscópico das amostras da pesquisa. Obrigada pela confiança, amizade e disponibilidade de tempo para discutirmos idéias.

Ao **Professor Doutor Luis Antonio Pugliesi A. de Lima** por disponibilizar o laboratório de pesquisas do Departamento de Periodontia para a realização da etapa laboratorial desta pesquisa.

Ao **Professor Doutor Marco Antonio Gioso**, chefe do Laboratório de Odontologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, pela contribuição nas considerações do exame de qualificação e por disponibilizar toda a infra-estrutura necessária à realização das cirurgias e manutenção dos animais durante todo o experimento.

Agradeço à minha orientadora de mestrado **Professora Doutora Débora Pallos**, uma grande amiga que além de me ensinar muito durante os trabalhos de iniciação científica e no mestrado, também me encorajou e incentivou buscar este curso.

Agradeço à colega **Cristiane Aparecida de Assis Claro**, que me recebeu com um grande sorriso e me motivou a buscar este curso.

Ao colega **Klaus Barreto Lopes** meu agradecimento por compartilhar seus conhecimentos na escolha do modelo animal da pesquisa e permitir que eu acompanhasse parte de seu experimento.

Ao Mestre em Anatomia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP, **Caio de Biasi**, obrigada pela pronta disponibilidade e boa vontade em auxiliar nos estudos pilotos desta pesquisa.

Aos funcionários do laboratório de Patologia Bucal da FOU SP, agradeço a disponibilidade, a ajuda e o tempo que dedicaram para compartilharmos as experiências, os erros e acertos nas técnicas de coloração das lâminas deste experimento.

Ao **Sr. Boletta, Sra. Marta e Sra. Sônia**, funcionários do laboratório de tecidos mineralizados do Instituto de Ciências Biológicas do ICB-USP, pela amizade e auxílio ao preparo das lâminas histológicas. Obrigada por compartilharem comigo a alegria de cada obstáculo vencido no preparo das lâminas.

À minha amiga **Fabiana Mesquita Barros**, pela imensa boa vontade, disponibilidade e ajuda nas fases cirúrgica e laboratorial da pesquisa.

À amiga **Celey Aparecida Eugenio Silveira Casadio**, por transmitir seus conhecimentos laboratoriais, participar da realização do experimento, e acima de tudo pela amizade, pelas risadas e conversas.

Ao meu amigo veterinário **Lenin Arturo Villamizar Martínéz**, doutorando na Faculdade de Medicina Veterinária, por todo o auxílio nos cuidados e nos procedimentos cirúrgicos dos animais, repleto de bom humor que tornou os momentos sempre muito agradáveis. Por transmitir muita calma e segurança no manuseio e tratamento dos animais.

Às bibliotecárias **Professora Doutora Vânia Martins Bueno de Oliveira**

Funaro e Glauci Elaine Damásio Fidelis pela dedicação e paciência na formatação deste trabalho.

Aos colegas da turma de mestrado (2009-2011) **André Felipe Abrão, Monica Nacao, Gustavo Watanabe-Kano, Hiroshi Miasiro Junior, Miguel Ferragut Attizzani**, pela receptividade e por transmitirem as primeiras diretrizes das atividades de atendimento clínico aos pacientes e demais atividades do mestrado.

Aos meus colegas de doutorado, **Ana Cristina Soares Santos Haddad, Fabio Vigorito, Soo Young Kim Weffort, Fernando Penteado, Siddhartha U. Silva e Tarcila Triviño** agradeço os agradáveis momentos de convivência e os conhecimentos compartilhados durante todas as nossas atividades.

Às estagiárias e amigas das clínicas de pesquisa **Amanda Frasson, Beatriz Lombardi, Maria Fernanda Bozzini, Leile Bassukos, Daniela, Renata Pilli Joias, Kamila Godoy, Soraia Onishi Oshiro**, pela simpatia, educação e agradável convivência de todas as semanas.

Aos amigos e colegas de Pós-graduação **Michelle Sendyk, Lucio Uchida, Julissa Robles, Carol Franco Ferreira Ballastreire, Giselle Guimarães, André Felipe Abrão, Paulo, José Valladares Neto, Luciana Flaquer, Mariana Galvão, Gilberto Vilanova Queiroz, Ricardo Fidos Horliana, Alael Barreiro de Paiva Lino**, pela amizade, companheirismo e harmonioso convívio.

À minha amiga **Carolina Pedrinha de Almeida** por estar sempre muito disponível, alegre e divertida no convívio e por manter essa amizade mesmo à distância. Obrigada pelo carinho de seus familiares, tão atenciosos e queridos.

À amiga **Annelise Cunha Ribeiro** pela carinhosa receptividade no

departamento, pela ajuda com o entendimento da dinâmica de trabalho da disciplina e pelos momentos de descontração e diversão.

À colega e amiga **Tarcila Triviño**, pela descontração durante nossa participação nas atividades de mestrado e doutorado e pela ajuda na busca da otimização do tempo de trabalho.

Ao amigo **Luis Vicente Moura Lopes** pela amizade, alegria e leveza que transmitia no convívio semanal.

Ao amigo **Edson Illipronti** pelo carinho, preocupação e pronta disponibilidade de ajuda e conversa.

Ao meu colega e amigo **Fernando Penteado** pelo agradável convívio, pela descontração e companheirismo.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa do curso de doutorado.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo – FAPESP**, que concedeu auxílio pesquisa para a realização deste estudo, conforme processo número 2010/09422-7.

RESUMO

Catharino PCC. Monitoramento histológico, histomorfométrico e radiográfico da cicatrização óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos autoperfurantes, submetidos ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2012. Versão Original.

Mini-implantes ortodônticos são acessórios de ancoragem esquelética. O objetivo deste estudo foi descrever a cicatrização óssea inicial ao redor dos mini-implantes, esterilizados pelos pesquisadores, submetidos ou não à aplicação de carga imediata. Foram inseridos 144 mini-implantes autoperfurantes (*TOMAS®*, *Dentaurum, Germany*) nas tíbias de dezoito coelhos brancos. Carga imediata (50 cN) foi aplicada sobre 50% dos mini-implantes. Quatro coelhos foram sacrificados em cada tempo pós-cirúrgico: dias 15, 21, 30 e 60, e dois no dia 0, constituindo grupo controle. Radiografias digitais foram obtidas para mensuração da espessura da cortical óssea (ECO), contíguo aos mini-implantes e equidistante deles. Nas imagens digitais das lâminas histológicas, realizou-se análise histológica e histomorfométrica. Quantidade de osso (QO), contato osso-implante (BIC) e ECO foram analisados pelos testes t-pareado, ANOVA e coeficiente de correlação de Pearson. Aos 0 e 15 dias haviam áreas de fraturas da borda da cortical. Após 30 dias houve deposição de osso imaturo, que se apresentou maduro aos 60 dias. QO foi maior com carga aos 15 dias ($p = 0,034$); e aumentou ao longo da cicatrização, nos grupos com ($p = 0,004$) e sem carga ($p < 0,001$). Carga não afetou BIC; os valores aumentaram no decorrer do tempo, nos grupos com ($p < 0,001$) e sem carga ($p = 0,001$). ECO aumentou em todas as regiões ($p < 0,001$). ECO próximo aos mini-implantes foi maior que no ponto médio, exceto aos 15 dias sem carga ($p = 0,077$). Concluiu-se que carga imediata leve não comprometeu a cicatrização óssea ao redor dos mini-implantes. Ósseointegração e o aumento da espessura da cortical óssea foram tempo-dependentes.

Palavras-chave: Ortodontia. Procedimentos de Ancoragem Ortodôntica. Implantes. Radiografia. Histologia. Osso.

ABSTRACT

Catharino PCC. Histological, histomorphometric and radiographic monitoring of bone healing around self-drilling orthodontic mini-screws, subjected or not to immediate load in rabbit tibiae. [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2012.

Mini-implants are attachments for orthodontic anchorage. This study aimed to describe the initial bone healing around mini-implants sterilized by the researchers, submitted or not to application of immediate loading. Were inserted 144 self-drilling mini-implants (TOMAS[®], Dentaaurum, Germany) in the tibia of eighteen white rabbits. Immediate loading (50 cN) was applied to 50% of mini-implants. The animals were sacrificed at each time post-surgery: day 15, 21, 30 and 60, and two on day 0, being the control group. Digital radiographs were obtained to measure the thickness of cortical bone (ECO), adjacent to mini-implants and equidistant from them. In digital pictures from histological slides histology and histomorphometry was analyzed. Amount of bone (QO), bone-implant contact (BIC) and ECO were analyzed by paired t-test, ANOVA and coefficient of Pearson correlation. At 0 and 15 days had shear areas. After 30 days there was deposition of immature bone, which appeared mature at 60 days. QO load was greater at 15 days ($p = 0.034$), and increased over healing in load ($p = 0.004$) and unloaded groups ($p < 0.001$). Load affected BIC, the values increased over time in groups with load ($p < 0.001$) and unloaded ($p = 0.001$). ECO increased in all regions ($p < 0.001$). ECO near the mini-implants was greater than at midpoint, except for 15 days without load ($p = 0.077$). It was concluded that light immediate loading did not affect bone healing around the mini-implants. Osseointegration and increased cortical bone thickness were time-dependent.

Keywords: Orthodontic. Orthodontic Anchorage Procedures. Implants. Radiography. Histology. Bone.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Gráfico 5.1 - Descritivo da espessura da cortical óssea nos tempos do estudo para os grupos com, sem carga e ponto médio	118
Gráfico 5.2 - Descritivo da quantidade de osso nos tempos do estudo para os grupos com e sem carga.....	120
Gráfico 5.3 - Descritivo do BIC nos tempos do estudo para os grupos com e sem carga	122
Gráfico 5.4 - Descritivo de dispersão do grupo sem carga.....	123
Gráfico 5.5 - Descritivo de dispersão do grupo com carga.....	123

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 - Exemplos de mini-implantes ortodônticos (TOMAS® - Temporary Orthodontic Micro Anchorage System / Dentaaurum/ Germany). a) mini-implante autoperfurante e b) auto-rosqueável25
- Figura 4.1 - Mini-implante autoperfurante (TOMAS® - Temporary Orthodontic Micro Anchorage System, Dentaaurum, Inspringen, Alemanha), utilizado no estudo75
- Figura 4.2 - Mola fechada Remanium® (Dentaaurum, Inspringen, Alemanha)76
- Figura 4.3 - Esquema ilustrativo da distribuição dos mini-implantes na tíbia dos animais.....78
- Figura 4.4 - Esquema representativo da distribuição de mini-implantes e molas na tíbia direita e esquerda de cada um dos animais do estudo e os objetivos da avaliação em cada momento do estudo (BIC = contato osso implante).....79
- Figura 4.5 - Etapas do momento cirúrgico de inserção dos mini-implantes na tíbia dos animais: A – Área da tíbia exposta apos incisão tecidual; B – Mini-implantes inseridos e com os dois mini-implantes mais proximais ativados pela mola; C- Início da sutura da primeira camada tecidual; D- Aspecto do pós-operatório imediato80
- Figura 4.6 - Obtenção da imagem radiográfica digital da tíbia do coelho81
- Figura 4.7 - Imagem radiográfica digital da tíbia do coelho. Setas indicativas dos locais mensurados e seus respectivos grupos: setas vermelhas – grupo sem carga (SC), verde e roxa – grupo com carga (CC), sendo roxa para o lado P- e verde para P+; azul – ponto médio (PM).....82
- Figura 4.8 - Frascos de vidro com blocos de osso incluídos em resina metilmetacrilato.....83
- Figura 4.9 - Blocos de osso incluídos em resina metilmetacrilato: Em A e B: blocos imediatamente apos quebrados os frascos – observe o posicionamento do bloco deslocado para lateral, de modo a manter porção de resina

para prender na pinça do equipamento de corte; C: bloco com volume reduzido por lixas para facilitar o corte.....	84
Figura 4.10 - Máquina de corte Exakt®.....	85
Figura 4.11 - Sequência de corte dos blocos de osso com resina: Em A- bloco preso e posicionado na pinça da máquina de corte; B – Início do corte do bloco em vista lateral; C- Segundo corte do bloco, com o disco de diamante posicionado no longo eixo do mini-implante, vista frontal; D – Corte em vista lateral	85
Figura 4.12 - Cortes obtidos e colagem nas lâminas de acrílico: Em A e B – fase final do corte na máquina em vistas frontal e lateral, respectivamente; C e D – Cortes obtidos em vista externa e interna, respectivamente; E e F – Colagem dos cortes nas lâminas de acrílico para posterior redução de espessura e polimento	86
Figura 4.13 - Em A – Lâmina com espessura de corte desejada e pronta para ser corada; B e C – Imagens das lâminas coradas por Stevenel's blue e contra-coradas por alizarina red S, com aumento de 10x	86
Figura 4.14 - Microscópio com câmera acoplada e computador utilizados neste estudo.....	87
Figura 5.1 - Fotografias lado direito (A) e esquerdo (B) do mini-implante imediatamente após sua inserção (aumento de 10x). MI – mini-implante; OCM – osso cortical maduro; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; FA- áreas de fratura na região interna da cortical; C – coágulo sanguíneo.....	90
Figura 5.2 - Imagens detalhada de mini-implante com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; FC – área de fratura região coronal; C – coágulo sanguíneo.....	91
Figura 5.3 - Imagens detalhada de mini-implante com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo.....	91
Figura 5.4 - Imagens detalhada de mini-implante do estudo piloto com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical	

maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro.....92

Figura 5.5 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo.....93

Figura 5.6 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.5 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo94

Figura 5.7 - Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.5 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide.....95

Figura 5.8 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo.....96

Figura 5.9 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.8 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide.....97

Figura 5.10 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB–

desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro.....98

Figura 5.11 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.10 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal..99

Figura 5.12 - Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.10 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro 100

Figura 5.13 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB- desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; AR – artefatos da confecção da lâmina..... 101

Figura 5.14 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.13 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (10x); MI – mini-implante; DB- desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; AR – artefatos da confecção da lâmina 102

Figura 5.15 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB- desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN- linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide 103

Figura 5.16 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.15 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de

10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 104

Figura 5.17 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.15 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 105

Figura 5.18 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 106

Figura 5.19 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.18 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 107

Figura 5.20 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM – osso maduro LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 108

Figura 5.21 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.20 do mini-implante sem carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 109

Figura 5.22 - Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM – osso maduro LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide..... 110

- Figura 5.23 - Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.22 do mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide111
- Figura 5.24 - Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.22 do mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OL – osso imaturo lamelar; OS – matriz osteóide112
- Figura 5.25 -Imagens radiográficas digitais de mini-implantes sem carga para ilustrar o aumento da espessura da cortical óssea em: a – 0 dias; b- 15 dias; c- 21 dias; d- 30 dias e e- 60 dias.....118
- Figura 6.1 - Imagens ilustrativas, radiográficas, histológicas(aumento 10x) e fotográfica do colo dos mini-implantes ortodônticos autoperfurantes TOMAS® (Dentaurum/ Germany).....127
- Figura 6.2 - Imagens histológicas (aumento 2.5x) dos mini-implantes para ilustrar o aumento da espessura da cortical óssea em: a – 0 dias; b- 15 dias; c- 21 dias; d- 30 dias e e- 60 dias.....128
- Figura 6.3 - Imagens histológicas (aumento 10x) do crescimento ósseo próximo ao ápice dos mini-implantes ortodônticos. Em a) imagem de 15 dias de cicatrização; b) 21 dias; c) 30 dias e d) 60 dias129

LISTA DE TABELAS

- Tabela 5.1 - Comparativo entre os tempos do estudo para a espessura do osso cortical. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significativa113
- Tabela 5.2 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa114
- Tabela 5.3 - Comparativo intra-grupo com carga entre os lados P+ e P- para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa.....115
- Tabela 5.4 - Comparativo entre mini-implantes sem carga e ponto médio para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa116
- Tabela 5.5 - Comparativo entre mini-implantes com carga e ponto médio para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa117
- Tabela 5.6 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para quantidade de osso. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa119
- Tabela 5.7 - Comparativo entre os tempos do estudo para a quantidade de osso. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significativa120
- Tabela 5.8 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para BIC. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significativa.....121
- Tabela 5.9 - Comparativo entre os tempos para BIC. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa122

Tabela 5.10 -Coeficiente de correlação de Pearson entre quantidade de osso e BIC.....	123
---	-----

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ACL	comprimento de rachadura acumulada
AP	mini-implantes autoperfurantes
AR	mini-implantes auto-rosqueáveis
BIC	contato osso-implante
BV/TV	taxa do volume de osso/ volume total
CAM	concentração alveolar mínima
CC	mini-implantes com carga
DB	desgate da broca piloto
ECO	espessura da cortical óssea
IC	intervalo de confiança
LC	maior rachadura
LN	linha demarcatória da neoformação óssea
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MI	mini-implante
MIT	torque de inserção máximo
MMA	resina metilmetacrilato
MRC	raio máximo de rachadura
NC	análise do número de rachaduras
NiTi	liga de Níquel e Titânio
OB	osteoblastos
OCM	osso cortical maduro
OR	Odds Ratio
OS	osso imaturo
P-	lado de pressão negativa
P+	lado de pressão positiva
PCR	reação em cadeia da polimerase
PM	grupo do ponto médio
QO	quantidade de osso
Rpm	rotações por minuto
SC	mini-implantes sem carga

SLA	mini-implantes com superfície tratada
TAD	acessório de ancoragem temporária
TIP	torque de inserção do implante
TPS	mini-implantes com superfície tratada com plasma de titânio
μCT	microtomografia

LISTA DE SÍMBOLOS

mm	milímetros
Ncm	Newton por centímetro
rpm	rotações por minuto
°C	grau Celsius
Kg	quilograma
μm/d	micrometros por dia
g	grama
N	Newton
Ti6Al4V	Liga de titânio grau 5, composta por de 90% de titânio, 6% de Alumínio e 4% de Vanádio
μm	micrometros
cN	centinewtons
N/cm	Newtons por centímetro
mg/Kg	miligramas por quilogramas
mL	mililitro
g/cm ²	grama por centímetro quadrado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1 CARACTERÍSTICAS DOS MINI-IMPLANTES	24
2.1.1 Tipo	24
2.1.2 Superfície	33
2.1.3 Esterilização	37
2.2 ATIVAÇÃO DOS MINI-IMPLANTES	38
2.2.1 Quantidade de carga	38
2.2.2 Momento de aplicação da carga	42
2.3 REAÇÃO TECIDUAL	48
2.3.1 Estabilidade Primária	48
2.3.2 Estabilidade Secundária – Ósseointegração	54
2.4 SUCESSO E INSUCESSO	62
3. PROPOSIÇÃO	73
4 MATERIAL E MÉTODOS	74
4.1 ANIMAIS	74
4.2 MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS	74
4.3 APLICAÇÃO DE CARGA SOBRE OS MINI-IMPLANTES	75
4.4 PROTOCOLO CIRÚRGICO	76
4.5 ANESTESIA GERAL INALATÓRIA	77
4.6 INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES	77
4.7 EUTANÁSIA DOS ANIMAIS	80
4.8 RADIOGRAFIA DIGITAL DAS TÍBIAS	81
4.9 REMOÇÃO DOS BLOCOS ÓSSEOS	82
4.10 PROCESSAMENTO HISTOLÓGICO	83
4.11 ANÁLISE DOS RESULTADOS	88
5 RESULTADOS	89
5.1 ANÁLISE HISTOLÓGICA	89
5.2 ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA	112
5.3 ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA	118
6 DISCUSSÃO	125

7 CONCLUSÕES	133
REFERÊNCIAS	134
APÊNDICES	142
ANEXOS	147

1 INTRODUÇÃO

Muitos movimentos dentários realizados durante o tratamento ortodôntico requerem ancoragem máxima para serem realizados com sucesso. Dentre os acessórios de ancoragem disponíveis, os de maior êxito na atualidade são os mini-implantes ortodônticos, por diversas razões, tais como: não depender da colaboração do paciente quanto ao uso, ser de fácil instalação, tamanho reduzido, anular o componente de reação por direcionar a força às estruturas esqueléticas e custo acessível.

A estabilidade dos mini-implantes tem sido atribuída a fatores mecânicos (dimensões e desenho dos mini-implantes) e biológicos (quantidade e qualidade de osso e tempo para ósseointegração). Além disso, a estabilidade pode ser considerada: primária, ou seja, aquela encontrada imediatamente após a inserção do mini-implante ou secundária, aquela obtida pela ósseointegração (Melsen, Costa, 2000; Motoyoshi et al., 2006; Luzi et al., 2007; Wu et al., 2008; Wilmes, Drescher, 2009). Bränemark et al. (1969) definiu ósseointegração como o contato entre o osso e o implante a nível microscópico. Assim sendo, ósseointegração é o termo que descreve a quantidade de novo osso formado que circunda e tem contato direto com o implante.

Tem sido sugerido por alguns estudos que a estabilidade de ancoragem dos mini-implantes é resultado de embricamento mecânico. Isto elimina a necessidade de tempo de espera antes da aplicação de força, favorecendo a aplicação de carga imediata, além de permitir fácil remoção (Melsen; Verna, 1999; Melsen; Costa, 2000; Miyawaki et al., 2003; Büchter et al., 2006; Morais et al., 2007; Serra et al., 2008; Serra et al., 2010). Os fatores relevantes da estabilidade primária dos parafusos são: desenho do implante, qualidade de osso no qual ele é inserido, preparo do sítio de implantação e ângulo de inserção (Melsen; Costa, 2000; Huja et al., 2005; Motoyoshi et al., 2006; Luzi et al., 2007; Wu et al., 2008; Ferrazzo, 2008; Wilmes; Drescher, 2009).

No entanto, o processo de remodelação óssea na interface osso-implante foi abordado em alguns estudos (Deguchi et al., 2003; Büchter et al., 2006; Morea, 2008; Luzi et al., 2009; Prager et al., 2008; Deguchi et al. 2009; Woods et al., 2009; Wu et al., 2009; Zhao et al., 2009). Características histológicas e histomorfométricas

evidenciaram a presença de deposição de osso diretamente em contato com a superfície metálica do implante auto-rosqueável, no estágio inicial de cicatrização (Büchter et al., 2006; Morea, 2008; Wu et al., 2009).

Os mini-implantes podem ser auto-rosqueáveis ou autoperfurantes, conforme seu desenho e método de inserção. Os mini-implantes autoperfurantes possuem uma ponta extremamente fina e afiada, dispensando, na maioria dos casos, a utilização de qualquer procedimento adicional para a perfuração óssea. O formato cônico destes mini-implantes demonstrou favorecer melhor estabilidade primária, menor dano ao osso, pela ausência de perfuração prévia com motor e maior torque de inserção quando comparados com os auto-rosqueáveis (Chen et al., 2008a; Mischkowski et al., 2008; Wu et al., 2008).

A liga de titânio grau V (Ti6Al4V) utilizada na confecção dos mini-implantes ortodônticos tem sido estudada sob diversos aspectos, tais como: torque de inserção, torque de remoção e pull-out. No entanto, não há relatos na literatura descrevendo a cicatrização da cortical óssea ao redor deste material, na presença ou não de carga ortodôntica.

Em relação ao processo de esterilização dos mini-implantes autoperfurantes, não existem na literatura dados sobre a cicatrização óssea ao redor desses mini-implantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CARACTERÍSTICAS DOS MINI-IMPLANTES

Desde a introdução dos mini-implantes como elemento de ancoragem nos tratamentos ortodônticos por Kanomi (1997), diferentes tipos, tamanhos e métodos de aplicação têm sido explorados.

Nos últimos anos, implantes de tamanhos reduzidos têm sido desenhados para a ancoragem ortodôntica. Estes mini-implantes são suficientemente pequenos para serem inseridos em qualquer superfície do processo alveolar, e até mesmo nas áreas interdentais.

2.1.1 Tipo

Os mini-implantes recebem diferentes classificações conforme o método ou a extensão de inserção. Quando os parafusos são inseridos em uma ou duas corticais ósseas, são denominados de monocorticais ou bicorticais, respectivamente. Quanto ao método de inserção, os mini-implantes podem ser classificados em: autoperfurantes ou auto-rosqueáveis (figura 2.1).

Os mini-implantes auto-rosqueáveis apresentam formato cilíndrico e são inseridos em um sítio previamente preparado por uma perfuração piloto com broca de diâmetro um pouco menor do que o do parafuso (figura 2.1b).

Os mini-implantes ortodônticos autoperfurantes possuem uma ponta extremamente fina e afiada dispensando, na maioria dos casos, a utilização de qualquer procedimento adicional para a perfuração óssea. Estes são inseridos transmucosamente com uma peça de mão (figura 2.1a).

Figura 2.1- Exemplos de mini-implantes ortodônticos (TOMAS® - Temporary Orthodontic Micro Anchorage System / Dentaureum/ Germany). a) mini-implante autoperfurante e b) auto-rosqueável

As diferentes características estruturais e de método de inserção dos mini-implantes ortodônticos levou ao desenvolvimento de estudos que compararam o desempenho dos mini-implantes autoperfurantes (AP) e auto-rosqueáveis (AR) sob diferentes aspectos. Em relação à estabilidade primária, Mischkowski et al. (2008) compararam quatro tipos de mini-implantes (dois AR e dois AP) quanto às suas propriedades biomecânicas. Foram avaliadas as marcas Aarhus Screw®, FAMI, Dual Top e Spider, inseridas na cabeça do fêmur bovina. Como resultados, os pesquisadores encontraram que parafusos AP, com desenho cônico, atingem maior estabilidade primária, quando comparado com o formato cilíndrico dos AR. Os valores do torque de inserção foram de 40,22 Ncm para os AP e 19,34 Ncm para os AR. Este efeito foi mais óbvio na estimativa do torque de inserção do que no torque de remoção. O Dual Top (autoperfurante) apesar de ser superior do ponto de vista biomecânico, foi o mais propenso a fraturas.

Goelzer et al. (2010) compararam os parafusos autoperfurantes e auto-rosqueáveis utilizados na fixação interna rígida de cirurgias ortognáticas, em relação ao contato ósseo e à produção de debris ósseo, utilizando microscopia eletrônica de

varredura. Parafusos autoperfurantes e auto-rosqueáveis foram inseridos na superfície externa do crânio de três coelhos da Nova Zelândia, com e sem irrigação por solução salina. Todos os parafusos apresentavam 5 mm de comprimento e foram inseridos até que suas pontas estivessem projetadas através da superfície endosteal. Foram usados dezesseis parafusos, sendo oito com diâmetro de 1,5 mm e oito com 2,0 mm. Todos os parafusos auto-rosqueáveis foram inseridos após perfuração piloto (brocas de 1,6 mm para os parafusos de 2,0 mm e 1,3 mm para os parafusos de 1,5 mm). Os resultados do estudo mostraram que não houve dano nos parafusos após a inserção. Dano ósseo ocorreu quando a irrigação não foi realizada durante a instalação dos parafusos auto-rosqueáveis. Houve formação de debris ósseo durante a instalação dos parafusos autoperfurantes, o que é considerado benéfico. Dessa forma, os autores concluíram que devido à inserção dos parafusos autoperfurantes ser realizada por pressão manual, a irrigação não é essencial. Ao contrário da perfuração que ocorre com os parafusos auto-rosqueáveis, o debris ósseo formado com os autoperfurantes não é resultado de aquecimento gerado, mas preferencialmente dos resultados da capacidade dos tecidos ósseos biologicamente ativos de reagirem com o parafuso, aumentando sua performance. O modelo animal usado provou ser altamente apropriado para comparações com seres humanos devido às estruturas ósseas da cabeça possuírem a mesma densidade e espessura.

O calor da fricção durante a inserção do mini-implante é esperado ser o fator primário de dano térmico ao osso. Dessa forma, Matsuoka et al. (2011) mensuraram o calor gerado na utilização de parafusos autoperfurantes (diâmetro de 1,6 mm e comprimento de 8 mm) nas velocidades de 50, 100, 150 e 250 rpm, em costela de porco. Espécimes foram classificados em: grupo fino, com espessura média da cortical óssea de $1,2 \pm 0,02$ mm, e grupo espesso, com espessura média de $2,0 \pm 0,03$ mm. O grupo fino foi usado como modelo de osso da maxila humana e o espesso como modelo de osso mandibular. A temperatura foi mensurada de acordo com a velocidade de rotação. À medida que a velocidade de rotação aumentava, a temperatura significativamente aumentou em ambas espessuras ósseas. A temperatura aumentou significativamente mais no grupo de cortical espessa. O aumento da temperatura no osso espesso à 250 rpm excedeu 10°C , considerado como o limiar para dano ósseo neste estudo; outros aumentos de temperatura foram abaixo deste limiar. A instalação dos parafusos autoperfurantes em altas

velocidades com um implantador não é recomendado; velocidades menores do que 150 rpm devem ser usadas, quando utilizados parafusos de 1,6mm de diâmetro.

Sob o ponto de vista da resposta tecidual ao redor dos mini-implantes, os autoperfurantes apresentaram menor tempo de modelamento e remodelamento ósseo. Além disso, apresentaram maior torque de inserção e maior estabilidade primária, devido ao seu formato cônico, pouco debris de osso, menor dano térmico. Quando inseridos geraram maior pressão no osso ao redor do implante o que poderia oferecer contato mais íntimo com o osso (Chen et al., 2008a; Prager et al., 2008; Wu et al., 2008).

Prager et al. (2008) inseriram 24 mini-implantes corticais FAMI (10 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro) no processo alveolar apical aos dentes premolares de quatro minipigs (idade de 12 a 16 meses, peso entre 32 e 38 kg). Cada animal recebeu seis mini-implantes, três de um lado, com perfuração prévia e três do outro lado, sem perfuração. Após 12 semanas de cicatrização, sem aplicação de carga, todos os mini-implantes com o osso circundante foram removidos. Microsecções foram preparadas e analisadas histomorfometricamente e sob microscopia fluorescente. Foram avaliados neste estudo o contato osso-implante (BIC), a taxa de aposição mineral e a porção de osso recém-formado. Os mini-implantes que não tiveram perfuração prévia revelaram um contato osso-parafuso de $64 \pm 11\%$ e os que tiveram a perfuração prévia, $63 \pm 12\%$. Esta diferença não foi significativa. A taxa de aposição mineral foi de $1,6 \pm 0,4 \mu\text{m/d}$ e $1,7 \pm 0,4 \mu\text{m/d}$, respectivamente, e também não apresentou diferença estatisticamente significativa. No entanto, a porção de osso recém-formado no grupo com perfuração prévia foi significativamente maior ($59 \pm 9\%$ versus $27 \pm 6\%$). Assim sendo, os autores concluíram não existir diferença significativa no contato osso-parafuso entre os dois grupos após três meses, devido à formação óssea. De forma significante, mais osso foi recém-formado com perfuração prévia do que sem, mas a formação de novo osso no grupo com perfuração é também evidência de substancial dano ósseo durante a inserção do parafuso. A taxa de nova formação óssea, similar nos dois grupos, confronta com o efeito estimulante da perfuração prévia. Apesar da ausência de diferenças, permanece obscuro se a qualidade mecânica do osso recém-formado se assemelha ao do osso pré-existente.

Chen et al. (2008a) compararam a influência de mini-implantes autoperfurantes e auto-rosqueáveis nas reações teciduais dos tecidos circundantes

biomecânica e histologicamente. Cinquenta e seis mini-implantes tratados de liga de titânio foram inseridos na face vestibular dos maxilares de dois cães divididos em dois grupos de 28 parafusos cada. Um grupo era auto-rosqueável e outro autoperfurante. Aproximadamente 200 g de força contínua e constante foram aplicadas imediatamente entre dois mini-implantes por meio de mola fechada de NiTi durante nove semanas. O pico do torque de inserção e o torque de remoção foram mensurados imediatamente após os implantes serem posicionados e quando os cães foram sacrificados, respectivamente. Secções dos mini-implantes descalcificadas e seus tecidos circundantes foram estudados com microscópio óptico e fluorescente. Resultados: taxas de sucesso foram maiores no grupo autoperfurante (93%) do que no auto-rosqueante (86%). O maior valor do torque de inserção foi observado no grupo autoperfurante, tanto na maxila quanto na mandíbula. O valor do torque de inserção dos AP na maxila foi de 5,6 Ncm e na mandíbula de 8,7 Ncm, enquanto os AR foi 3,5 Ncm e 7,4 Ncm, respectivamente.

A tendência à fratura foi encontrada no grupo autoperfurante. Fratura é uma desvantagem dos microimplantes, ainda quando eles são posicionados sem força excessiva. Os resultados mostraram que altos valores de torque de inserção para parafusos de diâmetro mais fino e alta densidade óssea podem ser perigosos para os AP. De acordo com o princípio de conservação e transformação de energia, AP possui maior pressão do que AR, pois estes últimos são inseridos após uma perfuração prévia. Portanto, se o osso for denso, os AP não devem ser escolhidos. Na maxila e áreas com osso cortical fino da mandíbula os AP penetram facilmente.

A porcentagem de contato osso-implante foi maior no grupo autoperfurante. Remodelamento e aposição foram mais vistos no grupo autoperfurante. Neste estudo o BIC nos AP foi de 39,28% na maxila e 47,44% na mandíbula, e 27,96% na maxila e 26,35% na mandíbula dos AR. Estes valores maiores nos AP mostram que o método de perfuração prévia tem efeito no contato osso-parafuso, fato que foi confirmado pelo valor de torque de remoção e pelos achados histológicos de osso mais original e novo osso no grupo AP. O valor do torque de remoção dos AP na maxila foi de 6,5 Ncm e na mandíbula de 7,1 Ncm, enquanto os AR foi 5,7 Ncm e 6,1 Ncm respectivamente.

O uso dos AP sem modificações químicas e biológicas causaram menor lesão no osso, e o tempo de modelamento e remodelamento ósseo foram reduzidos porque os debris de osso foram transportados e depositados na superfície do osso

ao redor da ponta do implante devido ao formato cônico. Teoricamente AP causam menos danos ao osso durante o posicionamento, logo a ósseointegração deve ocorrer mais cedo e ser melhor do que nos AR.

Os autores concluíram que os mini-implantes autoperfurantes provaram ter maior resistência e alta fricção mecânica com o osso para manter a estabilidade inicial e resistir a micromovimentos. Assim sendo, os autoperfurantes puderam prover melhor ancoragem e seu uso foi recomendado na maxila e em áreas de osso cortical fino da mandíbula.

Cha et al. (2010) compararam neste estudo prospectivo em animal o torque de inserção e remoção de mini-implantes ortodônticos cilíndricos e cônicos. Foram inseridos 96 mini-implantes, sendo 48 cônicos e 48 cilíndricos autoperfurantes (1,45 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento) no osso alveolar vestibular da mandíbula de seis cães beagle machos. O torque de inserção máximo foi mensurado durante a instalação de 48 mini-implantes, e o valor do torque máximo de remoção foi registrado após 3 e 12 semanas de carga. Foi aplicada carga imediata em metade dos implantes, por meio de cadeias elásticas presas entre um parafuso de cada tipo, de 250 a 300 g o qual permaneceu durante 3 ou 12 semanas. Decorridos 4 meses de cicatrização, 48 mini-implantes adicionais foram inseridos quase no mesmo local do que o primeiro grupo de implantes; e o torque de inserção foi novamente mensurado. Análises histológicas foram realizadas após 3 e 12 semanas de carga. O contato osso-implante e o volume ósseo/volume total foram comparados durante cada período e em cada grupo. Como resultados, os autores encontraram que os mini-implantes cônicos apresentaram maior média de torque de inserção máximo ($22,3 \pm 3,2$ Ncm) do que dos mini-implantes cilíndricos ($9,1 \pm 2,3$ Ncm) em 3 semanas após a inserção ($p < .05$), no entanto não houve diferença significativa na média do valor máximo do torque de remoção entre os mini-implantes cilíndricos ($3,0 \pm 1,1$ Ncm) e cônicos ($4,2 \pm 1,4$ Ncm) após 12 semanas de carga. A média do valor do torque de remoção decaiu significativamente 3,0 Ncm nos mini-implantes cônicos em 12 semanas. Não houve diferença significativa no torque de remoção entre mini-implantes cônicos e cilíndricos nas 12 semanas. A porcentagem de contato osso-implante foi semelhante entre os grupos de 3 semanas de carga e aumentou posteriormente. Após 3 semanas de carga, o BIC total para cilíndricos e cônicos foi 54,1% e 50,6%, respectivamente, e nas 12 semanas de carga o BIC total aumentou

para 62,1% e 54,6%, respectivamente. Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de mini-implantes.

Após 3 semanas, comparado com os mini-implantes sem carga, os com carga apresentaram BIC aumentado na camada cortical em ambos os tipos de mini-implantes. BIC da camada cortical nas 12 semanas de carga tiveram decréscimo significativo nos dois tipos de parafusos ($p < .05$). Ao final de 3 semanas de carga, taxa de volume de osso/volume total (BV/TV) foi maior nos cônicos do que nos cilíndricos, mas não houve diferença significativa entre os dois grupos nas 12 semanas de carga. Do ponto de vista histológico, áreas de reabsorção óssea foram observadas próximo à interface osso-implante nos dois grupos após 12 semanas de carga. O torque de inserção foi 2 a 2,5 N menor na segunda inserção, indicando que o osso implantado não havia se recuperado completamente da primeira perfuração, o que pode ter influenciado o comportamento histológico deste estudo.

Wu et al. (2008) avaliaram a diferença entre os métodos com e sem perfuração prévia em relação aos seus efeitos na estabilidade dos mini-implantes após duas, quatro e oito semanas de instalação. Foram inseridos 36 mini-implantes (1 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) de titânio puro na região bucal de seis cães Beagle, sendo seis parafusos na região de premolares da maxila (três de cada lado e tipo). Foram feitos teste biomecânico, observação histológica e análise histomorfométrica. Neste estudo não foram aplicadas forças e o processo de ósseointegração ocorreu como consequência do processo natural de formação óssea ao redor dos parafusos. Resultados: a observação histológica revelou remodelamento ósseo contínuo com formação de osso novo na região ao redor do parafuso nos dois grupos. O torque de remoção e o contato osso-implante foram significativamente maiores no grupo sem perfuração, para duas e quatro semanas, mas não houve diferenças estatisticamente significativa após oito semanas de cicatrização. O BIC no grupo sem perfuração foi de 42,11% em duas semanas, 57,2% em quatro semanas e 70,34% em oito semanas. No grupo com perfuração o BIC foi de 30,57% em duas semanas, 40,21% em quatro semanas e 58,94% em oito semanas. A diferença do BIC entre os grupos não foi significativa na semana oito. Como esperado, o BIC aumentou com o tempo de cicatrização. Os autores concluíram que os mini-implantes sem perfuração podem prover maior estabilidade na maxila do que os com perfuração na fase inicial de cicatrização. Os AP mostraram prover maior ósseointegração na interface osso-implante nas semanas

dois e quatro. Isto deve acontecer, pois os AP formam menos debris ósseos e menor dano térmico, e quando são inseridos geram maior pressão no osso ao redor do implante, o que poderia oferecer contato mais íntimo com o osso. Os autores recomendam que nos casos onde a aplicação de carga imediata seja necessária, que seja utilizado o parafuso AP, pois favoreceria melhor estabilidade.

Em relação ao posicionamento dos mini-implantes mono ou bicorticalmente, Brettin et al. (2008) testaram *in vitro* a hipótese de que o posicionamento bicortical do mini-implante (ao longo de toda a largura do alvéolo) fornece ao ortodontista maior força de resistência e estabilidade (ancoragem) quando comparado com o monocortical. Foram inseridos 44 mini-implantes de liga de titânio Ti6Al4V (1,5 mm de diâmetro x 15 mm de comprimento) em 22 hemi-maxilas e mandíbulas humanas entre o primeiro e segundo premolares. Metade foi monocortical e metade bicortical, e todos foram submetidos à força tangencial perpendicular ao mini-implante através de um dispositivo lateral de 1,5 mm. Amostras de osso foram seccionadas e a espessura do osso nos sítios dos parafusos mensurada. Os resultados demonstraram que os valores da força de deflexão foram maiores para os parafusos bicorticais localizados tanto na maxila quanto na mandíbula. Os valores de força na mandíbula foram maiores do que na maxila, para ambos os parafusos. Não foram encontradas diferenças nos valores de deflexão entre os lados direito e esquerdo dos maxilares ou entre o posicionamento apical ou coronal do parafuso. Parafusos monocorticais são mais móveis após a aplicação de força do que os parafusos bicorticais. A análise dos elementos finitos indicou menor estresse da cortical óssea com posicionamento bicortical do que com o monocortical e estes resultados são consistentes com os estudos *in-vitro*. Os resultados indicaram que os valores de força nos sítios mandibulares foram significativamente maiores do que nos maxilares, para os parafusos monocorticais quando a deflexão aumentou de 0,06 para 1,5mm, e para os parafusos bicorticais quando a deflexão aumentou de 0,18 para 1,5mm. Os autores sugeriram que os parafusos bicorticais podem prover ao ortodontista ancoragem mais resistente, reduzido estresse da cortical óssea e superior estabilidade, quando comparado com os parafusos monocorticais.

Morarend et al. (2009) compararam *in vitro* a força de resistência da ancoragem de mini-implantes monocorticais de maior e menor diâmetros e também os de grande diâmetro monocorticais com os de pequeno diâmetro bicorticais. Foram inseridos 96 mini-implantes de liga de titânio em 24 maxilas e 24 mandíbulas

hemi-seccionadas de cadáveres humanos, entre o primeiro e segundo premolares. Os espécimes foram randomizados e divididos em dois grupos. No primeiro grupo foram inseridos monocorticalmente 24 parafusos de diâmetro largo (2,5 mm de diâmetro x 17 mm de comprimento) e 24 parafusos de pequeno diâmetro (1,5 mm de diâmetro x 15 mm de comprimento), no segundo grupo foram inseridos monocorticalmente 24 parafusos de diâmetro largo (2,5 mm de diâmetro x 17 mm de comprimento) e bicorticalmente, 24 parafusos de pequeno diâmetro (1,5 mm de diâmetro x 15 mm de comprimento). Todos os espécimes foram submetidos à força tangencial perpendicular ao mini-implante com disposição lateral de 0,6 mm. Nos resultados os valores médios de força de ancoragem mandibulares e maxilares dos parafusos de 2,5 mm monocorticais foram significativamente maiores do que os de 1,5 mm monocorticais. Não houve diferença significativa nos valores de força de ancoragem mandibular entre os parafusos de 2,5 mm monocortical e 1,5 mm bicortical. Entretanto, os valores de força de ancoragem maxilares dos parafusos de 1,5 mm bicorticais foram significativamente maiores do que os 2,5 mm monocorticais. Os valores de força da maxila e mandíbula dos parafusos 2,5 mm monocortical e 1,5 mm bicortical foram maiores do que os 1,5 mm monocortical. A força de ancoragem nos sítios mandibulares foi maior do que nos maxilares para os parafusos de 2,5 mm monocortical e 1,5 mm monocortical. Não houve diferença significativa entre maxila e mandíbula para os parafusos de 1,5 mm bicorticais. As conclusões deste estudo foram que: *in vitro*, parafusos monocorticais de maior diâmetro (2,5 mm) favorecem maior força de ancoragem do que os de menor diâmetro, tanto na maxila quanto na mandíbula. Parafusos bicorticais de menor diâmetro (1,5 mm) permitem força de ancoragem igual ao de maior diâmetro monocortical (2,5 mm). Uma alternativa para o posicionamento de parafusos de grande diâmetro é a utilização de parafusos bicorticais. A vantagem do parafuso mais largo é a habilidade de distribuir as forças aplicadas sobre maiores áreas de osso com menos estresse ósseo e a desvantagem são as limitações da anatomia circundante.

Lee N-K et al. (2010) investigaram os efeitos do tamanho e diâmetro dos mini-implantes autoperfurantes no microdano da cortical óssea durante a inserção do mini-implante. Foram inseridos 28 mini-implantes autoperfurantes (Biomaterials Korea, Seoul, Korea, comprimento de 6mm e diâmetro de 1,5 e 2 mm, de formatos cilíndricos (C) e cônicos (T), classificados em 1,5C, 2C, 1,5 T e 2T, nas tíbias de sete coelhos brancos da Nova Zelândia (machos maduros, com média de idade de 6

meses e peso médio de 3,1 Kg). Quatro mini-implantes de cada tipo foram randomicamente inseridos em cada coelho, com uma distância de 2 cm entre eles. O torque de inserção máximo (MIT) foi mensurado. Imediatamente após a inserção dos mini-implantes, os blocos de osso com os mini-implantes foram colhidos e a espessura da cortical óssea foi mensurada pela microtomografia computadorizada. Os espécimes foram preparados para a análise histológica. Foram realizadas análises do número de rachaduras (NC), comprimento de rachadura acumulada (ACL), raio máximo de rachadura (MRC), e a maior rachadura (LC). Os resultados obtidos mostraram que maiores diâmetros (1,5C<2C e 1,5T<2T) e tamanho (1,5C<2T) resultaram em valores aumentados de MIT, NC e LC ($p<0,001$, respectivamente). Não houve diferença estatisticamente significativa na espessura da cortical óssea adjacente aos mini-implantes entre os 4 grupos. Os mini-implantes de 1,5C e 1,5T tiveram uma tendência de arranjo linear das rachaduras paralelas ao curso osteonal da fibra, enquanto 2C e 2T tiveram padrões circulares de rachaduras ao redor dos mini-implantes. Entretanto, não houve diferenças nos valores de MIT, NC, ACL, MRC e LC entre os mini-implantes cônicos e cilíndricos com o mesmo diâmetro (1,5C e 1,5T, 2C e 2T). Desta forma os autores concluíram que mini-implantes de maiores diâmetros e formatos cônicos causaram maior microdano ao osso cortical, e isto poderia afetar o remodelamento ósseo e a estabilidade do mini-implante.

2.1.2 Superfície

Algumas alterações na superfície dos mini-implantes foram testadas em relação à melhora ou não das reações dos tecidos adjacentes. Melsen e Lang (2001) observaram que mini-implantes com superfície tratada com plasma de titânio áspero (TPS) apresentaram aumento na remodelação do osso alveolar adjacente ao implante. Jung et al. (2008) encontraram maior valor de BIC no uso dos mini-implantes com superfície tratada por jato de areia e ataque ácido. A superfície polida e a menor rugosidade do titânio favoreceram menor quantidade de contato ósseo, o que possibilitou remoção mais fácil do parafuso após o uso (Huja et al., 2005).

Ikeda et al. (2011) avaliaram os efeitos das modificações na superfície de mini-implantes e a aplicação de força no osso circundante ao mini-implante. Sete cães *foxhound* machos esqueleticamente maduros foram acompanhados por 9 meses; um desenho *split-mouth* randomizado foi usado para comparar 21 mini-implantes com superfícies de jato de areia, grão mais largo e ataque ácido (SLA) e 21 miniimplanmte idênticos com superfície usinada. Os mini-implantes eram autoperfurantes e feitos de liga de titânio, com comprimento de 6 mm e diâmetro de 1,8 mm. Foi feita perfuração prévia com motor e broca de 1,1 mm. Os mini-implantes que receberam carga imediata de 200g com molas de níquel-titânio foram comparados com os sem carga. A taxa do volume ósseo do volume total das regiões de osso cortical e não-cortical foram mensurados de 6 a 24 μm e 24 a 42 μm desde a superfície total do implante usando tomografia microcomputadorizada com uma resolução isotrópica de 6 μm . Nos resultados, o sucesso clínico dos mini-implantes com superfície SLA foi de 100%, comparado com 85,7% para os mini-implantes com superfície usinada. Houve significativamente mais osso ($P<0,05$) no aspecto coronal dos SLA do que dos usinados; os mini-implantes com superfície SLA também mostraram decréscimos significativamente maiores no osso entre os aspectos mais coronário e apical. Mini-implantes com carga demonstraram significativamente maior decréscimo ($P<0,05$) no osso circundante do que os mini-implantes sem carga. A quantidade de osso entre 6 a 24 μm dos mini-implantes foi significativamente menor do que dentro de 24 a 42 μm . O torque de inserção médio foi maior para os mini-implantes com superfície SLA (42 Ncm) do que para os usinados (39 Ncm), mas a diferença não foi significativa. Os autores concluíram que o tratamento de superfície SLA e a carga tiveram efeitos significativos no osso circundante ao mini-implante; isto pode estar relacionado às maiores taxas de sucesso e maior estabilidade secundária.

O contato do tecido mole com a superfície do implante pode ser considerado um fator importante para o insucesso. Uma das maiores diferenças entre as fibras do tecido conjuntivo gengival que circundam um dente natural e aquelas que circundam um implante é a sua orientação logo abaixo da superfície gengival. Em um dente natural, as fibras inseridas no cimento e osso estão orientadas perpendicular ou obliquamente à superfície do dente. Entretanto, as fibras que circundam um implante estão principalmente paralelas à superfície do implante. Esta posição pode permitir crescimento para baixo do epitélio, resultado na formação de

bolsa profunda e invasão de microorganismos entre o implante e o tecido mole. Isto causaria o insucesso do implante.

A superfície topográfica pode afetar o crescimento e a orientação celular. Superfície lisa do mini-implante pode permitir pronunciado crescimento para baixo do epitélio como resultado oposto da superfície rugosa.

Kim et al. (2008) avaliaram os efeitos de microsulcos na taxa de sucesso e na adaptação dos mini-implantes ortodônticos. Mini-implantes AP (1,6 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) foram inseridos em cães Beagle, sendo o grupo experimental com microestrias (50 µm afastamento e 10 µm de profundidade dos sulcos na superfície do mini-implante). Foram colocados dois parafusos em cada lado por vestibular e oito em cada lado do palato. Após uma semana da inserção foram aplicadas cargas de 200 a 300g por molas NiTi. Os animais foram sacrificados após 16 semanas da inserção dos parafusos. Foi feita análise histomorfométrica para observar o BIC e a área de osso nos lados de tensão e pressão. Resultados: a taxa de sucesso foi maior no grupo com MG (microsulcos), com maior BIC no sítio de pressão.

A taxa de insucesso no grupo controle foi de 25% e no MG foi de 6,25%. Embora o grupo controle tenha demonstrado menor BiC do lado de pressão do que tensão no lado superior do parafuso, o grupo MG não apresentou diferença significativa entre o BIC dos lados de pressão e tensão. O grupo MG exibiu alinhamento circular ou perpendicular do tecido conjuntivo gengival fibroso com o mini-implante. O grupo controle apresentou alinhamento paralelo com a superfície do mini-implante. Isto significa que os microsulcos do grupo MG possuem certo efeito condutor na adesão do tecido conjuntivo, assim inibindo o crescimento para baixo do epitélio. Conclusões: Os microsulcos podem exercer algum efeito positivo na adaptação dos tecidos moles e na cicatrização óssea. Em geral houve mais remodelamento no lado de pressão, quando analisado pela microscopia fluorescente.

Os mini-implantes são projetados para converter torque em força compressiva entre o parafuso e o osso. O plano inclinado das roscas produz uma força axial quando é inserido, causando estresse de cisalhamento para desenvolver. A distância dos mini-implantes determina o quanto o parafuso avança em cada volta, com maiores quantidades de avanço criando maior força axial. Um afastamento de 1,25 mm avança o parafuso em maior distância do que 1,0 mm, isto também cria

maior estresse de compressão e torque. A presença de estrias cria intervalos nas roscas do titânio, deixando-o mais flexível e reduzindo a resistência dos mini-implantes, de modo mais parecido com o osso (Perren et al., 1992; Brinley et al., 2009).

Motoyoshi et al. (2005) avaliaram por meio de análise dos elementos finitos a influência da variação na altura das roscas e a presença de *abutment* no estresse produzido sobre o osso alveolar. O *abutment* funciona como um gancho, no qual se colocam fios de ligadura, molas fechadas e outros acessórios. Foram avaliadas distâncias entre as roscas de 0,5, 1 e 1,5 mm. As forças de 2N foram aplicadas a 45 graus da superfície óssea. Não foram encontradas diferenças nos padrões de distribuição de estresse pela variação da altura das roscas, mas sim nos modelos com *abutment*. A presença de *abutment* foi útil na redução da concentração de estresse no osso, e sua utilização pode aumentar a estabilidade inicial do implante.

Brinley et al. (2009) testaram a hipótese de que as estrias longitudinais e o afastamento não afetam a estabilidade primária dos mini-implantes. O torque máximo de inserção e a força de remoção dos 90 mini-implantes experimentais foram comparados aos controles, com o uso de osso de cadáver e sintético. Mini-implantes com 1,0 mm de afastamento foram comparados com os de 1,25 mm e 0,75 mm, mini-implantes com 3 estrias longitudinais foram comparados com os mesmos parafusos sem estrias. Um total de 60 mini-implantes (15 de cada tipo) foi avaliado com osso sintético, um modelo *split-mouth* de cadáver foi usado para comparar os três desenhos experimentais, além do parafuso do grupo controle de 1 mm. Os resultados do estudo foram que o osso sintético mostrou maior torque de inserção e resistência à remoção para 0,75 mm de distância do que para 1,0 e 1,25 mm, mas as diferenças foram significativas somente para a resistência de remoção. Os valores do torque de remoção foram 22,16 N para 0,75 mm, 10,80 N para 1,0 mm e 12,70 N para 1,25 mm. O modelo de cadáver não mostrou diferenças significativas no torque e na resistência associados à distância das estrias. Nos dois modelos (sintético e cadáver) os mini-implantes com estrias tiveram maior torque de inserção (9,70 Ncm) e resistência à remoção (56,19 N), do que os controles (8,45 Ncm e 10,80 N). Assim sendo, os autores concluíram que dentro de certos limites, a redução na distância aumenta a resistência à remoção, e o aumento das estrias aumenta o torque de inserção e a resistência à remoção.

Hong et al. (2011) compararam a estabilidade mecânica entre cinco desenhos de mini-implantes, sendo um novo desenho inventado e quatro desenhos comercialmente disponíveis que variam pelo formato e rosca; para calcular a área da superfície externa de cada desenho utilizou-se tomografia micro-computadorizada de alta-resolução; foi avaliada a relação entre a área da superfície e a estabilidade dos resultados. Os quatro mini-implantes comercialmente disponíveis – rosca simples e cilíndrico (SC), rosca simples e cônico (ST), rosca dupla e cilíndrico (DC) e rosca dupla e cônico (DT) e um novo implante que foi desenhado para engajar mais em osso cortical, com dimensão mais curta e larga (N1) foram inseridos em osso simulado com camadas cortical e trabecular. O estudo mecânico consistiu da mensuração dos torques e dos testes de deslocamento lateral. Área de superfície externa foi computada usando um micro-CT 25 μ m. Nos resultados, o torque de inserção máximo, torque de remoção máximo e os níveis de força para deslocamentos foram maiores no N1, seguidos por DT, ST, DC e SC ($\alpha=,05$). A área de superfície foi mais larga e maior no N1. A área de superfície dos mini-implantes tiveram correlação positiva com a estabilidade. Como conclusões os autores afirmaram que mini-implantes com diâmetro aumentado, cônicos e com rosca dupla podem aumentar a interdigitação entre o osso e o implante, aumentando a estabilidade primária. Quanto maior a área de superfície do implante embebida em osso, maior a estabilidade. N1 foi o desenho mais estável dentro dos desenhos do estudo. O novo desenho teve potencial para ser clinicamente melhor; isto aumentou a estabilidade e teve menor risco de danos às estruturas anatômicas próximas durante a inserção e o tratamento ortodôntico, no entanto, o desenho ainda requer refinamentos para reduzir o torque de inserção e evitar dificuldades clínicas e desconforto do paciente.

2.1.3 Esterilização

Não foram encontrados na literatura estudos que abordem fatores relacionados ao processo de esterilização dos mini-implantes.

2.2 ATIVAÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

2.2.1 Quantidade de carga

A quantidade ideal de carga a ser aplicada sobre os mini-implantes de modo que estes mantenham suas características estruturais e funcionais também foi abordado em alguns estudos. Foi observado que quando submetidos à carga variando de 25 até 300 cN, os mini-implantes permaneceram estáveis, e não apresentaram diferenças quanto à quantidade de ósseointegração. A presença de carga nesta amplitude afetou o processo de remodelamento do osso adjacente para adaptar à função dos implantes (Melsen; Costa, 2000; Melsen; Lang, 2001; Deguchi et al., 2003; Cheng et al., 2004; Büchter et al., 2005).

No entanto, mini-implantes submetidos à carga de 900 cN apresentaram sinais de inflamação, perda óssea e movimento de inclinação (Büchter et al., 2005; Mortensen et al., 2009). Com 900 cN de carga, mini-implantes de 3 mm de comprimento apresentaram maior deslocamento (3,1 mm) do que quando submetido à carga de 600 cN (2,0 mm) (Mortensen et al., 2009).

Melsen e Costa (2000) inseriram 16 mini-implantes de titânio vanádio Aarhus Screw[®] em quatro macacos adultos, sendo quatro parafusos por animal (dois na sínfise mandibular e dois na crista infrazigomática). Foi aplicada carga imediata (25g e 50g) por molas Sentalloy posicionadas entre o parafuso e o dente canino. As análises foram feitas após um e dois meses de inserção dos parafusos. Foi utilizada uma grade para quantificar o grau e a direção de ósseointegração. Os exames histológicos demonstraram que o tipo de osso e a localização de inserção dos parafusos afetaram a estabilidade. Não houve diferença entre os parafusos de carga 25 ou 50 g. Os parafusos da sínfise ficaram envoltos de osso lamelar denso e os da crista por osso trabecular. Todos os parafusos tiveram certa quantidade de ósseointegração, variando de 10 a 58%. Ósseointegração foi tempo-dependente, mas independente do tipo de osso e do nível de força aplicado.

Melsen e Lang (2001) avaliaram as reações teciduais adjacentes aos implantes orais após a aplicação de carga (100 a 300 cN) e relacionaram os valores de tensão aplicados na superfície trabecular determinada pela análise dos

elementos finitos à atividade celular do osso alveolar. O estudo foi feito em seis macacos que tiveram seus primeiros e segundos premolares e segundos molares inferiores removidos seis meses antes do estudo. Foram usados mini-implantes com superfície tratada com plasma de titânio áspero (TPS) e diâmetro de 2,2 mm. Os parafusos permaneceram cicatrizando por três meses. A medida da quantidade de ósseo integração foi feita pela determinação da porcentagem de contato direto osso-implante. Após os meses de cicatrização, foi feita a ativação de alguns parafusos (forças de inclinação variando de 100 a 300 cN), que permaneceu por 11 semanas. Este estudo demonstrou que a presença de um implante teve uma influência favorável nas características de turnover tecidual do osso alveolar adjacente ao implante e à carga ortodôntica através do centro de resistência em direção mesio-distal, aumentando esses efeitos de remodelação. O nível de força variou entre 100 e 300 cN, entretanto, as características de turnover teciduais não foram influenciadas pela magnitude das forças aplicadas dentro desta variação. A análise dos elementos finitos demonstrou que a distribuição local da tensão teve um impacto significativo na atividade biológica do tecido ósseo adjacente. Os resultados deste estudo foram que: em áreas submetidas à compressão, a reabsorção foi 8,8% comparados com 5,9% em áreas de tensão e 6,7% nas áreas de compartilhamento. Ao redor dos implantes de controle, a reabsorção foi de 4,2%. Em relação à aposição óssea, houve nos sítios de compressão 25,1% e 23,1% em sítios de tensão. A aposição na região bucal foi de 24,4% e na região lingual foi de 23,6%. Nos implantes sem carga, a taxa de aposição foi de 18,6%.

No estudo de Deguchi et al. (2003) 96 mini-implantes foram instalados em 8 cães de 8 meses de idade. Foram analisados oito parafusos por grupo (três, seis e 12 semanas). Foram aplicadas cargas de 200 a 300g por 12 semanas por meio de cadeias elásticas. A cada quatro semanas a força era checada e ajustada. Todas as falhas nos mini-implantes ocorreram no período de cicatrização. A taxa de sucesso para os parafusos com carga foi de 100%. Não houve diferença significativa no contato osso-implante entre os grupos com e sem carga. No entanto, maior contato com osso foi encontrado após três semanas na maxila no grupo controle (sem carga).

Cheng et al. (2004) avaliaram alguns fatores de risco associados a perda de mini-implantes ortodônticos em 44 pacientes, sendo 48 miniplacas e 92 mini-implantes. A taxa de sucesso foi de 89%. Em relação à magnitude da carga, foi

encontrado que cargas entre 100 e 200g podem ser bem suportadas pelos mini-implantes. Não foram encontradas diferenças significativas na magnitude da carga entre implantes com sucesso ou insucesso.

Büchter et al. (2005, 2006) realizaram estudo para determinar o desempenho clínico e biomecânico de dois diferentes mini-implantes com diferentes protocolos de ativação. Foram inseridos 200 mini-implantes (102 Abso Anchor® -10 mm de comprimento/ 1,1 mm de diâmetro e 98 Dual Top® – 10 mm de comprimento e 1,6 mm de espessura) em mandíbulas de oito minipigs adultos da raça Göttinger. Inicialmente os mini-implantes foram inseridos a uma distância de 17 mm e com uma variação de profundidade de inserção entre o pescoço do mini-implante e a superfície óssea de 1, 2 e 3 mm. Imediatamente após a inserção, foram aplicadas forças transversais (100, 300 e 500 cN) através de molas de Níquel-Titânio. Após o período experimental de 22 e 70 dias, os animais foram sacrificados e os implantes contidos nos espécimes de osso avaliados quanto ao desempenho clínico e a estabilidade do implante. Os resultados mostraram que os mini-implantes permaneceram estáveis quando submetidos a forças de 100 a 300 Ncm. Porém, quando força de 900 Ncm foi aplicada, cinco mini-implantes apresentaram movimento de inclinação, perda óssea e sinais de inflamação.

Os autores concluíram que a maioria dos insucessos foi atribuída ao estresse e tensão excessivos na interface osso/implante. Este estudo demonstrou que todos os implantes colocados na mandíbula tiveram sucesso quando sob carga e se mantiveram estáveis durante todo o estudo, quando forças de inclinação não ultrapassaram 900cN (900cN houve alto risco de perda da ósseointegração).

Mortensen et al. (2009) compararam a estabilidade de mini-implantes AP com 3 e 6 mm de comprimento submetidos à força ortopédica leve. Foi utilizado um desenho experimental *split-mouth*, sendo os mini-implantes posicionados em maxilares de cinco cães Beagle adultos, com carga imediata e duração da carga de seis semanas. Força contínua foi aplicada em parafusos recíprocos com molas de NiTi. As mandíbulas tinham os parafusos de 3 mm randomicamente carregados com forças de 600 ou 900 g e na maxila parafusos de 3 e 6 mm foram selecionados e carregados com 600g de força. Todos os parafusos tinham 1,3 mm de diâmetro. Um parafuso sem carga foi posicionado em cada quadrante para servir de grupo controle. A taxa de sucesso total foi considerada quando o parafuso permaneceu intacto, e o parcial excluiu parafuso que foi arrancado ou todos os parafusos

posicionados nos cães que freqüentemente mastigavam barras ou potes de comida. Resultados: Não houve diferença significativa na estabilidade associada com força e localização. Os pares de parafusos de 3 e 6 mm com carga demonstraram significativa redução da distância inter-implantes, com médias de 2,2 e 1,8 mm, respectivamente, os mini-implantes de 3 mm com carga de 900g mostraram maior deslocamento do que os com 600g. Conclusões: a taxa de sucesso dos parafusos com carga imediata de 3 mm foi significativamente menor do que os de 6 mm. Força nem localização explicaram as diferenças nas taxas de sucesso. A disposição linear dos mini-implantes foi mais associada com a quantidade de carga do que com o comprimento do parafuso.

Liu et al (2011) avaliaram o comportamento dos mini-implantes sob carga (150g) por meio de registros retrospectivos tridimensionais. Foram estudados sessenta pacientes adultos (idade entre 19-27 anos) que tiveram mini-implantes (1,6 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento) usados para ancoragem da retração em massa dos dentes anteriores. Os mini-implantes foram inseridos entre as raízes dos segundos premolares e primeiros molares superiores, em ângulo oblíquo de 30° a 40° em relação ao longo eixo dos dentes e no nível de gengiva inserida. Foram feitas tomografias computadorizadas antes da aplicação de carga e após o fechamento dos espaços das extrações, respectivamente. Foram realizadas reconstruções tridimensionais e registros dos dados da tomografia computadorizada inicial e final, para avaliar a localização dos mini-implantes, primeiros molares e incisivos centrais superiores. Resultados: os mini-implantes e os primeiros molares superiores moveram mesial 0,23 mm e para apical 0,91 mm, e 0,23 mm e 0,92 mm coronalmente; as quantidades de retração dos incisivos superiores na ponta e no ápice foram 5,94 e 1,40 mm, respectivamente, com 1,84 mm de intrusão do incisivo central superior. Conclusões: estes resultados indicaram que os mini-implantes e os primeiros molares superiores foram deslocados mesialmente quando submetidos à carga ortodôntica. Assim sendo, posicionar os mini-implantes num sítio um pouco mais mesial poderia ser uma melhor escolha para a estabilidade a longo prazo.

2.2.2 Momento de aplicação da carga

A aplicação de carga imediata sobre os mini-implantes é possível desde que haja uma estabilidade primária de sucesso, ou seja, uma interdigitação mecânica favorável entre o implante e o osso (Miyawaki et al., 2003; Luzi et al., 2007). A carga imediata deve ser por meio de força contínua e não maior do que 2 N (Melsen; Costa, 2000; Miyawaki et al., 2003; Büchter et al., 2006; Morais et al., 2007; Serra et al., 2008).

Alguns estudos comprovaram pela mensuração do torque de remoção, o qual não aumentou entre uma e quatro semanas de cicatrização, que a presença de carga imediata não causou mudanças significativas na fixação dos implantes neste intervalo de tempo. Assim os autores sugeriram que os mini-implantes podem suportar carga imediata (Morais et al., 2007; Ferrazzo, 2008; Serra et al., 2008).

Carga imediata com força leve (50 cN) não afetou negativamente os padrões de cicatrização óssea. Quando comparado com amostras sem carga, a carga mecânica pareceu induzir mais cedo um aumento na formação óssea e uma redução na reabsorção óssea, confirmando papel positivo da carga mecânica no aumento da atividade óssea (Luzi et al., 2009). Foi observada mobilidade nos mini-implantes sem carga (Woods et al., 2009).

Clinicamente, carga imediata é preferível na maxila, pois força ortodôntica contínua pode aumentar o *turnover* ósseo e como resultado, melhorar a estabilidade do mini-implante (Deguchi et al., 2011). No estudo de Cho et al. (2010), a força ortodôntica foi carregada com momento de rotação, diferente de estudos prévios nos quais a carga imediata era por força unilateral horizontal. Dessa forma, após 3 semanas da inserção, em comparação com o grupo controle, esta carga em associação com o momento de rotação resultou em baixo BIC e baixo BV/TV.

No entanto, outros autores sugerem que a carga deve ser aplicada tardiamente, ou seja, após período de cicatrização adequado dos mini-implantes. Os autores afirmaram que carga imediata ou aplicada antes de duas semanas de cicatrização danificam a estabilidade da fixação osso-parafuso, diminuindo a ósseointegração. Além disso, o risco de insucesso foi três vezes maior dos mini-implantes com carga imediata do que com carga tardia (após pelo menos duas

semanas de cicatrização) (Deguchi et al., 2003; Chen et al., 2008a; Wu et al., 2009; Zhao et al., 2009).

Os resultados de alguns estudos histológicos e de mensuração do torque de remoção indicaram aguardar período de cicatrização de três semanas antes da aplicação da carga. Neste período os mini-implantes tiveram maior estabilidade e suficiente fixação com o osso. No entanto, não houve diferença entre três e 12 semanas de cicatrização, o que permitiu aos autores concluir ser três semanas o momento adequado para aplicação da carga (Deguchi et al., 2003; Chen et al., 2008a; Zhao et al., 2009). No entanto, Wu et al. (2009) encontraram valores máximos de torque de remoção após quatro semanas de cicatrização, indicando ser este um período importante para a unidade osso-implante ganhar integração e suportar carga.

Morais et al. (2007) analisaram mini-implantes sob carga imediata (1N) e quantificaram a liberação de íon vanádio durante o processo de cicatrização. Mini-implantes de liga de titânio Ti6Al4V foram inseridos na tíbia de coelhos, sem tratamento da superfície. Após uma, quatro e 12 semanas, eles foram submetidos ao teste de torque de remoção. Não houve aumento no torque de remoção entre uma e quatro semanas de cicatrização apesar da carga. Entretanto, após 12 semanas, aumento significativo foi observado nos dois grupos, com maior valor de torque de remoção para o grupo sem carga. Os resultados indicaram que os mini-implantes de liga de titânio podem ser carregados imediatamente sem comprometimento da estabilidade.

Serra et al. (2008) analisaram a cicatrização em uma, quatro e 12 semanas após a inserção de mini-implantes de titânio em tíbia de coelhos, por meio de mensuração do torque de remoção e microscopia eletrônica de varredura. Foram inseridos 72 mini-implantes de liga de titânio Ti-6Al-4V (2 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) usinados e passivados com ácido nítrico, em 18 animais, sendo 4 parafusos por animal (destes, dois receberam carga imediata de 1N). Resultados: o torque de remoção para os parafusos sem carga em uma, quatro e 12 semanas foi: $15,2 \pm 4,2$ N mm (n=5), $13,1 \pm 5,7$ N mm (n=5) e $54,4 \pm 12,8$ N mm (n=4), respectivamente. Os parafusos com carga em 1, 4 e 12 semanas foi: $12,7 \pm 5,1$ N mm (n=4), $11,1 \pm 5,4$ N mm (n=4) e $32,9 \pm 12,8$ N mm (n=5), respectivamente. A diferença foi significativa para 12 semanas ($p < 0,05$). Assim sendo, os autores concluíram que a carga imediata de 1N não causou mudanças significativas na

fixação dos implantes após uma e quatro semanas de cicatrização óssea. Entretanto, após 12 semanas, o grupo com carga teve menores valores de torque de remoção do que o grupo sem carga, porém sem comprometer a estabilidade dos mini-implantes.

Woods et al. (2009) avaliaram o efeito do calendário, carga e localização do mini-implante (1,8 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) no BIC de mini-implantes auto-rosqueáveis com carga e controles. Foi feito um desenho randomizado *split-mouth* em sete cães Beagle adultos, com 25g (na maxila e mandíbula) e 50g (na mandíbula), comparando carga imediata versus tardia (26 dias). Foram inseridos oito parafusos por animal. Mobilidade foi avaliada usando uma escala de 0-3 pontos antes dos mini-implantes serem preparados para análise histológica. Análises histomorfométricas foram feitas em microscópio óptico usando o *software Metamorph* em secções descalcificadas. A porcentagem de BIC foi mensurada em três níveis (coronal médio e apical) dos mini-implantes. Resultados: mobilidade foi detectada em três dos 56 mini-implantes (5,4%). Os parafusos com mobilidade foram todos controles sem carga e não mostraram BIC. Todos os parafusos estáveis apresentaram algum BIC. Parafusos com carga tardia tiveram média de BIC de 35,4% e controles de 40%, enquanto os de carga imediata 44,4% e 38% os controles, sendo a diferença entre eles não estatisticamente significativa. Os autores concluíram que carga imediata, a qual estimula a formação óssea, pode ser benéfica devido ao fato de que somente parafusos controle sem carga apresentaram mobilidade neste estudo.

Deguchi et al. (2011) analisaram as mudanças na espessura da cortical óssea no período de três, seis e 12 semanas após a instalação dos mini-implantes para avaliar histologicamente o processo de cicatrização do tecido ósseo circundante. Todos os mini-implantes foram instalados em gengiva inserida e perpendicularmente ao dente. Além disso, foram investigadas as mudanças no contato osso-implante em diferentes regiões do mini-implantes durante o período inicial de cicatrização. Noventa e seis mini-implantes (*Stryker® Leibinger, Kalamazoo, MI, USA*, 5,0 mm de comprimento x 1,0 mm de diâmetro) foram inseridos em oito cães da raça Beagle. Após três, seis ou 12 semanas de cicatrização, carga de 200-300 g foi aplicada ao grupo experimental por 12 semanas. O grupo controle permaneceu com os mini-implantes nos maxilares, sem carga. Foi feita análise histomorfométrica da espessura da cortical óssea, mensurada em três localizações (dentro de 1 mm, 1-2

mm e 3-4 mm do mini-implante) e do contato osso-implante em diferentes localizações (terços superior, médio e inferior).

Como resultados foram observados que no grupo controle, uma significativa quantidade de osso cortical foi formada na cabeça do mini-implante no estágio inicial de cicatrização na maxila. Entretanto, menor formação de osso cortical foi observada na mandíbula. Após a aplicação de carga, houve aumento na formação óssea na proximidade de 1 mm do mini-implante comparado com outras regiões em ambos maxilares. Na mandíbula, significativamente menos cortical óssea foi observada três e seis semanas após a aplicação de força. O contato osso-implante revelou tecido ósseo circundante ao mini-implante maduro desde o ápice até a cabeça do mini-implante. Os autores concluíram que esta quantidade suficiente de osso cortical no estágio inicial da cicatrização permite que o mini-implante resista à aplicação de carga imediata. Além disso, menor quantidade de osso cortical formado na cabeça do mini-implante pode ser uma razão para a grande taxa de insucesso na mandíbula.

Na maxila, após três semanas, aproximadamente 30% de BIC foi encontrado em todas as regiões. Decorridas seis semanas, BIC aumentado foi encontrado somente na região superior, enquanto nas outras regiões (médica e inferior) houve redução. Isto indica que à medida que o osso alveolar circundante cicatriza, o tecido ósseo diminui na região inferior e aumenta na superior do parafuso, retornando ao formato original da cortical óssea. Então, uma significativa quantidade de osso mantém a espessura da cortical óssea na cabeça do mini-implante mesmo no estágio inicial do processo de cicatrização, permitindo carga imediata na maxila.

Neste estudo, após três semanas na mandíbula, foi observada menor espessura de cortical óssea em todas as regiões quando comparado com os controles. Em contraste com a maxila, o BIC mostrou menos osso no nível superior do que no médio e inferior. Isto indica que na mandíbula, a reparação da espessura da cortical óssea não foi alcançada após três semanas de cicatrização. Entretanto, menos osso foi formado na cabeça do mini-implante no estágio inicial de cicatrização óssea do parafuso na mandíbula e também após a aplicação de força, isto pode ser uma razão para a alta taxa de insucesso na mandíbula. Clinicamente deveria ser evitada a aplicação de carga imediata na mandíbula, aguardando aproximadamente seis semanas de cicatrização.

Os resultados de Deguchi et al. (2011) sugeriram que a carga não tem impacto negativo no processo de cicatrização, mas pode aumentar a quantidade de tecido ósseo ao redor do mini-implante na maxila. A carga ortodôntica pode causar microdanos, resultando em aumento da remodelação do tecido ósseo ao redor do mini-implante. Clinicamente, carga imediata é preferível na maxila, pois força ortodôntica contínua pode aumentar o *turnover* e como resultado, melhorar a estabilidade do mini-implante.

Wu et al. (2009) utilizaram tibia de coelhos para examinar os efeitos de diferentes tempos de cicatrização na estabilidade biomecânica e nas características histomorfométricas durante a integração de mini-implantes e ossos. Foram utilizados 15 coelhos (três meses de idade), divididos em cinco grupos, com os seguintes tempos de cicatrização: 0 (imediato), uma, duas, quatro e oito semanas. Desses animais 10 foram submetidos ao teste mecânico de torque de remoção e os outros cinco aos estudos histomorfométricos de análise ao microscópio de luz polarizada com coloração de azul toluidina (sem descalcificação) e coloração de hematoxilina e eosina (descalcificado) e também a análise no microscópio eletrônico de varredura. Foram inseridos 90 mini-implantes com 6 mm de comprimento e 1,9 mm de diâmetro. Antes dos parafusos serem utilizados, eles foram limpos por ultrassom em butanol e álcool absoluto por dez minutos. Os resultados demonstraram que quanto maior o tempo de cicatrização, maior foi o torque de remoção. Após quatro semanas, os valores de torque máximo aumentaram significativamente, indicando ser este um período importante para a unidade osso-implante ganhar integração e força biomecânica.

Os autores concluíram que a aplicação de carga nas primeiras duas semanas de cicatrização poderia prejudicar a estabilidade da fixação osso-implante, pois a integração entre eles é pobre. Portanto, neste período eles não recomendam aplicar carga. Decorridas quatro semanas, a ligação osso-implante é suficientemente forte para suportar carga, e após oito semanas, a aplicação de carga também é segura. No entanto, os autores indicaram como sendo após quatro semanas, o momento ideal para aplicar carga.

Zhao et al. (2009) estudaram a influência de diferentes tempos de cicatrização antes da aplicação de carga na estabilidade de mini-implantes de titânio. Foram implantados 40 mini-implantes (1,6 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) na maxila de dez cães Beagle, submetidos à carga de 0,98N, por meio de molas

fechadas, após o período de espera de 0 (carga imediata), uma, três, cinco e sete semanas. Todos os implantes permaneceram ativados por oito semanas antes dos animais serem sacrificados. Foram usadas tomografia computadorizada microscópica e teste de remoção para análises morfométricas e biomecânicas, respectivamente. Os parâmetros morfométricos que foram calculados: densidade do volume ósseo, espessura trabecular, densidade numérica trabecular, e superfície de intersecção. A ósseointegração foi calculada como uma taxa da superfície de intersecção para áreas de superfície de mini-implante intraósseo. Os resultados mostraram que todos os parâmetros foram aumentados com o maior tempo de cicatrização antes da aplicação de carga. Entre os grupos de uma e três semanas, houve maior tendência de elevação dos parâmetros de tomografia e força máxima. Após três semanas a tendência de aumento diminuiu.

Somente depois de três semanas, o torque de remoção aumentou significativamente, indicando ser este um importante momento para as unidades osso-implante ganharem resistência biomecânica e integração. Porém não foram encontradas diferenças entre três, cinco e sete semanas, quando comparados entre si. Assim sendo, os resultados indicaram que carga cedo pode diminuir a ósseointegração dos mini-implantes. Carga imediata pode danificar a estabilidade da fixação osso-parafuso, e carga tardia é melhor. Após três semanas de cicatrização, a fixação osso-implante pode ser forte o suficiente para suportar carga, sendo então neste o momento recomendado. Os resultados mostraram que quando os mini-implantes são imediatamente submetidos à carga ou cedo (menos de duas semanas), a carga pode decrescer a ósseointegração.

Cha et al. (2010) compararam no estudo prospectivo em cães beagle o torque de inserção e remoção de 96 mini-implantes ortodônticos cilíndricos e cônicos. Foi aplicada carga imediata de 250 a 300 g, em metade dos implantes, durante 3 ou 12 semanas por meio de cadeias elásticas presas entre um parafuso de cada tipo. Análises histológicas foram realizadas após 3 e 12 semanas de carga. O contato osso-implante e o volume ósseo/volume (BV/TV) total foram comparados durante cada período e em cada grupo. Após 3 semanas, comparado com os mini-implantes sem carga, os com carga apresentaram BIC aumentado na camada cortical em ambos os tipos de mini-implantes. BIC da camada cortical após 12 semanas de carga tiveram decréscimo significativo nos dois tipos de parafusos ($p < .05$). Depois de 3 semanas de carga, BV/TV foi maior nos cônicos do que nos cilíndricos, mas

não houve diferença significativa entre os dois grupos após 12 semanas de carga. Do ponto de vista histológico, áreas de reabsorção óssea foram observadas próximo à interface osso-implante nos dois grupos após 12 semanas de carga. Não houve diferença significativa no torque de remoção entre os grupos com e sem carga. Os autores concluíram que isto possivelmente confirma a estabilidade após carga imediata, baseado nos resultados de que o BIC do grupo sem carga foi menor do que do grupo com carga. Durante o processo de cicatrização, a cicatrização parece acontecer mais rápido após carga imediata quando comparado com carga tardia; isto tem sido atribuído a uma tendência do tecido ósseo manter-se sob taxa variada de estímulo mecânico.

Manni et al. (2011) realizou estudo retrospectivo clínico que investigou as reações à carga ortodôntica de 300 mini-implantes de titânio tipo V com superfície não tratada, no quais foi aplicada carga imediata por cadeias elásticas, variando de 150 a 250g. Os autores concluíram que mini-implantes com 1,3 mm de diâmetro inseridos em gengiva inserida e submetidos à carga imediata apresentaram prognóstico mais favorável, no entanto, a carga imediata não deve exceder 150-250g.

2.3 REAÇÃO TECIDUAL

2.3.1 Estabilidade Primária

A estabilidade inicial dos implantes imediatamente após a inserção é chamada de estabilidade primária e possui o maior impacto no sucesso em longo prazo dos mini-implantes. Quanto maior a estabilidade primária, menores serão os micromovimentos entre a superfície do implante e os tecidos circundantes. Isto permite a cicatrização e ósseointegração (Meredith, 1998; Melsen; Costa, 2000; Miyawaki et al., 2003; Motoyoshi et al., 2006; Luzi et al., 2007; Wu et al., 2008; Wilmes; Drescher, 2009).

Os fatores relevantes para a estabilidade primária são: desenho do implante, qualidade do osso (exemplo: a espessura da cortical óssea), preparo do sítio de

implantação (sem perfuração versus diâmetro e profundidade da perfuração) e ângulo de inserção (Melsen; Costa, 2000; Miyawaki et al., 2003; Motoyoshi et al., 2006; Luzi et al., 2007; Wu et al., 2008; Wilmes; Drescher, 2009).

Quanto ao desenho do implante, Wu et al. (2008) encontraram maior estabilidade primária nos mini-implantes autoperfurantes, pois estes permitem contato intenso entre o parafuso e o osso, e quando são inseridos produzem pouco debris de osso e menor dano térmico. O diâmetro de 1,5 mm é o suficiente para estabilizar a colocação de mini-implantes na maxila e mandíbula se existir osso cortical suficiente para estabilizar o parafuso (Miyawaki et al., 2003). Em relação ao comprimento, os mini-implantes AP de 6 mm apresentaram maior estabilidade do que os de 3 mm, quando submetidos à força leve. Os autores acreditam que a estabilidade primária nestes parafusos (6 mm) tenha sido aumentada pela sua maior superfície em contato com o osso (Mortensen et al., 2009).

Em relação ao fator qualidade do osso, Huja et al. (2005) determinaram o torque de remoção de 56 mini-implantes auto-rosqueáveis de titânio (2 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) inseridos em quatro cães Beagle, sendo 14 por animal. Trinta minutos após a inserção dos mini-implantes, os cães foram sacrificados. O objetivo deste estudo foi analisar o torque de remoção dos parafusos inseridos nas regiões anterior, média e posterior dos maxilares, bilateralmente, e depois de removidos os parafusos, relacionar a espessura da cortical óssea com o torque. Os parafusos foram inseridos perpendicularmente à superfície do osso cortical, como ancoragem monocortical. Os espécimes do estudo foram preparados imediatamente após a eutanásia dos animais. Como resultados foram observados que os parafusos localizados na região anterior tinham menor torque de remoção (134,5 N) do que os da região posterior (388,3 N). Pequena correlação ($r=0,39$) entre o torque e a espessura da cortical óssea. Na região posterior a espessura da cortical óssea (2,0-2,4 mm) era maior do que na região anterior (1,3 mm), porém outros fatores como a densidade e qualidade óssea afetaram o torque de remoção. O torque de remoção variou de 134,5 até 388,3 N, nas diferentes regiões dos maxilares. Em relação à espessura da cortical óssea, o valor variou entre 1,3 até 2,4 mm. Neste estudo não foram mensuradas as densidades ósseas em cada sítio. Os autores concluíram que o torque de remoção destes mini-implantes monocorticais foi suficiente para suportar cargas ortodônticas.

Neste estudo não ocorreu resposta de cicatrização ou adaptativa. Assim, os valores de torque de remoção destes parafusos são indicadores de estabilidade primária nos vários sítios de inserção.

O terceiro fator relevante quanto à estabilidade primária diz respeito ao preparo do sítio de implantação. Wilmes e Drescher (2009) avaliaram se o impacto da profundidade de inserção e do diâmetro da perfuração prévia afeta a estabilidade primária dos mini-implantes. Foram embebidos em resina 12 segmentos de osso ilíaco de porcos. Após o preparo dos sítios de inserção dos implantes com brocas de diferentes diâmetros (1,0, 1,1, 1,2 e 1,3 mm), parafusos Dual Top (1,6 mm de diâmetro x 10 mm de comprimento) foram inseridos em três diferentes profundidades (7,5, 8,5, e 9,5 mm). O torque de inserção foi mensurado para avaliar a estabilidade primária. Em cada osso foram usados cinco parafusos como referência para compensar as diferenças da qualidade de osso local. Os resultados mostraram que a profundidade de inserção e o diâmetro da broca influenciaram a medida do torque de inserção, porém de maneiras distintas: o torque de inserção para a profundidade de inserção de 8,5 mm, 65,53 Nmm ($\pm 29,99$), 9,5 mm, 94,38 Nmm ($\pm 27,61$). O torque médio de inserção empregado com broca de 1,0 mm foi 83,50 Nmm ($\pm 33,56$), de 1,1 mm foi 77,50 Nmm ($\pm 27,54$), de 1,2 mm foi 61,70 Nmm ($\pm 28,46$), de 1,3 mm foi 53,10 Nmm ($\pm 32,18$). Todas as diferenças foram estatisticamente significativas. O estudo permitiu concluir que grande profundidade de inserção resulta em alto torque de inserção e por consequência, maior estabilidade primária. Broca para perfuração prévia mais larga resulta em menor torque de inserção.

A característica da interface entre implante e osso pode ser expressa em relação ao torque de inserção do implante (TIP) quando o mini-implante é apertado dentro do osso. O que se pensa é que quando o osso cortical é espesso ou o diâmetro do parafuso é grande, o TIP será maior e a estabilidade do mini-implante aumentada. Torque de inserção muito pequeno pode impedir a obtenção de estabilidade primária enquanto torques excessivos podem resultar em degeneração do osso na interface osso-implante e deste modo, a regeneração do osso ao redor do implante pode ser agravada. Baseado nestes pensamentos, Motoyoshi et al. (2006) mensuraram o torque de inserção de 124 mini-implantes auto-rosqueáveis (1,6 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento) em 41 pacientes. Foi aplicada carga imediata menor que 2N e o sucesso foi denominado para os parafusos que

permanecessem estáveis após seis meses ou mais de submetidos à carga. A média de torque de inserção variou de 7,2 a 13,5 N/cm, dependendo da localização dos implantes. O torque na mandíbula foi maior no grupo de insucesso do que sucesso. Ao final do experimento, os autores recomendaram que para mini-implantes com 1,6 mm de diâmetro seja usado torque de inserção de 5 a 10N/cm.

Torque de inserção excessivo poderia causar microfraturas e isquemia no osso circundante, cicatrização óssea atrasada e falha dos mini-implantes. Se um mini-implante esmaga o osso e rompe o suprimento vascular do osso adjacente, microdanos podem causar apoptose dos osteócitos e inflamação intra-óssea, e afetar a resposta de remodelação óssea pós-operatória. Lee N-K et al. (2010) investigaram os efeitos do tamanho e diâmetro dos mini-implantes ortodônticos no microdano da cortical óssea durante sua inserção. Foram inseridos 28 mini-implantes autoperfurantes (Biomaterials Korea, Seoul, Korea, comprimento de 6 mm e diâmetro de 1,5 e 2 mm, de formatos cilíndricos (C) e cônicos (T), classificados em 1,5C, 2C, 1,5 T e 2T, nas tíbias de sete coelhos brancos da Nova Zelândia (machos maduros, com média de idade de 6 meses e peso médio de 3.1 Kg). Quatro mini-implantes de cada tipo foram randomicamente inseridos em cada coelho, com uma distância de 2 cm entre eles. O torque de inserção máximo (MIT) foi mensurado. Os resultados obtidos mostraram que maiores diâmetros ($1,5C - MIT = 6,27 \pm 1,25 \text{ Ncm}$ < $2C MIT = 8,59 \pm 1,14 \text{ Ncm}$ e $1,5T MIT = 7,89 \pm 1,46 \text{ Ncm}$ < $2T MIT = 12,26 \pm 2,24 \text{ Ncm}$) e tamanho ($1,5C < 2T$) resultaram em valores aumentados de MIT. Os resultados da histomorfometria mostraram que os diâmetros dos mini-implantes em ambos formatos podem ter efeito direto no microdano da cortical óssea durante a inserção. Entretanto, mini-implantes de 1,5mm comparados com os de 2 mm poderiam reduzir os microdanos na cortical óssea e aumentar a estabilidade primária.

Florvaag et al. (2010) compararam cinco tipos comercialmente disponíveis de mini-implantes ortodônticos para ancoragem esquelética com respeito às propriedades biomecânicas que influenciam a estabilidade primária. Foram incluídos neste estudo 196 mini-implantes autoperfurantes e auto-rosqueáveis com diâmetro de 2 mm (ou o maior diâmetro possível do fabricante em questão), comprimento da rosca de 10 mm (ou o mini-implante mais longo de cada fabricante). Os tipos de parafusos testados foram FAMI 2, Orlus mini-implante, TITAN Pin, TOMAS® pin e Vector TAS. Os torques de inserção e perda foram mensurados e foram feitos testes

de pullout nas direções axial (0°), 20° e 40°, bem como séries de testes com e sem perfuração prévia. Foram usadas cabeças de fêmur bovinas com mesma densidade óssea mineral como material de teste. Como resultados, os maiores torques de inserção foram encontrados para parafusos FAMI 2 cilíndricos, mini-implante cônicos Orlus e o Vectoir TAS (com valores médios de 39.2 Ncm, 32.1 Ncm e 49,5 Ncm) do que para os cilíndricos TITAN pin e TOMAS pin. Inserção sem perfuração prévia aumentou significativamente os torques de inserção dos cinco parafusos. No teste do pullout, houve diferenças estatisticamente significativas entre os cinco parafusos. Estas altas diferenças estatisticamente significativas nos ângulos axial (0°) e 20° não foram aparentes nos ângulo de pullout de 40°. Comparados com as forças de pullout (carga) na direção axial, os valores da carga dos implantes cilíndricos diminuíram marcadamente de acordo com o ângulo (maior do que -46,6%). A redução na força do pullout em conjunto com o aumento no ângulo foi menos pronunciado nos parafusos cônicos (-0,8% a 29%). O TOMAS pin mostrou a maior força de pullout e resistência ao longo dos testes. Um total de cinco tomas pin, dois Orlus e um FAMI fraturaram durante os testes de pullout.

Dessa forma, os autores concluíram que os mini-implantes cônicos atingiram maiores níveis de torque de inserção do que os cônicos nesta comparação biomecânica *en-vivo*. Além disso, parece que quanto maior o diâmetro do parafuso , maior o torque de inserção. Os dois parafusos com maior diâmetro (2 mm), que são o cilíndrico FAMI 2 e o cônico Vector TAS, atingiram os maiores níveis de torque de inserção. Os parafusos cilíndricos cumpriram melhor nos testes de pullout, mas sua superioridade diminuiu com o aumento do ângulo do pullout. Num ângulo de 40°, os mini-implantes cilíndricos atingiram valores na mesma variação do que os cônicos. Inserção sem perfuração prévia aumentou a estabilidade primária de todos os mini-implantes. O TOMAS pin foi mais propenso a fraturas do que todos os outros tipos de mini-implantes.

O quarto fator relevante quanto à estabilidade primária é o ângulo de inserção. Dados sobre isso foram fornecidos pelo estudo de Petrey et al. (2010), no qual foi quantificada a influência da inserção dos acessórios de ancoragem temporária na retenção dos implantes. Três mil e trinta mini-implantes autoperfurantes de três companhias (Ormco VectorTAS, 6 mm e 8 mm, Synthes OBA 6 mm, 8 mm, e 10 mm e Dentaurum TOMAS 6 mm, 8 mm, e 10 mm) foram inseridos em réplicas de osso sintético em profundidades e angulações diferentes e

comparadas. Forças clinicamente relevantes (4mm/segundo) foram aplicadas aos mini-implantes até a falha da retenção ocorrer. Em todos dos três mini-implantes, a profundidade de inserção aumentada aumentou a retenção do implante. À medida que a distância da cabeça do abutment à superfície cortical aumentou, a retenção dos implantes também aumentou. Uma força significativamente maior para falha foi necessária para ângulos de inserção de 90° do que para os de 45° e 135°. Não foi encontrada diferença significativa entre os ângulos de inserção de 45° e 135. Redução significativa da força para falha ocorreu quando comparados os ângulos de inserção de 90° e 45°. Dessa forma os autores concluíram que maior profundidade de penetração dos mini-implantes resulta em maior retenção, embora implantes mais curtos possam ser suficientes na maioria dos sistemas de força ortodôntica se posicionados a 90° da superfície cortical. Distância da cabeça do abutment à superfície cortical aumentada conduz ao decréscimo da retenção. Inserção dos mini-implantes a 90° da superfície cortical é o ângulo de inserção mais retentivo. Inserção com ângulo oblíquo à linha de força reduz a retenção dos mini-implantes.

Woodall et al. (2011) realizaram um estudo *in-vitro* para testar a hipótese de que a angulação do parafuso afeta a resistência de ancoragem do parafuso. Foram criados três modelos dimensionais de elementos finitos para representar as orientações de posicionamento dos parafusos de 30°, 60° e 90°, enquanto os parafusos foram dispostos em 0,6mm na distância de 2.0 mm da superfície óssea. Em um estudo paralelo em cadáver, 96 mini-implantes de liga de titânio foram inseridos em 24 maxilas hemi-seccionadas e em 24 mandíbulas hemi-seccionadas, entre os primeiros e segundos premolares. Os espécimes foram aleatória e uniformemente divididos em 3 grupos, de acordo com a angulação dos mini-implantes (em relação à superfície óssea): pares de parafuso 90° vs 30°, 90° vs 60° e 30° vs 60°. Todos os parafusos foram submetidos à forças paralelas crescentes ao plano oclusal, puxando mesialmente até que os mini-implantes fossem deslocados 0.6 mm. Um teste t pareado foi utilizado para verificar a significância de diferença entre 2 amostras consistindo de pares correspondentes de sujeitos. Análise de variância (ANOVA) com o post-hoc Turkey foi realizado para determinar se existiam diferenças estatisticamente significantes e a ordem destas diferenças, em valores de resistência de ancoragem entre as três angulações de parafusos nos sítios da maxila e mandíbula. Os resultados da análise dos elementos finitos mostraram que parafusos com angulação de 90° apresentaram maior resistência de ancoragem do

que 60° e 30°. No estudo de cadáveres, embora a máxima resistência de ancoragem provida por parafusos colocados à 90° da superfície óssea tenha excedido, em média, a resistência de ancoragem dos parafusos colocados em 60°, o qual excedeu o valor dos inseridos à 30°, estas diferenças não foram estatisticamente significativas. Dessa forma, os autores concluíram que a inserção de mini-implantes ortodônticos numa angulação menor do que 90° à superfície óssea do processo alveolar não oferece vantagens na força de resistência de ancoragem.

2.3.2 Estabilidade Secundária – Ósseointegração

A estabilidade secundária é o aumento na estabilidade atribuída à formação e remodelação óssea na interface osso-implante e no tecido ósseo circundante. A estabilidade na inserção e durante a função são critérios importantes para o sucesso dos implantes dentários (Meredith, 1998).

A estabilidade secundária é também conhecida como ósseointegração e é influenciada pela qualidade e quantidade de osso, geometria do implante e técnica de preparação.

Dentre os possíveis testes invasivos da estabilidade dos mini-implantes está a histomorfometria, que é um método quantitativo para estabelecer a porcentagem e a área de contato ósseo de secções de área do implante. Parâmetros típicos mensurados incluem a porcentagem de contato ósseo e a área de osso dentro das roscas. Além disso, o número de osteócitos pode ser contado. Existe uma correlação entre histomorfometria e mensurações de torque de remoção; e um aumento na porcentagem de contato osso-implante pode ser relacionado com um aumento no torque de remoção (Meredith, 1998).

O teste do torque de remoção é usado para avaliar o desempenho biomecânico dos parafusos, pois indica os valores de ancoragem do osso ao redor dos mini-implantes. O torque de remoção não somente depende da qualidade de união entre o implante e os tecidos circundantes, mas também é altamente sensível à geometria do implante. As propriedades mecânicas do osso próximo ao implante

mudam após a inserção, logo estas propriedades podem afetar diretamente o torque de remoção do osso.

Ferrazzo (2008) estudou a influência do processo de cicatrização óssea sobre o desempenho biomecânico de 60 mini-implantes ortodônticos auto-rosqueáveis (1,6 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) inseridos nos maxilares de cinco cães Beagle. Os dentes premolares superiores e inferiores dos cães foram extraídos três meses antes da inserção vertical dos mini-implantes. Os animais foram sacrificados nos dias 0, 2, 7, 15 e 30 após a instalação dos mini-implantes. Os maxilares foram dissecados e os corpos de prova contendo os mini-implantes, preparados para avaliação da resistência à tração. Os resultados evidenciaram que a intensidade da força de resistência à tração em relação à quantidade de superfície inserida do mini-implante foi maior na mandíbula do que na maxila, independente do período de cicatrização. O osso mandibular apresentou melhor desempenho biomecânico em todo o estudo. Assim sendo, o autor concluiu baseado no teste de resistência à tração que os mini-implantes apresentaram níveis suficientes para suportar a intensidade das forças ortodônticas.

O valor do torque de remoção aumentou com o decorrer do período de cicatrização (Zhao et al., 2009; Wu et al., 2009). Após três semanas, o torque de remoção aumentou significativamente, indicando ser este um importante momento para as unidades osso-implante ganharem resistência biomecânica e integração. Porém não foram encontradas diferenças entre três, cinco e sete semanas, quando comparados entre si (Zhao et al., 2009). No estudo de Wu et al. (2009), somente após quatro semanas os valores de torque máximo aumentaram significativamente.

Uma das maneiras de se quantificar a ósseointegração é através da mensuração da porcentagem de contato osso-parafuso (BIC). O valor de BIC é um parâmetro para a superfície linear dos mini-implantes que está diretamente em contato com a matriz óssea e é expressa como uma porcentagem de superfície total dos mini-implantes. Esta avaliação é feita por meio de microscopia. Desse modo, diversos estudos buscaram correlacionar os valores de BIC encontrados nos mini-implantes com o sucesso ou insucesso no seu uso. Os valores de BIC encontrados variaram de 2,2 a 100%, e se mostraram ser tempo dependente. No entanto, não houve correlação da quantidade de contato osso-parafuso com: o calendário de aplicação da força, a quantidade de força aplicada e a localização do implante

(Deguchi et al., 2003; Luzi et al., 2009; Morea, 2008; Prager et al., 2008; Woods et al., 2009; Serra et al., 2010).

Os valores de BIC foram influenciados pela superfície do mini-implante (lisa ou rugosa) e foram maiores na mandíbula, provavelmente devido à maior taxa de osso cortical do que trabecular. Porém, apesar da grande amplitude nos valores encontrados, todos os mini-implantes, com e sem carga apresentaram BIC, ou seja, ósseointegração (Deguchi et al., 2003; Luzi et al., 2009; Prager et al., 2008; Woods et al., 2009; Cha et al., 2010a).

Parece que somente pequena quantidade de ósseointegração é necessária para se obter estabilidade do mini-implante, pois as forças ortodônticas são muito menores do que as forças oclusais que incidem nos implantes dentários (Deguchi et al., 2003; Luzi et al., 2009; Woods et al., 2009). Além disso, as forças mastigatórias produzem forças dinâmicas ou intermitentes, com cargas variáveis, quando comparadas com as cargas constantes produzidas pelas forças ortodônticas. Forças de tensão ou compressão não fizeram diferença quanto ao BIC. As diferenças nos níveis de forças não influenciaram a porcentagem de BIC (Woods et al., 2009).

Luzi et al. (2009) avaliaram a reação tecidual à aplicação de carga imediata em cinquenta mini-implantes ortodônticos auto-rosqueáveis de titânio (2 mm de diâmetro x 9,6 mm de comprimento) inseridos em quatro macacos adultos machos em quatro intervalos de tempo. Quarenta e dois parafusos receberam 50g de carga imediata com molas super-elásticas, enquanto oito permaneceram como controle (sem carga). O protocolo cirúrgico foi: 12 parafusos inseridos três meses antes da eutanásia, 12 inseridos dois meses, 14 inseridos um mês e 12 inseridos uma semana antes da eutanásia. Foram usados como marcadores ósseos a tetraciclina e calceína, injetados intravenosamente sete e três dias antes da eutanásia, respectivamente. Após a eutanásia, os seguintes parâmetros histomorfométricos foram avaliados: volume ósseo, contato osso-implante (BIC), superfície mineralizada, e superfície de erosão. Resultados: quatro parafusos foram perdidos por perda da estabilidade. Foi encontrada uma grande variabilidade dos parâmetros entre os animais. O volume ósseo teve valores ligeiramente maiores no grupo controle. Apesar de não ter sido observada nenhuma tendência, aos três meses foi encontrado valores maiores na mandíbula. O BIC apresentou uma tendência à redução entre uma semana e um mês seguido por um aumento progressivo significativo. Implantes que mostraram secções tão pequenas quanto 3% de BIC

resistiram com êxito à carga. Quanto à superfície mineralizada, foram encontrados maiores valores na mandíbula, sendo que este valor aumentou significativamente entre uma semana e um mês, seguido por uma redução progressiva. A superfície de erosão diminuiu entre uma semana e um mês, seguido por um progressivo re-aumento. Se relacionado com a superfície de mineralização, pode-se assumir que a reação de cicatrização óssea é em certo ponto caracterizada pelo nível máximo de mineralização que coincide com o nível máximo de erosão, aproximadamente nas 5-6 semanas após a inserção e aplicação de carga imediata. Assim sendo os autores concluíram que o volume ósseo não mostrou nenhuma tendência particular, enquanto o BIC foi tempo-dependente. A superfície em mineralização e erosão mostraram tendências opostas durante o período de cicatrização.

O grupo sem carga, ao contrário do com carga, mostrou atividade de mineralização diminuída após um mês, o qual alcançou o nível do grupo com carga aos dois e três meses. Os valores de BIC dos parafusos com carga variaram entre 3 e 100%.

Os efeitos da direção e magnitude do momento de rotação para o BIC de mini-implantes ortodônticos com carga, foram avaliados por Cho et al. (2010). em seis cães Beagle machos adultos (12 meses de idade) nos quais foram inseridos 36 mini-implantes ortodônticos (1,45 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento) no osso alveolar vestibular mandibular, sem perfuração prévia. Imediatamente após a inserção, 24 mini-implantes foram submetidos a carga de 1 e 2 Ncm com molas de níquel titânio com momentos de rotação horária e anti-horária enquanto 12 mini-implantes permaneceram sem carga. O momento foi definido como um produto do tempo de força da distância perpendicular desde o ponto de aplicação de força até o centro de resistência. A magnitude da força foi calculada (momento de rotação (1 ou 2 Ncm) = comprimento do braço de força do arco (0,7 cm) x magnitude de força horizontal). Para se obter momento de rotação de 1 Ncm, uma força de 142g foi necessária. A força foi aplicada usando molas de níquel titânio reativadas a cada 3 semanas. Decorrido o período de cicatrização de 3 ou 12 semanas, os animais foram sacrificados e os mini-implantes com o osso circundante foram preparados para a histomorfometria. O contato osso-implante (BIC) e a taxa de volume de osso/volume total (BV/TV) foram mensurados. BIC e BV/TV foram comparados estatisticamente usando os testes de *Kruskal-Wallis* e *Mann-Whitney U*. Três dos mini-implantes com carga de 2 Ncm e momento de rotação anti-horária foram

perdidos em 3 semanas. A taxa de sucesso geral foi de 91,7%. Em 12 semanas após a inserção, o grupo anti-horário mostrou menor BIC (63,2%) estatisticamente significativo quando comparado com o grupo horário (73,9%). O BIC dos mini-implantes do grupo horário foi significativamente maior em 12 semanas quando comparado com o grupo de 3 semanas ($p < 0,05$). No grupo anti-horário, não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$). Os resultados sugeriram que o momento de rotação dos mini-implantes ortodônticos com carga, bem como a direção e magnitude do momento de rotação, podem influenciar a estabilidade do mini-implante. Momento de rotação anti-horário pode ser um fator de risco na estabilidade do mini-implante.

Alguns estudos descreveram as características histológicas encontradas nos tecidos circundantes aos mini-implantes auto-rosqueáveis submetidos ou não à aplicação de carga. Nos mini-implantes sem carga, decorrido uma semana de cicatrização, foi encontrada resposta inflamatória e características de início de formação óssea. Em duas semanas, houve aumento na formação óssea, porém não houve deposição de osso na superfície do mini-implante. Após quatro semanas, houve crescimento ósseo dinâmico e deposição de osso diretamente em contato com a superfície metálica do implante (Morea, 2008; Wu et al., 2009). Ao final de oito semanas, foi verificada formação de osso maduro (Wu et al., 2009).

Para mini-implantes submetidos à aplicação de carga, decorridas três semanas, as características histológicas evidenciaram os mini-implantes circundados por osso em uma extensão semelhante à anatomia original da região antes da inserção dos parafusos. Após um período de setenta dias, foi observado aumento na espessura óssea nas porções coronal e apical dos mini-implantes. A análise histomorfométrica mostrou que o contato osso-implante aumentou ao longo do tempo em todos os grupos, exceto nos com 900 cN. Quando analisadas por microscopia de luz polarizada, foi observada a presença de fibras, tecido conjuntivo, tecidos de granulação. Quando os tecidos eram descalcificados e corados com hematoxilina-eosina, se observou na interface osso-implante uma superfície lisa ou com nova formação óssea. A microscopia eletrônica de varredura mostrou osteoblastos, fibroblastos e fibras colágenas e também que a maioria dos mini-implantes estava osseointegrado aos 70 dias (Büchter et al., 2006; Wu et al., 2009).

Morea (2008) realizou estudo histológico da cicatrização inicial, óssea e dos tecidos moles, ao redor de mini-implantes ortodônticos. Foram inseridos 20 mini-

implantes (1,6 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento) auto-rosqueáveis (*Tomas®- Dentaurem/ Germany*) na maxila e na mandíbula de cinco cães adultos da raça Beagle. Os premolares superiores e inferiores foram extraídos três meses antes da inserção vertical dos mini-implantes. Os cães foram sacrificados nos dias 0, 2, 7, 15 e 30 após a instalação dos mini-implantes. Os maxilares foram dissecados e os corpos de prova contendo os parafusos preparados para o processamento histológico. As características teciduais observadas pelo autor permitiram as seguintes conclusões: tanto o epitélio quanto o tecido conjuntivo se encontraram bem adaptados ao colo do implante logo após a cirurgia de inserção; os tecidos moles iniciaram a cicatrização no dia 2, podendo observar que o epitélio juncional proliferou em direção apical; o infiltrado inflamatório presente na área foi mínimo e compatível com os processos reparativos que ocorrem na área peri-implantar; o tecido conjuntivo aderiu ao colo do implante na primeira semana de cicatrização e suas fibras colágenas se dispuseram paralelamente ao colo do implante; não foi observado crescimento do epitélio até a crista óssea, atestando a existência de um espaço biológico ao redor de mini-implantes ortodônticos, semelhante ao espaço biológico descrito ao redor de implantes osseointegrados, ou seja, epitélio juncional de cerca de 2 mm e tecido conjuntivo de cerca de 1mm. Assim sendo, a função de barreira dos tecidos moles foi efetiva desde a inserção do implante. Foi observada também pelo autor a presença de um espaço entre o tecido ósseo e o corpo do implante logo após sua inserção, espaço preenchido inicialmente por um coágulo. Desde o dia 2 da inserção, iniciaram os fenômenos de transformação do coágulo em tecido conjuntivo rico em células e vasos sanguíneos, além da deposição de uma matriz amorfa em contato com o osso lamelar secundário. No dia 7 foram encontrados os fenômenos osteogênicos que ficaram mais evidentes e abundantes no dia 15 após a inserção. Nesta fase ainda não foi encontrada deposição de osso na superfície do implante. No dia 15, além do osso imaturo neoformado, foram encontrados ósteons primários contendo osteócitos e vasos sanguíneos. No dia 30, após a inserção, foi encontrado osso lamelar em contato com o woven bone e com o osso primário. Nesta fase houve deposição de osso diretamente em contato com a superfície metálica do implante.

No estudo de Deguchi et al. (2003) foram instalados 96 mini-implantes auto-rosqueáveis em oito cães de oito meses de idade. Foram analisados em três, seis e 12 semanas com oito parafusos por grupo. Carga de 200-300g foi aplicada por 12

semanas com cadeias elásticas. A cada quatro semanas a força era checada e ajustada. Todas as falhas nos mini-implantes ocorreram no período de cicatrização. A taxa de sucesso para os parafusos com carga foi de 100%. Neste estudo, implantes com 5% de contato ósseo na interface osso-implante resistiram com sucesso às forças ortodônticas. Implantes na mandíbula tiveram mais contato osso-implante do que os colocados na maxila, isto deve ocorrer devido ao maior taxa de osso cortical do que trabecular na mandíbula. Não houve diferença significativa no contato osso-implante entre os grupos com e sem carga. No entanto, maior contato com osso foi encontrado após três semanas na maxila no grupo controle (sem carga). A resistência biomecânica de um implante rígido às forças ortodônticas está relacionada com a qualidade e quantidade de interface integrada. Microradiografias indicaram que com três semanas havia maior volume de osso woven no grupo controle do que em seis e 12 semanas. O menor contato osso-implante nas semanas seis e 12 no grupo controle indica a mudança na qualidade de osso woven para lamelar.

A taxa de formação óssea foi significativamente maior nas três semanas do grupo controle em relação aos outros grupos. Devido ao curto tempo de estudo, o aumento na formação óssea no período de três semanas foi indicativo de intensa modelação óssea e remodelação da reação de cicatrização inicial. Não houve diferença significativa entre três e 12 semanas de cicatrização (Deguchi et al., 2003).

Serra et al. (2010) compararam a cicatrização dos tecidos interfaciais em 1, 4 e 12 semanas após a inserção de mini-implantes auto-rosqueáveis de liga de titânio em coelhos da Nova Zelândia, submetidos ou não à carga imediata. Foram usados 18 coelhos (seis meses de idade e peso de 30 a 3.5 Kg) neste estudo. Foram inseridos 4 mini-implantes na metáfise da tíbia esquerda de cada animal, totalizando 72 mini-implantes, sendo usado somente 30 neste estudo. Cada um recebeu quatro mini-implantes de titânio grau cinco (2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento), sendo que dois de cada foram imediatamente submetidos à carga de 1N. A cicatrização tecidual foi verificada em 1, 4 e 12 semanas após a inserção dos mini-implantes. Quatro diferentes moléculas fluorescentes foram injetadas nos coelhos para marcar a deposição de cálcio. Foram injetados os marcadores fluorescentes policromáticos após o segundo dia pós-operatório. A seqüência de administração dos marcadores fluorescentes variou entre os grupos e seguiu a localização topográfica e a taxa de nova formação óssea. Os animais receberam injeções

intramusculares de oxitetraciclina (15 mg/Kg de peso corpóreo), calceína azul (30 mg/Kg de peso corpóreo), alizarin-complexone (30 mg/Kg de peso corpóreo) e xilenol laranja (90 mg/Kg de peso corpóreo) diluídos em 2% de solução de carbonato de sódio. Após a eutanásia dos coelhos, amostras de osso mineralizado com os mini-implantes foram removidos, fixados, cortados, corados e observados com microscopia de campo claro, polarizada e fluorescente. Resultados: após 12 semanas de cicatrização, foram observados maior contato e área óssea do que após 1 ou 4 semanas, independente da carga. Diferenças entre os grupos com e sem carga não foram observadas em 1 e 4 semanas ($p < 0.05$). As áreas sob tensão ou compressão não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p = 0.934$) em nenhum momento da cicatrização. Deformação óssea e microfraturas foram identificadas na primeira semana. Osso pobremente organizado foi visto na semana 4. O grupo da semana 12 mostrou camadas bem definidas em todo o osso ao redor do mini-implante, nas regiões endosteal e periosteal, favorecendo a mensuração das taxas. A taxa foi significativamente maior nos implantes com carga do que nos sem carga após 12 semanas ($p = 0.024$ e $p = 0.008$, respectivamente). Assim, os autores concluíram que a aplicação de carga imediata de 1N não compromete a formação óssea ao redor dos mini-implantes e o processo de regeneração óssea pode ser acelerado pelo estímulo biomecânico cedo.

A análise histomorfométrica dos parafusos com mobilidade mostrou que as quantidades aumentadas de tecido conjuntivo encapsulando os mini-implantes foram correlacionadas com a quantidade aumentada de mobilidade, além apresentar perda óssea Peri-implantar e sinais de aumento no *turnover* de tecidos moles no pescoço do parafuso (Büchter et al., 2006; Woods et al., 2009). Os três mini-implantes que tiveram mobilidade (dos 56 no total do estudo) tinham sido inseridos em mucosa não queratinizada, eram do grupo controle e não apresentaram BIC. Como todos os parafusos com mobilidade eram do grupo sem carga, os autores afirmaram que carga proveu melhor meio ambiente para a formação óssea (Woods et al., 2009). No estudo de Serra et al. (2010), os três mini-implantes perdidos pertenciam ao grupo sem carga, sendo um em de cada período do estudo (1, 4 e 12 semanas).

Tendo em vista a crescente demanda de tratamento ortodôntico em pacientes adultos, os quais eventualmente fazem uso de medicamentos, alguns autores buscaram compreender o efeito de drogas terapêuticas na ósseointegração de mini-implantes. Huja et al. (2011) examinaram o remodelamento em osso contendo mini-

implantes pela comparação de um grupo sem droga (ND) e um grupo com droga (ZA), que recebeu um potente bifosfanato intravenoso em modelo canino. Doze cães machos, esqueleticamente maduros (2 a 3 anos de idade) foram divididos em dois grupos. Em sete cães foram administrados 0.1 mg/Kgmo de ácido zoledrônico (ZA) durante 16 semanas, enquanto cinco animais não receberam drogas. Dois mini-implantes (TOMAS, Dentaturum) foram inseridos unilateralmente na maxila e mandíbula (4 mini-implantes por animal x 12 = 48). Marcadores ósseos fluorescentes seriados foram administrados *in vivo*. Pós-morte, os blocos de osso contendo os mini-implantes foram colhidos e usados para análise histomorfométrica em duas regiões de interesse (adjacente: dentro de 1 mm da interface; distante: 1-4 mm da interface) que continham os mini-implantes. Os dados foram analisados utilizando modelos mistos. Nos resultados foi observado que em geral, o grupo ZA apresentou taxa de formação óssea significativamente menor do que o grupo ND ($p < 0.05$) para todos os maxilares/regiões, exceto para regiões adjacentes na maxila ($p = 0,12$). Apesar da redução, a média de remodelação intracortical no grupo ZA variou de 35%-42% por ano no osso adjacente ao implante. Esta taxa é substancialmente maior do que a reportada por sítios não injuriados na mandíbula. Dessa forma, os autores concluíram que a remodelação óssea está tipicamente aumentada no osso suportando implante. Após administração de ZA, a resposta de cicatrização representada pelo *turnover* elevado em osso contendo implantes foi diminuído mas não abolido.

2.4 SUCESSO E INSUCESSO

A taxa de sucesso do uso dos mini-implantes na maxila foi 10% maior do que na mandíbula (Lim et al., 2009). Mini-implantes auto-rosqueáveis submetidos à carga após três semanas de cicatrização tiveram taxa de sucesso de 89,5% (Apel et al., 2009). Para os auto-rosqueáveis submetidos à carga imediata, a taxa de sucesso variou de 77 a 100% (Berens et al., 2006; Luzi et al., 2007; Motoyoshi et al., 2006; Antoszewska et al., 2009). Quando comparados os mini-implantes autoperfurantes e auto-rosqueáveis, a taxa de sucesso foi de 93% e 86%, respectivamente (Chen et al., 2008a).

O sucesso dos mini-implantes encontrados nos estudos foi correlacionado a fatores: do mini-implante, de localização e outros. Os fatores do mini-implante foram: comprimento de 6 mm tiveram maior sucesso do que 3 mm, sendo 9 mm considerado ótimo. Em relação à localização: inserção em gengiva inserida da maxila e nas regiões: palatina (mucosa queratinizada), região molar maxilar e processo alveolar mandibular. As maiores taxas de sucesso foram para casos de distalização em massa dos dentes e em mordida profunda (Berens et al., 2006; Kravitz; Kusnoto, 2007; Luzi et al., 2007; Antoszewska et al., 2009; Chen et al., 2009; Gracco et al., 2009; Lim et al., 2009; Mortensen et al., 2009).

As razões para o insucesso ou completa perda dos mini-implantes são múltiplas. Os insucessos dos mini-implantes encontrados nos estudos foram correlacionados a fatores: clínicos, do mini-implante e de localização. Os fatores clínicos foram: presença de inflamação de tecido mole ao redor do mini-implante, carga aplicada nas primeiras três semanas, torque de inserção, proximidade com raízes e cirurgia em duas etapas. Quanto à localização, os fatores foram: densidade óssea, alto ângulo do plano mandibular (osso cortical fino), região posterior da mandíbula e espessura da mucosa alveolar. Em relação aos mini-implantes, o diâmetro menor ou igual a 1 mm apresentou alta taxa de insucesso (Miyawaki et al., 2003; Cheng et al., 2004; Kravitz; Kusnoto, 2007; Luzi et al., 2007; Chen et al., 2008b; Viwattanatipa et al., 2009).

Miyawaki et al. (2003) estudaram a taxa de sucesso de três dimensões de mini-implantes (1mm de diâmetro x 6 mm de comprimento, 1,5 mm de diâmetro x 11 mm de comprimento, 2,3 mm de diâmetro x 14 mm de comprimento) de titânio e miniplacas. Além disso, procuraram os fatores associados com a estabilidade dos parafusos posicionados no osso alveolar bucal da região posterior como ancoragem ortodôntica. Participaram do estudo 51 pacientes com maloclusões que foram tratados pela técnica Edgewise. Foi aplicada força contínua menor que 2N em cada parafuso. Se a força ortodôntica pudesse permanecer por um ano ou até o final do tratamento, a ancoragem com mini-implantes era considerada sucesso. A taxa de sucesso para os parafusos de 1 mm x 6 mm foi 0%. Não foram encontradas associações significativas entre a taxa de sucesso e as seguintes variáveis: comprimento do parafuso, tipo de cirurgia de instalação (com retalho ou não), carga imediata, localização da implantação, idade, gênero, coroa do dente, relação ânteroposterior das bases maxilares, periodontite controlada e sintomas de

desordem temporomandibular. Os autores concluíram que parafuso de diâmetro menor ou igual a 1 mm, inflamação dos tecidos peri-implantares, e um alto ângulo do plano mandibular (osso cortical fino), estavam associados com a mobilidade (insucesso) dos parafusos de titânio posicionados entre segundos premolares e segundos molares.

É sabido que o osso cortical da maxila é mais fino do que da mandíbula, portanto seria esperado que a taxa de sucesso na mandíbula fosse maior do que na maxila. No entanto, este estudo não evidenciou diferença estatisticamente significativa.

Cheng et al. (2004) avaliaram alguns fatores de risco associados a perda de mini-implantes ortodônticos em 44 pacientes, sendo 48 miniplacas e 92 mini-implantes. A taxa de sucesso foi de 89%. A ausência de mucosa queratinizada ao redor dos mini-implantes aumentou significativamente o risco de infecção e insucesso. Implantes na região posterior da mandíbula foram mais susceptíveis à infecção, principalmente devido à menor gengiva inserida presente nesta região. Além da perda de mucosa mastigatória suficiente, o osso na região posterior da mandíbula é denso e mais susceptível a ocorrência de superaquecimento durante a inserção do mini-implante, principalmente quando os parafusos são auto-rosqueáveis. Os autores concluíram que as perdas foram mais freqüentes quando os implantes eram posicionados na mucosa alveolar e na região posterior da mandíbula.

Berens et al. (2006) identificaram os critérios que influenciam o sucesso clínico dos mini-implantes. Foram inseridos 239 mini-implantes com carga imediata de até 150 cN em 85 pacientes. A sobrevivência dos primeiros 133 implantes foi analisada após 10 meses do início do estudo e algumas modificações foram aplicadas para os demais pacientes. Assim, a taxa de perda reduziu de 23% para 5%. Dessa forma os autores concluíram que: implantes de 2 mm ou mais de diâmetro devem ser usados na mandíbula, mini-implantes com diâmetro de pelo menos 1,5 mm devem ser usados na maxila por palatino (pois as raízes dos dentes são mais volumosas e próximas), e não devem ser colocados na lingual da região de mandíbula.

Luzi et al. (2007) avaliaram a taxa de insucesso de 140 mini-implantes com carga imediata de 50 cN por meio de molas super-elásticas, inseridos em 98 pacientes. Todos os parafusos que apresentaram ausência de mobilidade após 120

dias de contínua carga foram considerados como sucesso. Os parafusos que permaneceram no local, porém com pequena mobilidade foram considerados como insucesso parcial. A perda dos mini-implantes ocorreu depois do período de estabilidade primária. Resultados: 9,3% de insucesso e 6,4% de insucesso parcial. A maxila teve maior taxa de insucesso (12,2%) do que a mandíbula (8,0%). O palato foi o local de maior risco de insucesso, enquanto o processo alveolar mandibular teve o menor insucesso. Conclusões: a aplicação de carga imediata com forças leves não deve ser considerada um fator de risco. Outros fatores, tais como: inflamação dos tecidos moles circundantes, características ósseas, espessura da mucosa e procedimento cirúrgico incorreto devem ser considerados determinantes de insucesso clínico.

Kravitz e Kusnoto (2007) fizeram uma revisão dos potenciais riscos e complicações dos mini-implantes ortodônticos em relação à inserção, carga ortodôntica, saúde dos tecidos moles peri-implantares e remoção. A estabilidade do mini-implante ao longo do tratamento depende da densidade óssea, dos tecidos moles circundantes, do desenho do parafuso, da técnica cirúrgica e da força aplicada. A chave determinante da ancoragem estacionária é a densidade óssea. Falha na ancoragem estacionária é frequentemente um resultado de baixa densidade óssea devido à espessura cortical inadequada. A geometria do mini-implante e a técnica cirúrgica afetam diretamente a distribuição de estresse no osso peri-implantar. Muitas perdas de parafusos acontecem como um resultado de estresse excessivo na interface osso-parafuso.

Chen et al. (2009) fizeram uma revisão sistemática de 16 artigos sobre os fatores que afetam direta ou indiretamente a ancoragem dos Mini-implantes. Conclusão: mini-implantes são efetivos como ancoragem, e seu sucesso depende de estabilidade mecânica inicial apropriada e quantidade e qualidade de carga. Para auto-rosqueáveis, o diâmetro e comprimento do implante devem ser 0,2 a 0,5 mm maior do que a espessura e profundidade da broca, para ótimo torque de inserção. Para mini-implantes, o tempo de cicatrização não é necessário. A seleção do tamanho do implante depende do osso disponível.

Lim et al. (2009) investigaram fatores associados à estabilidade inicial dos mini-implantes para predição da taxa de sucesso. Foram examinados 378 mini-implantes inseridos em 154 pacientes. Variáveis de potencial confusão examinadas foram divididas em três categorias: fatores do paciente (idade, sexo, maxilares

(maxila ou mandíbula), sítio de localização, mobilidade do tecido (tecido firme ou móvel), fatores dos mini-implantes (tipo, comprimento, diâmetro do mini-implante), fatores do doutor (número de cirurgias realizadas previamente). O resultado variável deste estudo foi estabilidade inicial, definida como a estabilidade do mini-implante do posicionamento até a aplicação de força ortodôntica. A duração da estabilidade inicial foi de uma semana neste estudo. Foi usado o método de equação estimada generalizada para estimar a influência de cada fator na estabilidade para o resultado correlacionado de cada paciente. Resultados: a taxa de sucesso geral foi 83,6% para todos os mini-implantes (316 dos 378). Depois de ajustado para o tipo de mini-implante, a taxa de sucesso relativo na mandíbula foi 0,48 vezes o da maxila, mas sem significância estatística. A taxa de sucesso na maxila foi 10% maior do que na mandíbula. Não houve associação estatisticamente significativa de nenhum dos fatores deste modelo com respeito à estabilidade inicial. Assim, os autores concluíram que as regiões que tiveram maior sucesso foram: palatina (por ser uma área de mucosa queratinizada) e região molar maxilar.

Gracco et al. (2009) analisaram a distribuição do estresse desenvolvido ao redor dos mini-implantes ortodônticos inseridos na maxila e determinaram as mudanças na área de estresse para diferentes comprimentos de parafusos e para diferentes níveis de ósseointegração ocorridos na interface osso/parafuso. Usando a técnica fotoelástica, a área de estresse presente no osso após a inserção do parafuso (1,5 mm de diâmetro x 7, 9, 11 ou 14 mm de comprimento) e aplicação de carga ortodôntica inicial (0, 0,5, 1,3 ou 2 N) foram avaliados. O método do elemento finito foi usado para determinar o estresse no tecido ósseo após um dado tempo da aplicação do parafuso, quando para o efeito de relaxamento viscoelástico, somente a área de estresse mantido foi aquela devido à aplicação de força ortodôntica. Diferentes níveis de ósseointegração foram supostas. A análise fotoelástica mostrou que a distribuição de estresse não mudou significativamente para carga ortodôntica inicial moderada. Foi encontrado que condições críticas ocorreram para parafusos de 14 mm de comprimento com carga ortodôntica de 2N. O comprimento ótimo dos parafusos pareceu ser 9 mm. Para essa dimensão, pequenos valores de estresse foram encontrados bem como baixo risco de lesão das estruturas anatômicas.

Antoszewska et al. (2009) investigaram os fatores que contribuíram para a taxa de sucesso dos mini-implantes em diversos tratamentos ortodônticos em pacientes brancos. Foram usados 350 mini-implantes auto-rosqueáveis (187 Abso

Anchor e 163 Ortho Easy Pin) em 130 pacientes. As variáveis clínicas que possivelmente influenciaram a taxa de sucesso foram relacionadas: ao paciente (idade, sexo, tipo facial esquelético), ao implante (tipo, comprimento, diâmetro), à localização (posição vertical, horizontal e lado de inserção) e ortodôntico (modo de aplicação da carga, movimento dentário planejado). A taxa de sucesso geral durante o tempo de tratamento médio de $19,2 \pm 2,3$ meses foi 93,43%, isto foi considerado maior do que os estudos prévios. Somente poucos fatores foram associados com a taxa de sucesso dos mini-implantes, incluindo mordida profunda, inserção em gengiva inserida da maxila e distalização em massa dos dentes. Os autores concluíram que a taxa de sucesso dos mini-implantes em pacientes brancos foi maior do que para os asiáticos.

Viwattanatipa et al. (2009) determinaram a taxa de sucesso dos mini-implantes auto-rosqueáveis de titânio e os parâmetros clínicos que possuem alto risco de insucesso. Foram inseridos 97 mini-implantes cirúrgicos de titânio (1,2 mm de diâmetro x 2-12 mm de comprimento) na maxila (entre segundo premolar e primeiro molar) com angulação de 50-60 graus do longo eixo do dente de 49 pacientes, em nível alto (área não queratinizada) ou nível médio (junção mucogengival), com técnica cirúrgica de um ou dois estágios. O tempo de latência variou de carga imediata até seis meses, sendo a força aplicada de 175 ou 200g. O tempo de sobrevivência, evento de cada mini-implante (sucesso ou insucesso) e sete parâmetros clínicos foram colhidos para a análise de sobrevivência. Idade e fatores de latência foram analisados com teste t. Resultados: a taxa de sucesso cumulativa foi 85% em seis meses e 57% em um ano. Foram encontradas diferenças significativas em três variáveis: estágio cirúrgico, nível de posicionamento, e resposta tecidual. Procedimentos cirúrgicos em dois estágios (mini-implantes foram completamente cobertos com o retalho) tiveram maior risco. Posicionamento em nível alto teve maior risco do que em nível médio. Resposta tecidual inflamatória hipertrófica mostrou maior risco do que inflamação normal ou leve. O período de latência ou a idade não foram significativos. Os autores não encontraram diferença significativa no período de latência entre os grupos de sucesso e insucesso.

Moon et al. (2010) determinaram quais fatores clínicos e esqueléticos estão relacionados a taxa de sucesso dos mini-implantes ortodônticos nas áreas vestibulares posteriores maxilar e mandibular. Foram examinados

retrospectivamente 778 mini-implantes ortodônticos (Dual-Top Anchor System, Jeil Medical, Seoul, Korea, 1,6 mm de diâmetro, 8 mm de comprimento, formato cilíndrico e de tipo autoperfurante) de 306 pacientes. A taxa de sucesso foi calculada de acordo com variáveis clínicas (sexo, idade, manejo do tecido mole, posição de inserção, classificação esquelética sagital, discrepância do comprimento do arco e lado) e variáveis esqueléticas (ângulo articular, ângulo do plano mandibular ao plano palatino, ângulo do plano mandibular-Frankfort, ângulo do plano mandibular, ângulo goníaco, ângulo goníaco superior e ângulo goníaco inferior). Todos os mini-implantes foram inseridos em gengiva inserida, adjacente à junção mucogengival com ângulo de 70° a 80° do longo eixo dos dentes. Foi aplicada carga ortodôntica nos mini-implantes decorridas 2 a 3 semanas de sua inserção, por meio de elastoméricos. Os mini-implantes foram considerados de sucesso quando a carga ortodôntica pudesse ser aplicada por pelo menos 10 semanas sem dor ou sinais clínicos de mobilidade. As variáveis esqueléticas foram mensuradas nas telerradiografias laterais da cabeça iniciais dos pacientes. Foram aplicadas a análise de variância (ANOVA), teste do qui-quadrado e análise de regressão múltipla logística. Resultados – a taxa de sucesso foi de 79%. Quase 80% das fraturas ocorreram dentro dos primeiros 4 meses. As variáveis clínicas sexo, idade, manejo do tecido mole, classificação esquelética sagital, discrepância do comprimento do arco e lado não apresentaram diferenças significativas na taxa de sucesso. Embora a taxa de sucesso tenha sido significativamente diferente de acordo com a posição de inserção ($P < 0.01$), não houve diferença significativa no odds ratios entre as posições de inserção. Nas variáveis esqueléticas, o ângulo goníaco superior de valor médio (84,2%) teve uma taxa de sucesso significativamente maior do que os de valor baixo (75,7%) e alto (71,2%). Os grupos de ângulo do plano Frankfort-mandibular alto ($p < 0,05$) e ângulo goníaco superior baixo ($p < 0,05$) mostraram odds ratio significativamente menor do que os outros tipos. Houve diferença significativa na taxa de sucesso de acordo com a localização de inserção, sendo que as áreas entre segundo premolar e primeiro molar mandibulares e primeiro e segundo molares mandibulares apresentaram menores taxas de sucesso do que as demais localizações. A taxa de sucesso nos adolescentes (76,1%) foi menor do que nos adultos (87,3%). Conclusões: os indicadores do padrão esquelético vertical, tal como o ângulo do plano de Frankfort-mandibular e o ângulo goníaco superior, podem ser

um importante fator para o sucesso dos mini-implantes ortodônticos inseridos nas áreas posteriores vestibulares.

Manni et al. (2011) investigaram, num período de aproximadamente 3 anos, as reações à carga ortodôntica dos mini-implante de titânio tipo V e com superfície não tratada. Neste estudo retrospectivo, conduzido num consultório particular, os dados de 300 mini-implantes inseridos em 132 pacientes consecutivos (80 mulheres, 60,6%) em regiões vestibular e palatina, pelo mesmo cirurgião foram avaliados. A idade média dos pacientes era 23.2 anos. Três tipos de mini-implantes (tipo A: diâmetro 1,5 mm, comprimento de 9 mm; tipo B: diâmetro 1,5 mm, comprimento de 11 mm; tipo C: diâmetro 1,3 mm, comprimento de 11 mm) foram usados. Alguns mini-implantes receberam carga imediata por cadeias elásticas, variando de 150 a 250g. As seguintes variáveis foram analisadas: idade, gênero, mobilidade do mini-implante, tempo de carga, tamanho do mini-implante, localização do parafuso em relação ao osso, gengiva e raiz, tipo de chave de mão usada para inserir o parafuso, resfriamento do parafuso e instruções dadas aos pacientes. A taxa de sucesso com diferentes variáveis foi comparada usando os testes qui-quadrado e exato de Fisher.

A taxa de sucesso cumulativa de 81% (243/300) foi encontrada usando a análise de Kaplan-Meier, com taxa de sucesso ótimo para mini-implantes de 1,3 mm de largura inseridos em gengiva inserida, com carga imediata aplicada. A regressão de Cox proporcional mostrou diferenças significativas entre a taxa de sucesso e os seguintes parâmetros: gênero, tempo de carga, localização óssea ou gengival, e diâmetro dos mini-implantes. O maior risco de insucesso ocorreu nos 100 primeiros dias pós-operatórios. Os autores concluíram que considerando os parâmetros de controláveis clinicamente, e dentro dos limites deste estudo retrospectivos, mini-implantes com 1,3 mm de diâmetro inseridos em gengiva inserida e submetidos à carga imediata apresentaram prognóstico mais favorável. A carga imediata não deve exceder 150-250g. Mini-implantes inseridos na maxila (86,9%) tiveram taxa de sucesso maior do que na mandíbula (76,1%). A posição mais favorável em relação à raiz é o terço coronário (taxa de sucesso de 82,8%). Maior taxa de sucesso para mini-implantes inseridos em gengiva inserida (85,4%) seguidos pelos inseridos na linha mucogengival (78,0%). Os mini-implantes de 1,3 mm com 11mm de comprimento tiveram maior taxa de sucesso (88,3%). A taxa de sucesso foi maior nos pacientes homens (88,1%).

Bayat e Bauss (2010) investigaram os efeitos do fumo de cigarro na taxa de insucesso dos mini-implantes ortodônticos. Participaram deste estudo de coorte 88 pacientes com um total de 110 mini-implantes ortodônticos auto-rosqueáveis tipo LOMAS (Mondeal, Germany) com diâmetro de 2 mm e comprimento de 7 mm ($n=29$), 9 mm ($n=50$) e 11 mm ($n=31$). 42 mini-implantes foram inseridos na face vestibular do processo alveolar maxilar e 68 na face vestibular da mandíbula. Os mini-implantes foram submetidos a carga imediata de até 200 cN com molas ou cadeias elásticas. Os indivíduos foram divididos nos seguintes grupos, baseado nos seus hábitos de fumo: fumantes leves (menos ou igual a 10 cigarros/dia), fumantes pesados (mais que 10 cigarros/dia) ou não-fumantes. O grupo de fumantes leves consistiu de 14 indivíduos com 18 mini-implantes ortodônticos, e entre os fumantes pesados haviam 15 indivíduos com 19 mini-implantes. O grupo de não-fumantes possuía 59 pacientes com um total de 73 mini-implantes. O período médio de acompanhamento foi de 9 meses (variando de 1-16 meses). Os resultados mostraram taxa de insucesso de 18,2% ($n=20$). Fumantes pesados revelaram taxa significativamente maior de insucesso do que os fumantes leves ($p=0,005$) ou não-fumantes ($p<0,001$). Não foi observada diferença significativa entre não-fumantes e fumantes leves. Mini-implantes dos fumantes pesados apresentaram taxa significativamente maior de insucesso durante os primeiros quatro meses após a inserção do que os mini-implantes dos fumantes leves ($p=0,008$) ou não-fumantes ($p<0,001$). Desta forma, os autores concluíram que fumantes pesados possuem efeito destruidor sobre a taxa de sucesso dos mini-implantes ortodônticos.

Lim et al. (2011) realizaram um estudo retrospectivo para elucidar os potenciais fatores de confusão que afetaram a estabilidade inicial dos mini-implantes inseridos para aumentar a ancoragem ortodôntica. Quatrocentos e sete mini-implantes cônicos, de diferentes comprimentos, inseridos sem perfuração prévia de motor, em 168 pacientes tratados por 17 ortodontistas residentes foram analisados em uma análise consecutiva de gráficos. A variável de desfecho foi a estabilidade do mini-implante, mensurada como uma variável dicotômica, sendo 0 se o mini-implante foi perdido durante o período de 1 semana após a inserção até o momento da aplicação de força ortodôntica e um valor de 1 no caso contrário. Potenciais variáveis de confusão examinadas foram gênero, idade, maxilar (maxila ou mandíbula), sítio de inserção, tipo de tecido (queratinizado ou não), comprimento e diâmetro do mini-implante e número de inserções prévias. Métodos de equações de

estimativa generalizada foram utilizados para estimar a influência de cada fator na estabilidade para a correlação binária de resultados de cada paciente. Uma análise ponderada para abordagem foi também realizada para o cálculo convergente do procedimento de estimativa devido ao valor 0 em uma das células. Odds ratio bruto e ajustado e o intervalo de confiança de 95% foram calculados para este propósito. A taxa de sucesso geral após 1 semana era de 93,1% (379/407). Os parafusos inseridos por clínicos mais experientes (mais do que 20 mini-implantes) tiveram aproximadamente 3,6x mais sucesso na estabilidade inicial do que os inseridos por clínicos menos experientes após ajuste para o sítio de inserção (OR = 3,63. $p=0,015$). Os resultados deste estudo sugeriram que a estabilidade inicial depende do sítio de inserção e da experiência clínica. A taxa de sucesso global dos mini-implantes após 1 semana foi de 93,1%, sendo a região palatina a mais favorável para a estabilidade inicial. Clínicos que inseriram mais do que 20 mini-implantes tiveram maior taxa de sucesso do que os que tinha 20 ou menos inserções, mesmo após ajustado para o sítio de inserção.

O aspecto bacteriano foi investigado quanto a ser um possível fator de insucesso. Apel et al. (2009) pesquisaram a microflora associada com o sucesso ou insucesso dos mini-implantes. Foram analisados 76 mini-implantes TOMAS (1,6 mm de diâmetro x 8 mm de comprimento) inseridos em 25 pacientes durante o tratamento ortodôntico e que após três meses de cicatrização receberam carga. Insucesso foi considerado quando os mini-implantes apresentaram mobilidade, junto com inchaço e vermelhidão nos tecidos moles circundantes. Amostras bacterianas de oito mini-implantes perdidos e quatro controles foram analisadas por PCR para quantificação em combinação com uma identificação microbiana de 20 espécies selecionadas. A taxa de insucesso deste estudo foi de 10,5%. As análises bacterianas não revelaram diferenças maiores na quantidade total ou composição das espécies entre mini-implantes de controle e de insucesso. Entretanto, *Actinomyces viscosus* foram encontrados em quatro (100%) e *Campylobacter gracilis* em três (75%) dos controles estáveis, enquanto ambas as espécies foram raramente encontradas (12,5%) em implantes perdidos. Não foi encontrada correlação entre o período do tempo e o insucesso. No presente estudo, o sulco periimplante ao redor dos mini-implantes de insucesso não mostraram flora bacteriana específica agressiva.

Nação (2009) avaliou a presença dos periodontopátogenos na superfície dos mini-implantes por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e identificou, no grupo experimental, as bactérias *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (Aa), *Porphyromonas gingivalis* (Pg) e *Prevotella intermedia* (Pi) pela amplificação do DNA por meio da técnica de reação em cadeia da polimerase (PCR). Os mini-implantes do grupo experimental eram os perdidos por mobilidade e os do grupo controle, os de sucesso. A MEV mostrou no grupo controle (sucesso) malha fibrilar aderida ao corpo dos mini-implantes e tecido hematopoiético, indicativo de processo inflamatório inicial (formação de coágulo) e no grupo experimental (insucesso), colônias de bacilos aderidos à superfície dos mini-implantes.

A técnica PCR revelou 100% de frequência da Pi em ambos os grupos analisados, a presença do Aa em 31,25% no grupo controle contra 13,3% no grupo experimental e a presença de 37,4% da Pg no grupo controle contra 33,33% no grupo experimental. O teste exato de Fisher não mostrou associação significativa entre a presença e a ausência de Aa ($p = 0,39$) e Pg ($p = 0,70$) e os grupos analisados, bem como o OR não revelou associação significativa da Aa (OR = 0,34, IC 95%: 0,05-2,10) e da Pg (OR = 0,61, IC 95%: 0,13-2,79) com a periimplantite.

Antoszewska et al. (2010) realizaram uma revisão da literatura quanto aos fatores biológicos envolvidos nos mini-implantes ortodônticos e na terapia com implantes protéticos. O objetivo desta revisão foi conduzir uma avaliação da resposta imune após a aplicação de mini-implantes ortodônticos de titânio em pacientes ortodônticos, entretanto a pesquisa na base de dados encontrou apenas dois itens. No entanto, quando pesquisados estudos avaliando a resposta imune após a inserção de implantes dentários, maior quantidade de literatura foi encontrada e então revisada. Os dados revelaram que os seguintes fatores estão associados com a rejeição do implante dentário – (1)- correlação do volume gengival, do fluido gengival periimplantar e da quantidade de interleucina (IL-1 β) com a inflamação da mucosa, então servindo como um índice de avaliação da periimplantite, (2) perda óssea marginal significativamente mais frequente ao redor dos implantes em pacientes com IL-1 β -511 genótipo 2/2, (3) resposta humoral ao *Staphylococcus aureus*. Entretanto, os autores não encontraram avaliação baseada em evidências de reação alérgica/inflamatória de mini-implantes ortodônticos de titânio entre eles ou em adolescentes e adultos jovens.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste estudo foi descrever, caracterizar e quantificar, histológica, histomorfometricamente, por meio de radiografias o processo de cicatrização do tecido ósseo em diferentes tempos (dias 0, 15, 21, 30 e 60) e em regiões submetidas ou não à aplicação de carga ortodôntica, ao redor de mini-implantes ortodônticos autoperfurantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 ANIMAIS

Foram utilizados 18 coelhos brancos da raça Nova Zelândia, espécie *Oryctolagus cuniculus*, da ordem *Lagomorpha*, do gênero masculino, com idade entre 5 e 6 meses e peso variando de 3,5 a 4,0 Kg. Estes animais foram fornecidos, com certificado de vacinação, pela empresa Myriam Lerner Fleider – Chácara dos Lagos Ltda, em Mogi das Cruzes- SP.

Todo o procedimento experimental foi realizado sob consentimento das Comissões de Ética no uso de animais do Instituto de Ciências Biomédicas (Anexo A) e da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (Anexo B).

4.2 MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

Foram utilizados 144 mini-implantes ortodônticos autoperfurantes (TOMAS® - Temporary Orthodontic Micro Anchorage System, Dentaurem, Insprigen, Alemanha) de liga de Titânio grau 5 (Ti6Al4V) de acordo com a American Society for Testing and Materials.

Todos os mini-implantes foram limpos e esterilizados pelos pesquisadores. A limpeza dos mini-implantes foi realizada na seguinte sequência:

- imersão em hipoclorito de sódio a 0,5% durante 30 segundos;
- lavagem em água tridestilada;
- limpeza ultrassônica e desinfecção com detergente bactericida e fungicida sem sulfato;
- secagem com papel toalha;
- embalagem individualizada em pacotes para esterilização em autoclave;

- esterilização em autoclave durante 50 minutos à 130°C (Vitale 12 plus, Cristófoli, Paraná, Brasil) utilizando um teste indicador biológico Clin Test (Clinap Biotecnologia, Campo Mourão, Paraná, Brasil), incubados por 24 horas (Vezeau et al., 1996).

Os mini-implantes utilizados neste estudo possuem as seguintes características: comprimento de 6 mm, diâmetro do corpo do parafuso de 1,2 mm e incluindo as roscas, 1,6 mm. Seu desenho é composto por quatro componentes: cabeça, colo, plataforma e corpo (figura 4.1).

Figura 4.1 - Mini-implante autoperfurante (TOMAS® - Temporary Orthodontic Micro Anchorage System, Dentaurem, Inspringen, Alemanha), utilizado no estudo

4.3 APLICAÇÃO DE CARGA SOBRE OS MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

A carga foi provida por mola fechada Remanium® (Referência: 302-012-00, Dentaurem, Inspringen, Alemanha), calibrada para desenvolver uma força constante de 50 cN (Figura 4.2). A mola foi posicionada entre as cabeças de dois mini-

implantes adjacentes, sendo fixada em um dos lados por fio de amarrilho .020”, de modo a exercer força lateral.

Figura 4.2 - Mola fechada Remanium® (Dentaurum, Inspringen, Alemanha)

4.4 PROTOCOLO CIRÚRGICO

Os procedimentos cirúrgicos e a técnica de inserção dos mini-implantes foram executados pelos mesmos operadores (CM e PC), seguindo as normas descritas pelo fabricante. Todos os procedimentos experimentais, incluindo o exame clínico, procedimentos cirúrgicos e fotográficos foram realizados no laboratório de Odontologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (USP), em um ambiente cirúrgico asséptico e com os animais sob anestesia geral inalatória.

Os animais foram mantidos em quarentena por um período de 7 a 10 dias para adaptação aos sistemas de luz, calor e alimentação previamente aos procedimentos cirúrgicos. Durante todo o período do experimento os animais permaneceram alocados no Biotério do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (USP), em gaiolas individuais, tratados com dieta à base de ração seca (NUVILAB – coelhos) e sem restrição de água.

Previamente aos procedimentos cirúrgicos, os animais foram submetidos à tricotomia da porção superior das pernas direita e esquerda.

4.5 ANESTESIA GERAL INALATÓRIA

A anestesia geral inalatória foi executada pelo Médico Veterinário Dr. Lenin Arturo Villamizar Martinez, sob supervisão do Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, responsável pelo laboratório de Odontologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

Para a indução anestésica foi administrada injeção intramuscular de fenotiazínico neuroléptico (Acepram; 0,1mg/kg peso corporal). Durante o procedimento cirúrgico, os animais receberam agente anestésico inalatório halogenado (Isoflurano), com concentração alveolar mínima (CAM) entre 1,5 e 2,0%.

4.6 INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

Realizada a anestesia, foi feita a assepsia da pele das pernas com sabão cirúrgico iodado (Johnson Wax®, Johnson & Johnson BR Ind. Com. Pr. Saúde LT, São José dos Campos, Brasil) e gluconato de clorexidina a 0,12% (Periogard®, Colgate-Palmolive Indústria e Comércio Ltda., São Bernardo do Campo/SP, Brasil). Como anestésico local, foi administrada, nas áreas cirúrgicas, Articaína 100 (articaína HCl 4% + epinefrina 1:100.000 – DFL Indústria e Comércio S.A., Rio de Janeiro, Brasil), com apresentação de anestubes de 1,8 mL. A epinefrina, por ser um vasoconstrictor, agiu promovendo a homeostasia eficaz para facilitar os procedimentos cirúrgicos, com redução do sangramento local. Após a infiltração da área cirúrgica, foi feita uma incisão do coro de aproximadamente 50 mm de comprimento paralelo ao longo eixo da tíbia, no aspecto medial. Após dissecar a fáscia e o músculo, foi descolado o periósteo e a cortical óssea exposta, para a inserção dos mini-implantes (Figura 4.5).

Tendo em vista a grande resistência oferecida pela cortical óssea da tíbia dos coelhos, foi necessária a realização de perfuração prévia à inserção dos mini-

implantes para garantir o correto torque de inserção e para evitar a ocorrência de fraturas longitudinais. Foi feita a remoção da porção cortical do osso com broca esférica 1 mm de diâmetro (Dentaurum, Inspringen, Alemanha), seguida da perfuração piloto com broca piloto de 1,3 mm (Neodent, Curitiba, Brasil). Foi utilizado micromotor elétrico para implantes Blm 600 double (K Driller, Brasil) e contra-ângulo com redução de 16:1, velocidade de 1500rpm, torque de 20N/cm, sem pressão e sob abundante refrigeração da broca com soro fisiológico.

Os mini-implantes foram inseridos manualmente com o auxílio de um driver, conforme instruções do fabricante, em quatro sítios do córtex metafisário da tíbia, com os eixos longitudinais paralelos entre si e perpendiculares à cortical externa. Os quatro mini-implantes inseridos em cada tíbia estavam localizados conforme ilustração abaixo (Figura 4.3). A distribuição dos mini-implantes foi padronizada pelo uso de uma guia de acrílico contendo anilhas de aço cirúrgico, cuja distância foi determinada para que a mola exercesse a força desejada de 50g (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Esquema ilustrativo da distribuição dos mini-implantes na tíbia dos animais

Todos os mini-implantes foram inseridos no dia 0, sendo aplicada carga imediatamente após a inserção em 50% deles, conforme ilustrado na figura 4.4. Em cada um dos quatro momentos do estudo (dias 15, 21, 30 e 60) quatro animais foram sacrificados. Dois animais foram sacrificados no dia 0, logo após a inserção, e constituíram o grupo controle.

Figura 4.4 - Esquema representativo da distribuição de mini-implantes e molas na tíbia direita e esquerda de cada um dos animais do estudo e os objetivos da avaliação em cada momento do estudo (BIC = contato osso implante)

Após a inserção dos mini-implantes, os tecidos muscular e tegumentar foram suturados em camadas separadas com suturas reabsorvível Vicryl Plus Antibacterial 3-0 (Johnson & Johnson BR Ind. Com. Pr. Saúde LT, São José dos Campos, Brasil)

e mononylon Ethilon 4-0 (Johnson & Johnson BR Ind. Com. Pr. Saúde LT, São José dos Campos, Brasil), respectivamente (Figura 4.5). Finalizado o procedimento da sutura e durante o período pós-operatório foi feita a anti-sepsia da área com gluconato de clorexidina a 0,12% (Periogard®, Colgate-Palmolive Indústria e Comércio Ltda., São Bernardo do Campo/SP, Brasil), por duas vezes ao dia. A analgesia pós-operatória foi feita pela administração de Tramal 50mg/Kg três vezes ao dia durante 3 dias e Meloxicam 0,2 mg/Kg duas vezes ao dia durante 5 dias.

Figura 4.5 – Etapas do momento cirúrgico de inserção dos mini-implantes na tíbia dos animais: A – Área da tíbia exposta após incisão tecidual; B – Mini-implantes inseridos e com os dois mini-implantes mais proximais ativados pela mola; C- Início da sutura da primeira camada tecidual; D- Aspecto do pós-operatório imediato

4.7 EUTANÁSIA DOS ANIMAIS

A eutanásia dos coelhos justificou-se pela impossibilidade de manter em vida um animal sem suporte ósseo nas duas pernas. O procedimento de

eutanásia foi por dose excessiva de anestésico conforme orientação do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e do Conselho Federal de Medicina Veterinária.

No momento da eutanásia, o animal foi sedado com Acepram (0,1 mg/Kg) e Meperidina (3 mg/Kg), sendo então inserido catéter na veia lateral auricular da orelha do coelho para injeção intravenosa. Por este acesso intravenoso foi feita overdose lenta de Tiopental. Quando necessário, com o animal anestesiado, foram injetados 3mL de cloreto de potássio 19,1%.

Os restos dos animais foram doados à Faculdade de Veterinária de Zootecnia da Universidade de São Paulo (USP) para estudos anatômicos.

4.8 RADIOGRAFIA DIGITAL DAS TÍBIAS

As tíbias direita e esquerda de cada coelho foram seccionadas e removidas. Após remover os tecidos moles, foram feitas radiografias digitais de cada metáfise contendo os mini-implantes (Figura 4.6). Foram utilizados tempo de exposição de 0,2 segundos e 70KVp no aparelho de RX odontológico X DENT D70 (Xdent Equipamentos Odontológicos Ltda, Ribeirão Preto, Brasil), com sensor digital Dr Suni Plus Intraoral Sensors (Suni Medical Imaging, Inc, California, Estados Unidos). As imagens foram capturadas em formato “jpg”.

Figura 4.6 – Obtenção da imagem radiográfica digital da tíbia do coelho

A espessura da cortical óssea foi mensurada nas imagens radiográficas pela distância entre os pontos superior e inferior da porção radiopaca, em milímetros, com auxílio do software Image J (Java version 1.1.4. for Windows, Microsoft, Redmond, Wash). Foram medidas as espessuras da cortical óssea adjacentes aos mini-implantes nos lados direito e esquerdo e também no ponto médio entre dois mini-implantes adjacentes. As medidas foram divididas nos seguintes grupos: sem carga (SC), com carga (CC) e ponto médio (PM). O grupo com carga foi subdividido em lados de pressão (P+ e P-), para comparação intra-grupo (Figura 4.7).

Figura 4.7 – Imagem radiográfica digital da tíbia do coelho. Setas indicativas dos locais mensurados e seus respectivos grupos: setas vermelhas – grupo sem carga (SC), verde e roxa – grupo com carga (CC), sendo roxa para o lado P- e verde para P+; azul – ponto médio (PM)

4.9 REMOÇÃO DOS BLOCOS ÓSSEOS

Os blocos ósseos a serem utilizados para a confecção dos corpos de prova, contendo os mini-implantes, foram dissecados por meio de discos de diamante, respeitando uma margem mínima de 4 mm de osso ao redor de cada mini-parafuso e, então foram conservados em solução de formol a 4% durante 7 dias.

4.10 PROCESSAMENTO HISTOLÓGICO

O processamento dos blocos de tecido contendo os mini-implantes foi realizado no Laboratório Multidisciplinar do Departamento de Estomatologia da Universidade de São Paulo, sob supervisão do Professor Associado Dr. Luis Antonio Pugliesi A. de Lima.

Após a lavagem das amostras em água corrente por 24 horas para eliminar o fixador (formol), os fragmentos ósseos foram desidratados em séries crescentes de álcool (35%, 40%, 70%, 95% e 100%), por períodos de 48 horas. Posteriormente as amostras passaram por duas trocas de xilol, em intervalos de 2 dias cada, seguidos por duas diferentes concentrações de solução resinosa de metilmetacrilato (Aldrich, Rio de Janeiro, Brasil). Nestas, as amostras permaneceram por um período de 48 horas, em cada solução, para que o material resinoso pudesse infiltrar no bloco de maneira homogênea.

Os blocos contendo osso-implante foram individualmente posicionados em frascos de vidro que serviram como moldes, em formato apropriado, e então, verteu-se sobre os mesmos a resina metilmetacrilato (MMA) (Aldrich, Rio de Janeiro, Brasil). Os frascos foram fechados e permaneceram em estufa por 7 dias para que ocorresse a polimerização da resina (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Frascos de vidro com blocos de osso incluídos em resina metilmetacrilato

Finalizado o processo de inclusão das amostras, os frascos de vidro foram quebrados, para a obtenção dos blocos de osso-implante envoltos de resina (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Blocos de osso incluídos em resina metilmetacrilato: Em A e B: blocos imediatamente após quebrados os frascos – observe o posicionamento do bloco deslocado para lateral, de modo a manter porção de resina para prender na pinça do equipamento de corte; C: bloco com volume reduzido por lixas para facilitar o corte

Os blocos foram então cortados, no sentido do longo eixo dos mini-implantes, por discos de diamante do equipamento Exakt® (Kulzer, Norderstedt, Alemanha) no laboratório de tecidos mineralizados do Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo (Figura 4.10). Foram obtidos dois cortes de cada bloco, com espessura aproximada de 500 μ . Os cortes obtidos foram colados em lâminas de acrílico com cola à base de cianocrilato (Superbonder, Loctite®, São Bernardo do Campo, Brasil) (Figuras 4.11 e 4.12). A etapa seguinte foi de desbaste e polimento em politriz metalográfica (Struers®, DP 10, Willich, Alemanha), empregando-se lixas d'água de carbeto de silício de granulometria decrescente (1000, 1500, 2000, 2500 e 4000 mesh) até atingir a espessura desejada de 30 μ (Figura 4.13 A). Em seguida, foi feita a coloração de Stevenels seguida da coloração de contraste Alizarina red S, conforme descrito por Gottfredsen et al. (2002) (Figura 4.13 B e C).

Figura 4.10 - Máquina de corte Exakt®

Figura 4.11 - Sequência de corte dos blocos de osso com resina: Em A- bloco preso e posicionado na pinça da máquina de corte; B – Início do corte do bloco em vista lateral; C- Segundo corte do bloco, com o disco de diamante posicionado no longo eixo do mini-implante, vista frontal; D – Corte em vista lateral

Figura 4.12 - Cortes obtidos e colagem nas lâminas de acrílico: Em A e B – fase final do corte na máquina em vistas frontal e lateral, respectivamente; C e D – Cortes obtidos em vista externa e interna, respectivamente; E e F – Colagem dos cortes nas lâminas de acrílico para posterior redução de espessura e polimento

Figura 4.13 - Em A – Lâmina com espessura de corte desejada e pronta para ser corada; B e C – Imagens das lâminas coradas por Stevenel's blue e contra-coradas por alizarina red S, com aumento de 10x

Em cada secção, com o auxílio de um microscópio de luz óptica (AxioScope, Zeiss, Jena, Alemanha), foram fotografadas as interfaces entre o mini-parafuso e o tecido circundante para a análise histológica e histomorfométrica. As análises microscópicas foram realizadas no Departamento de Patologia Bucal da FOU SP, sob orientação do Professor Associado Dr. Décio dos Santos Pinto Junior. As imagens digitais foram obtidas por meio da câmera digital de alta resolução (AxioCam HRc, Zeiss, Jena Alemanha) acoplada ao microscópio óptico e armazenadas em suporte magnético (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Microscópio com câmera acoplada e computador utilizados neste estudo

A análise histológica permitiu verificar os tipos celulares e teciduais presentes em cada momento, caracterizando as diferentes fases da resposta cicatricial (ou inflamatória) do tecido ósseo circundante ao mini-implante.

A histomorfometria é um método quantitativo utilizado para estabelecer a porcentagem de contato ósseo e a área de contato ósseo de secções de área do implante e foi realizada com o *software Image J*.

O valor de BIC (contato osso-implante) foi definido como osso, de qualquer grau de maturidade, em contato com a superfície do implante em magnificação de x 10, sendo calculado da seguinte forma:

$$\frac{\text{Interface osso-parafuso}}{\text{Interface Total}} = \%$$

O contato osso-implante foi comparado durante cada período e em cada grupo (com e sem carga).

4.11 ANÁLISE DOS RESULTADOS

As imagens digitais obtidas em microscopia de campo claro foram analisadas quanto aos constituintes celulares e morfológicos para caracterização do período do processo de cicatrização encontrado. Os dados dos diferentes grupos foram comparados em busca de semelhanças ou diferenças nas características teciduais frente ao período de cicatrização após a aplicação de carga ortodôntica.

Os dados dos grupos com, sem carga e ponto médio da espessura da cortical óssea, bem como dos lados de pressão P+ e P- foram comparados pelos teste t-pareados, com nível de significância de 5%. No comparativo dos tempos do estudo e a espessura da cortical foram aplicados os testes de Análise de Variância (ANOVA) e, na presença de significância, foram feitas as comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.

Para a comparação entre os grupos com e sem carga quanto à quantidade de osso e também quanto ao BIC, foram aplicados os testes t-pareados, com nível de significância de 5%. No comparativo entre os tempos do estudo e a quantidade de osso ou entre os tempos do estudo e o BIC, foram aplicados os testes de Análise de Variância (ANOVA) e, na presença de significância, foram feitas as comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.

Para medir a associação entre a quantidade de osso e o BIC, foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson, para cada combinação de tempo (0,15,21,30,60) e carga (sem e com).

5 RESULTADOS

Os 144 mini-implantes foram inseridos atingindo a estabilidade primária. Durante o procedimento de inserção, devido à forma cônica do colo do implante, formaram-se pequenas fraturas da porção superficial da cortical óssea. No procedimento cirúrgico e no período de cicatrização, os coelhos não apresentaram nenhum tipo de complicação. Todos os mini-implantes permaneceram estáveis durante o período de observação. Dessa forma, a taxa de sucesso foi 100%.

5.1 ANÁLISE HISTOLÓGICA

A observação histológica da interface de contato osso-parafuso foi realizada sob microscopia de campo claro em todos os tempos do estudo, nos grupos com e sem carga. Tendo em vista que na visualização prévia das lâminas, a porção intermédia do mini-implante não apresentou nenhuma reação tecidual, e no ápice a deposição de osso foi esporádica, as observações feitas neste estudo foram restritas ao osso cortical. Remodelamento ósseo contínuo da região peri-implantar foi observado em todos os tempos pós-cirúrgicos (15, 21, 30 e 60 dias) em ambos os grupos.

No tempo 0 foram observadas, na cortical óssea externa, áreas de fratura da borda adjacente ao mini-implante, com seus fragmentos deslocados coronalmente e fraturas no ápice da rosca do mini-implante. Na interface entre mini-implante e osso secundário, onde não houve contato direto, observou-se formação de coágulo sanguíneo. Nas áreas correspondentes aos ápices das roscas foram notadas microfraturas do tecido ósseo devido à pressão. Na região da cortical interna também foram observadas áreas de fratura, com interposição de coágulo. Houve enbricamento mecânico satisfatório do mini-implante com o osso maduro cortical pré-existente (Figura 5.1).

Figura 5.1 – Fotografias lado direito (A) e esquerdo (B) do mini-implante imediatamente após sua inserção (aumento de 10x). MI – mini-implante; OCM – osso cortical maduro; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; FA- áreas de fratura na região interna da cortical; C – coágulo sanguíneo

Decorridos sete dias pós-cirúrgicos, acidentalmente um coelho fraturou a perna esquerda por debatê-la contra uma mesa cirúrgica, durante o manuseio. Apesar deste intervalo de tempo não constituir a metodologia do estudo, a amostra foi processada e as imagens foram inseridas abaixo, a título de ilustração dos detalhes. As imagens de 7 dias de cicatrização permitiram observar as áreas de fraturas nas porções coronal, ápice de rosca do mini-implante e interna da cortical, circundados de coágulo sanguíneo (Figuras 5.2, 5.3 e 5.4). Neste momento pode-se observar a linha neonatal, demarcatória da interface do osso pré-existente e da área de neoformação óssea (Figura 5.4). Na porção interna da cortical inicia-se o processo de cicatrização com a presença de osteoblastos, matriz osteóide e pequena quantidade de osso reticular, sendo também possível identificar fragmentos do osso cortical fraturados (Figura 5.4).

Figura 5.2 – Imagens detalhada de mini-implante com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; FC – áreas de fratura região coronal; C – coágulo sanguíneo

Figura 5.3 – Imagens detalhada de mini-implante com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo

Figura 5.4 – Imagens detalhada de mini-implante do estudo piloto com 7 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro

Aos 15 dias de cicatrização, nos grupos com e sem carga, ainda foi possível observar as áreas de fratura na região coronal e no ápice das roscas do mini-implante, bem como as porções preenchidas pelo coágulo sanguíneo e a linha de trajeto da broca. No entanto, neste momento haviam osteoblastos e matriz osteóide sendo formada na interface osso-implante. As porções mais apicais do osso cortical apresentaram prolongamentos, em direção ao parafuso, de tecido ósseo imaturo do tipo reticular e lamelar, recobertos de osteoblastos e matriz osteóide (Figuras 5.5 e 5.8). Uma linha, encontrada ao lado do osso recém-formado na cortical interna, em ambos os grupos, delimitou a área de neoformação óssea (Linha Neonatal - LN). As figuras 5.6, 5.7 e 5.9 mostram em maior detalhe as regiões delimitadas pelas linhas pontilhadas das figuras 5.5 e 5.8, respectivamente.

Figura 5.5 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM–osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo

Figura 5.6 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.5 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM – osso cortical maduro; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo

Figura 5.7 – Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.5 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.8 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM–osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo

Figura 5.9 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.8 do mini-implante sem carga com 15 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM-osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Decorridos 21 dias de cicatrização, em ambos os grupos as fraturas da região coronal do osso estavam ainda evidentes, porém circundadas pelos osteoblastos com intensa atividade, formando matriz osteóide entre as porções fraturadas e em direção à interface com o parafuso. A área de neoformação óssea apresentava osteoblastos enfileirados, osso imaturo reticular e lamelar migrando de toda a porção de osso cortical (Figuras 5.10 e 5.13). Houve a formação de uma camada de osso imaturo reticular sobre a superfície externa do osso cortical pré-existente (Figura 5.11). Adjacente à área desgastada pela broca, foi encontrado osso reticular e matriz osteóide, em direção à interface com o mini-implante (Figura 5.14). Fragmentos do

osso cortical maduro pré-existent da região interna da cortical estavam circundados por osso imaturo reticular, matriz osteóide e osteoblastos (Figura 5.12).

Figura 5.10 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro

Figura 5.11 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.10 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM-osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal

Figura 5.12 – Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.10 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FOCM – fragmentos de osso cortical maduro

Figura 5.13 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; FR – áreas de fratura no ápice da rosca do mini-implante; C – coágulo sanguíneo; AR – artefatos da confecção da lâmina

Figura 5.14 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.13 do mini-implante sem carga com 21 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide; FC – áreas de fratura região coronal; AR – artefatos da confecção da lâmina

Aos 30 dias pós-cirúrgicos, nos dois grupos, foi observada, na porção externa do osso cortical, a deposição de osso imaturo reticular e lamelar, circundado por osteoblastos e osteóide (Figuras 5.15, 5.16, 5.18 e 5.19). A maior parte da região entre as roscas que sofreu o desgaste da broca, já estava preenchida por osso imaturo lamelar, em contato direto com o implante. As regiões ainda não preenchidas, no entanto, apresentavam osteoblastos ativos e deposição de osteóide. Neste momento foi observado o progresso da remodelação das regiões de fraturas da borda da cortical (Figuras 5.15 e 5.18). Foi possível observar as mesmas características na porção endosteal do osso cortical (Figura 5.17).

Figura 5.15 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.16 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.15 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.17 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.15 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; DB– desgaste da broca piloto; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.18 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.19 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.18 do mini-implante sem carga com 30 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

No último tempo do experimento, decorridos 60 dias, ambos os grupos apresentaram osso primário bem formado, melhor organizado e em maturação na interface com o implante. A delimitação entre o osso jovem e o osso pré-existente tanto nas porções cervical e apical do osso cortical, bem como na região desgastada pela broca e fraturadas estavam evidentes (Figuras 5.20 e 5.22). Não foram observadas mais áreas proliferativas, mas somente o processo de maturação do osso primário em osso secundário (Figuras 5.21, 5.23 e 5.24). A área de osso em contato com o mini-implante mostrou-se crescente ao longo dos períodos de cicatrização.

Figura 5.20 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante sem carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM – osso maduro LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.21 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.20 do mini-implante sem carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OT – osteócitos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.22 – Imagens lados direito (A) e esquerdo (B) de mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro pré-existente; OM – osso maduro LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.23 – Imagem em detalhes da área assinalada em vermelho da Figura 5.22 do mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OL – osso imaturo lamelar; OR – osso imaturo reticular; OS – matriz osteóide

Figura 5.24 – Imagem em detalhes da área assinalada em amarelo da Figura 5.22 do mini-implante com carga com 60 dias de cicatrização (aumento de 10x); MI – mini-implante; OCM- osso cortical maduro; OM- osso maduro; LN– linha neonatal; OB – osteoblastos; OL – osso imaturo lamelar; OS – matriz osteóide

As análises histológicas não permitiram evidenciar diferenças significativas entre o processo cicatricial ósseo dos grupos com e sem carga.

5.2 ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA

A espessura da cortical óssea foi avaliada através da medida da distância entre os pontos superior e inferior da imagem radiopaca do osso cortical (em milímetros). A espessura mínima e máxima do osso variou de 1,163 (zero dias) e 1,849 (30 dias) no grupo do ponto médio (PM), 1,174 (0 dias) e 2,631 (60 dias) no grupo sem carga (SC), e entre 1,498 (15 dias) e 2,707 (60 dias) no grupo com carga (CC) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Comparativo entre os tempos do estudo para a espessura do osso cortical. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significante

		TEMPO					teste ANOVA	Resultado
		0	15	21	30	60	(p)	
Middle Point	Média	1.218	1.441	1.463	1.707	1.633		
	Mediana	1196	1.428	1.458	1.697	1.645		
	Mínimo	1163	1.229	1.438	1.585	1.483	<0.001*	0 < 15 = 21 < 30 < 60
	Máximo	1319	1.678	1.498	1.849	1.759		
	Desvio-padrão		0.18	0.02	0.13	0.11		
	n	16	16	16	16	16		
Sem Carga	Média	1246	1.652	2.012	2.107	2.358		
	Mediana	1260	1.630	1.985	2.160	2.313		
	Mínimo	1174	1.469	1.980	1.689	2.177	<0.001*	0 < 15 < 21 = 30 < 60
	Máximo	1289	1.880	2.098	2.419	2.631		
	Desvio-padrão		0.17	0.05	0.36	0.20		
	n		16	16	16	16		
Com Carga	Média		1.729	2.009	2.058	2.550		
	Mediana		1.757	2.006	2.043	2.546		
	Mínimo		1.498	1.960	1.965	2.403	<0.001*	15 < 21 = 30 < 60
	Máximo		1.905	2.067	2.183	2.707		
	Desvio-padrão		0.19	0.04	0.09	0.12		
	n		16	16	16	16		

A comparação entre os grupos com e sem carga mostrou diferença estatisticamente significativa apenas aos 60 dias ($p = 0,029$), com uma maior quantidade de osso no grupo com carga ($2,550 \pm 0,12$) em comparação ao sem carga ($2,358 \pm 0,20$). Nos demais tempos (15, 21 e 30 dias) não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com ou sem carga (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significativo

TEMPO	Estatísticas	Sem Carga	Com Carga	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	1.652	1.729	0.398	Sem = Com
	Mediana	1.630	1.757		
	Mínimo	1.469	1.498		
	Máximo	1.880	1.905		
	Desvio-padrão	0.17	0.19		
	n	16	16		
21	Média	2.012	2.009	0.907	Sem = Com
	Mediana	1.985	2.006		
	Mínimo	1.980	1.960		
	Máximo	2.098	2.067		
	Desvio-padrão	0.05	0.04		
	n	16	16		
30	Média	2.107	2.058	0.836	Sem = Com
	Mediana	2.160	2.043		
	Mínimo	1.689	1.965		
	Máximo	2.419	2.183		
	Desvio-padrão	0.36	0.09		
	n	16	16		
60	Média	2.358	2.550	0.029*	Sem < Com
	Mediana	2.313	2.546		
	Mínimo	2.177	2.403		
	Máximo	2.631	2.707		
	Desvio-padrão	0.20	0.12		
	n	16	16		

No grupo com carga, quando comparados os lados P+ e P-, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para qualquer tempo do estudo (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 -Comparativo intra-grupo com carga entre os lados P+ e P- para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significante

TEMPO	Estatísticas	P-	P+	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	1.699	1.759	0.847	T = P
	Mediana	1.741	1.772		
	Mínimo	1.434	1.563		
	Máximo	1.882	1.929		
	Desvio-padrão	0.21	0.17		
	n	16	16		
21	Média	2.139	1.995	0.333	T = P
	Mediana	2.060	1.989		
	Mínimo	1.879	1.961		
	Máximo	2.173	2.042		
	Desvio-padrão	0.22	0.03		
	n	16	16		
30	Média	2.651	2.074	0.742	T = P
	Mediana	2.023	2.063		
	Mínimo	2.006	1.999		
	Máximo	2.194	2.171		
	Desvio-padrão	0.08	0.08		
	n	16	16		
60	Média	2.569	2.531	0.231	T = P
	Mediana	2.573	2.521		
	Mínimo	2.444	2.362		
	Máximo	2.689	2.724		
	Desvio-padrão	0.10	0.14		
	n	16	16		

A comparação da espessura da cortical óssea dos grupos sem carga e ponto médio, apresentou diferença estatisticamente significativa para os tempos de 21 ($p < 0,001$), 30 ($p = 0,045$) e 60 ($p < 0,001$) dias, sendo o maior valor para o grupo sem carga (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Comparativo entre mini-implantes sem carga e ponto médio para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significante

TEMPO	Estatísticas	Sem Carga	Ponto Médio	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	1.652	1.441	0.077	Sem = MP
	Mediana	1.630	1.428		
	Mínimo	1.469	1.229		
	Máximo	1.880	1.678		
	Desvio-padrão	0.17	0.18		
	n	16	16		
21	Média	2.012	1.463	<0.001*	Sem > MP
	Mediana	1.985	1.458		
	Mínimo	1.980	1.438		
	Máximo	2.098	1.498		
	Desvio-padrão	0.05	0.02		
	n	16	16		
30	Média	2.107	1.707	0.045*	Sem > MP
	Mediana	2.160	1.697		
	Mínimo	1.689	1.585		
	Máximo	2.419	1.849		
	Desvio-padrão	0.36	0.13		
	n	16	16		
60	Média	2.358	1.633	<0.001*	Sem > MP
	Mediana	2.313	1.645		
	Mínimo	2.177	1.483		
	Máximo	2.631	1.759		
	Desvio-padrão	0.20	0.11		
	n	16	16		

O comparativo entre os grupos com carga e ponto médio, apresentou diferença estatisticamente significativa para os tempos de 15 ($p = 0,042$), 21 ($p < 0,001$), 30 ($p = 0,049$) e 60 ($p < 0,001$) dias, sendo o maior valor para o grupo com carga (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 - Comparativo entre mini-implantes com carga e ponto médio para espessura da cortical óssea. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significante

TEMPO	Estatísticas	Com Carga	Ponto Médio	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	1.729	1.441	0.042*	Com > MP
	Mediana	1.757	1.428		
	Mínimo	1.498	1.229		
	Máximo	1.905	1.678		
	Desvio-padrão	0.19	0.18		
	n	16	16		
21	Média	2.009	1.463	<0.001*	Com > MP
	Mediana	2.006	1.458		
	Mínimo	1.960	1.438		
	Máximo	2.067	1.498		
	Desvio-padrão	0.04	0.02		
	n	16	16		
30	Média	2.058	1.707	0.049*	Com > MP
	Mediana	2.043	1.697		
	Mínimo	1.965	1.585		
	Máximo	2.183	1.849		
	Desvio-padrão	0.09	0.13		
	n	16	16		
60	Média	2.550	1.633	<0.001*	Com > MP
	Mediana	2.546	1.645		
	Mínimo	2.403	1.483		
	Máximo	2.707	1.759		
	Desvio-padrão	0.12	0.11		
	n	16	16		

O teste ANOVA mostrou aumento significativo da espessura de osso ao longo do tempo de cicatrização, nos grupos com e sem carga e ponto médio, com valores de $p < 0,001$ para todos os grupos (Tabela 5.1, Gráfico 5.1 e Figura 5.10).

Gráfico 5.1 – Gráfico descritivo da espessura da cortical óssea nos tempos do estudo para os grupos com, sem carga e ponto médio

Figura 5.25 – Imagens radiográficas digitais de mini-implantes sem carga para ilustrar o aumento da espessura da cortical óssea em: a – 0 dias; b- 15 dias; c- 21 dias; d- 30 dias e e- 60 dias

5.3 ANÁLISE HISTOMORFOMÉTRICA

A quantidade de ósseointegração foi avaliada pelo contato direto osso-implante (%BIC) e pela quantidade de osso presente entre as roscas dos mini-implantes (Apêndice A). Os valores mínimos e máximos da quantidade de osso variaram entre 3,962 (30 dias) e 14,766 (60 dias) no grupo sem carga e entre 4,897(15 dias) e 14,631(21 dias) no grupo com carga (Tabela 5.6).

No comparativo entre o grupo com e sem carga, quanto à quantidade de osso, houve diferença estatisticamente significativa somente aos 15 dias ($p = 0,034$), sendo maior a quantidade de osso no grupo com carga ($7,97 \pm 1,93$) quando comparado ao sem carga ($6,59 \pm 1,56$). Nos demais tempos (21, 30 e 60 dias), apesar do grupo com carga apresentar valores numéricos maiores da quantidade de osso, a diferença estatística com o grupo sem carga não foi significativa (Tabela 5.6).

Tabela 5.6 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para quantidade de osso. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativo

TEMPO	Estatísticas	Sem Carga	Com Carga	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	6.59	7.97	0.034 *	Sem < Com
	Mediana	6.65	7.97		
	Mínimo	4.26	4.90		
	Máximo	8.98	11.59		
	Desvio-padrão	1.56	1.93		
	n	16	16		
21	Média	8.89	9.83	0.204	Sem = Com
	Mediana	8.93	9.55		
	Mínimo	4.46	6.43		
	Máximo	12.36	14.63		
	Desvio-padrão	2.27	2.11		
	n	16	16		
30	Média	8.80	9.37	0.485	Sem = Com
	Mediana	8.88	9.38		
	Mínimo	3.96	6.37		
	Máximo	13.25	12.94		
	Desvio-padrão	2.18	1.84		
	n	16	16		
60	Média	10.32	10.64	0.664	Sem = Com
	Mediana	10.76	10.72		
	Mínimo	6.29	7.99		
	Máximo	14.77	13.88		
	Desvio-padrão	2.63	1.57		
	n	16	16		

A quantidade de osso aumentou significativamente ao longo dos tempos de cicatrização, nos grupos sem e com carga, sendo os valores de $p < 0,001$ e $p = 0,004$, respectivamente (Tabela 5.7 e Gráfico 5.2).

Tabela 5.7 - Comparativo entre os tempos do estudo para a quantidade de osso. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significante

		TEMPO					teste ANOVA (p)	Resultado
		0	15	21	30	60		
Sem Carga	Média	6.86	6.59	8.89	8.80	10.32	<0.001 *	0 = 15 < 21 = 30 < 60
	Mediana	7.14	6.65	8.93	8.88	10.76		
	Mínimo	2.97	4.26	4.46	3.96	6.29		
	Máximo	11.24	8.98	12.36	13.25	14.77		
	Desvio-padrão	2.19	1.56	2.27	2.18	2.63		
	n	16	16	16	16	16		
Com Carga	Média		7.97	9.83	9.37	10.64	0.004 *	15 < 21 = 30 < 60
	Mediana		7.97	9.55	9.38	10.72		
	Mínimo		4.90	6.43	6.37	7.99		
	Máximo		11.59	14.63	12.94	13.88		
	Desvio-padrão		1.93	2.11	1.84	1.57		
	n		16	16	16	16

Gráfico 5.2 – Gráfico descritivo da quantidade de osso nos tempos do estudo para os grupos com e sem carga

Os valores mínimos e máximos da porcentagem de BIC variaram entre 17,396 (30 dias) e 73,354 (30 dias) no grupo sem carga e 24,271 (15 dias) e 67,065 (60 dias) no grupo com carga. A comparação da porcentagem de BIC entre os grupos com e sem carga não apresentou significância estatística em nenhum dos

tempos do estudo. No entanto, embora não significativa, esteve próximo de sê-lo nos tempos 15 e 21 ($p= 0,082$ e $p= 0,061$, respectivamente), no sentido de maiores respostas no grupo com carga (média de BIC 35,70 vs 30,65 aos 15 dias e 45,92 vs 39,82 aos 21 dias para os grupos com e sem carga, respectivamente) (Tabela 5.8).

Tabela 5.8 - Comparativo entre mini-implantes com e sem carga para BIC. Para tanto aplicamos testes t-pareados, com nível de significância de 5%. *Estatisticamente significativa

TEMPO	Estatísticas	Sem Carga	Com Carga	Teste t-pareado	Resultado
15	Média	30.65	35.70	0.082	Sem = Com
	Mediana	31.70	36.07		
	Mínimo	18.70	24.27		
	Máximo	45.05	50.79		
	Desvio-padrão	7.93	8.22		
	n	16	16		
21	Média	39.82	45.92	0.061	Sem = Com
	Mediana	39.14	42.77		
	Mínimo	19.30	27.38		
	Máximo	52.60	65.06		
	Desvio-padrão	8.97	10.39		
	n	16	16		
30	Média	42.22	43.24	0.811	Sem = Com
	Mediana	41.71	44.18		
	Mínimo	17.40	29.09		
	Máximo	73.35	58.00		
	Desvio-padrão	11.95	9.31		
	n	16	16		
60	Média	47.36	49.85	0.454	Sem = Com
	Mediana	48.51	49.37		
	Mínimo	29.71	39.55		
	Máximo	67.35	67.07		
	Desvio-padrão	11.15	7.35		
	n	16	16		

Os valores da porcentagem de BIC aumentaram significativamente no decorrer do tempo de cicatrização, independentemente da presença de carga ($p= 0,001$ no grupo sem carga e $p<0,001$ no grupo com carga). Na tabela 5.9 estão apresentados os valores de BIC nos diferentes tempos do estudo, em ambos grupos e no gráfico III pode-se ter melhor visualização dos resultados.

Tabela 5.9 - Comparativo entre os tempos para BIC. Para tanto aplicamos testes de Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas, com nível de significância de 5%.
*Estatisticamente significante

		TEMPO					teste ANOVA (p)	Resultado
		0	15	21	30	60		
Sem Carga	Média	33.67	30.65	39.82	42.22	47.36	0.001 *	0 = 15 < 21 = 30 = 60
	Mediana	35.16	31.70	39.14	41.71	48.51		
	Mínimo	13.82	18.70	19.30	17.40	29.71		
	Máximo	55.45	45.05	52.60	73.35	67.35		
	Desvio-padrão	11.65	7.93	8.97	11.95	11.15		
	n	16	16	16	16	16		
Com Carga	Média		35.70	45.92	43.24	49.85	<0.001 *	15 < 21 = 30 < 60
	Mediana		36.07	42.77	44.18	49.37		
	Mínimo		24.27	27.38	29.09	39.55		
	Máximo		50.79	65.06	58.00	67.07		
	Desvio-padrão		8.22	10.39	9.31	7.35		
	n		16	16	16	16

Gráfico 5.3 – Gráfico descritivo do BIC nos tempos do estudo para os grupos com e sem carga

O coeficiente de correlação de Pearson mostrou associação entre a quantidade de osso e o BIC, para cada combinação de tempo (0,15,21,30 e 60) e carga (com e sem) (Tabela 5.10). Todas as correlações nos diferentes tempos e momentos foram consideradas ótimas, exceto no tempo 60 com carga, que foi uma correlação boa. Nos gráficos 5.4 e 5.5 estão ilustradas as correlações nos grupos sem e com carga.

Tabela 5.10 – Coeficiente de correlação de Pearson entre quantidade de osso e BIC

Tempos	Sem Carga	Com Carga
0	0.951	-----
15	0.955	0.962
21	0.953	0.908
30	0.956	0.915
60	0.987	0.788

Gráfico 5.4 – Gráfico descritivo de dispersão do grupo sem carga

Gráfico 5.5 – Gráfico descritivo de dispersão do grupo com carga

A presença de carga mostrou valores aumentados na quantidade de osso e no BIC em todos os tempos, no entanto, a carga pareceu gerar maior estímulo de remodelamento (ou cicatrização) ósseo nos tempos iniciais da cicatrização (dias 15 e 21).

6 DISCUSSÃO

Este estudo foi realizado para se observar a resposta de cicatrização tecidual circundante aos mini-implantes ortodônticos autoperfurantes, esterilizados pelos pesquisadores, submetidos ou não à aplicação de carga imediata. A taxa de sucesso deste estudo (100%) associada à ausência de quaisquer sinais ou sintomas de inflamação ou outros desvios da normalidade, durante os períodos de cicatrização avaliados, demonstraram a eficácia de se esterilizar os mini-implantes ortodônticos com os recursos disponíveis nos consultórios odontológicos. Esta possibilidade de esterilização amplia a viabilidade de uso destes mini-implantes comercializados a custo reduzido em relação aos esterilizados pelo fabricante. Na literatura, no entanto, não foram encontrados dados relativos às possibilidades de esterilização diferentes do fabricante.

O protocolo de instalação dos mini-implantes foi definido após realização de estudo piloto, no qual observamos a necessidade de se executar perfuração prévia para reduzir a resistência oferecida pelo osso cortical. Isto foi importante para prevenir fraturas dos implantes e injúrias à porção superficial do osso. Em concordância com Heidemann et al. (1998), é fácil penetrar em osso cortical fino, porém, se for encontrada resistência forte durante a inserção, uma perfuração piloto deve ser feita. A execução da perfuração prévia também foi relatada em outros estudos com modelos animais (Wu et al., 2009; Chen et al., 2010a; Lee N-K et al., 2010; Serra et al., 2010).

A realização ou não da perfuração prévia no protocolo de inserção de mini-implantes ortodônticos não influenciou na porcentagem de BIC nem na taxa de aposição mineral, as quais não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos após 12 semanas de cicatrização (Prager et al., 2008). No entanto, para Wu et al. (2008), o valor do BIC nos mini-implantes autoperfurantes sem perfuração prévia foi significativamente maior do que nos auto-rosqueáveis após 2 e 4 semanas da inserção; sendo essa diferença não mais evidenciada ao final de 8 semanas.

Quando analisada sob o ponto de vista da estabilidade primária, a realização da perfuração prévia pareceu influenciar, pois os mini-implantes autoperfurantes apresentaram maior estabilidade primária justificada pela presença de maior área de

contato justo com o osso (Wu et al., 2008; Suzuki; Suzuki, 2011). No presente estudo, acreditamos que a realização da perfuração prévia não tenha gerado influências nos dados obtidos, pois avaliamos apenas a quantidade de osso e o BIC.

Não foram evidenciadas áreas de osso queimadas pelo calor da broca, o que confirma a validade do uso de refrigeração da broca com soro fisiológico.

A presença de carga imediata leve (50cN) e contínua neste estudo, em metade da amostra, não afetou negativamente os padrões de cicatrização; fato este em concordância com estudos prévios em animais e humanos (Luzi et al., 2007; Luzi et al., 2009). A aplicação de carga pareceu induzir maior resposta inflamatória reparatória inicial aos 15 dias, sendo neste momento encontrada quantidade de osso significativamente maior para o grupo com carga. O estudo de Luzi et al. (2009), com mini-implantes auto-rosqueáveis evidenciou aumento na formação óssea e redução na reabsorção óssea no grupo com carga após 1 semana de cicatrização, sugerindo papel positivo da carga mecânica no aumento da atividade óssea. Coerente com estudos prévios, a carga imediata não preveniu a nova formação óssea, mas ativou a adaptação fisiológica e estimulou a remodelação do osso circundante pré-existente.

Neste estudo, bem como em outros encontrados na literatura (Melsen; Costa, 2000; Luzi et al., 2009; Morais et al., 2007; Serra et al., 2010; Woods et al., 2009) a carga imediata foi aplicada pela presença de mola de Níquel-Titânio posicionada entre dois parafusos adjacentes, o que gerou força unilateral horizontal, e não alterou a estabilidade primária. No entanto, Cho et al. (2010), observaram que a aplicação de força ortodôntica imediata (1N ou 2N), com momentos de rotação nos sentidos horário ou anti-horário resultaram em baixo valor de BIC e menor estabilidade primária dos mini-implantes autoperfurantes.

Resultados de estudos prévios descreveram que os mini-implantes foram efetivos na ancoragem ortodôntica para suportar cargas imediatas de 25 até 300g (Melsen; Costa, 2000; Melsen; Lang, 2001; Deguchi et al., 2003; Cheng et al., 2004; Büchter et al., 2005; Luzi et al., 2009; Woods et al., 2009; Chen et al., 2010a; Serra et al., 2010; Zhang et al., 2010). No entanto, nos estudos com carga imediata acima de 100g, pôde-se observar maior ocorrência de fraturas ou perdas de implantes.

Os mini-implantes com e sem carga não apresentaram nenhum grau de mobilidade, fato que mostra a boa integração mecânica existente entre osso-

implante. Além disso, não foram observados sinais clínicos de inflamação nos tecidos circundantes, sendo boa a cicatrização da ferida cirúrgica.

Tendo em vista que o tamanho e tipo do implante (autoperfurante), o sítio de inserção e o tempo de carga foram diferentes dos estudos prévios, a compreensão da resposta histológica do osso circundante foi necessária para a avaliação completa dos mini-implantes autoperfurantes.

Foi encontrado contato direto osso-implante, na área de osso cortical, nas amostras com e sem carga. Isto está de acordo com os achados de mini-implantes auto-rosqueáveis e autoperfurantes e implantes dentários (Deguchi et al., 2003; Luzi et al., 2009; Prager et al., 2008; Woods et al., 2009; Cha et al., 2010a; Morea, 2008).

Histologicamente, apesar de terem sido feitas perfurações prévias com brocas, observamos no dia 0 áreas de fraturas da borda da cortical na porção superficial do osso cortical, além da marca no osso do trajeto percorrido pela broca. No entanto, estas áreas de trajeto da broca e de fraturas da borda da cortical foram todas reparadas por nova formação óssea, a qual mostrou-se completa após 30 dias, tanto nos grupos com quanto sem carga. Tais áreas de fraturas da borda da cortical foram resultado do desenho anatômico do colo do implante, o qual gerou pontos de esmagamento na área de contato com o osso superficial cortical (figura 6.1).

Figura 6.1 - Imagens ilustrativas, radiográficas, histológicas(aumento 10x) e fotográfica do colo dos mini-implantes ortodônticos autoperfurantes TOMAS® (Dentaurum/ Germany)

Assim como nos demais estudos realizados com mini-implantes autoperfurantes ou auto-rosqueáveis, as características histológicas evidenciaram

remodelação óssea contínua. Apesar de existir certa variação quanto ao modelo animal (cães Beagle ou coelhos Nova Zelândia) e quanto aos intervalos de tempo avaliados nos estudos da literatura prévia, todos estão em concordância com o presente estudo, quanto à sequência de cicatrização (Chen et al., 2010a; Wu et al., 2008; Zhang et al., 2010; Wu et al., 2009; Morea, 2008; Serra et al., 2010). Inicialmente foram observadas áreas de crescente atividade de proliferação celular, com osteoblastos ativos e matriz osteoide em quantidades ascendentes ao longo do tempo; sendo o osso com características imaturas até a quarta semana (30 dias). Decorridas oito semanas (60 dias), foi possível evidenciar osso maduro. Estas características foram semelhantes para os grupos com e sem carga, com pequenas variações, em geral, para resposta mais intensa nas fases iniciais observadas na presença da carga ortodôntica.

Ao final do experimento, observamos que o osso cortical ao redor dos mini-implantes apresentava maior espessura, em função de nova formação óssea nas direções cervical e apical do parafuso (Figura 6.2). Isto permite verificar a excelente biocompatibilidade da liga de titânio grau V com o tecido ósseo.

Figura 6.2 – Imagens histológicas (aumento 2.5x) dos mini-implantes para ilustrar o aumento da espessura da cortical óssea em: a – 0 dias; b- 15 dias; c- 21 dias; d- 30 dias e e- 60 dias

A comparação entre os lados P+ e P- não resultou em diferenças estatisticamente significativas, bem como em estudos que avaliaram o valor BIC e taxa de deposição de osso (Kim et al., 2008; Woods et al., 2009; Serra et al., 2010).

As radiografias mostraram também um aumento significativo na espessura do osso ao longo dos tempos do estudo. Curiosamente, este aumento não ocorreu somente ao redor dos mini-implantes, mas também em regiões ósseas distantes dos parafusos. Ao comparar a quantidade de aumento da espessura óssea entre as diferentes regiões estudadas, foi possível observar valores de espessura cortical significativamente maior nas proximidades da liga de titânio do que nas regiões do ponto médio, sugerindo que a presença do mini-implante tenha induzido maior resposta tecidual.

O uso da liga de titânio grau V na fabricação de mini-implantes ortodônticos vêm crescendo devido às suas vantagens em termos de resistência à fratura, corrosão e biocompatibilidade. Análises de imagens histológicas e radiográficas das áreas circunvizinhas aos mini-implantes mostraram aumento significativo na espessura óssea, e não somente o preenchimento da área da perfuração piloto e das áreas de fraturas da borda da cortical. Havia uma projeção de osso cortical em direção cervical e apical do parafuso. Assim, podemos sugerir que a liga de titânio grau V gerou efeito estimulante sobre o crescimento do osso cortical.

No entanto, quando se analisa o grupo do ponto médio, podemos também observar nesta região, um aumento significativo da espessura do osso cortical. Este crescimento, provavelmente, tenha ocorrido devido ao deslocamento do periósteo durante a inserção cirúrgica dos mini-implantes. Dessa forma, o periósteo durante seu processo de cicatrização parece também ter estimulado a formação de nova camada de matriz óssea, o que resultou em aumento da espessura cortical.

Este estudo monitorou o processo de cicatrização e remodelação ao longo de um período de 60 dias. Estudos adicionais são necessários para ver a evolução desse aumento na espessura cortical ao longo do tempo.

Dado interessante de observação histológica foi quando da aproximação de alguns ápices dos mini-implantes na cortical oposta das tíbias dos coelhos, sem que houve inserção bicortical. Acreditamos que essa eventual proximidade ocorreu em função da anatomia óssea do coelho. Em geral, nestes casos, houve uma proliferação do osso cortical no sentido de envolver o ápice do parafuso (Figura 6.3). Isto também reforçou a visualização de que o tecido ósseo se relaciona bem com a presença da liga de Titânio de grau V.

Figura 6.3 - Imagens histológicas (aumento 10x) do crescimento ósseo próximo ao ápice dos mini-implantes ortodônticos. Em a) imagem de 15 dias de cicatrização; b) 21 dias; c) 30 dias e d) 60 dias

Como neste estudo foi utilizada a coloração de Azul de Stevenels com alizarina red S em campo claro, não foi possível observarmos fibras colágenas.

A histomorfometria foi a análise que utilizamos para quantificar a ósseointegração e foi realizada pelo cálculo do valor de BIC (contato osso-implante). Neste estudo o valor médio de BIC foi 41,5% para o grupo sem carga e 43,6% com carga, com variação de 17,4% até 73,35% no grupo sem carga e de 24,2% até 67% no grupo com carga. Apesar de não apresentarem diferenças estatisticamente significativas, os valores numéricos do BIC do grupo com carga foram maiores para todos os tempos do estudo, assim como nos resultados de Wu et al. (2009). Além disso, a porcentagem de BIC apresentou aumento estatisticamente significativo ao longo do tempo, confirmando dados de estudos prévios, de que a quantidade de ósseointegração é tempo dependente (Chen et al., 2010a; Wu et al., 2008; Zhang et al., 2010; Wu et al., 2009; Serra et al., 2010).

Zhang et al. (2010) encontraram BIC médio de 43,7% após 8 semanas de inserção de mini-implantes autoperfurantes com carga imediata de 100g em cães, valor semelhante ao deste estudo no mesmo intervalo de tempo, no qual o BIC foi de 49,85%. No estudo de Chen et al. (2010a) as diferenças de valores de BIC encontrados entre os mini-implantes da mandíbula com e sem carga foram estatisticamente significativos, sendo 40,63% e 27,89%, respectivamente. Chen et al. (2010a) encontraram que o BIC na maxila foi maior do que na mandíbula e dos mini-implantes com carga maior do que sem carga, sugerindo que os AP quando utilizados sem perfuração prévia na maxila e com carga apresentam maior ósseointegração.

Os valores do BIC do presente estudo são semelhantes aos de estudos prévios com mini-implantes autoperfurantes e auto-rosqueáveis, indicando que se o valor total de BIC for maior do que o menor valor de BIC que encontramos ao 0 dias, de 13,8%, o mini-implante terá estabilidade suficiente para suportar carga de 50g.

Na comparação dos valores de BIC deste estudo com a literatura prévia, utilizamos como parâmetro os dados dos estudos da mandíbula, tendo em vista o modelo animal utilizado.

A escolha do coelho como modelo experimental em estudos com implantes se justifica pela correlação fisiológica conhecida entre humanos e coelhos (Roberts, 1984). O ciclo de remodelação ósseo nos humanos é de aproximadamente 18 semanas, enquanto nos coelhos, esta é de 6 semanas (Torezan, 1998). Dessa forma, sugere que uma proporção de 1:3 seja boa para a extrapolação dos dados de estudos com coelhos para situações clínicas de humanos (Hollinger et al., 1999).

Os mini-implantes utilizados neste estudo foram inseridos na tíbia de coelhos machos, a qual, anatomicamente é constituída por uma camada espessa de osso cortical que envolve a medula óssea. A espessura da cortical óssea da tíbia dos coelhos machos com mesmo peso e idade do nosso estudo, na área adjacente aos mini-implantes é de aproximadamente $0,7 \pm 0,17$ mm (Lee et al., 2010). Esta medida é ligeiramente menor do que a presente na maxila humana de indivíduo adulto, de $0,85 \pm 0,21$ mm na região paramediana e de $1,04 \pm 0,21$ mm na região posterior (entre segundo premolar e primeiro molar permanente). Para a mandíbula humana, os valores variam de $0,93 \pm 0,14$ mm até $1,74 \pm 0,51$ mm nas regiões anterior e posterior, respectivamente (Baumgaertel; Hans, 2009). Farnsworth et al. (2011) demonstraram que a espessura média da cortical óssea maxilar em adolescentes na região posterior (entre dentes 5-6) era de $1,01 \pm 0,19$ mm e nos adultos de $1,45 \pm 0,28$ mm e para a mandíbula de $1,4 \pm 0,36$ mm e $1,91 \pm 0,35$ mm em adolescentes e adultos, respectivamente. Estes dados de estudos humanos são de mensurações feitas 4mm apical à crista alveolar, que é aproximadamente o nível da junção mucogengival.

Devido à anatomia da tíbia do coelho, ou seja, pela ausência de osso esponjoso, o modelo animal utilizado restringiu os resultados à aplicabilidade em ossos com camadas corticais mais densas e espessas, tais como a mandíbula.

A densidade óssea mineral pode ser outro fator a ser considerado, quando analisamos as diferenças entre as características humanas e do coelho. Batista (tese) encontrou valor médio de densidade óssea mineral da tíbia de coelhos machos Nova Zelândia com peso e idade semelhantes ao deste estudo de $0,264 \pm 0,027$ g/cm². Para a mandíbula humana, a densitometria óssea revelou valor médio de $0,983 \pm 0,334$ g/cm² para pacientes adultos do sexo feminino (Scheibel et al., 2009).

Dentre os possíveis testes invasivos da estabilidade dos miniparafusos está a histomorfometria. A histomorfometria é um método quantitativo para estabelecer a porcentagem de contato ósseo e a área de contato ósseo de secções de área do implante. Parâmetros típicos mensurados incluem a porcentagem de contato ósseo e a área de osso dentro das roscas (Meredith, 1998). A microscopia óptica permite uma visão qualitativa do tecido ósseo, enquanto a histomorfometria permite entender a cinética do turnover ósseo e quantificar as mudanças na estrutura óssea a nível celular. No entanto, a histomorfometria tem como limitação o fato de permitir a

visualização restrita de apenas uma “fatia” ou face de determinada amostra. Estudos atuais estão indicando a microtomografia computadorizada como um método mais eficiente para a avaliação do contato osso-implante, pois este permite uma reconstrução 3D das imagens para a visualização global do osso circundante aos mini-implantes. Além de ser um teste não invasivo, a microtomografia pode reduzir o número de animais utilizados para os experimentos pré-clínicos, e permitir uma avaliação 3D qualitativa e quantitativa mais detalhada (Zhao et al., 2011). Ikeda et al. (2011) concluíram que o uso da μ CT para a avaliação do osso próximo aos mini-implantes mostrou grande potencial, com a capacidade de detectar sutis mudanças de densidade óssea, que outros testes não poderiam. Lee N-K et al. (2010) observaram que a micro-CT pode mensurar a espessura da cortical óssea com precisão sem danificar o osso e os mini-implantes.

7 CONCLUSÕES

-A ausência de complicações no processo de cicatrização indica que os mini-implantes ortodônticos podem ser esterilizados com recursos da clínica odontológica;

-A presença de carga imediata leve (50 cN) não afetou o processo de remodelação óssea;

-A quantidade de osso formado e da espessura do osso cortical mostrou ser dependente do tempo, com aumento significativo entre os intervalos do estudo;

-A presença da liga de titânio grau V e o deslocamento do periósteo parecem ter efeito estimulante sobre o processo de cicatrização do osso cortical.

REFERÊNCIAS¹

Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park HS, Ludwig B. Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:158-9.

Antoszewska J, Raftowicz-Wojcik K, Kawala B, Matthews-Brzozowska T. Biological factors involved in implant-anchored orthodontics and in prosthetic-implant therapy: a literature review. *Arch Immunol Ther Exp*. 2010;58:379-83.

Apel S, Apel C, Morea C, Tortamano A, Dominguez GC, Conrads G. Microflora associated with successful and failed orthodontic mini-implants. *Clin Oral Impl Res*. 2009;20:1186-90.

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

Bayat E, Bauss O. Effect of smoking on the failure rates of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop*. 2010;71:117-24.

Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*. 2006;67:450-8.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.

Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:625-35.

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

¹ De acordo com Estilo Vancouver

Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:473-9.

Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, et al. Load-related bone modeling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:714-22.

Cha J-Y, Takano-Yamamoto T, Hwang C-J. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010a;25:777-783.

Cha J-Y, Kil J-K, Yoon T-M, Hwang C-J. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010b;137:73-9.

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.* 2008a;133:44-50.

Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EHH, Hung HC, Yao CCJ. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clin Oral Impl Res.* 2008b;19:1188-96.

Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:284-91.

Chen Y, Kyung HM, Gao L, Yu W-J, Bae E-J, Kim S-M. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod.* 2010a;80:821-7.

Chen Y, Lee J-W, Cho W-H, Kyung H-M. Potential of self-drilling orthodontic microimplants under immediate loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010b;137:496-502.

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;19:100-6.

Cho Y-M, Cha J-Y, Hwang C-J. The effect of rotation moment on the stability of immediate loaded orthodontic miniscrews:a pilot study. *Eur J Orthod*. 2010;32(6):614-9.

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. 2003;82(5):377-81.

Deguchi T, Yabuuchi T, Hasegawa M, Garetto LP, Roberts WE, Takano-Yamamoto T. Histomorphometric evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011 Sep;13(3):197-205. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00197.x. Epub 2009 May 12.

Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139:495-503.

Ferrazzo VA. Avaliação da resistência à tração, em diferentes períodos de cicatrização, de mini-implantes utilizados como ancoragem temporária em ortodontia: estudo em cães da raça Beagle [tese doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de São Paulo;2008.

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;71:53-67.

Goelzer JG, Avelar RL, Oliveira RB, Hubler R, Silveira RL, Machado RA. Self-Drilling and Self-Tapping Screws: An Ultrastructural study. *J Craniofacial Surgery Orthop*. 2010;71:53-67.

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implants and static load. A study in dogs (II). *J Clin Periodontol*. 2002;29(2):144-51.

Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress Field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod*. 2009;31:12-20.

Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. *J Craniomaxillofac Surg* 1998;26:163-8.

Hollinger JO, Buck DC, Bruder SP. Biology of bone healing: its impact on clinical therapy. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE, eds. *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. Chicago: Quintessence; 1999.17–54.

Hong C, Lee H, Webster R, Kwak J, Wu BM, Moon W. Stability comparison between commercially available mini-implants and a novel design. *Angle Orthod*. 2011; Jul;81(4):692-9. Epub 2011 Feb 9.

Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127:307-13.

Huja SS, Kaya B, Mo X, D'Atri AM, Fernandez SA. Effect of zoledronic acid on bone healing subsequent to mini-implant insertion. *Angle Orthod*. 2011;81:363-9.

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

Jung BA, Yildizhan F, Wehrbein H. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans – a histomorphometric investigation. *Eur J Orthod*. 2008;30:552-7.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997;31:763-7.

Kim TW, Baek SH, Kim JW, Chang YII. Effects of microgrooves on the success rate and soft tissue adaptation of orthodontic miniscrews. *Angle Orthodontist* 2008;78(6):1057-64.

Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131:S43-S51.

Lee N-K, Baek S-H. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:8.e1-8.e8.

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

Lim HJ, Eun CS, Cho JH, Lee KH, Hwang HS. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:236-42.

Lim H-J, Choi Y-J, Evans CA. Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. *Eur J Orthod*. 2011; Jan 12. [Epub ahead of print]

Liu H, Lv T, Wang N-N, Zhao F, Wang K-T, Liu D-X. Drift characteristics of miniscrews and molars for anchorage under orthodontic force: 3-dimensional computed tomography registration evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139:e83-e89.

Luzi C, Verna C, Melsen B, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic Anchorage. *Prog Orthod*. 2007;8(1):192-201.

Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod*. 2009;31:21-9.

Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*. 2011 Aug;33(4):388-95. Epub 2010 Oct 6.

Matsuoka M, Motoyoshi M, Sakaguchi M, Shinohara A, Shigeede T, Saito Y, et al. Friction heat during self-drilling of an orthodontic miniscrew. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Feb;40(2):191-4. Epub 2010 Nov 19.

Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res*. 2000;3:23-8.

Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12:144-52.

Melsen B, Verna C. A rational approach to orthodontic anchorage. *Prog Orthod*. 1999;1:10-22.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11:491-501.

Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:948-54.

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;124:373-8.

Moon C-H, Park H-K, Nam J-S, Im J-S, Baek S-H. Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:51-7.

Morais LS, Serra GC, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic Anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia* 2007;3:331-9.

Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:224-9.

Morea C. Estudo histológico da cicatrização inicial, óssea e dos tecidos moles, ao redor de mini-implantes ortodônticos [tese pós-doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de São Paulo; 2008.

Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG. Stability if immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs – a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:251-9.

Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizy N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:480-5.

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

Nação M. Avaliação da presença de periodontopatógenos na superfície de mini-implantes ortodônticos por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e da técnica de reação em cadeia da polimerase [dissertação mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de São Paulo; 2009.

Perren SM, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA, Schatzer J. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma*. 1992;2:31–48.

Petrey JS, Saaunders MM, Kluemper T, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod*. 2010;80:634-41.

Prager TM, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann PG, Hartwich RM. Remodeling along the bone-screw interface. *J Orofac Orthop*. 2008;69:337-48.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*. 1984;86:95–111.

Scheibel PC, Matheus PD, Albino CC, Ramos AL. Correlação entre a densidade óssea mandibular, femural, lombar e cervical. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial*. 2009;14(4):111-22.

Serra GC, Morais LS, Elias CN, Meyers M, Andrade LR, Muller C, Muller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:44-52.

Serra G, Morais LS, Elais CN, Meyers MA, Andrade L, Müller CA, Müller M. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: histomorphometric and fluorescence analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:80-90.

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

Torezan, JFR. Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes cilíndricos de titânio. Análise histológica e biomecânica em tíbia de coelhos [dissertação]. Piracicaba:Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 1998.

Vezeau PJ, Koobusch GF, Draughn RA, Keller JC. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54:738-46.

Viwattanatipa N, Thanakitcharu S, Uttravichien A, Pitiphat W. Survival analyses of surgical miniscrews as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:29-36.

Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2009;79(4):609-14.

Woodall N, Tadeipalli SC, Qian F, Gorsland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139:e147-e52.

Woods PW, Buschang PH, Owens SE, Rossouw PE, Opperman LA. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod*. 2009;31:232-40.

Wu X, Deng F, Wang Z, Zhao Z, Wang J. Biomechanical and histomorphometric analyses of the osseointegration of microscrews with different surgical techniques in beagle dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106:644-50.

Wu X, Bai Y, Wang B. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *Angle Orthod*. 2009;79:558-63.

Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod*. 2010;80:354-60.

Zhao L, Xu Z, Yang Z, Wei X, Tang T, Zhao Z. Orthodontic mini-implant stability in different healing times before loading: a microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;108:196-202.

Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, Li J, Tanga T. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139:628-35.

APÊNDICE A – Dados da histomorfometria deste estudo separados por tempos e grupos com e sem carga

Column1	Implante	osso	media impl	média oss	% BIC
11-0 s1 a1	8,889	0	16,967	7,740	45,619
11-0 s1 a2	24,128	19,695			
11-0 s1 b1	18,757	6,509			
11-0 s1 b2	16,094	4,757			
11-0 s2 a1	18,982	8,434	23,990	8,179	34,094
11-0 s2 a2	25,456	11,727			
11-0 s2 b1	23,571	12,555			
11-0 s2 b2	27,95	0			
11-0 s3 a1	22,627	14,184	19,799	7,504	37,902
11-0 s3 a2	10,523	0			
11-0 s3 b	26,248	8,329			
11-0 s4 a1	16,938	7,804	19,339	7,176	37,108
11-0 s4 a2	22,868	8,912			
11-0 s4 b1	18,361	1,926			
11-0 s4 b2	19,188	10,063			
11-0 s5 a1	21,499	10,330	23,894	6,565	27,477
11-0 s5 a2	24,384	6,232			
11-0 s5 b1	24,905	3,942			
11-0 s5 b2	24,788	5,757			
11-0 s6 a1	22,908	3,745	23,116	8,789	38,019
11-0 s6 a2	24,284	9,879			
11-0 s6 b	22,157	12,742			
11-0 s7 a1	22,348	14,044	20,275	11,243	55,452
11-0 s7 b1	18,004	12,342			
11-0 s7 b2	20,474	7,343			
11-0 s8 a1	16,569	7,602	20,045	6,718	33,512
11-0 s8 a2	15,786	2,364			
11-0 s8 b1	23,689	10,782			
11-0 s8 b2	24,136	6,122			
19-0 s1 a1	21,411	7,434	18,238	5,053	27,703
19-0 s1 a2	21,050	2,667			
19-0 s1 b1	4,836	0,000			
19-0 s1 b2	25,656	10,109			
19-0 s2 a1	14,845	4,723	20,527	3,719	18,116
19-0 s2 a2	21,785	3,565			
19-0 s2 b1	22,833	5,450			
19-0 s2 b2	22,645	1,137			
19-0 s3 a1	20,917	4,291	21,500	2,971	13,819
19-0 s3 a2	21,863	0,001			
19-0 s3 b1	20,606	5,989			
19-0 s3 b2	22,613	1,604			
19-0 s4 a1	15,866	6,103	21,153	5,202	24,591
19-0 s4 a2	22,910	2,910			
19-0 s4 b1	22,039	7,859			
19-0 s4 b2	23,796	3,935			
19-0 s5 a1	12,527	1,060	19,215	7,101	36,955
19-0 s5 a2	21,050	9,355			
19-0 s5 b1	20,676	14,447			
19-0 s5 b2	22,608	3,542			
19-0 s6 a1	16,079	4,165	22,214	4,338	19,528
19-0 s6 a2	24,117	3,612			
19-0 s6 b1	23,723	9,158			
19-0 s6 b2	24,936	0,417			
19-0 s7 a1	25,921	9,932	21,573	7,813	36,217
19-0 s7 b1	15,984	10,677			
19-0 s7 b2	22,813	2,830			
19-0 s8 a1	18,004	14,044	18,349	9,663	52,662
19-0 s8 b1	20,474	7,343			
19-0 s8 b2	16,569	7,602			
		media	20,637	6,861	33,673

continua

APÊNDICE A – Dados da histomorfometria deste estudo separados por tempos e grupos com e sem carga (continuação)

Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC	Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC
15-15 s1 a1	15,104	3,919	19,915	6,756	33,924	15-15 c1 a1	22,806	7,482	21,829	8,078	37,004
15-15 s1 a2	21,285	7,142				15-15 c1 a2	24,234	6,434			
15-15 s1 b2	21,067	8,811				15-15 c1 b1	17,137	11,265			
15-15 s1 b3	22,204	7,152				15-15 c1 b2	23,137	7,129			
15-15 s2 a2	23,463	7,163	20,929	5,269	25,178	15-15 c2 a1	8,947	5,598	20,182	9,647	47,798
15-15 s2 b1	13,758	5,955				15-15 c2 a2	25,352	12,804			
15-15 s2 b2	25,565	2,690				15-15 c2 b	26,247	10,538			
15-15 s3 a1	22,777	4,334	23,101	4,457	19,295	15-15 c3 a1	20,823	11,721	21,974	9,674	44,022
15-15 s3 a2	25,304	4,521				15-15 c3 a2	24,030	9,921			
15-15 s3 b1	21,877	7,702				15-15 c3 b0	20,467	1,785			
15-15 s3 b2	22,444	1,272				15-15 c3 b1	22,576	15,267			
15-15 s4 a2	21,597	7,625	22,555	7,732	34,281	15-15 c4 a1	23,800	12,841	23,015	9,491	41,238
15-15 s4 a3	22,999	8,510				15-15 c4 a2	22,905	6,305			
15-15 s4 b1	23,387	5,513				15-15 c4 b2	20,994	7,954			
15-15 s4 b2	22,235	9,280				15-15 c4 b3	24,362	10,864			
16-15 s1 a1	22,252	4,551	23,358	4,619	19,775	16-15 c1 a1	21,965	3,446	22,737	5,521	24,282
16-15 s1 a2	21,702	3,481				16-15 c1 a2	22,227	3,132			
16-15 s1 b2	24,992	5,525				16-15 c1 b1	24,018	9,985			
16-15 s1 b3	24,484	4,919									
16-15 s2 a1	23,935	14,461	24,031	8,309	34,577	16-15 c2 a2	21,789	4,843	22,143	7,169	32,378
16-15 s2 a2	23,792	3,458				16-15 c2 a3	22,144	4,563			
16-15 s2 b1	24,144	6,408				16-15 c2 b1	22,560	7,519			
16-15 s2 b2	24,251	8,909				16-15 c2 b2	22,077	11,752			
16-15 s3 a1	21,979	9,032	22,776	4,259	18,699	16-15 c3 a1	22,094	5,762	22,825	6,052	26,515
16-15 s3 a2	20,654	2,380				16-15 c3 a2	22,638	5,416			
16-15 s3 b1	22,183	3,185				16-15 c3 b1	23,666	9,267			
16-15 s3 b2	26,287	2,438				16-15 c3 b2	22,901	3,763			
16-15 s4 a1	22,985	3,851	22,501	7,415	32,956	16-15 c4 a2	20,114	5,117	21,775	6,123	28,120
16-15 s4 a2	21,900	7,473				16-15 c4 a3	24,185	5,471			
16-15 s4 b2	20,558	10,603				16-15 c4 b1	19,322	10,267			
16-15 s4 b3	24,559	7,734				16-15 c4 b3	23,477	3,637			
17-15 s1 a1	22,142	2,127	22,005	5,256	23,884	17-15 c1 a2	20,700	6,443	22,233	7,887	35,473
17-15 s1 a2	21,457	6,012				17-15 c1 a3	22,349	7,054			
17-15 s1 b2	22,141	11,029				17-15 c1 b1	24,197	9,858			
17-15 s1 b3	22,278	1,854				17-15 c1 b2	21,684	8,191			
17-15 s2 a2	21,675	3,947	22,712	6,539	28,789	17-15 c2 a1	28,585	10,029	21,338	6,812	31,926
17-15 s2 a3	22,471	6,932				17-15 c2 b1	12,576	3,112			
17-15 s2 b2	23,996	9,332				17-15 c2 b2	22,853	7,296			
17-15 s2 b3	22,705	5,943									
17-15 s3 a1	9,084	4,959	18,849	7,940	42,126	17-15 c3 a2	19,328	5,494	22,252	6,565	29,503
17-15 s3 a2	19,683	6,152				17-15 c3 a3	23,854	7,779			
17-15 s3 b2	23,212	12,277				17-15 c3 b1	20,354	7,126			
17-15 s3 b3	23,417	8,373				17-15 c3 b2	25,471	5,861			
17-15 s4 a2	21,752	10,913	22,463	8,846	39,380	17-15 c4 a2	22,584	10,605	22,808	11,585	50,793
17-15 s4 a3	22,331	7,450				17-15 c4 b1	22,244	16,240			
17-15 s4 b2	22,899	6,432				17-15 c4 b2	23,595	7,909			
17-15 s4 b3	22,869	10,588									
18-15 s1 a2	20,388	8,627	21,489	7,221	33,602	18-15 c1 a2	21,272	2,551	20,178	4,897	24,271
18-15 s1 a3	21,976	2,152				18-15 c1 b2	19,115	7,951			
18-15 s1 b2	21,083	10,824				18-15 c1 b3	20,146	4,190			
18-15 s1 b3	22,510	7,280									
18-15 s2 a1	18,483	3,948	20,238	6,161	30,443	18-15 c2 a1	25,291	7,698	26,515	9,902	37,344
18-15 s2 a2	22,128	7,063				18-15 c2 a2	27,455	3,059			
18-15 s2 b1	18,725	3,010				18-15 c2 b1	23,948	18,870			
18-15 s2 b2	21,614	10,623				18-15 c2 b2	29,366	9,980			
18-15 s3 a1	18,188	3,433	20,126	5,717	28,406	18-15 c3 a1	21,776	16,948	22,872	10,032	43,864
18-15 s3 a2	21,463	11,295				18-15 c3 b1	23,454	11,804			
18-15 s3 b1	17,869	4,596				18-15 c3 b2	23,385	1,345			
18-15 s3 b2	22,984	3,544									
18-15 s4 a2	21,270	13,706	19,942	8,984	45,049	18-15 c4 a1	20,843	12,905	21,978	8,059	36,666
18-15 s4 a3	22,125	1,990				18-15 c4 a2	21,738	5,392			
18-15 s4 b1	14,540	14,527				18-15 c4 b1	22,302	9,191			
18-15 s4 b2	21,833	5,712				18-15 c4 b2	23,029	4,746			
		média	21,687	6,592	30,648			média	22,291	7,968	35,700

APÊNDICE A – Dados da histomorfometria deste estudo separados por tempos e grupos com e sem carga (continuação)

Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC	Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC
3-21 s1 a1	18,241	10,557	20,899	8,107	38,789	3-21 c1 a1	7,248	6,421	17,178	11,176	65,059
3-21 s1 a2	19,401	11,421				3-21 c1 a2	20,794	11,152			
3-21 s1 b1	22,571	7,986				3-21 c1 b1	19,875	15,978			
3-21 s1 b3	23,382	2,462				3-21 c1 b2	20,794	11,152			
3-21 s2 a1	22,204	4,643	24,357	10,320	42,369	3-21 c2 a1	16,437	13,863	19,961	11,353	56,876
3-21 s2 a2	27,796	14,348				3-21 c2 a2	23,703	8,553			
3-21 s2 b1	25,387	6,4				3-21 c2 b1	16,929	16,111			
3-21 s2 b2	22,039	15,887				3-21 c2 b2	22,775	6,885			
3-21 s3 a1	23,585	9,177	17,610	6,955	39,491	3-21 c3 a1	14,769	10,014	21,421	7,904	36,899
3-21 s3 a2	25,732	3,486				3-21 c3 a2	25,123	3,681			
3-21 s3 b1	13,525	11,867				3-21 c3 b1	22,177	17,919			
3-21 s3 b2	7,599	3,288				3-21 c3 b2	23,616	0,00292			
3-21 s4 a1	22,99	21,743	24,732	11,740	47,470	3-21 c4 a1	21,493	15,143	22,667	11,137	49,135
3-21 s4 a2	25,514	7,133				3-21 c4 a2	22,801	4,924			
3-21 s4 b1	23,995	8,645				3-21 c4 b1	21,664	13,138			
3-21 s4 b2	26,429	9,44				3-21 c4 b2	24,708	11,344			
12-21 s1 a2	21,383	8,073	21,303	7,304	34,285	12-21 c1 a1	20,914	8,218	22,409	8,445	37,684
12-21 s1 a3	20,43	4,035				12-21 c1 a2	25,705	7,05			
12-21 s1 b2	20,266	14,62				12-21 c1 b1	20,526	12,55			
12-21 s1 b3	23,133	2,487				12-21 c1 b2	22,489	5,96			
12-21 s2 a2	25,157	10,354	24,355	9,191	37,736	12-21 c2 a1	23,223	9,732	23,3633	9,882	42,295
12-21 s2 a3	26,625	3,839				12-21 c2 a2	24,991	9,133			
12-21 s2 b1	21,923	14,479				12-21 c2 b1	22,661	12,141			
12-21 s2 b2	23,714	8,09				12-21 c2 b2	22,578	8,52			
12-21 s3 a2	20,096	14,454	22,034	9,196	41,735	12-21 c3 a1	24,764	14,1	21,753	9,189	42,245
12-21 s3 a3	19,466	2,023				12-21 c3 a2	18,148	4,576			
12-21 s3 b1	23,509	12,317				12-21 c3 b1	18,23	10,144			
12-21 s3 b2	25,065	7,99				12-21 c3 b2	25,868	7,937			
12-21 s4 a1	17,539	8,918	21,552	10,920	50,666	12-21 c4 a1	23,276	15,265	20,631	11,656	56,496
12-21 s4 a2	20,096	14,454				12-21 c4 a2	17,651	8,868			
12-21 s4 b1	23,509	12,317				12-21 c4 b1	20,76	14,757			
12-21 s4 b2	25,065	7,99				12-21 c4 b2	20,836	7,732			
13-21 s1 a1	19,807	7,508	22,907	8,667	37,834	13-21 c1 a2	20,026	8,607	22,391	10,380	46,357
13-21 s1 a2	26,211	7,133				13-21 c1 a3	26,127	7,133			
13-21 s1 b1	19,556	12,032				13-21 c1 b1	19,665	14,026			
13-21 s1 b2	26,053	7,993				13-21 c1 b3	23,747	11,754			
13-21 s2 a1	20,789	11,741	22,837	11,582	50,717	13-21 c2 a1	20,227	4,143	20,957	8,436	40,255
13-21 s2 a2	22,027	9,661				13-21 c2 a2	22,228	10,486			
13-21 s2 b1	23,141	16,705				13-21 c2 b2	19,694	12,165			
13-21 s2 b2	25,389	8,221				13-21 c2 b3	21,68	6,951			
13-21 s3 a2	20,891	12,178	22,436	10,487	46,742	13-21 c3 a1	21,267	15,306	23,048	14,631	63,482
13-21 s3 a3	22,996	4,553				13-21 c3 a3	26,421	15,282			
13-21 s3 b1	22,106	13,681				13-21 c3 b1	21,992	16,141			
13-21 s3 b2	23,749	11,535				13-21 c3 b2	22,511	11,796			
13-21 s4 a1	22,777	4,334	23,101	4,457	19,295	13-21 c4 a1	19,452	11,767	23,281	11,626	49,936
13-21 s4 a2	25,304	4,521				13-21 c4 a2	22,491	5,631			
13-21 s4 b1	21,877	7,702				13-21 c4 b1	26,007	20,624			
13-21 s4 b2	22,444	1,272				13-21 c4 b2	25,175	8,481			
14-21 s1 a2	20,981	10,444	23,490	12,355	52,597	14-21 c1 a1	8,166	2,809	18,681	6,603	35,343
14-21 s1 a3	25,793	11,117				14-21 c1 a2	22,048	7,632			
14-21 s1 b2	22,585	17,016				14-21 c1 b1	22,33	13,465			
14-21 s1 b3	24,601	10,843				14-21 c1 b2	22,181	2,504			
14-21 s2 a1	11,792	7,907	22,095	7,894	35,728	14-21 c2 a1	16,291	10,112	21,203	9,169	43,243
14-21 s2 a2	26,811	10,7				14-21 c2 a2	23,454	11,401			
14-21 s2 b1	21,891	8,715				14-21 c2 b1	20,559	8,857			
14-21 s2 b2	27,886	4,254				14-21 c2 b2	24,506	6,304			
14-21 s3 a1	22,277	8,748	21,236	7,642	35,983	14-21 c3 a1	23,352	5,738	21,925	9,218	42,043
14-21 s3 a2	19,342	9,775				14-21 c3 a2	23,956	12,241			
14-21 s3 b2	19,902	7,961				14-21 c3 b1	18,813	10,075			
14-21 s3 b3	23,424	4,082				14-21 c3 b2	21,579	8,818			
14-21 s4 a2	20,788	3,824	21,069	5,423	25,740	14-21 c4 a1	20,728	8,736	23,469	6,427	27,383
14-21 s4 a3	23,33	2,991				14-21 c4 a2	23,175	1,03			
14-21 s4 b1	16,658	6,217				14-21 c4 b1	23,961	12,493			
14-21 s4 b2	23,5	8,661				14-21 c4 b2	26,011	3,447			
	média		22,251	8,890	39,824		média		21,521	9,827	45,921

APÊNDICE A – Dados da histomorfometria deste estudo separados por tempos e grupos com e sem carga (continuação)

Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC	Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC
7-30 s1 a1	20,892	4,567	20,623	6,106	29,606	7-30 c1 a2	21,384	13,046	23,373	11,867	50,771
7-30 s1 a2	20,036	10,163				7-30 c1 a3	22,479	13,738			
7-30 s1 b1	18,742	5,969				7-30 c1 b1	23,822	13,076			
7-30 s1 b2	22,821	3,723				7-30 c1 b2	25,805	7,606			
7-30 s2 a1	24,045	14,033	23,851	10,161	42,601	7-30 c2 a2	21,389	6,127	21,900	6,372	29,093
7-30 s2 a2	25,854	5,448				7-30 c2 a3	22,283	3,786			
7-30 s2 b1	22,534	18,770				7-30 c2 b1	23,505	6,491			
7-30 s2 b2	22,971	2,392				7-30 c2 b2	20,424	9,082			
7-30 s3 a2	19,122	7,411	20,588	7,845	38,105	7-30 c3 a1	20,266	7,051	20,115	9,039	44,934
7-30 s3 a3	26,408	5,743				7-30 c3 a2	23,579	9,013			
7-30 s3 b1	14,842	7,964				7-30 c3 b1	18,585	10,890			
7-30 s3 b2	21,980	10,262				7-30 c3 b2	18,031	9,200			
7-30 s4 a1	20,239	7,487	20,272	10,578	52,179	7-30 c4 a2	21,690	16,304	21,286	9,249	43,452
7-30 s4 a2	21,232	11,227				7-30 c4 a3	22,427	7,974			
7-30 s4 b1	18,079	15,185				7-30 c4 b1	18,783	10,557			
7-30 s4 b2	21,538	8,412				7-30 c4 b2	22,244	2,162			
8-30 s1 a1	19,715	11,185	21,544	8,567	39,763	8-30 c1 a2	12,556	9,815	21,996	6,562	29,833
8-30 s1 a2	23,505	6,105				8-30 c1 a3	26,060	3,443			
8-30 s1 b1	17,807	8,361				8-30 c1 b1	22,357	9,681			
8-30 s1 b2	25,149	8,615				8-30 c1 b2	27,009	3,309			
8-30 s2 a1	17,425	12,648	21,460	8,764	40,837	8-30 c2 a2	22,903	15,264	23,691	8,677	36,624
8-30 s2 a2	22,170	4,528				8-30 c2 a3	23,049	5,041			
8-30 s2 b1	21,119	13,969				8-30 c2 b1	21,647	4,422			
8-30 s2 b2	25,125	3,909				8-30 c2 b2	27,164	9,979			
8-30 s3 a1	20,455	8,143	22,775	3,962	17,396	8-30 c3 a2	22,131	14,842	22,843	9,515	41,653
8-30 s3 a3	25,497	4,177				8-30 c3 a3	23,020	4,347			
8-30 s3 b1	22,041	0,014				8-30 c3 b2	21,662	16,872			
8-30 s3 b2	23,107	3,514				8-30 c3 b3	24,558	1,998			
8-30 s4 a1	18,670	12,779	22,324	10,200	45,691	8-30 c4 a2	20,744	13,172	23,053	8,602	37,315
8-30 s4 a2	23,568	9,483				8-30 c4 a3	26,975	4,397			
8-30 s4 b1	25,130	11,269				8-30 c4 b2	20,233	11,208			
8-30 s4 b2	21,928	7,269				8-30 c4 b3	24,258	5,631			
9-30 s1 a2	22,814	10,269	22,279	9,283	41,665	9-30 c1 a2	22,399	13,854	22,720	10,204	44,913
9-30 s1 a3	23,746	12,107				9-30 c1 a3	22,909	7,321			
9-30 s1 b2	21,162	8,561				9-30 c1 b2	20,536	8,383			
9-30 s1 b3	21,395	6,194				9-30 c1 b3	25,037	11,259			
9-30 s2 a2	12,233	7,933	18,068	13,254	73,354	9-30 c2 a2	21,203	13,538	21,612	7,073	32,727
9-30 s2 a3	21,237	17,365				9-30 c2 a3	22,240	3,256			
9-30 s2 b1	14,792	11,708				9-30 c2 b2	18,881	6,458			
9-30 s2 b2	24,009	16,008				9-30 c2 b3	24,122	5,039			
9-30 s3 a2	21,845	6,681	21,554	9,001	41,758	9-30 c3 a2	15,403	12,771	20,114	11,290	56,129
9-30 s3 a3	23,065	7,703				9-30 c3 a3	21,322	9,405			
9-30 s3 b1	20,021	7,334				9-30 c3 b2	20,882	12,650			
9-30 s3 b2	21,285	14,284				9-30 c3 b3	22,847	10,332			
9-30 s4 a2	21,881	7,468	20,593	7,531	36,570	9-30 c4 a1	14,072	4,478	17,412	10,100	58,002
9-30 s4 a3	25,164	4,056				9-30 c4 a2	19,628	14,463			
9-30 s4 b1	14,960	9,452				9-30 c4 b1	14,196	8,502			
9-30 s4 b2	20,366	9,147				9-30 c4 b2	21,753	12,955			
10-30 s1 a1	16,532	6,441	19,989	9,705	48,553	10-30 c1 a1	23,180	7,779	21,643	10,259	47,400
10-30 s1 a2	22,005	6,392				10-30 c1 a2	25,938	14,664			
10-30 s1 b1	14,278	10,084				10-30 c1 b1	17,458	4,478			
10-30 s1 b2	27,141	15,904				10-30 c1 b2	19,994	14,113			
10-30 s2 a2	21,344	12,395	21,722	11,052	50,881	10-30 c2 a1	22,716	12,653	22,818	12,940	56,710
10-30 s2 a3	20,914	6,643				10-30 c2 a2	24,231	14,057			
10-30 s2 b2	20,352	10,434				10-30 c2 b1	22,478	14,840			
10-30 s2 b3	24,277	14,737				10-30 c2 b2	21,846	10,210			
10-30 s3 a2	21,600	7,208	20,614	6,575	31,895	10-30 c3 a1	19,541	2,021	21,600	10,218	47,304
10-30 s3 a3	23,436	3,078				10-30 c3 a2	20,915	20,288			
10-30 s3 b1	16,689	5,812				10-30 c3 b1	22,639	10,564			
10-30 s3 b2	20,730	10,201				10-30 c3 b2	23,306	7,998			
10-30 s4 a1	17,998	9,069	18,493	8,268	44,711	10-30 c4 a1	20,184	10,056	22,752	7,974	35,046
10-30 s4 a2	23,024	12,963				10-30 c4 a2	22,261	6,965			
10-30 s4 b1	17,495	5,624				10-30 c4 b1	22,244	7,907			
10-30 s4 b2	15,454	5,417				10-30 c4 b2	26,317	6,966			
		média	21,047	8,803	42,223			média	21,808	9,371	43,244

APÊNDICE A – Dados da histomorfometria deste estudo separados por tempos e grupos com e sem carga (continuação)

Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC	Lamina	Implante	Osso	Média Impl.	Média Osso	% BIC
1-60 s1 a1	22,984	4,777	22,302	9,247	41,461	1-60 c1 a1	24,896	12,402	21,268	10,809	50,823
1-60 S1 A2	21,380	13,567				1-60 c1 a2	12,369	8,797			
1-60 s1 b1	23,958	9,064				1-60 c1 b1	22,839	8,466			
1-60 s1 b2	20,884	9,578				1-60 c1 b2	24,969	13,572			
1-60 s2 a1	20,873	16,354	23,152	11,680	50,449	1-60 c2 a1	20,209	13,839	21,716	11,143	51,315
1-60 s2 a2	23,798	10,218				1-60 c2 a2	23,052	9,328			
1-60 s2 b1	23,982	8,978				1-60 c2 b1	17,929	15,088			
1-60 s2 b2	23,953	11,169				1-60 c2 b2	25,672	6,318			
1-60 s3 a1	19,718	9,160	20,937	11,929	56,974	1-60 c3 a1	20,229	15,006	22,537	13,883	61,601
1-60 s3 a2	19,798	11,543				1-60 c3 a2	25,202	10,503			
1-60 s3 b1	17,868	17,071				1-60 c3 b1	21,943	17,581			
1-60 s3 b2	26,364	9,941				1-60 c3 b2	22,775	12,443			
1-60 s4 a1	20,963	6,796	21,327	9,933	46,575	1-60 c4 a1	21,594	10,253	22,189	10,631	47,912
1-60 s4 a2	20,634	9,689				1-60 c4 a2	25,855	11,618			
1-60 s4 b1	19,914	13,078				1-60 c4 b1	21,970	8,158			
1-60 s4 b2	23,798	10,170				1-60 c4 b2	19,336	12,495			
2-60 s1 a1	20,101	17,322	22,947	12,358	53,855	2-60 c1 a1	22,119	9,897	24,002	12,549	52,283
2-60 s1 a2	21,393	8,540				2-60 c1 a2	25,877	10,136			
2-60 s1 b1	21,673	11,557				2-60 c1 b1	21,358	14,850			
2-60 s1 b2	28,619	12,012				2-60 c1 b2	26,655	15,313			
2-60 s2 a1	17,107	12,094	21,734	11,875	54,639	2-60 c2 a1	16,962	8,863	17,505	11,740	67,065
2-60 s2 a2	20,486	13,034				2-60 c2 a2	11,202	7,848			
2-60 s2 b1	21,274	6,242				2-60 c2 b1	24,351	18,508			
2-60 s2 b2	28,069	16,131									
2-60 s3 a1	21,873	15,230	21,588	11,586	53,671	2-60 c3 a1	18,969	8,718	20,510	10,954	53,408
2-60 s3 a2	22,299	8,324				2-60 c3 a2	20,014	13,170			
2-60 s3 b1	22,688	11,390				2-60 c3 b1	20,155	11,084			
2-60 s3 b2	19,490	11,401				2-60 c3 b2	22,900	10,843			
2-60 s4 a1	17,189	0,012	21,172	6,289	29,707	2-60 c4 a1	14,069	6,824	17,277	7,989	46,240
2-60 s4 a2	24,429	3,709				2-60 c4 a2	23,183	9,009			
2-60 s4 b1	20,557	11,017				2-60 c4 b1	13,180	4,483			
2-60 s4 b2	22,512	10,420				2-60 c4 b2	18,675	11,639			
5-60 s1 a1	25,276	16,655	21,924	14,766	67,349	5-60 c1 a1	19,394	11,393	22,269	9,846	44,212
5-60 s1 a2	13,814	11,777				5-60 c1 a2	25,217	6,685			
5-60 s1 b1	23,760	15,797				5-60 c1 b1	22,562	11,103			
5-60 s1 b2	24,845	14,833				5-60 c1 b2	21,902	10,201			
5-60 s2 a1	18,278	7,706	20,800	8,219	39,513	5-60 c2 a1	22,478	12,521	23,456	10,020	42,718
5-60 s2 a2	20,110	10,410				5-60 c2 a2	26,124	7,014			
5-60 s2 b1	19,554	12,678				5-60 c2 b1	21,356	8,915			
5-60 s2 b2	25,256	2,080				5-60 c2 b2	23,866	11,630			
5-60 s3 a1	20,337	12,653	21,363	7,195	33,681	5-60 c3 a1	22,437	14,618	21,977	12,149	55,281
5-60 s3 a2	24,113	3,531				5-60 c3 a2	24,437	14,777			
5-60 s3 b1	16,764	5,517				5-60 c3 b1	20,222	7,268			
5-60 s3 b2	24,236	7,079				5-60 c3 b2	20,813	11,934			
5-60 s4 a1	22,231	15,544	23,308	11,965	51,333	5-60 c4 a1	21,144	8,071	23,851	10,301	43,187
5-60 s4 a2	24,484	7,235				5-60 c4 a2	25,782	9,886			
5-60 s4 b1	19,919	15,496				5-60 c4 b1	20,217	14,717			
5-60 s4 b2	26,596	9,583				5-60 c4b2	28,261	8,528			
6-60 s1 a1	19,485	6,640	20,653	8,064	39,045	6-60 c1 a1	22,260	4,499	21,349	11,169	52,319
6-60 s1 a2	16,465	7,699				6-60 c1 a2	22,418	15,100			
6-60 s1 b1	21,311	7,300				6-60 c1 b1	18,527	5,809			
6-60 s1 b2	25,351	10,617				6-60 c1 b2	22,189	19,269			
6-60 s2 a1	19,720	10,073	19,435	7,320	37,664	6-60 c2 a1	20,627	13,285	21,638	10,337	47,771
6-60 s2 a2	15,335	1,911				6-60 c2 a2	23,969	8,455			
6-60 s2 b1	20,594	6,597				6-60 c2 b1	20,810	7,190			
6-60 s2 b2	22,091	10,699				6-60 c2 b2	21,145	12,416			
6-60 s3 a1	20,096	12,290	22,468	8,155	36,296	6-60 c3 a1	15,941	7,673	19,963	8,353	41,843
6-60 s3 a2	24,942	4,191				6-60 c3 a2	19,565	8,746			
6-60 s3 b1	22,882	8,460				6-60 c3 b1	24,662	6,790			
6-60 s3 b2	21,952	7,679				6-60 c3 b2	19,683	10,203			
6-60 s4 a1	23,921	17,771	22,267	14,601	65,575	6-60 c4 a2	21,144	15,898	21,128	8,356	39,549
6-60 s4 a2	24,701	15,458				6-60 c4 a3	23,163	3,283			
6-60 s4 b1	19,817	13,946				6-60 c4 b1	17,944	6,925			
6-60 s4 b2	20,627	11,230				6-60 c4 b2	22,259	7,317			
		média	21,711	10,324	47,362			média	21,415	10,639	49,845

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS**

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Av. Prof. Lineu Prestes, 2415 - CEP. 05508-000 São Paulo, SP - Brasil
Telefone : (55) (011) 3091.7733 - e-mail: cep@icb.usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o protocolo registrado sob nº **059** nas fls. **87** do livro **02** para uso de animais em experimentação, sob a responsabilidade do Prof(a) Dr(a) Gladys Cristina Dominguez Morea, Coordenador(a) da Linha de pesquisa **Monitoramento histológico e histomorfométrico da cicatrização óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos auto-perfurantes, submetidos ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos** do qual participou(aram) o(s) **Priscilla Campanatti Chibebe Catharino, Lenin Arturo Villamizar Martínez e os pesquisadores Camillo Morea, Décio dos Santos Pinto Junior, Luis Antonio Pugliesi A. de Lima, Marco Antonio Gioso**, está de acordo com os Princípios Éticos de Experimentação Animal adotado pela Sociedade Brasileira de Ciência de Animais de Laboratório (SBCAL) e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)** em **07.06.2010**, com validade de 1 anos.

São Paulo, 07 de junho de 2010.

Prof. Dr. WOTHAN TAVARES DE LIMA
Coordenador
CEEA - ICB/USP

Profa. Dra. PATRÍCIA GAMA
Secretária
CEEA - ICB/USP

ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

*Comissão de Ética no uso de animais***CERTIFICADO**

Certificamos que o Projeto intitulado "Monitoramento histológico e histomorfométrico da cicatrização óssea ao redor de mini-parafusos ortodônticos auto-perfurantes, submetidos ou não à aplicação de carga imediata, em tíbias de coelhos", protocolado sob o nº 2016/2010, utilizando 18 (dezoito) coelhos brancos, sob a responsabilidade da Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 29/09/2010.

We certify that the Research "Histologic and histomorphometric monitoring of bone healing process around self-drilling orthodontic miniscrews, subjected or not to immediate loading, in rabbit tibiae ", protocol number 2016/2010, utilizing 18 (eighteen) rabbits, under the responsibility Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 09/29/2010.

São Paulo, 30 de setembro de 2010

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, nº87
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
São Paulo/SP – Brasil
05508-270

Fax: +55 11 3032-2224 / 3091-7757
fone: + 55 11 3091-7671/7676
E-mail: fmvz@usp.br
<http://www.fmvz.usp.br>