

Leandro Teixeira de Souza

**ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES SUBMETIDOS À FORÇA
ORTODÔNTICA IMEDIATA: ESTUDO EM CÃES**

Curitiba

2006

Leandro Teixeira de Souza

ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES SUBMETIDOS À FORÇA ORTODÔNTICA IMEDIATA: ESTUDO EM CÃES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Orlando Tanaka

Curitiba

2006

S729e
2006 Souza, Leandro Teixeira de
Estabilidade de mini-implantes submetidos à força ortodôntica imediata :
estudo em cães / Leandro Teixeira de Souza ; orientador, Orlando Tanaka.
– 2006.
viii, 67 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2006
Inclui bibliografia

1. Ortodontia. 2. Implantações dentárias. I. Tanaka, Orlando. II. Pontifícia
Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. III. Título.

CDD 21. ed. – 617.643

À DEUS “Que plantou em mim um sonho que hoje se materializa, que esteve comigo em toda caminhada, me dando força quando em mim já não havia, e quando chorava em silêncio imaginando estar só, Ele enxugou as lágrimas do meu rosto. Àquele que me compreende muito mais do que posso entender, ao criador da vida e da ciência, minha eterna gratidão pelas conquistas já alcançadas e minha prece para que continue a iluminar meu caminho.”

À minha mãe Carmen e ao meu pai Carlos, pelo exemplo de vida, incentivo, amor, apoio e compreensão em todos os momentos. Por sempre acreditarem no meu potencial. Este momento só existe porque ao meu lado sempre estiveram vocês. “Existem dois legados duradouros que podemos transmitir ao filhos: um deles, raízes, o outro, asas.” Agradeço por serem os mestres maiores, cada um da sua maneira. Me deram raízes, pois sempre soube para onde voltar, e asas, pra chegar até aqui.....

AMO VOCÊS!

Ao meu irmão Rafael, pelos momentos felizes, carinho, admiração, companheirismo e amizade... “E é tão bonito quando a gente entende que a gente é tanta gente onde quer que a gente vá. E é tão bonito quando a gente sente que nunca está sozinho por mais que se pense estar...” (*Gonzaguinha*) Mesmo a distância sendo grande, sinto sempre a sua presença... TE AMO RAFINHA!

DEDICO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Orlando Tanaka, meu respeito e admiração. Pela confiança em mim depositada. Pelo incentivo e apoio em realizar esta pesquisa. Pela paciência e conhecimento que contribuíram para a minha formação profissional. Admiro-o pela competência e organização como professor e coordenador na Área de Concentração de Ortodontia. Por sempre me estimular na busca do conhecimento. Por estes dois anos de convívio e amizade. Muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela bolsa parcial e oportunidade da realização do mestrado.

Ao reitor da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Prof. Dr. Clemente Ivo Juliatto e ao diretor do curso de Odontologia, Prof. Monir Tacla.

Ao diretor do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Prof. Dr. Sérgio Vieira, pela determinação e empenho neste programa, além da amizade a mim dedicada.

Ao Prof. Dr. Hiroshi Maruo, pelos ensinamentos e amizade. Sempre nos mostrando um ponto de vista diferente e ampliando os meus conhecimentos de Ortodontia.

Ao Prof. José Henrique Gonzaga de Oliveira, pela atenção dedicada na clínica e por contribuir com suas grandiosas idéias no projeto de minha pesquisa. Grande companheiro de churrascos e futuro companheiro de viagens. Admiro-o como pessoa e profissional.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho, pela amizade, ensinamentos e companheirismo. Jamais esquecerei das divertidas aulas de typodont na sexta-feira, sempre fartas de guloseimas. Espero poder gozar de mais momentos alegres comemorando os títulos do nosso rubro-negro.

Em especial à Prof^a. Dra. Elisa Souza Camargo, pela amizade, dedicação e ensinamentos. Um exemplo de caráter e mãe. Sempre muito organizada, admiro-a como mestre, pessoa e profissional.

Ao Prof. Dr. Sérgio Aparecido Ignácio, pela amizade e competência na análise estatística e interpretação dos resultados desta pesquisa.

A todos os professores das áreas conexas, pelos ensinamentos transmitidos durante o curso.

Aos mestres da Universidade Federal de Santa Maria, grandes exemplos a serem seguidos, pelo despertar do amor ao ensino e à pesquisa: Milton Meri Benitez Farret, Estela Maris Jurach, Renésio Armino Grhess, Vilmar Ferrazzo, Walter Blaya Perez, Carlos Alberto Basaglia Escobar, Marta Dutra Machado Oliveira e Cláudia Pagliarin. *"Ensinar é um exercício de imortalidade. De alguma forma continuamos a viver naqueles cujos olhos aprenderam a ver o mundo pela magia da nossa palavra. O professor assim não morre jamais". (Rubem Alves)*

Aos Professores Milton Meri Benitez Farret e Renésio Armino Grhess, pelo incentivo e por acreditarem no meu potencial enviando a carta de recomendação para a fase de seleção deste Curso.

À minha namorada Juliana, agradeço por sua presença na minha vida. Pelo amor, companheirismo, atenção, carinho e afeto. Juzinha, você é mais que uma admirável namorada, quero te ter por toda minha vida.

Aos meus amigos do curso, com os quais pude desfrutar de dois anos maravilhosos e inesquecíveis. Uma turma incomparável.

À amiga Ariana Pulido Guerrero, no início do curso sempre muito quieta, logo foi se enturmando e se mostrando uma pessoa muito divertida. Pode esperar minha visita em Mérida - Venezuela.

À amiga Betina do Rosário Pereira, admirável pessoa e profissional. Grande companheira de trabalhos, festas e viagens, foram momentos inesquecíveis. Sempre alegre, sorridente e disposta a nos ajudar. Be, admiro a sua inteligência e grande habilidade, quero ter pra sempre sua amizade.

À amiga Camila Del Moro, pelo exemplo de sensibilidade e amizade com os colegas de turma. Continue sendo essa pessoa sincera e querida.

Ao amigo Ivan Toshio Maruo, grande companheiro de trabalho, academia, festas e viagens. Sempre disposto a nos ajudar, admiro muito a sua dedicação e persistência em tudo que faz. Diversos foram os momentos de alegria e conversas intermináveis. Samurinha, te admiro como pessoa, será sempre um grande amigo.

À amiga Karine Kimak Salmória Stevão, minha grande companheira durante toda a parte experimental da pesquisa. Sabemos o quanto lutamos e batalhamos pelos nossos trabalhos, sem a sua companhia e ajuda não teria conseguido. Só não pode esquecer dos amigos agora que já é quase “doutora”.

Ao amigo Roger Thronicke Rodrigues, a alegria da turma, sempre bem humorado, inúmeros foram os momentos de risadas. Te tenho como um irmão, um grande amigo e exemplo de profissional. Magrinho, essa amizade é pra sempre, saiba que sempre estarei pronto para ajudar no que precisar.

À amiga Thaís Gelatti Bortoly, a mais desligada e desastrada. Sempre teve que me aturar bagunçando a sua mesa. Muito aprendi assistindo os seus seminários, você sempre soube montar muito bem uma aula. Maninha, admiro muito a sua capacidade de expressão, inteligência e habilidade. Te adoro...

À secretária Neide Reis Borges, pela dedicação e carinho. Neidão, nunca esquecerei de suas gargalhadas, sentirei muita saudade...

Às estagiárias Lucinéia Furtado, Maria Cláudia Guimarães Lopes e Aline Cristine Machado Wiens, pela dedicação e atenção na realização dos seus ofícios. Neidão, como

À funcionária Silvana Casagrande Gabardo, pela atenção dispensada na clínica.

Aos colegas das turmas de mestrado das Áreas de Concentração de Dentística, Estomatologia e Saúde Coletiva, pela amizade e convívio nestes dois anos.

À família Marquezan, pelo apoio, carinho e amizade dedicados a mim. O vosso incentivo foi fundamental para que eu ingressasse no Curso.

Aos amigos e familiares, pelo apoio e amizade, sempre me ajudando a crescer como pessoa e como profissional. Obrigado por tudo e desculpem a ausência...

À todos que de alguma forma contribuíram para a realização desta pesquisa.

MUITO OBRIGADO!

SUMÁRIO

SUMÁRIO-----	1
1- ARTIGO EM PORTUGUÊS-----	2
PÁGINA TÍTULO-----	3
RESUMO-----	4
INTRODUÇÃO-----	5
MATERIAL E MÉTODOS-----	6
RESULTADOS-----	9
DISCUSSÃO-----	11
CONCLUSÕES-----	16
REFERÊNCIAS-----	17
TABELAS-----	21
FIGURAS-----	22
2- ARTIGO EM INGLÊS-----	24
TITLE PAGE-----	25
ABSTRACT-----	26
INTRODUCTION-----	27
MATERIAL AND METHODS-----	28
RESULTS-----	31
DISCUSSION-----	32
CONCLUSIONS-----	37
REFERENCES-----	38
TABLE-----	42
FIGURES-----	43
3- ANEXOS-----	45
ANEXO 1- Material e Métodos-----	45
ANEXO 2- Tabelas e Gráficos-----	57
ANEXO 3- Carta do Comitê de Ética em Pesquisa com Animais-----	64
ANEXO 4- Normas da revista AJO-DO para publicação-----	65

1- ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA TÍTULO

ESTABILIDADE DE MINI-IMPLANTES SUBMETIDOS À FORÇA ORTODÔNTICA IMEDIATA: ESTUDO EM CÃES

Leandro Teixeira de Souza, DDS
Aluno do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Área de Concentração em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Orlando Tanaka, DDS, MSD, PhD
Doutor em Odontologia - Ortodontia - FO-UFRJ
Professor Titular do Curso de Odontologia, Mestrado e especialização em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Autor para correspondência
Prof. Dr. Orlando Tanaka
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração em Ortodontia
R. Imaculada Conceição, 1155
Fone: 55 41 3271-1637/ Fax: 55 41 3271-1405
80215-901 – CURITIBA-PR
E-mail: tanaka.o@pucpr.br

RESUMO

Introdução: Apesar do crescente uso de mini-implantes como meio de ancoragem ortodôntica, ainda não é claro se eles se mantêm imóveis sob aplicação de força ortodôntica imediata. O objetivo deste estudo foi avaliar a estabilidade de mini-implantes submetidos à força ortodôntica imediata. **Métodos:** Quarenta mini-implantes com 1,6mm de diâmetro e 6,0mm de comprimento (Ti, 6Al, 4V), divididos em 20 pares, foram inseridos na região posterior da mandíbula de 10 cães. Imediatamente após a inserção, uma força de 100cN foi aplicada utilizando-se uma mola fechada super-elástica de níquel-titânio unindo cada par de mini-implantes. Tomadas radiográficas oclusais foram obtidas em: (T0) imediatamente; (T30) 30 dias e (T60) 60 dias após aplicação da força. Em T0, T30 e T60, foi traçado o longo eixo de cada mini-implante e medida a inclinação axial, tendo como referência o seu longo eixo e um fio ortodôntico previamente fixado na película radiográfica. Uma vez por semana, a mobilidade clínica foi avaliada (0: sem mobilidade, 1: com mobilidade). **Resultados:** Diferença significativa foi encontrada entre a inclinação dos mini-implantes em T0 e T60 ($p < 0,01$), tendo ocorrido maior variação da inclinação dos mini-implantes com mobilidade ($3,13 \pm 6,02^\circ$) do que daqueles sem mobilidade ($0,70 \pm 0,51^\circ$). **Conclusões:** Os mini-implantes, quando submetidos à força ortodôntica imediata se movimentam inclinando no mesmo sentido da força aplicada. É maior a variação de inclinação dos mini-implantes com mobilidade do que daqueles sem mobilidade.

INTRODUÇÃO

Implantes osseointegráveis foram estudados e utilizados como meio de ancoragem ortodôntica em diversas situações clínicas,¹⁻⁷ estes são capazes de osseointegrar e promover uma ancoragem estável, permanecendo imóveis sob aplicação de força ortodôntica.^{3,5-7} No entanto, o grande tamanho,⁸⁻¹⁵ longo período de espera para aplicação da força,¹³⁻¹⁷ complexa técnica de inserção,^{8,13} dificuldade de remoção^{13,14,16} e alto custo,^{11,13,15,16} limitam sua aplicação clínica. Com a apresentação dos mini-implantes (MI) para ancoragem por Kanomi,⁹ alguns destes problemas foram superados pois: são menores, permitindo fixação em diversos locais;^{9-11,13,14,16,18-20} a inserção e a remoção são menos traumáticas, causando pouco ou nenhum desconforto ao paciente;^{8,9,11,13,14,18-20} o período de espera para aplicação de força é curto ou nenhum^{9,10,12,14,18,19} e o custo é baixo.^{11,13,19}

Apesar de todas estas vantagens, os MI possuem índice de sucesso menor que os implantes osseointegráveis,¹⁷ e há poucos relatos na literatura sobre a sua estabilidade quando força ortodôntica é aplicada. Ohmae et al⁸ e Büchter et al¹⁸ concluíram que a estabilidade dos MI pode ser mantida quando submetidos à força ortodôntica, enquanto, Liou et al¹² relataram a perda de estabilidade e conseqüente movimentação intra-óssea de MI submetidos à força ortodôntica após 2 semanas de cicatrização óssea. Devido às controvérsias identificadas na literatura, o objetivo do presente estudo foi avaliar a estabilidade de mini-implantes utilizados para ancoragem ortodôntica quando submetidos à força ortodôntica imediata.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados dez cães machos, adultos jovens, sem raça definida, pesando entre 14,5kg e 18,2kg. Todos os animais foram vermifugados e vacinados. Para evitar o traumatismo da ração durante a mastigação, sobre os mini-implantes (MI), esta foi amolecida com leite. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Animais da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR).

Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados em condições estéreis, no laboratório de cirurgia experimental da PUCPR. Antes de qualquer procedimento, os cães receberam sedação pré-anestésica intramuscular de ketamina (2mg/Kg) e xilazina (1mg/Kg) e, foi realizada administração endovenosa de tiopental sódico (2,5mg/Kg) para manutenção da sedação. No pós operatório foi realizada antibioticoterapia com dose única (intramuscular) de 2ml de Tribissen® e, para controle da dor, aplicação sub-cutânea de Banamini® (1,1mg/Kg). Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob a supervisão de um médico veterinário. Antes do início do experimento a higiene da cavidade bucal foi realizada com escova dental e solução de clorexidina a 0,2%. Durante a fase experimental, a higiene da cavidade bucal e limpeza dos MI foram realizadas a cada quatro dias com escova dental apropriada e solução de clorexidina a 0,2%.^{6,12,16}

Um total de quarenta MI de titânio grau 5 (Ti, 6Al, 4V) fabricados pela NEODENT® (Curitiba, Brasil) com 1,6mm de diâmetro e 0,6mm de comprimento (Fig 1) foram divididos em 20 pares e inseridos na superfície vestibular da região posterior da mandíbula, um par no lado direito e um no esquerdo de cada cão (Fig 2).

Para inserção dos MI, foi utilizada perfuração transmucosa¹⁶ (®1,3mm) perpendicular à superfície óssea (600rpm) e a uma profundidade de 7mm, com refrigeração constante com soro fisiológico.^{7,22,23} Os MI foram inseridos na loja óssea por meio de rosqueamento passivo com o auxílio de uma chave manual, até que apenas uma rosca do MI ficasse à mostra. Em seguida, com auxílio do torquímetro digital manual²⁴ TQ-680 (IMPAC®, São Paulo, Brasil), o rosqueamento final foi realizado até que o colar cervical pressionasse levemente a mucosa alveolar, momento em que se registrou o torque máximo de inserção.

Imediatamente após a inserção, em cada par de MI foi amarrada uma mola fechada super-elástica de níquel titânio^{5,18} (GAC®, Tóquio, Japão), que possui como característica a manutenção de força constante a 100cN. A verificação da força foi realizada utilizando um tensiômetro (Dentaurum®, Ispringen, Germany) com precisão de 5cN.

Com o objetivo de medir a inclinação axial de cada mini-implante, foram realizadas tomadas radiográficas oclusais em: T0- imediatamente; T30- 30 dias e T60- 60 dias após a aplicação da força. Para padronizar a posição das películas radiográficas, utilizou-se um posicionador previamente confeccionado para cada lado (direito e esquerdo) da mandíbula de cada cão. Em cada película, foi fixado um segmento de fio ortodôntico retangular (0.021" x 0.025") paralelo e a 10mm de distância da margem inferior. Após a revelação, este fio serviu como guia para a medição dos ângulos internos de cada MI, formados pela interseção da linha que representava o longo eixo do MI com a linha que representava o fio ortodôntico (Fig 4). Para quantificar a variação da inclinação axial de cada mini-implante foi subtraído o valor da inclinação axial do MI em T0 do valor da inclinação axial do MI em T60.

A avaliação da mobilidade clínica dos MI foi realizada a cada semana. Sendo considerado: 0, quando o MI não apresentou mobilidade clínica e 1 quando o MI apresentou mobilidade clínica.

Todas as radiografias foram digitalizadas utilizando uma câmera fotográfica D70 (Nikon®, Tóquio, Japão) com 6.1 Megapixel fixada a uma distância padronizada. Após a digitalização, no programa Corel Draw 11.0, foram marcados dois pontos em cada MI: um no centro do colar cervical e um no centro da rosca ativa, com o objetivo de traçar o longo eixo de cada MI. Também foram marcados dois pontos no fio ortodôntico, próximos das extremidades mesial e distal. Estes pontos serviram para a delimitação de seis pontos de referência no programa Radiocef 2000®, o qual foi utilizado para traçar o longo eixo dos MI, do fio ortodôntico e realizar a medição da inclinação axial dos MI (Fig 4).

Ao final do experimento (após 60 dias), as molas foram retiradas e o torque máximo de remoção foi registrado, utilizando-se o mesmo torquímetro²⁴ da medição do torque máximo de inserção. A eutanásia dos cães foi executada por meio de aplicação intramuscular de ketamina (2mg/Kg) e xilazina (1mg/Kg) para pré-anestesia e, em seguida, aplicação endovenosa de tiopental sódico (12,5mg/Kg) e de cloreto de potássio a 18,1% (1ml/Kg).

Após a morte dos animais, as mandíbulas foram seccionadas de forma a se obter blocos ósseos com os locais de inserção dos pares de MI. Para a medição da cortical óssea no local da inserção de cada MI e verificação da ancoragem monocortical, esses blocos ósseos foram seccionados na cortadeira metalográfica de precisão Minitrom (Struers®, Frankfurt, Alemanha) com um disco diamantado rotatório, irrigado constantemente por água, passando pelo centro e no longo eixo do local de inserção dos MI. A medição foi realizada utilizando-se um paquímetro digital

(Mitutoyo[®], Mitutoyo, Japão), com o auxílio de uma lupa binocular estereoscópica com aumento de 25 vezes.

A espessura das corticais ósseas inicial e final foi obtida considerando-se a média da medida realizada em dois locais em T0 e T60 respectivamente (Fig 5).

A partir dos dados obtidos, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para analisar os pressupostos de normalidade, o teste de Levene para analisar os pressupostos de homogeneidade de variância, o teste t de Student para amostras emparelhadas para analisar as variáveis que apresentaram distribuição normal, e o coeficiente de correlação linear de Pearson para analisar a correlação entre as variáveis que apresentaram distribuição normal. Quando uma das variáveis não apresentou normalidade, foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman para amostras emparelhadas. Para a comparação entre os três tempos de medição dos ângulos internos dos MI, foi utilizada a ANOVA com medidas repetidas e o teste de comparações múltiplas de Tukey HSD. A diferença estatística foi considerada significativa quando $p < 0,01$.

RESULTADOS

Durante os 60 dias de experimento, os dez cães se mantiveram saudáveis e não apresentaram nenhuma alteração comportamental.

Todos os mini-implantes (MI) apresentaram estabilidade primária, nenhuma mola foi perdida e, em todos MI foi obtida ancoragem monocortical. O índice de sucesso foi de 72,5%, com um total de 11 MI perdidos (4 perdidos no 26º dia, 2 no 30º dia, 4 no 45º dia e 1 o 54º dia). Cinco MI não foram inseridos nos testes

estatísticos devido à perda de seus pares. Oito mini-implantes apresentaram pequena mobilidade clínica, porém continuaram servindo como ancoragem até o fim do experimento. A estatística descritiva de todas as variáveis estão expostas na tabela I.

A espessura da cortical mesial, quando comparada à espessura da cortical distal, não apresentou diferença significativa ($p=0,82$), o que padroniza a espessura da cortical óssea inicial no local de inserção de todos os mini-implantes.

Ao comparar a inclinação de todos os MI nos três tempos (T0, T30, T60), foi encontrada diferença significativa entre T0 e T60 ($p<0,01$). Em T30, não se encontrou diferença significativa quando comparado com T0 e T60 separadamente ($p>0,05$). Quando comparada apenas a inclinação axial dos MI que não apresentaram mobilidade nos três tempos, também foi encontrada diferença significativa entre T0 e T60 ($p<0,01$). Em T30, não se encontrou diferença significativa quando comparado com T0 ($p>0,05$), porém, apresentou diferença significativa quando comparado com T60 ($p<0,01$). Estes resultados demonstram a movimentação intra-óssea dos MI, sendo maior a média da variação da inclinação dos MI com mobilidade ($3,13\pm6,02^\circ$) do que daqueles sem mobilidade ($0,70\pm0,51^\circ$) (Fig 6). O torque médio de inserção dos MI foi de $26,02\pm0,58\text{Ncm}$ e o torque médio de remoção foi de $-6,47\pm2,51\text{Ncm}$.

Os testes de correlação mostraram que existe correlação negativa significativa ($p<0,01$) entre o torque de remoção e a mobilidade ($r= -0,6$), sendo que os MI que apresentaram mobilidade clínica tiveram um torque de remoção reduzido; e correlação positiva significativa ($p<0,01$) entre a inclinação dos MI e a mobilidade ($r= 0,8$), sendo que os MI que apresentaram mobilidade clínica tiveram uma maior inclinação. Nestes testes, também foi identificado não existir correlação significativa

($p > 0,05$) entre a espessura da cortical óssea final e a mobilidade ($r = 0,1$), tendo mostrado que a presença ou não de mobilidade clínica independe da espessura da cortical óssea final; e entre a espessura da cortical óssea final e o torque de remoção ($r = 0,01$), tendo mostrado que o torque de remoção não está relacionado com a espessura da cortical óssea final. Não foram encontrados na literatura trabalhos com mini-implantes que tenham realizados estes testes de correlação comparando as variáveis acima descritas. Desta forma, estes resultados não foram discutidos.

DISCUSSÃO

A utilização dos mini-implantes (MI) como ancoragem tem aumentado significativamente na ortodontia contemporânea. Como consequência, novas tecnologias são desenvolvidas e novos sistemas para ancoragem ortodôntica com MI de diferentes design, dimensões e ligas metálicas são apresentados freqüentemente. Em contrapartida, a falta de padronização das metodologias aplicadas nos estudos desta grande quantidade de sistemas dificulta a comparação entre pesquisas e a decisão clínica sobre qual sistema utilizar.

O termo estabilidade é utilizado na literatura quando se refere à movimentação intra-óssea dos MI. Apresentam estabilidade aqueles MI que se mantêm imóveis sob aplicação ou não de forças ortodônticas,^{8,12,18} ou seja, contínuas e geralmente entre 20 e 300cN.²⁵

O presente estudo demonstrou que os MI podem ser utilizados como ancoragem quando aplicada uma força ortodôntica imediata de 100cN. Entretanto,

observou-se diferença significativa entre a inclinação dos MI com e sem mobilidade em T0 e T60 ($p < 0,01$), tendo os MI com mobilidade apresentado maior variação da inclinação do que os MI que não apresentaram mobilidade (Fig 6). Estes resultados concordam com os de Liou et al,¹² que revelaram a não estabilidade dos MI sob aplicação de força imediata, inclinando no mesmo sentido da força aplicada.

A primeira indicação do uso de MI como ancoragem na ortodontia ocorreu em 1997⁹ e, no entanto, poucos estudos avaliaram o tempo ideal de cicatrização óssea para aplicação de força ortodôntica,¹⁰ assim como sua implicação na estabilidade dos MI.^{8,12,18} Ao comparar diferentes períodos de cicatrização para aplicação de força (3, 6 e 12 semanas), Deguchi et al¹⁰ concluíram que 3 semanas em cães, o que corresponde de 4 a 5 semanas nos humanos,²⁶ é o tempo ideal de cicatrização óssea para aplicar força ortodôntica e sugeriram a realização de novos estudos com o objetivo de avaliar a aplicação de força imediata. Ohmae et al⁸ não encontraram movimentação intra-óssea dos MI sob aplicação de força ortodôntica após um período de cicatrização de 6 semanas, o que corresponde a aproximadamente 9 semanas nos humanos²⁶ porém, os MI utilizados possuíam em sua composição 99,5% de titânio, o que aumenta a capacidade de osseointegração. No presente estudo, entretanto, a força foi aplicada imediatamente após a inserção e os MI possuíam 90% de titânio, porcentagem mais comumente encontrada em MI e com menor capacidade de osseointegração. Büchter et al¹⁸ ao aplicar força imediata em MI inseridos na mandíbula de mini-porcos, também não encontraram movimentação intra-óssea, porém, utilizaram MI com 12mm de comprimento. Entretanto, no presente estudo, foram utilizados MI com apenas 6mm de comprimento, representando menor área de contato ósseo com a superfície do MI, o que representa menor área passível de osseointegração.

Sugere-se duas possíveis causas para a movimentação intra-óssea dos MI encontrada no presente estudo: formação de tecido fibroso na interface osso/mini-implante^{2,14,27} e processo de remodelamento ósseo ativo ao redor do MI. Foi comprovado histologicamente que, em alguns casos, um tecido fibroso é formado na interface osso/implante quando implantes osseointegráveis são submetidos à força ortodôntica precocemente (2 semanas)² e, este tecido é susceptível à inflamação, o que se torna uma desvantagem a longo prazo.²⁸ Kim et al¹⁴ e Büchter et al²⁷ relataram a formação de tecido fibroso na interface osso/mini-implante de alguns MI submetidos à força ortodôntica, podendo também estar a formação deste tecido relacionada ao superaquecimento do osso durante a perfuração.²⁸ Para minimizar este efeito indesejado, no presente estudo, as perfurações foram realizadas com 600rpm, sob irrigação constante de soro fisiológico.^{12,22,23} Supõe-se que o encapsulamento fibroso seja uma possível causa da inclinação dos MI que apresentaram mobilidade clínica, visto que o tecido fibroso pode não apresentar a mesma rigidez do tecido ósseo e clinicamente representar a mobilidade do MI.

Nos MI que não apresentaram mobilidade clínica, supõe-se que a movimentação intra-óssea ocorra em decorrência do processo de remodelamento ósseo ativo do osso marginal ao redor dos MI submetidos à força ortodôntica.^{8,14} O estresse gerado pela força ortodôntica se concentra justamente no osso marginal ao redor do MI,^{15,30,31} com isso, a quantidade de calcificação deste osso ao redor do MI sob aplicação de força ortodôntica é muito menor do que naqueles MI sem aplicação de força.⁸ Nos casos em que os MI apresentaram mobilidade clínica, este processo de remodelamento ósseo ativo pode estar ocorrendo concomitantemente com o encapsulamento fibroso. A avaliação histológica local não foi o objetivo do presente estudo, por isso, não se pode afirmar a causa da movimentação intra-óssea dos MI.

Diferente dos implantes osseointegráveis, alguns MI apresentam mobilidade clínica sob aplicação de força ortodôntica.^{14,19-21} No presente estudo, em concordância com alguns autores, os MI que apresentaram mobilidade clínica continuaram como ancoragem até o fim do experimento.^{14,19-21} Mesmo apresentando pequena mobilidade, os MI podem ser mantidos como ancoragem quando é aplicada uma força menor que 200cN. Esta mobilidade é aceitável e não representa a perda do MI.¹⁹ No entanto, no presente estudo, observou-se que a inclinação média dos MI com mobilidade é de $3,13 \pm 6,02^\circ$ e, sua manutenção clínica poderá afetar a integridade das raízes dos dentes vizinhos ao local de inserção. Por isso, cuidados como a realização de radiografias periódicas devem ser tomados.

Os MI apresentam um índice de sucesso menor quando comparados aos implantes osseointegráveis¹⁷, sendo a peri-implantite um dos principais fatores que o afetam.^{19,20,32} No presente estudo, o índice de sucesso foi de 72,5%, um total de onze MI foram perdidos, três por causa desconhecida e oito provavelmente por apresentarem sinais clínicos de peri-implantite, que ocorreu mesmo com a limpeza dos MI sendo realizada a cada quatro dias com escova dental e solução de clorexidina a 0,2%, método considerado eficiente na prevenção da peri-implantite.^{6,12,16} A peri-implantite não está relacionada somente à higiene dos MI, mas também à mucosa alveolar não queratinizada.^{11,15,19,20} Os cães têm uma pequena quantidade de gengiva inserida queratinizada. Por este motivo, os MI obrigatoriamente foram inseridos na mucosa alveolar não queratinizada, o que provavelmente está associado à peri-implantite encontrada. Ericsson et al³³ em um estudo em cães, observaram a gengiva peri-implantar edemaciada, vermelha e com sangramento à sondagem após 3 meses de experimento, corroborando com os resultados do presente estudo.

Um importante fator a ser considerado para aplicação de força imediata é a estabilidade primária do MI,³⁴⁻³⁶ que foi avaliada mensurando-se o torque de inserção e que pode variar de acordo com o design e o diâmetro do MI, e também com a quantidade e a qualidade óssea.³⁴⁻³⁶ O torque de inserção médio obtido no presente estudo foi de $26,02 \pm 0,58$ Ncm, maior que o encontrado por Motoyoshi et al³⁵, que encontrou torque de inserção entre 7,2 e 13,4 Ncm em MI inseridos na maxila e mandíbula de humanos entre 13,3 e 42,8 anos de idade. A diferença entre o torque de inserção médio encontrado no presente estudo quando comparado com os resultados de Motoyoshi et al,³⁵ pode estar relacionada à quantidade e qualidade óssea, visto que os MI utilizados em ambos os estudos possuem diâmetros iguais a 1,6mm. Entretanto, os cães utilizados no presente estudo eram todos adultos jovens, sendo a média de espessura da cortical óssea encontrada de $2,58 \pm 0,43$ mm, o dobro da encontrada em humanos, que possuem espessura média da cortical óssea vestibular de $1,2 \pm 0,5$ mm na maxila e $1,5 \pm 0,5$ mm na mandíbula.¹⁰

O torque de remoção é um teste biomecânico utilizado para avaliar o contato ósseo com a superfície do MI²⁴ e os resultados podem variar em função do diâmetro do MI e do contato ósseo com a superfície do MI.^{14,24} O valor médio do torque de remoção encontrado no presente estudo foi de $-5,03 \pm 3,44$ Ncm nos MI que apresentaram mobilidade e $-7,19 \pm 1,58$ Ncm naqueles que não apresentaram mobilidade. Este último valor está próximo ao encontrado por Brächter et al¹⁸ ($-7,39 \pm 0,65$ Ncm) quando avaliado o torque de remoção de MI que também possuíam 1,6mm de diâmetro e que não apresentaram mobilidade sob aplicação de força ortodôntica imediata de 100cN. Não foi encontrado na literatura um valor que possa ser considerado como ideal, porém, a proximidade dos valores encontrados no presente estudo com os encontrados por Brächter et al¹⁸ sugerem que esta média

de torque de remoção possa estar relacionada a um bom contato ósseo com a superfície do MI.

Sugere-se que estudos histológicos sejam realizados com o objetivo de elucidar a causa da movimentação intra-óssea de MI e o tempo ideal de cicatrização para a aplicação de forças ortodônticas. Os resultados do presente estudo mostra que cuidados devem ser tomados na escolha do local de inserção de MI para que nenhum dano seja causado às raízes dos dentes adjacentes e para que ancoragem óssea seja obtida ao invés de “ancoragem radicular”, causada pelo contato dos MI com as raízes dentárias após inclinação no mesmo sentido da força aplicada.

CONCLUSÕES

- Os mini-implantes, quando submetidos à força ortodôntica imediata se movimentam inclinando no mesmo sentido da força aplicada.
- É maior a inclinação dos mini-implantes com mobilidade do que daqueles sem mobilidade.

REFERÊNCIAS

1. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984;86:95-111.
2. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 1999;21:223-30.
3. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki Ki, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:601-7.
4. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:84-94.
5. Aldikaçti M, Acikgöz G, Türk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acidetched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:139-47.
6. Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodsided DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:173-81.
7. Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodsided DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:182-9.
8. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:489-97.
9. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
10. 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;82:377-81.

11. 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 Impl* 2004;19:100-6.
12. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:42-7.
13. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
14. Kim JW, Ahn SJ, Chang Y. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:190-4.
15. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the arthus anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:24-31.
16. Costa A, Rafaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
17. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs screw loading protocols in orthodontics- A Systematic Review. *Angle Orthod* 2006;76:721-7.
18. 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 Impl Res* 2005;16:473-9.
19. Park H, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
20. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Yamamoto TT. 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.
21. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3:23-8.
22. Park HS, Bae SM, Kyug HM. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I Bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35:417-22.

23. Kyung SH, Hong SG, Park HC. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod* 2003;37:22-6.
24. Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003;24:4859-63.
25. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:713-22.
26. Roberts E, Turley PK, Brezniak N, Fielde PJ. Implants: bone physiology and metabolism. *CDA Journal* 1987;15:54-61.
27. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:714-22.
28. Newman MG, Flemmig TF. Periodontal considerations of implants and implant associated microbiota. *J Dent Educ* 1988;52:737-44.
29. Piattelli A, Piattelli M, Mangano C, Scarano A. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials* 1998;19:683- 90.
30. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
31. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2005;27:12-16.
32. Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 2004;31:845-9.
33. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Impl Res* 1992;3:99-103.
34. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
35. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant - a finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:480-5.

36. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschbitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Impl Res 2003;14:616-20.

TABELAS

Tabela I. Estatística descritiva de todas as variáveis estudadas				
Variáveis	n	Média	Mediana	Desvio Padrão
CI (mm)	24	2,58	2,42	0,43
CI mesial (mm)	12	2,56	2,35	0,52
CI distal (mm)	12	2,61	2,47	0,36
CF (mm)	24	1,90	1,99	0,66
AMI de todos em T1 (graus)	24	89,02	88,82	6,76
AMI de todos em T2 (graus)	24	87,40	87,90	8,94
AMI de todos em T3 (graus)	24	85,89	86,76	10,80
AMI dos MOB=0 em T1 (graus)	16	90,47	89,40	7,30
AMI dos MOB=0 em T2 (graus)	16	90,23	88,86	7,45
AMI dos MOB=0 em T3 (graus)	16	89,77	88,25	7,42
TI (Ncm)	24	26,02	25,85	0,58
TR (Ncm)	24	-6,47	-7,00	2,51
Legenda: (CI) cortical inicial; (CF) cortical final; (AMI) ângulo mesial dos mini-implantes; (T1) imediato; (T2) 30 dias; (T3) 60dias após inserção; (TI) torque de inserção; (TR) torque de remoção.				

FIGURAS



Fig 1. Mini-implante com 1,6mm de diâmetro e 0,6mm de comprimento (NEODENT®, Curitiba, Brasil).

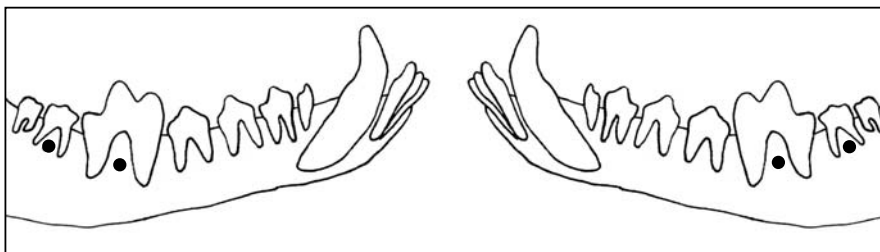


Fig 2. Esquema representativo do local de inserção dos mini-implantes. Os pontos pretos representam o local de inserção, o mini-implante mesial foi inserido entre as raízes do primeiro molar permanente e o distal entre as raízes do segundo molar permanente.



Fig 3. Mola fechada da GAC® com extremidades amarradas aos mini-implantes e protegidas por tubo de borracha.

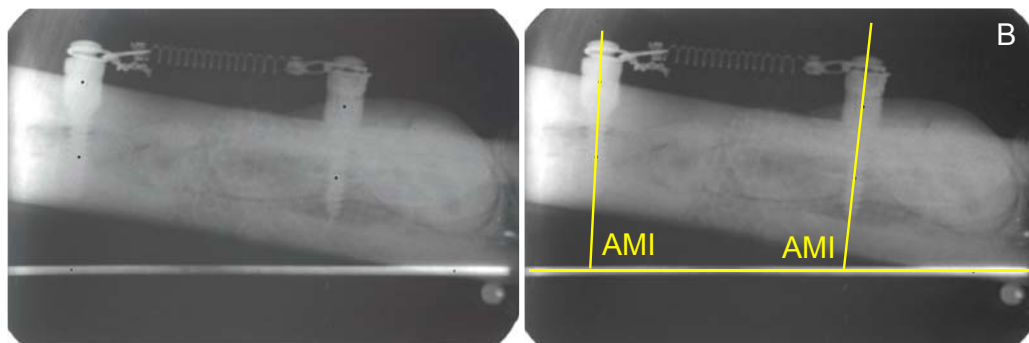


Fig 4. **A**, Radiografia com pontos marcados no centro do colar cervical, no centro da rosca ativa e nas extremidades do fio; **B**, Radiografia após traçadas as linhas no programa Radiocef 2000®, AMI representa o ângulo interno do mini-implante.

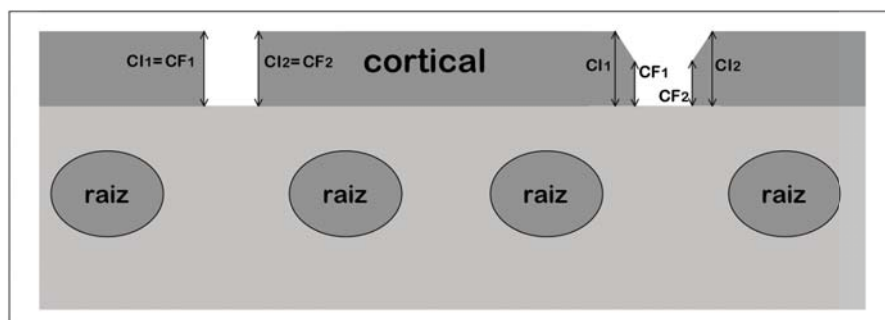


Fig 5. Desenho representativo da medição da espessura da cortical óssea nos locais de inserção, quando apresentavam ou não reabsorção óssea vertical. CI₁- cortical inicial 1; CI₂- cortical inicial 2; CF₁- cortical final 1; CF₂-cortical final 2.

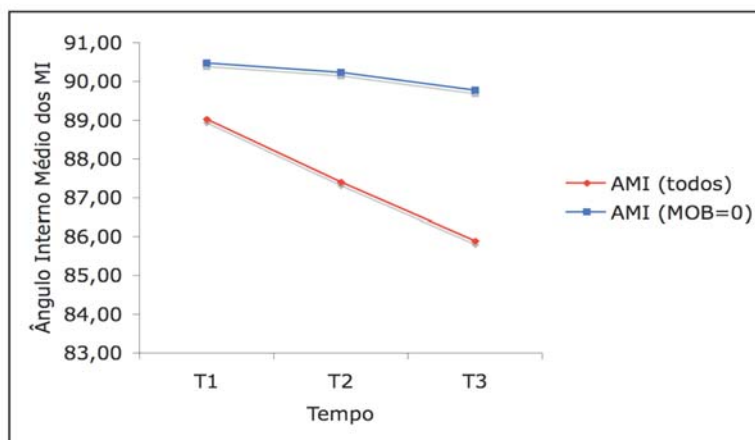


Fig 6. Ângulo interno médio de todos os mini-implantes e dos mini-implantes sem mobilidade (MOB=0) em T0, T30 e T60. Diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre T0 e T60 em ambos os grupos ($p < 0,01$).

2- ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

STABILITY OF MINI-IMPLANTS UNDER IMMEDIATE LOADING IN MANDIBLES OF DOGS

Leandro Teixeira de Souza, DDS
Graduate Dentistry Program – Orthodontics
Master of Science Student
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Orlando Tanaka, DDS, MSD, PhD
Senior Professor, Graduate Dentistry Program – Orthodontics
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.
Diplomate of Brazilian Board of Orthodontics.

Corresponding author
Prof. Dr. Orlando Tanaka
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil
Graduate Dentistry Program – Orthodontics
R. Imaculada Conceição, 1155
Fone: 55 41 3271-1637/ Fax: 55 41 3271-1405
80215-901 – CURITIBA-PR
E-mail: tanaka.o@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: The use of mini-implants has been increasing significantly in contemporary orthodontics. However, it is not clear whether mini-implants remain stationary when immediate orthodontic force is applied. The purpose of this study was to evaluate mini-implants stability under immediate orthodontic force. **Methods:** Forty mini-implants (1.6mm diameter, 6.0mm length), divided into 20 pairs, were inserted into the posterior region of 10 dogs mandibles. Immediately after insertion, superelastic tension coil was installed connecting each mini-implants pair, providing virtual constant force of 100cN. Occlusal radiographs were obtained from a standardized position in: T0 - immediately, T30 - thirty days and T60 - sixty days after the force application. At these same times, mini-implants tipping were measured determining the angle formed by its long axis and an orthodontic wire fixed in a pattern position on radiographic film. Once a week, clinical mobility was determined (0: no mobility, 1: with mobility). **Results:** Significant difference was identified between mini-implants tipping at T0 and T60 ($p < 0.01$). Greater tipping was found in mini-implants with mobility ($3.13 \pm 6.02^\circ$) than those without mobility ($0.70 \pm 0.01^\circ$). **Conclusions:** When immediate orthodontic force is applied, mini-implants tip in same direction of the force, being greater in mini-implants with mobility than those without mobility.

INTRODUCTION

Dental implants were studied and utilized as orthodontic anchorage in various clinical situations.¹⁻⁷ They can maintain a rigid osseointegration and provide an absolute anchorage, remaining immobile under orthodontic forces.^{3,5-7} However, large size,⁸⁻¹⁵ long waiting period for bone healing,¹³⁻¹⁷ complicated fixation technique,^{8,13} difficult removal after treatment,^{13,14,16} and high cost^{11,13,15,16} restrict clinical application. After mini-implants (MI) for orthodontic anchorage presentation by Kanomi,⁹ some problems were overcome. The MI are small enough to place in a variety of host sites,^{9-11,13,14,16,18-20} insertion and removal can be easily done with less traumatic procedure, causing less or no discomfort to patient,^{8,9,11,13,14,18-20} it is necessary short or no waiting period before force application and;^{9,10,12,14,18,19} it has low cost.^{11,13,19}

Although these advantages, the MI success rate is on average lower than dental implants¹⁷ and it is not clear whether mini-implants remain stationary when orthodontic force is applied. Ohmae et al⁸ and Büchter et al¹⁸ concluded that MI stability can be maintained under orthodontic force application. Liou et al,¹² meanwhile, reported the loss of stability that results in MI displacement when orthodontic force is applied after 2 weeks healing. The purpose of this study was to evaluate mini-implants stability when submitted to immediate orthodontic force, which may clarify doubts arisen.

MATERIAL AND METHODS

Ten adult male mongrel dogs (14.5kg to 18.2kg) were used as experimental subjects. All the animals were wormed and vaccinated. To avoid trauma on the mini-implants (MI) caused by dog ration chewing, it was softened with milk. This study was approved by the Committee on Ethics in Research with Animals of Pontifical Catholic University of Paraná.

All of experimental procedures were performed under sterile conditions in a veterinary operating theater. The animals were sedated with intramuscular injection of ketamine (2mg/kg) and xylazine (1mg/kg), and intra-venous injection of thiopental (2.5mg/kg) to keep them sedated. During the post-operative period, antibiotic therapy was given as a intramuscular single dose 2ml of Tribissen® (2ml), and sub-cutaneous Banamini® (1.1mg/kg) was injected to control pain. All the surgical procedures were carried out under the supervision of a veterinarian. All dogs were also submitted to oral hygiene care, and MI cleaning was performed every four days with a dental brush and 0.2% solution of chlorhexidine.^{6,12,16}

A total of forty mini-implants (90Ti, 6Al, 4V; 1.6mm in diameter and 6.0mm in length) manufactured by NEODENT® (Curitiba, Brazil) (Fig 1) were divided into 20 pairs and inserted into the buccal site of posterior region of dogs mandibles, with 10 pairs being inserted on the right side and 10 on the left side (Fig 2). The MI were inserted after making a perpendicular to the bone surface and transmucosal¹⁶ drilling (600rpm) with a 1.3mm drilling bur under continuous saline solution cooling^{7,22,23} as far as the length of the MI, according to the manufacturer's instructions.

Prior from taking the actual measurement of insertion torque, the MI were manually inserted using a hand-held screwdriver, until shows only the last thread of the MI. Next, with a manual digital torquemeter²⁴ TQ-680 (IMPAC®, São Paulo, Brazil), the final threading was performed until the alveolar mucosa was slightly pressed by the cervical collar, when the maximum insertion torque was recorded.

Immediately after insertion, a superelastic tension coil^{5,18} (GAC®, Tokyo, Japan) was installed connecting each mini-implants pair, providing virtual constant force of 100cN. The force was verified using a tensiometer (Dentaurum®, Ispringen, Germany) with a precision of 5cN.

For the purpose of measuring the MI tipping (MIT), occlusal radiographs were obtained from a standardized position in: T0 - immediately, T30 - thirty days and T60 - sixty days after the force application. To standardize the position of the radiographic films, a positioner was used that was made for each side (right and left) of dogs mandibles. In each film, a segment of rectangular orthodontic wire (0.021"x 0.025") was fixed parallel at 10mm distance from the lower margin. After development, this wire served as a guide for measuring the internal angles of each MI, formed by MI long axis and the orthodontic wire. The following formula was used to calculate the tipping of each mini-implant: $MIT = (\text{internal angle in T0}) - (\text{internal angle in T60})$.

The MI were also evaluated clinically every week for their mobility with a metal grip instrument. The scale used for MI mobility was as follows: 0- no clinical mobility and 1- with clinical mobility.

All the radiographs were digitalized utilizing a D70 camera (Nikon®, Tokyo, Japan) with 6.1 Megapixel fixed a pattern distance. After digitization, Corel Draw 11.0 program was used to mark two points on each MI, one at the center of the cervical

collar and one at the center of the thread, for the purpose of tracing the long axis of each MI and two points on the orthodontic wire, one close to the mesial extremity and one close to the distal extremity. These points served in the delimitation of six reference points in the Radiocef 2000[®] program, utilized to trace the long axis of the MI, the orthodontic wire and to measure the internal angle of MI (Fig 4).

At the end of the experiment (after 60 days), the coil springs were removed and the maximum removal torque was recorded with the same torquemeter²⁴ used in measuring the insertion torque. The dogs were killed by intramuscular injection of ketamine (2mg/kg) and xylazine (1mg/kg), followed by intra-venous injection of 12.5mg/kg sodium thiopental and 1ml/kg of 18.1% potassium chloride.

After the dogs were killed, their mandibles were sectioned to obtain bone blocks with the pairs of MI holes. The bone specimens were then sectioned using a Minitrom metallographic precision saw (Struers[®], Frankfurt, Germany) with a rotatory diamond disk, continuously irrigated with water, passing through the center and long axis of the MI hole. All of those sections were examined under a stereoscopic binocular loupe with a magnification of 25 times and measurements of cortical bone thickness were obtained using a digital pachymeter (Mitutoyo[®], Mitutoyo, Japan).

To obtain the initial cortical bone thickness, measurement was repeated twice on each side of the MI, and the average represented the initial cortical bone thickness. To obtain the final cortical bone thickness, measurement was repeated twice on each side of the MI, and the average represented the final cortical bone thickness (Fig 5).

Based on the data obtained, presumption of normality was tested by means of the Kolmogorov-Smirnov test, and homogeneity of variance was analyzed by

Levene's test. Student's t-test for paired samples was used for statistical analysis among the variables that showed a normal distribution. Pearson's coefficient of linear correlation was used for correlation analysis among variables that showed a normal distribution. When one of the variables did not show normality, Spearman's correlation coefficient was used for paired samples. For comparison among the three times of angle measurement, ANOVA with repeated measurements, and the Tukey HSD test for multiple comparisons. Differences were considered statistically significant when $p < 0.01$.

RESULTS

During the 60 days of the study, the 10 dogs remained healthy and did not show any change in behavior.

After insertion, all mini-implants (MI) showed primary stability, none of the springs was lost, and monocortical anchorage was obtained with all the MI. The success rate was 72.5%, with a total of 11 mini-implants lost (4 lost at day 26, 2 at day 30, 4 at day 45 and 1 at day 54). Five mini-implants were not included in the statistical tests due to the loss of their respective pairs. Eight mini-implants showed clinical mobility, but continued as anchorage until the end of the experiment. Descriptive statistics was conducted for all the variables and is presented in Table 1.

Mesial initial cortical bone thickness when compared to the distal initial cortical bone thickness, did not show a statistically difference ($p=0.82$), which standardizes the initial thickness of the cortical bone of all the mini-implants site.

When comparing the tipping of all the mini-implants at the three times (T0, T30, T60), a statistically difference was found between T0 and T60 ($p<0.01$), while T30 did not show a statistical difference when compared to T0 and T60 ($p>0.05$). When comparing tipping only for the mini-implants with no mobility at the three times, there was also a statistically difference between T0 and T60, while T30 was significantly different from T60 but not T0 ($p<0.01$). These results demonstrated the intra-osseous displacement of MI, being greater in mini-implants with mobility ($3.13\pm6.02^\circ$) than those without mobility ($0.70\pm0.01^\circ$) (Fig 6).

Correlation tests demonstrated that there was a negative significant correlation ($p<0.01$) between removal torque and mobility ($r= -0.6$), MI that showed clinical mobility consequently had a reduced removal torque; and a positive significant correlation ($p<0.01$) between tipping and mobility ($r= 0.8$), MI that showed clinical mobility, as a consequence, had a greater inclination. There were no correlation ($p>0.05$) between final thickness cortical bone and mobility ($r= 0.1$), the presence or absence of clinical mobility does not depend on cortical bone thickness of and between final cortical bone thickness and removal torque ($r= 0.01$), removal torque does not depend on the final thickness of the cortical bone. No studies on mini-implants were found in the literature where these correlation tests were performed to compare these variables, and therefore, these results were not discussed.

DISCUSSION

The use of mini-implants (MI) as anchorage has increased significantly in contemporary orthodontics. As a consequence, new technologies have been developed for MI and new systems for orthodontic anchorage with MI of different

design, dimensions and metal alloy are presented daily. However, this large number of systems and little standardization of applied methods make it difficult to compare research findings and decide which system to use.

The term stability is utilized in the literature when reference is made to MI intra-osseous movement. They present stability when remain immobile under or not orthodontic force application,^{8,12,18} which is continuous and normally between 20 e 300cN.²⁵

The present study showed that the MI can be used as anchorage when an immediate orthodontic force of 100cN is applied. However, significant difference was observed when comparing the tipping of all the MI and the tipping only of the MI with no mobility at T0 and T60 ($p < 0.01$), being greater the tipping variation of the mini-implants that presented mobility (Fig. 6). These results are in accordance with those obtained by Liou et al.,¹⁷ which revealed that MI did not remain stable under immediate application of force, tipping in the same direction of the applied force.

The first indication of MI use as anchorage in orthodontics took place in 1997.⁹ Despite that, few studies evaluated the ideal healing period for orthodontic force application¹⁰ and its influence on the MI stability.^{8,12,18} After comparing different healing periods for 3, 6 and 12 weeks of orthodontic force application, Deguchi et al¹⁰ concluded that 3 weeks is the ideal healing period for dog, which correspond to 4 or 5 weeks for humans,²⁶ and suggested new studies to evaluate the immediate force application. Ohmae et al⁸ did not find intra-osseous movement after a 6 week healing period, which correspond to approximately 9 weeks for humans,²⁶ but they used a 99,5% titanium MI that increases the osseointegration capacity. Different from Ohmae et al,⁸ in the present study it was applied immediate force and used 90% of titanium MI, which has less osseointegration capacity. Büchter et al²³ did not find

intra-osseous MI displacement when immediate orthodontic force was applied in MI inserted into mini-pigs mandibles, but they utilized MI with a length of 12mm, which is different from the 6mm length MI used in the present study, implying less area of bone contact, which represents a smaller area that is feasible to the osseointegration.

It is suggested two possible causes for the intra-osseous MI displacement found in the present study: the formation of fibrous tissue at the bone/mini-implant interface^{2,14,27} and an active bone remodeling process around the MI. It was histological proved that fibrous tissue is formed at some bone/implant interface when dental implants are submitted to early orthodontic force (2 weeks)² and that this tissue is susceptible to inflammation, which becomes a disadvantage in long term.²⁸ Kim et al¹⁴ and Büchter et al²⁷ reported the formation of a fibrous tissue at the bone/mini-implant interface in some MI submitted to orthodontic force. The fibrous tissue formation may be also a result of bone overheating during the drilling.²⁸ To minimize this effect, in the present study, the drillings were made at 600rpm and under continuous irrigation with saline solution.^{12,22,23} It is suggested that the fibrous encapsulation is a possible tipping cause of MI that presents clinical mobility, because fibrous tissue may not have the same rigidity as the bone tissue.

At those MI wich did not present clinical mobility, it is supposed that the intraosseous movement is a consequence of an active bone remodeling process around the MI submitted to orthodontic force.^{8,14} The stress generated by orthodontic force is concentrated just on marginal bone around the MI.^{15,30,31} Therefore, the amount of calcification of marginal bone around MI under orthodontic force is much less than those MI without application of force.⁸ In the cases on which MI present clinical mobility, the active bone remodeling process around the MI may be occurring

simultaneously with fibrous encapsulation. Histological evaluation was not the objective of this study, therefore, it is not possible to affirm the cause of intra-osseous MI movement.

Unlike dental implants, some MI show clinical mobility under orthodontic force application.^{14,19-21} In the present study, in accordance with some authors, the results showed that even though showing little mobility MI can be maintained as an anchorage.^{14,19-21} This small mobility is acceptable and does not represent the MI loss when the force applied is less than 200cN.¹⁹ However, in the present study, it was observed for MI with mobility an average tipping of $3.13 \pm 6.02^\circ$ and their clinical maintenance can affect the roots of adjacent teeth at the site of insertion. For this reason, periodical radiographs shall be done.

The MI presented smaller success rate when compared with dental implants,¹⁷ being peri-implantitis one of the main cause.^{19,20,32} In the present study, the success rate was 72,5%, with eleven MI lost, three due to unknown causes and eight presented clinical signals of peri-implantitis, even with the MI cleaning being performed every 4 days, with dental brush and 0.2% chlorhexidine solution, which is considered an efficient method for peri-implantitis prevention.^{6,12,16} Peri-implantitis is not related only to the hygiene of the MI, but also to nonkeratinized alveolar mucosa.^{11,15,19,20} Dogs have small quantity of keratinized attached gingiva, and therefore, it was necessary to insert the MI in the non keratinized alveolar mucosa, which is probably associated with the peri-implantitis found. Ericsson et al³³ in a study with dogs, observed a peri-implantar gingiva that was edemous, red and showed blood bleeding after 3 months of the experiment, corroborating the results of this study.

An important point to be considered for immediate orthodontic force application is the MI primary stability,³⁴⁻³⁶ evaluated through the insertion torque measurement, which can vary based on the MI design and diameter and also bone quality and quantity.³⁴⁻³⁶ The mean insertion torque obtained in the present study was $26.02 \pm 0.58 \text{ Ncm}$, greater than the value found by Motoyoshi et al³⁵ who verified an insertion torque between 7.2 and 13.4 Ncm for MI inserted in maxilla and mandible of humans between 13.3 and 42.8 years old. The difference between the mean insertion torque found in the present study and that determined by Motoyoshi et al³⁵ could be related to the quantity and quality of bone, since the MI were of the same diameter of 1.6mm. However, the dogs used in the present study were young adults and the mean cortical bone thickness found was $2.58 \pm 0.43 \text{ mm}$, double that found in humans who have vestibular cortical bone thickness mean of $1.2 \pm 0.5 \text{ mm}$ in the maxilla and $1.5 \pm 0.5 \text{ mm}$ in the mandible.¹⁰

The removal torque is a biomechanical test used to evaluate the bone contact with the MI²⁴ surface and the results can vary as a function of MI diameter and bone contact with MI surface.^{14,24} The mean removal torque value found in the present study was $-5.03 \pm 3.44 \text{ Ncm}$ at MI that showed mobility and $-7.19 \pm 1.58 \text{ Ncm}$ at MI that did not show mobility. This latter value is close to that determined by Brächter et al¹⁸ ($-7.39 \pm 0.65 \text{ Ncm}$) for MI with 1.6mm in diameter and that also did not show mobility after immediate application of orthodontic force of 100cN. It was not possible to find in the literature a removal torque value that could be considered ideal. However, the proximity of values found for MI without mobility in the present study with those verified by Brächter et al.¹⁸ suggests that the mean of removal torque could be related to a good bone contact with the MI surface.

It is suggested to conduct histological studies to elucidate the cause of MI intra-osseous movement and determine the ideal period for healing for orthodontic force application. The results of this study show that precautions shall be taken in selecting the site of MI insertion to avoid injury to the adjacent teeth roots and "root anchorage" caused by MI tipping.

CONCLUSIONS

When immediate orthodontic force is applied, mini-implants tip in same direction of the force, being greater in mini-implants with mobility than in those without mobility.

REFERENCES

1. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984;86:95-111.
2. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R, Aldini NN, Cordioli G. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod* 1999;21:223-30.
3. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki Ki, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:601-7.
4. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:84-94.
5. Aldikaçti M, Acikgöz G, Türk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acidetched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:139-47.
6. Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodsided DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 1. A histomorphometric study of the effects of implant surface design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:173-81.
7. Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodsided DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:182-9.
8. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:489-97.
9. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.

10. 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;82:377-81.
11. 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 Impl* 2004;19:100–6.
12. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:42-7.
13. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
14. Kim JW, Ahn SJ, Chang Y. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:190-4.
15. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the arthus anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:24-31.
16. Costa A, Rafaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
17. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs screw loading protocols in orthodontics- A Systematic Review. *Angle Orthod* 2006;76:721–7.
18. 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 Impl Res* 2005;16:473-9.
19. Park H, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
20. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Yamamoto TT. 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.

21. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3:23-8.
22. Park HS, Bae SM, Kyug HM. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I Bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35:417-22.
23. Kyung SH, Hong SG, Park HC. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod* 2003;37:22-6.
24. Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003;24:4859-63.
25. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127:713-22.
26. Roberts E, Turley PK, Brezniak N, Fielde PJ. Implants: bone physiology and metabolism. *CDA Journal* 1987;15:54-61.
27. Büchter A, Wiechmann D, Koerdts S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:714-22.
28. Newman MG, Flemmig TF. Periodontal considerations of implants and implant associated microbiota. *J Dent Educ* 1988;52:737-44.
29. Piattelli A, Piattelli M, Mangano C, Scarano A. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials* 1998;19:683-90.
30. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
31. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2005;27:12-16.
32. Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced peri-implantitis. *J Clin Periodontol* 2004;31:845-9.
33. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Impl Res* 1992;3:99-103.

34. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
35. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant - a finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:480-5.
36. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschbitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:616-20.

TABLE

Table I. Descriptive statistics for all variables				
Variable	n	Mean	Median	Std Deviation
CI (mm)	24	2,58	2,42	0,43
CI mesial (mm)	12	2,56	2,35	0,52
CI distal (mm)	12	2,61	2,47	0,36
CF (mm)	24	1,90	1,99	0,66
AMI of all MI in T1 (degree)	24	89,02	88,82	6,76
AMI of all MI in T2 (degree)	24	87,40	87,90	8,94
AMI of all MI in T3 (degree)	24	85,89	86,76	10,80
AMI of MOB=0 in T1 (degree)	16	90,47	89,40	7,30
AMI of MOB=0 in T2 (degree)	16	90,23	88,86	7,45
AMI of MOB=0 in T3 (degree)	16	89,77	88,25	7,42
TI (Ncm)	24	26,02	25,85	0,58
TR (Ncm)	24	-6,47	-7,00	2,51
Legend: (CI) initial cortical; (CF) final cortical; (AMI) mesial angle of mini-implants; (T1) immediatly; (T2) 30 days; (T3) 60 days; (TI) initial torque; (TR) removal torque.				

FIGURES

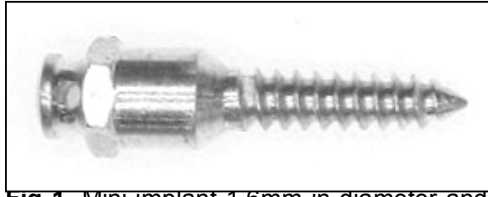


Fig 1. Mini-implant 1,6mm in diameter and 0,6mm in lenght.

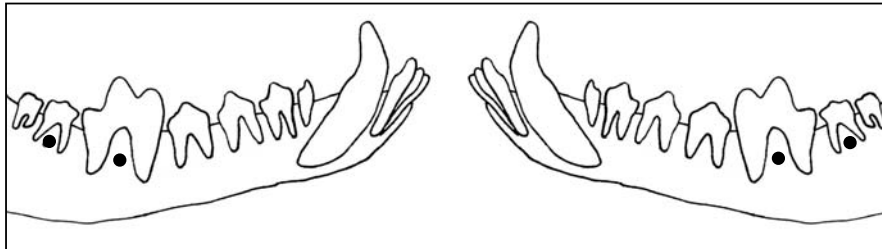


Fig 2. Locations of mini-implants. Black points are locations of insertion: mesial mini-implants were placed between roots of first molar and distal mini-implants were placed between roots of second molar.



Fig 3. Superelastic closed coil spring (GAC®) was applied between the pair of mini-implants, which maintain a constant force of 100cN and protected by latex tube.

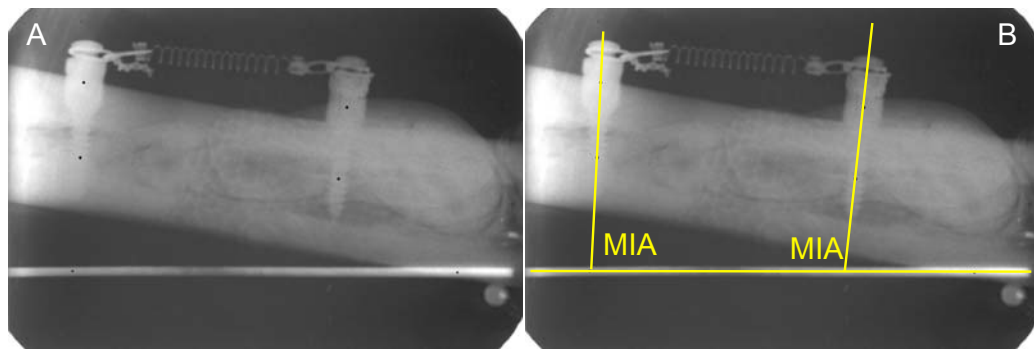


Fig 4. **A**, Radiograph with six landmarks, one at the center of the cervical collar and one at the center of the thread of each mini-implant, and two points on the orthodontic wire, one close to the mesial extremity and one close to the distal extremity. **B**, Long axis traced using Radiocef 2000®, MIA represent the internal angle of mini-implants.

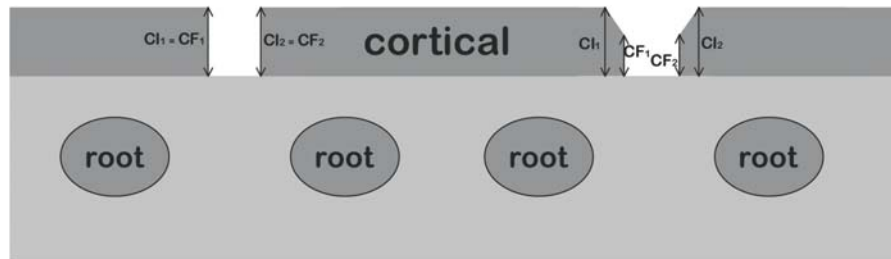


Fig 5. Schematic of cortical bone thickness measurement. Arrows indicate site for measurement of initial and final cortical bone thickness that was measured twice (CI_1 , CI_2 ; CF_1 , CF_2), and the average represent the cortical bone thickness.

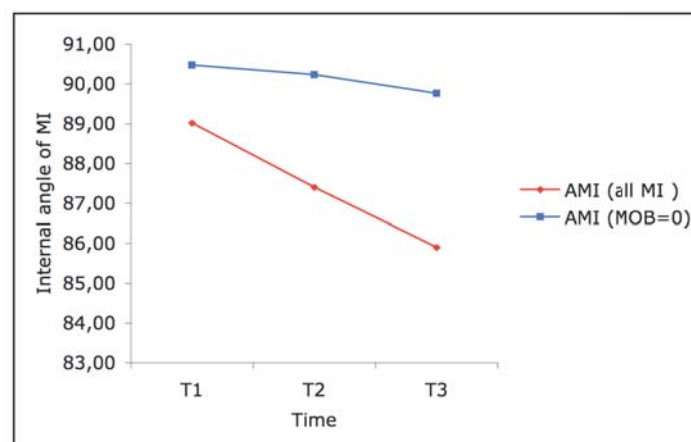


Fig 6. Internal angle of all mini-implants and of mini-implants with no mobility (MOB=0) in T0, T30, T60. Statistically significant difference was found between T0 and T60 in both groups. ($p < 0,01$).

3- ANEXOS

ANEXO 1- Material e Métodos

Tipo e delineamento do estudo

O método utilizado nesta pesquisa foi o experimental e constituiu-se de observação clínica macroscópica de mini-implantes para ancoragem ortodôntica.

Seleção e manutenção da amostra

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Animais da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) sob o registro N° 003/06 CEPA/PUCPR (Anexo 3).

Foram utilizados dez cães machos, adultos jovens, sem raça definida, saudáveis, pesando de 14,5kg a 18,2kg, apresentando dentição permanente completa, bom estado de saúde dos dentes e tecidos periodontais. Esses animais foram obtidos no Departamento de Zoonose da Prefeitura Municipal de Curitiba-PR, onde receberam vacina anti-rábica. Posteriormente foram transferidos e mantidos no canil do Biotério da PUCPR, onde permaneceram 15 dias em ambientação, foram vermifugados e receberam a vacina DURAMUNE Max 5-CvK/4L.

Durante todo o tempo do experimento os cães receberam assistência diária de tratadores especializados, com visitas periódicas de médico veterinário e foram tratados de acordo com a lei federal nº 6.638, de 08 de maio de 1979 que estabelece normas para a prática didático-científica da vivisseção de animais e determina outras providências. A alimentação diária foi de água *ad libitum* e ração própria para cães amolecida com leite integral, para evitar o traumatismo durante a

mastigação sobre os MI. Cada animal recebeu identificação para atender os objetivos desta pesquisa.

Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da PUCPR (Figura 1), supervisionados por um médico veterinário.

A sedação pré-anestésica, foi intramuscular de ketamina (2mg/kg) e xilazina (1mg/kg) e, foi realizada a administração endovenosa de tiopental sódico (2,5mg/kg) para a manutenção da sedação (Figura 2).



Figura 1. Cão preparado para cirurgia no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental da PUCPR.



Figura 2. Medicação endovenosa sendo aplicada pelo médico veterinário.

No pós operatório foi realizada antibioticoterapia com dose única (intramuscular) de 2ml de Tribissen[®] e para controle da dor, aplicação sub-cutânea de Banamini[®] (1,1mg/kg).

Em todos os cães, antes de iniciar o experimento e quando se fez necessário, foi realizada a higiene da cavidade bucal e a remoção de cálculos por meio de profilaxia utilizando-se: escovas dentais manuais, solução de clorexidina a 0,2% e ultra-som (KaVo[®], Joinville, Brasil). A limpeza dos MI foi realizada, a cada quatro

dias, borrifando solução de clorexidina a 0,2%^{1,2,3} e com auxílio de escova dental uni-tufo (Figura 3).



Figura 3. A, Higiene da cavidade bucal com escova dental e solução de clorexidina a 0,2%; B, Higiene dos mini-implantes com escova uni-tufo e solução de clorexidina a 0,2%.

Inserção dos mini-implantes

Os quarenta MI utilizados na pesquisa são compostos de titânio grau 5 (90% titânio, 6% alumínio, 4% vanádio)⁴ com 1,6mm de diâmetro e 0,6mm de comprimento (Figura 4).



Figura 4. Mini-implante com 1,6mm de diâmetro e 0,6mm de comprimento (NEODENT®, Curitiba, Brasil).

Antes da inserção dos MI foram realizadas radiografias periapicais, utilizando-se um posicionador de película radiográfica, com o objetivo de avaliar a anatomia radicular dos dentes, reduzindo a possibilidade de injúria aos tecidos dentais (Figura 5; página 48).

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

² Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain station under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;126:42-7.

³ Costa A, Rafaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1998;13:201-9.

⁴ NEODENT®, Curitiba, Brasil

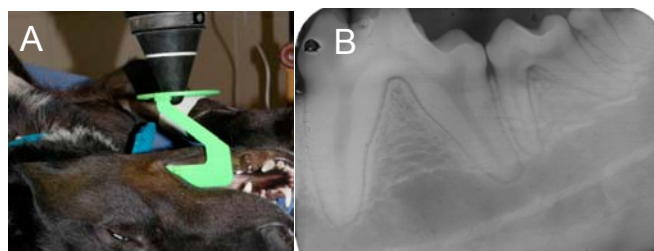


Figura 5. **A,** Execução de radiografia periapical com posicionador; **B,** Análise da anatomia do local de inserção através de radiografia periapical.

Os quarenta MI foram divididos em vinte pares e inseridos na superfície vestibular da região posterior da mandíbula, dez pares no lado direito e dez no esquerdo (Figura 6). A altura de inserção foi padronizada, mantendo uma distância de 7mm abaixo da união mucogengival.

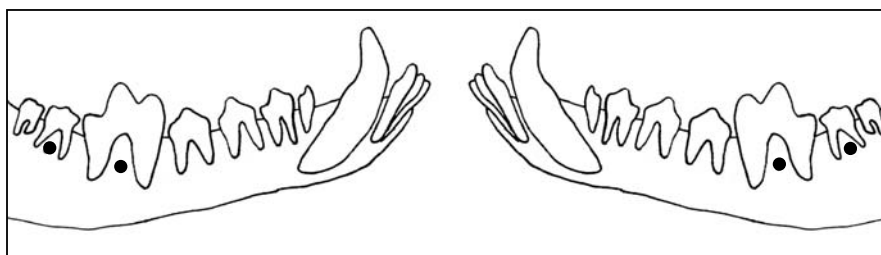


Figura 6. Esquema representativo do local de inserção dos mini-implantes. Os pontos pretos representam o local de inserção, o mini-implante mesial foi inserido entre as raízes do primeiro molar permanente e o distal entre as raízes do segundo molar permanente.

A inserção dos MI nos dez cães foi realizada em dois dias, sendo 5 cães em cada dia. Com o auxílio do motor elétrico BLM 600 PLUS⁵ e contra-ângulo de redução 16:1⁶ a 600rpm com refrigeração constante com soro fisiológico,⁷ realizou-se perfuração transmucosa, perpendicular à superfície óssea (Figura 7; página 49).

⁵ Driller®, São Paulo, Brasil

⁶ Microdent®, Ribeirão Preto, Brasil

⁷ Costa A, Rafaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 1998;13:201-9.



Figura 7. Motor elétrico Driller® BLM 600 PLUS e contra-ângulo de redução 16:1 Microdent®.

A broca utilizada (®1,3m) foi a indicada pelo fabricante. A profundidade total foi 1mm maior que o comprimento do MI, para compensar a espessura da mucosa alveolar. Após cada perfuração, com o auxílio de uma sonda periodontal milimetrada, foi realizada a verificação da profundidade.

Os MI foram inseridos na loja óssea por meio de rosqueamento passivo, com o auxílio de uma chave manual do *Kit* de inserção de MI para ancoragem ortodôntica,⁸ até que apenas uma rosca do MI ficasse à mostra (Figura 8; página 50). A avaliação da mobilidade clínica (MOB) dos MI foi realizada a cada semana, por meio de um instrumento manual metálico. Foi considerado MOB=0 quando o MI não apresentou mobilidade e MOB=1 quando o MI apresentou mobilidade.

⁸ NEODENT®, Curitiba, Brasil



Figura 8. A, Kit de inserção de mini-implantes para ancoragem ortodôntica da marca NEODENT®; **B,** Rosqueamento passivo até que apenas uma rosca do mini-implante ficasse à mostra.

Medição do torque máximo de inserção

Para o rosqueamento final e aferição do torque máximo de inserção (Ncm) foi utilizada uma chave manual adaptada ao torquímetro digital manual⁹ TQ-680¹⁰, com precisão de 0,1Ncm. O rosqueamento final foi realizado até que o colar cervical pressionasse levemente a mucosa alveolar, momento em que registrou-se o torque máximo de inserção (Figura 9). Para verificar o posicionamento correto dos MI, foram realizadas radiografias periapicais (Figura 10).



Figura 9. Medição do torque máximo de inserção com o torquímetro digital TQ-680 da marca IMPAC®.



Figura 10. Radiografia periapical para verificar a posição dos mini-implantes.

⁹Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003;24:4859-63.

¹⁰ IMPAC®, São Paulo, Brasil

Adaptação da mola fechada

Em cada par de MI, foi amarrada uma mola fechada super-elástica de níquel titânio,¹¹ que possui como característica a manutenção de força virtual constante a 100cN.^{12,13} Cada extremidade da mola foi fixada com o auxílio de um fio de aço 0.014” destemperado. Todas as molas foram protegidas por um tubo de borracha transparente (Figura 11). A verificação da força foi realizada utilizando-se um tensiômetro com precisão de 1cN.¹⁴

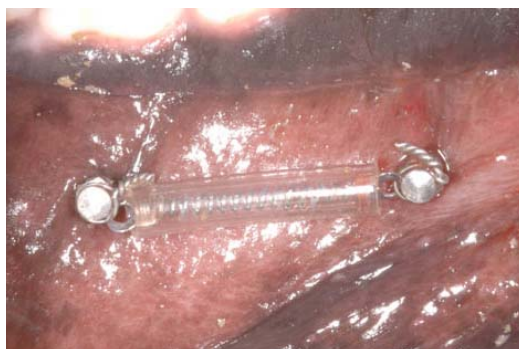


Figura 11. Mola fechada da GAC® com extremidades amarradas aos mini-implantes e protegidas por tubo de borracha.

Medição da inclinação dos mini-implantes

Foram realizadas tomadas radiográficas oclusais em três diferentes tempos: T0- imediatamente, T30- 30 e T60- 60 dias após a aplicação da força. Para padronizar a posição das películas radiográficas, utilizou-se um posicionador

¹¹ GAC, Tóquio, Japão

¹² Aldikaçi M, Acikgöz G, Türk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acidetched implants used as orthodontic anchors in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:139-47.

¹³ Büchter A, Wiechmann D, Koerdts S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Impl Res 2005;16:473-9.

¹⁴ Dentaurem®, Ispringen, Germany

confeccionado para cada lado (direito e esquerdo) da arcada inferior de cada cão (Figura 12). Em cada película foi fixado um segmento de fio ortodôntico retangular (0.021"x 0.025") paralelo e a 10mm de distância da margem inferior. Após a revelação das películas radiográficas este fio serviu como guia para a medição dos ângulos internos de cada MI, formados pela interseção da linha que representava o longo eixo do MI com a linha que representava o fio ortodôntico (Figura 13B; página 53). Para quantificar a inclinação da cada mini-implante (IMI), foi realizada a seguinte equação: $IMI = (\text{ângulo interno do MI em T0}) - (\text{ângulo interno do MI em T60})$.



Figura 12. **A**, Posicionador radiográfico confeccionado para cada lado (direito e esquerdo) de cada cão; **B**, Tomada radiográfica oclusal.

Todas as radiografias foram digitalizadas utilizando a câmera fotográfica D70¹⁵ com 6,1 Megapixel. Após a digitalização utilizando o programa Corel Draw 11.0 para Windows, foram marcados dois pontos em cada MI, um no centro do colar cervical e um no centro da rosca ativa, com o objetivo de traçar o longo eixo de cada MI. Também foram marcados dois pontos no fio ortodôntico, próximos às extremidades mesial e distal (Figura 14 A). Estes pontos previamente determinados, serviram para a delimitação de seis pontos de referência no programa Radiocef 2000:

¹⁵ Nikon®, Tóquio, Japão

1. CM- ponto localizado no centro do colar cervical do mini-implante mesial;
2. AM- ponto localizado no centro da rosca ativa do mini-implante mesial;
3. CD- ponto localizado no centro do colar cervical do mini-implante distal;
4. AD- ponto localizado no centro da rosca ativa do mini-implante distal;
5. FM- ponto localizado na extremidade mesial do fio ortodôntico e
6. FD- ponto localizado na extremidade distal do fio ortodôntico.

Medidas angulares obtidas (Figura 14 B):

1. Ângulo interno dos mini-implantes. O ângulo do MI mesial foi formado na interseção das linhas CM-AM e FM-FD e o ângulo interno do MI distal foi formado na interseção das linhas CD-AD e FM-FD.

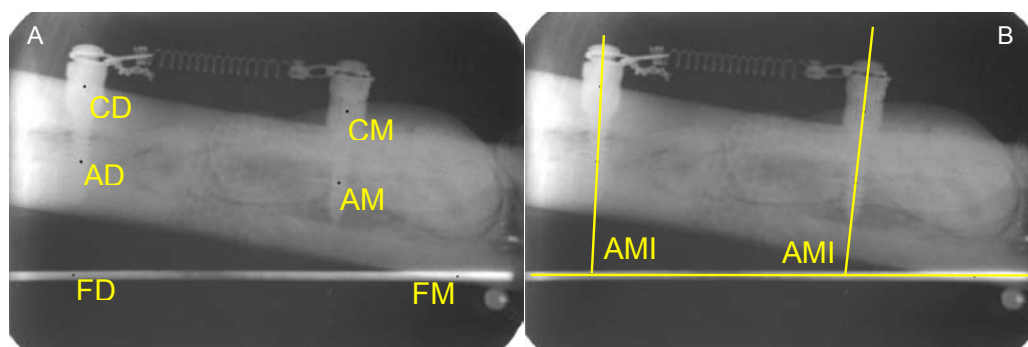


Figura 13. A, Radiografia oclusal com pontos marcados no centro do colar cervical, no centro da rosca ativa e nas extremidades do fio; **B,** Radiografia oclusal após traçadas as linhas no programa Radiocef 2000.

Medição do torque máximo de remoção

Após 60 dias, as molas fechadas e os MI foram retirados, sendo o torque máximo de remoção mensurado utilizando-se o mesmo torquímetro digital manual^{16,17} TQ-680 utilizado para medir do torque máximo de inserção.

Eutanásia

Foi realizada pré-anestesia com ketamina (2mg/Kg) e xilazina (1mg/Kg), seguida por aplicação endovenosa de tiopental sódico (12,5mg/Kg) e de cloreto de potássio à 18,1% (1ml/Kg).

Congelamento e corte das mandíbulas

Após a morte dos animais, as mandíbulas foram removidas, envolvidas com gaze embebida com soro fisiológico e congeladas a -15°C. Quando as mandíbulas apresentavam-se congeladas, foram seccionadas com uma serra manual fixa, obtendo-se um bloco ósseo contendo os locais de inserção de um par de MI. Para a medição da cortical óssea no local da inserção, esses blocos ósseos foram seccionados na cortadeira metalográfica de precisão¹⁸ com um disco diamantado (0,3mm de espessura) rotatório a 400rpm (refrigerado com água) passando pelo centro e no longo eixo do local de inserção do MI (Figura 14; página 55).

¹⁶Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003;24:4859-63.

¹⁷ IMPAC®, São Paulo, Brasil

¹⁸ Struers®, Frankfurt, Alemanha



Figura 14. **A**, Bloco ósseo seccionado contendo o local de inserção do par de mini-implantes, o mini-implante que se encontra na foto faz parte de outra pesquisa; **B,C**, Bloco ósseo sendo seccionado na cortadeira metalográfica com disco diamantado rotatório.

Medição da espessura da cortical óssea

As medições foram realizadas 3 dias após a morte dos cães, quando os blocos ósseos a serem mensurados foram descongelados à temperatura ambiente.

Para a medição da espessura da cortical óssea no local da inserção de cada um dos 40 MI, foi utilizado o paquímetro digital Digimatic Caliper¹⁹ com precisão de 0,01mm e lupa binocular estereoscópica com aumento de 25 vezes para aumentar a precisão das medições (Figura 15).



Figura 15. Medição da espessura da cortical óssea, auxiliado por lupa binocular estereoscópica.

¹⁹ Mitutoyo®, Mitutoyo, Japão

Para se obter a espessura da cortical óssea inicial, a medição foi realizada em dois locais e a média representou a espessura da cortical óssea inicial. Para obter a espessura da cortical óssea final, a medição também foi realizada em dois locais e a média representou a espessura da cortical óssea final (Figura 16).

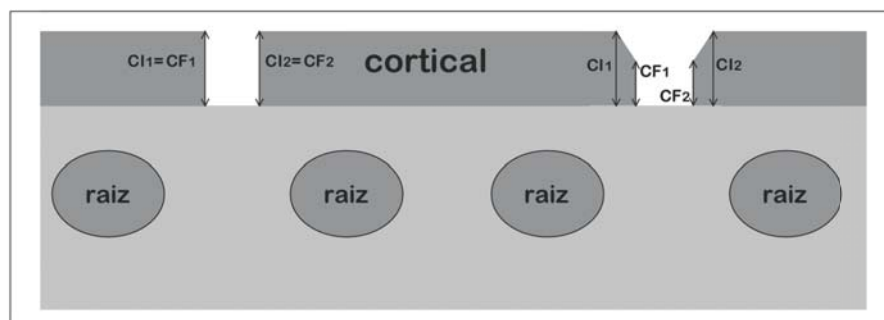


Figura 16. Esquema representativo da medição da espessura da cortical óssea nos locais de inserção, quando apresentavam ou não reabsorção óssea vertical. CI₁- cortical inicial 1; CI₂- cortical inicial 2; CF₁- cortical final 1; CF₂- cortical final 2. $ECi = (CI_1 + CI_2)/2$; $CF = (CF_1 + CF_2)/2$.

Análise estatística

A partir dos dados obtidos, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para analisar os pressupostos de normalidade, o teste de Levene para analisar os pressupostos de homogeneidade de variância, o teste t de Student para amostras emparelhadas para analisar as variáveis que apresentaram distribuição normal, e o coeficiente de correlação linear de Pearson para analisar a correlação entre as variáveis que apresentaram distribuição normal. Quando uma das variáveis não apresentou normalidade, foi utilizado o coeficiente de correlação de Spearman para amostras emparelhadas. Para comparação entre os três tempos de medição de inclinação dos MI, foi utilizada a ANOVA com medidas repetidas e o teste de comparações múltiplas de Tukey HSD. A diferença estatística foi considerada significativa quando $p < 0,01$.

ANEXO 2- Tabelas e Gráficos

TABELA I. REPRESENTAÇÃO DO NÚMERO DE IDENTIFICAÇÃO DE TODOS OS MINI-IMPLANTES EM CADA CÃO - PUCPR, 2006

CÃO	MINI-IMPLANTE			
	LADO DIREITO		LADO ESQUERDO	
	MESIAL	DISTAL	MESIAL	DISTAL
1	1	2	3	4
2	5	6	7	8
3	9	10	11	12
4	13	14	15	16
5	17	18	19	20
6	21	22	23	24
7	25	26	27	28
8	29	30	31	32
9	33	34	35	36
10	37	38	39	40

FONTE: Dados da pesquisa.

TABELA II. ESTATÍSTICA DESCRITIVA DE TODAS AS VARIÁVEIS ESTUDADAS - PUCPR, 2006

VARIÁVEL	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO
CI (mm)	24	2,58	2,42	0,43
CI mesial (mm)	12	2,56	2,35	0,52
CI distal (mm)	12	2,61	2,47	0,36
CF (mm)	24	1,90	1,99	0,66
AMI de todos em T1 (graus)	24	89,02	88,82	6,76
AMI de todos em T2 (graus)	24	87,40	87,90	8,94
AMI de todos em T3 (graus)	24	85,89	86,76	10,80
AMI dos MOB=0 em T1 (graus)	16	90,47	89,40	7,30
AMI dos MOB=0 em T2 (graus)	16	90,23	88,86	7,45
AMI dos MOB=0 em T3 (graus)	16	89,77	88,25	7,42
TI (Ncm)	24	26,02	25,85	0,58
TR (Ncm)	24	-6,47	-7,00	2,51

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (CI) cortical inicial; (CF) cortical final; (AMI) ângulo mesial dos mini-implantes; (T1) imediato; (T2) 30 dias; (T3) 60dias após inserção; (TI) torque de inserção; (TR) torque de remoção.

TABELA III. ESPESSURA DA CORTICAL OSSEA INICIAL MESIAL E DISTAL - PUCPR, 2006		
MI	CI	CI
	mesial (mm)	distal (mm)
3 -- 4	2,31	2,14
7 -- 8	2,38	2,35
11 -- 12	2,27	2,35
21 -- 22	3,61	2,38
23 --24	2,61	2,74
25 -- 26	2,84	2,68
29 -- 30	2,32	2,51
31 -- 32	2,93	2,43
33 -- 34	2,30	2,41
35 -- 36	1,66	3,12
37 -- 38	2,32	3,36
39 -- 40	3,21	2,85
FONTE: Dados da pesquisa.		
LEGENDA: (MI) mini-implante; (CI) cortical inicial.		

TABELA IV. VALORES DA CORTICAL INICIAL E FINAL DE TODOS LOCAIS DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES- PUCPR, 2006		
MI	CI	CF
	(mm)	(mm)
3	2,31	2,31
4	2,14	0,53
7	2,38	2,38
8	2,35	1,09
11	2,27	2,27
12	2,35	1,09
21	3,61	2,65
22	2,38	1,35
23	2,61	2,21
24	2,74	1,87
25	2,84	2,84
26	2,68	1,94
29	2,32	2,32
30	2,51	2,04
31	2,93	2,93
32	2,43	1,10
33	2,30	1,61
34	2,41	1,46
35	1,66	1,66
36	3,12	2,27
37	2,32	1,59
38	3,36	2,77
39	3,21	2,50
40	2,85	0,96
FONTE: Dados da pesquisa.		
LEGENDA: (MI) mini-implante; (CI) cortical inicial; (CF) cortical final.		

TABELA V. VALOR EM GRAUS DO ANGULO INTERNO DE TODOS OS MINI-IMPLANTE EM: T1,T2 E T3 - PUCPR, 2006

MI	AMI T1	AMI T2	AMI T3
3	89,4	89,2	88,5
4	89,7	88,4	87,3
7	97,8	98,0	97,7
8	85,7	84,9	84,5
11	90,0	89,9	89,2
12	88,5	88,6	87,7
21	87,8	87,7	87,8
22	79,5	79,0	78,5
23	96,3	95,9	96,2
24	85,7	85,8	85,6
25	97,5	97,6	97,0
26	75,2	74,9	74,2
29	89,1	87,8	86,2
30	79,8	75,8	72,8
31	90,3	88,1	86,2
32	87,2	78,7	74,3
33	99,3	99,5	98,6
34	88,2	87,6	85,9
35	100,0	100,1	98,4
36	86,8	86,0	82,7
37	89,4	88,3	88,0
38	77,9	61,7	49,9
39	98,6	98,4	98,5
40	86,8	86,1	85,9

FONTE: Dados da pesquisa.

LEGENDA: (MI) mini-implante; (AMI) ângulo interno do mini-implante; (T1) imediatamente; (T2) 30 dias; (T3) 60 dias após inserção.

TABELA VI. VALOR EM GRAUS DO ANGULO INTERNO DOS MINI-IMPLANTE SEM MOBILIDADE EM: T1,T2 E T3 - PUCPR, 2006

MI	AMI T1	AMI T2	AMI T3
3	89,4	89,2	88,5
7	97,8	98,0	97,7
8	85,7	84,9	84,5
11	90,0	89,9	89,2
12	88,5	88,6	87,7
21	87,8	87,7	87,8
22	79,5	79,0	78,5
23	96,3	95,9	96,2
24	85,7	85,8	85,6
25	97,5	97,6	97,0
26	75,2	74,9	74,2
33	99,3	99,5	98,6
35	100,0	100,1	98,4
37	89,4	88,3	88,0
39	98,6	98,4	98,5
40	86,8	86,1	85,9

FONTE: Dados da pesquisa.

LEGENDA: (MI) mini-implante; (AMI) ângulo interno do mini-implante; (T1) imediatamente; (T2) 30 dias; (T3) 60 dias após inserção.

TABELA VII. VALORES DOS TORQUES DE INSERÇÃO E REMOÇÃO DE TODOS OS MINI-IMPLANTES- PUCPR, 2006

MI	TI (Ncm)	TR (Ncm)
3	25,50	-7,20
4	26,00	-3,70
7	27,80	-4,30
8	26,60	-4,50
11	26,70	-7,90
12	25,90	-4,70
21	25,50	-7,90
22	25,60	-8,20
23	27,10	-8,60
24	26,30	-8,70
25	26,00	-5,60
26	26,40	-7,90
29	25,70	-4,20
30	26,10	-6,10
31	25,60	-1,10
32	25,50	-2,40
33	25,70	-7,40
34	25,50	-4,40
35	25,60	-6,80
36	25,80	-12,50
37	25,70	-7,80
38	26,10	-5,80
39	26,30	-8,20
40	25,40	-9,40

FONTE: Dados da pesquisa.

LEGENDA: (MI) mini-implante; (TI) toque de inserção; (TR) torque de remoção.

TABELA VIII. MOBILIDADE DE TODOS OS MINI-IMPLANTES - PUCPR, 2006

MI	MOB
3	0
4	1
7	0
8	0
11	0
12	0
21	0
22	0
23	0
24	0
25	0
26	0
29	1
30	1
31	1
32	1
33	0
34	1
35	0
36	1
37	0
38	1
39	0
40	0

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (MI) mini-implante;
(MOB) mobilidade; (0)
mobilidade ausente; (1)
mobilidade presente.

TABELA IX. VALORES DO TESTE DE NORMALIDADE DE KOLMOGOROV-SMIRNOV - PUCPR, 2006

VARIÁVEIS	STATÍSTICA	n	p
CI	0,18096	24	0,04
CF	0,13735	24	0,20
CI mesial	0,22447	12	0,10
CI distal	0,19725	12	0,20
TI	0,16488	24	0,09
TR	0,15174	24	0,16

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (CI) cortical inicial; (CF) cortical final; (TI) torque de inserção; (TR) torque de remoção.

VARIÁVEIS	MÉDIA	CI MESIAL	CI DISTAL	AMI TODOS MI T1	AMI TODOS MI T2	AMI TODOS MI T3	AMI MOB=0 T1	AMI MOB=0 T2	AMI MOB=0 T3
CI mesial	2,56 (mm)		**0,82						
CI distal	2,61 (mm)	**0,82							
AMI de todos em T1	89,02 (graus)				**0,16	*0,00			
AMI de todos em T2	87,40 (graus)			**0,16		**0,21			
AMI de todos em T3	85,89 (graus)			*0,00	**0,21				
AMI dos MOB=0 em	90,47 (graus)						**0,11	**0,11	*0,00
AMI dos MOB=0 em	90,23 (graus)						*0,00	*0,00	*0,00
AMI dos MOB=0 em	89,77 (graus)								
FONTE: Dados da pesquisa.									
LEGENDA: (CI) cortical inicial; (MI) mini-implante; (AMI) ângulo interno do mini-implante; (T1) imediato; (T2) 30 dias; (T3) 60 dias após									
NOTA: (*) valor de p representando diferença estatisticamente significativa (p<0,01); (**) valor de p representando diferença estatisticamente não significante (p>0,05).									

VARIÁVEIS	n	VALOR DE (r)	VALOR DE (p)
TR x MOB	24	0,6	0,00
IMI x MOB	24	0,8	0,00
CF x MOB	24	0,1	0,77
CF x TR	24	0,0	0,96
FONTE: Dados da pesquisa.			
LEGENDA: (TR) torque de remoção; (IMI) inclinação do mini-implante; (CF) cortical final; (MOB) mobilidade.			

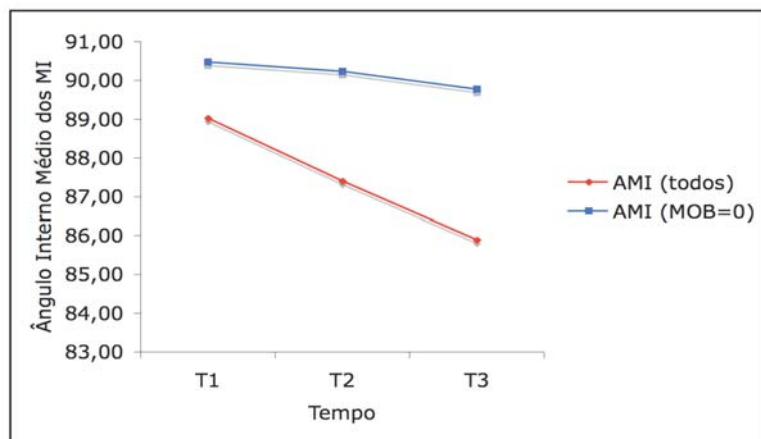


Gráfico 1. Ângulo interno médio de todos os mini-implantes e dos mini-implantes sem mobilidade (MOB=0) em T0, T30 e T60. Diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre T0 e T60 em ambos os grupos ($p<0,01$).

ANEXO 3- Carta do Comitê de Ética em Pesquisa com Animais



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

Curitiba, 14 de fevereiro de 2006.
PARECER N. 003/06/CEPA-PUCPR

Prezado (a) Pesquisador (a),

Informo a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa com Animais da PUCPR, em reunião realizada no dia 13 de fevereiro do corrente ano avaliou o Projeto Intitulado "Avaliação da estabilidade de mini-implantes para ancoragem ortodôntica submetidos à carga imediata", sob o registro no CEPA /PUCPR nº 121.

O experimento classificado como de categoria B, será realizado com o número de 10 cães, os quais após o experimento serão sacrificados.

O colegiado do CEPA entendeu que o projeto avaliado está de acordo com as normas éticas vigentes no país e por isso emite o seguinte parecer:

APROVADO

Lembramos o senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final da pesquisa a este CEPA.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, which appears to read "Antonia Maria Binder Prado", is positioned above the printed name of the signatory.

Profª. Drª. Antonia Maria Binder Prado

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Animais da PUCPR

Ilmo Sr

Orlando Tanaka

ANEXO 4- Normas da revista AJO-DO para publicação

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via the online Editorial Manager: ees.elsevier.com/ajodo . Organize your submission as follows.

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.

2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.

3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. Express measurements in metric units whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the AMA Manual of Style, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner

and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed copyright release and submit it via the Editorial Manager, or submit it via fax or mail.

8. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via Editorial Manager.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A highquality manuscript will include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, alternatives, progress, and results; and discussion. The submitted figures should include extraoral and intraoral photographs and dental models, panoramic radiographs and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate.

Short Communications should not exceed 2000 words, including the bibliography, and should include a minimal number of figures or tables. Priority will be given to communications relating to primary research data, preferably clinical but also basic. This section permits time-sensitive material to be published within 6 months of submission.

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by orthodontists.

Litigation, Legislation, and Ethics items report legal and ethical issues of interest to orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the letter, or fax or mail separately.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is occasionally published as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest

Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the editorial, or fax or mail separately. Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending on their interest and value to subscribers. Send books to the Editor of Reviews and Abstracts, Dr Alex Jacobson, University of Alabama School of Dentistry, 1919 7th Ave S, Box 23, Birmingham, AL 35294. They will not be returned.