

KARINE KIMAK SALMÓRIA

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO E DA FORÇA DE
ARRANCAMENTO AXIAL DE MINI-IMPLANTES PARA
ANCORAGEM ORTODÔNTICA**

CURITIBA

2006

KARINE KIMAK SALMÓRIA

**AVALIAÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO E DA FORÇA DE
ARRANCAMENTO AXIAL DE MINI-IMPLANTES PARA
ANCORAGEM ORTODÔNTICA**

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

Orientador: Prof. Dr. Hiroshi Maruo

CURITIBA

2006

S172a Salmória, Karine Kimak
2006 Avaliação do torque de inserção e da força de arrancamento axial de mini-implantes para ancoragem ortodôntica / Karine Kimak Salmória ; orientador, Hiroshi Maruo. – 2006.
106 f. : il. : 30 cm

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

1. Ortodontia. 2. Ortodontia - Diagnóstico. 3. Ortodontia corretiva.
4. Ortodontia preventiva. I. Maruo, Hiroshi. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
III. Título

CDD 20. ed. – 617.643

*“Se os seus sonhos estiverem nas nuvens,
não se preocupe, pois eles estão no lugar certo.*

Comece agora, a construir os alicerces”

(William Shakespeare)

À Deus

Presença constante em minha vida, sempre abençoando o meu caminho. Obrigada pelo amparo e iluminação para vencer mais esta etapa.

Aos meus maravilhosos pais Jane e Osni

Por me guiarem pelos caminhos da vida, sempre com muito amor, carinho e dedicação. Pela inesgotável ajuda em todos os momentos, sempre permanecendo ao meu lado. Por sempre acreditarem em mim, me incentivando, torcendo e fazendo de tudo para que os meus sonhos se tornassem realidade. Vocês foram fundamentais para que eu alcançasse esta vitória!

A minha querida irmã Marina

Pela sua amizade, companheirismo, conselhos e palavras sábias. Você é muito especial na minha vida e quero que saiba que eu tenho muito orgulho de você.

DEDICO.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Hiroshi Maruo, meu respeito e admiração pela sua grande ajuda na orientação deste trabalho. Obrigada pelo período de convivência e aprendizado e, principalmente, pela confiança em mim depositada. Sempre lembrarei da sua contribuição na minha formação ortodôntica, desde a época da graduação.

Muito obrigada.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná pela oportunidade de realizar este Curso de Mestrado e pela bolsa de estudos parcial concedida.

Ao Diretor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Prof. Dr. Sérgio Vieira, pelo seu apoio e atenção sempre dispensados.

Ao Prof. Dr. Orlando Tanaka, pelos sábios conselhos e ensinamentos que muito contribuíram na minha formação de mestre. Minha profunda admiração pela sua dedicação ao Curso de Mestrado da PUCPR e por mostrar que ensinar é a mais nobre das missões.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho, pela sua amizade, pelos bons momentos de convívio e por tantas vezes que nos fez sorrir, mesmo nos momentos difíceis. Nunca esquecerei do seu inesgotável incentivo e apoio, desde antes de eu ingressar no mestrado até os dias de hoje.

À Profa. Dra. Elisa Souza Camargo pelo agradável convívio, disponibilidade em ensinar, conhecimentos transmitidos e pelo exemplo de dedicação e responsabilidade.

Ao Prof. José Henrique Gonzaga de Oliveira pelos ensinamentos ortodônticos transmitidos, sempre de maneira tão criativa.

Aos melhores colegas de turma que eu poderia ter, Ariana Pulido Guerrero, Betina do Rosário Pereira, Camila Del Moro, Ivan Toshio Maruo, Leandro Teixeira de Souza, Roger Thronicke Rodrigues e Thaís Gelatti Bortoly, pelo companheirismo e pelos bons momentos vividos durante estes dois anos de convívio, que já deixam saudade... Suas amizades sinceras foram essenciais nesta caminhada e permanecerão para sempre!

Agradecimento especial ao Leandro Teixeira de Souza, meu companheiro da fase experimental desta pesquisa. Quando um se mostrava desanimado, o outro estava sempre presente para fornecer ajuda e incentivo.

Ao médico veterinário do Biotério da PUCPR, Prof. Indalécio Marinardes Sutil, e a sua equipe Alaércio Zeglan, Antônia Sueli da Silva e Charlei Pires Melo, pelos cuidados com a saúde, alimentação e higiene dos cães utilizados nesta pesquisa.

Aos técnicos do Laboratório de Técnica Cirúrgica Experimental, Álvaro Roberto Gonçalves Machado e Misael Gomes Barbosa, pela imensa boa-vontade e zelo na execução do seu trabalho.

À Profa. Dra. Karin Soldatelli Borsato do Curso de Engenharia Mecânica, pelas valiosas contribuições nesta pesquisa.

Ao estagiário do Laboratório de Caracterização de Ensaio de Materiais da Engenharia Mecânica, Renato Cavanha Almeida, pela sua incansável prestatividade durante a realização dos ensaios, pelos conhecimentos compartilhados, bem como, pela criação dos dispositivos.

Ao Técnico do Laboratório de Usinagem da Engenharia Mecânica, Wagner Pimenta, pela confecção dos dispositivos.

À Neodent, pelo incentivo à pesquisa, fornecendo os mini-implantes e kit cirúrgico.

Ao engenheiro mecânico da Neodent, Alexsander Luis Golin, pela criação da garra utilizada no ensaio mecânico.

À Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Coordenadora Científica da Neodent, que acreditou neste projeto.

Ao Dr. Éber Luis de Lima Stevão, pelo apoio, incentivo e pelos seus conhecimentos de cirurgia e implantodontia, que engrandeceram muito este trabalho.

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

Aos professores das áreas conexas, pelos conhecimentos transmitidos.

À secretária do Programa de Pós-Graduação da PUCPR Neide Borges dos Reis (“Neidoca”), pela sua alegria, carinho e atenção com que sempre me atendeu.

Às estagiárias Lucinéia Furtado, Maria Cláudia Guimarães Lopes e Aline Wiens, sempre prestativas e atenciosas.

À funcionária da Clínica de Ortodontia, Silvana Casagrande Gabardo, pelo auxílio durante as atividades clínicas.

Aos funcionários da PUCPR, pela presteza dos seus serviços em todos os setores.

Aos alunos do 7^o e 8^o períodos do curso de Odontologia da PUCPR, pela oportunidade do estágio da docência.

Aos pacientes que contribuíram na minha formação profissional.

Aos colegas das áreas de concentração em Dentística, Estomatologia e Saúde Coletiva, pelos agradáveis momentos de convívio.

Aos meus familiares e amigos pela compreensão, apoio e amizade. Sempre presentes e vibrando junto comigo a cada conquista.

Muito obrigada!

SUMÁRIO

1. ARTIGO EM INGLÊS	2
TITLE PAGE	3
ABSTRACT	4
INTRODUCTION	5
MATERIAL AND METHODS	8
RESULTS	11
DISCUSSION.....	12
CONCLUSIONS.....	18
REFERENCES	19
ILLUSTRATIONS.....	25
TABLES	27
TERM OF APPROVAL BY THE COMMITTEE OF ETHICS IN ANIMAL RESEARCH.....	28
2. ARTIGO EM PORTUGUÊS	29
PÁGINA DE TÍTULO.....	30
RESUMO	31
INTRODUÇÃO.....	32
MATERIAL E MÉTODOS	35
RESULTADOS.....	38
DISCUSSÃO.....	39
CONCLUSÕES.....	45
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46
FIGURAS	52
TABELAS.....	54
TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM ANIMAIS	55
3. ANEXOS	56
ANEXO I – Fundamentos Teóricos.....	57
ANEXO II – Material e Métodos.....	75
ANEXO III – Análise Estatística	90
ANEXO IV –Termo de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Animais.....	95
ANEXO V – Normas do <i>American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics</i> ..	96

1. ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE**EVALUATION OF INSERTIONAL TORQUE AND AXIAL PULL-OUT
STRENGTH OF MINI-IMPLANTS FOR ORTHODONTIC ANCHORAGE****Karine Kimak Salmória, DDS**

Graduate Dentistry Program – Orthodontics

Master of Science Student

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

Hiroshi Maruo, DDS, MSD, PhD

Senior Professor, Graduated Dentistry Program - Orthodontics

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

Corresponding author:

Hiroshi Maruo, DDS, MSD, PhD

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Mestrado em Odontologia - Ortodontia

Rua Imaculada Conceição, 1155.

CEP 80215-901. Curitiba, Paraná – Brazil

Phone: 55 (41) 3271-1637

Fax number: 55 (41) 3271-1405

E-mail: h.maruo@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: The objectives of this study were to evaluate insertional torque of mini-implants (MI) for orthodontic anchorage, to compare MI axial pull-out strength at 0 (T0), 15 (T15) and 60 (T60) days after insertion, to determine initial and final cortical bone thickness, and to analyze the correlations among these variables. **Methods:** Sixty 1.6 x 6.0 mm MI were inserted in the mandible of ten mongrel dogs. Peak insertional torque values were recorded, and after animal euthanasia, specimens were prepared. MI were aligned with a testing machine to register only axial pull-out strength. Cortical bone thickness was measured after MI removal. Statistical analysis were conducted with ANOVA and Tukey's HSD tests. **Results:** Pull-out strength and final cortical bone thickness showed differences ($p < 0.01$) among the time points following insertion. The T0 group showed the highest pull-out strength and T60 the smallest final cortical bone thickness. There was a regular correlation between pull-out strength and final cortical bone thickness found in T0 ($r = 0.44$, $p = 0.05$). There was no correlation between insertional torque and pull-out strength, and insertional torque and initial cortical bone thickness. **Conclusions:** Pull-out strength is greater immediately after MI insertion, cortical bone thickness decreases due to bone resorption, and insertional torque is not an efficient method for predicting MI retention.

INTRODUCTION

Anchorage in orthodontics is defined as the resistance to unwanted tooth movement.¹ Stable anchorage can be an important prerequisite for success of orthodontic treatment. It is generally true that in adult patients, who are periodontally compromised and have loss of natural permanent teeth, the control of tooth movement is difficult,² or noncompliance during extraoral appliance treatment is likely.³ In these cases, bone anchorage is helpful during orthodontic treatment.

Several approaches to bone anchorage have already been used and described in the literature, such as the use of vitalium screws,⁴ endosseous implants,⁵ mini-plates,⁶ dental osseointegrated implants in the retromolar area,⁷ onplants,⁸ palatal implants,⁹ mini-screws² and mini-implants (MI).¹⁰

Among these devices, MI which were introduced by Kanomi (1997)¹⁰ have been used in the last few years, due to several advantages over other bone anchorage approaches. MI are small enough to be inserted in any area of alveolar bone, even in between dental roots, where such places would not normally accept any conventional osseointegrated implant.^{2,10,11} The surgical procedure for MI insertion is easy to perform, enabling rapid healing and its removal without irreversible damages when the patient or orthodontist so desires.^{2,11} MI can be loaded immediately, are easily adapted to routine orthodontic mechanics,¹¹ and are low-cost devices, and the option for early loading reduces treatment time when compared to conventional implants.^{12,13}

In spite of the wide consensus in the literature concerning the use of MI for orthodontic anchorage, the waiting period for MI loading is variable.^{14,15} Many authors

believe that it can be loaded immediately,^{2,11,16-19} while some allow a healing period of 2 weeks,^{3,12,13} 3 weeks,^{20,21} 4 weeks,²² 6 weeks,¹⁹ 8 weeks,²³ 12 weeks,^{24,25} or 6 months.²⁶ MI loading was even delayed until total osseointegration, even though the authors did not mention the elapsed healing time.¹⁰

Before commencing MI loading, several factors should be considered: mechanism of anchorage, if direct or indirect, MI design, bone quantity and quality at the insertional sites, primary stability, and insertion technique.^{14,15,19,27} Cortical bone thickness and density can vary according to the patient and region of insertion.²⁸ Places with thick cortical bone are considered the most stable for MI insertion.^{17,29} As retention depends essentially on the bone-metal interface, the greater the bone quantity the better primary stability will be.³⁰ Therefore, if the primary stability of the MI is adequate, it is possible to load it immediately.¹⁶

In the evaluation of the biomechanical performance of screws inserted into bone, methods such as insertional torque and axial pull-out tests are the most often used in orthopedics and in oral and maxillofacial surgery.^{29,31-37} Insertional torque is the result of frictional resistance between screw threads and bone, and determines primary stability,³⁶ since MI success rate is related to insertional torque among other factors.³⁸ Axial pull-out strength is the result of bone failure²⁹ and reflects the magnitude of the pull-out strength that the screw bears before bone rupture.³⁹ Studies have examined the correlation between insertional torque and axial pull-out strength to determine whether insertional torque would be able to predict screw retention in bone tissue.³¹⁻³⁶ According to some authors, there is a correlation between insertional torque and axial pull-out strength,³¹⁻³³ although other investigations have not found that to be true.³⁴⁻³⁶

There is no unanimity in the literature concerning the ideal period that should be allowed before MI loading, and also there are no studies correlating insertional torque with axial pull-out strength for this device. Therefore, the objectives of this study were to determine the insertional torque of MI placed in the mandible of dogs, to compare axial pull-out strength at 0 (immediate), 15 and 60 days after MI insertion, to determine initial and final cortical bone thickness, as well as to analyze the correlations among all the variables studied.

MATERIAL AND METHODS

Sixty self-tapping, titanium grade 5 (Ti-6Al-4V), Neodent[®] (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brazil) mini-implants (MI) of 1.6 mm diameter and 6.0 mm length were implanted in 10 male, skeletally mature mongrel dogs, weighing between 14.5 to 18.2 kg. This research was approved by the Committee of Ethics in Animal Research. The dogs received mouth treatment prior to the experiment consisting of dental calculus removal and dental plaque control. The MI were inserted in the posterior region of the mandible in regressive periods: 60 days (T60), 15 days (T15) and immediate (T0), where each group consisted of 20 MI (n=20). Three MI were placed bilaterally as shown in Figure 1. MI were not loaded throughout the experiment.

The dogs were pre-anesthetized with ketamine (2 mg/kg) and xylazine (1 mg/kg) i.m., and endovenous anesthesia was effected with sodium thiopental (2.5 mg/kg). All MI were inserted by the transmucosal technique,² obtaining monocortical anchorage. Bone drilling was carried out as perpendicular as possible to the buccal bone surface with a 1.3 mm diameter drill bit, around 7 mm below the keratinized mucosal margin, using 600 rpm with copious irrigation.¹⁶ The MI were manually placed with a screwdriver and the final torque was obtained with a Instrutherm[®] TQ-680 manual digital torquimeter (WA Componentes Eletrônicos, São Paulo, Brazil) which recorded the insertional torque (IT) peak in Ncm. Periapical x-rays were taken preoperatively to demarcate the insertional sites and postoperatively to rule out dental root injuries. Hygiene around the MI was maintained with twice weekly application of 0.2% chlorhexidine.^{2,18,40} The animals were killed, their mandibles surgically removed, dissected, and sectioned into small blocks. Each MI was surrounded by approximately 4 mm of bone tissue.²⁹ The bone blocks

were frozen in saline-soaked gauze at -20°C .⁴¹ These blocks remained frozen for 24 to 48 hours, after which they were thawed at room temperature and specimens were prepared.

Two devices were built for these experiments (Fig 2). Device *A* was designed for positioning the bone block in the acrylic resin during embedding, so that the MI is aligned with the axis of the mechanical testing machine, and device *B* was used during biomechanical testing. This alignment was standardized according to ASTM F1691-96⁴² to register only the axial pull-out strength. A custom-made grip was developed for MI handling, and its internal contours had the same profile and dimensions as the MI head. This grip was used for bone block embedding and the pull-out test. Autopolymerizing dental acrylic resin was mixed and poured into a metallic ring. The bone blocks containing the MI, held by the grip, were lowered into the freshly mixed unset resin. Care was taken to maintain the edges of the bone blocks at the same level of the acrylic resin. The apparatus was placed in a cold water bath for resin exothermic reaction dissipation. After acrylic resin setting, the MI was disengaged from the grip and the sample was ready for the axial pull-out test (Fig 3).

The axial pull-out test was carried out in a EMIC[®] DL 500 machine (Emic Equipamento e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brazil), using a 100 Kg/f load cell and a crosshead speed of 0.05 mm per minute. Maximum pull-out strength (PS) was obtained and recorded for each MI in Newtons (N). After the pull-out test, the samples were sectioned through the center of the MI hole, transversely to the dental roots.²⁹ Half of this section was examined under a 1:15 zoom stereoscopic microscope (Leica Zoom 2000[™]; Fisher Scientific, USA) to obtain measurements of the cortical

bone thickness with a digital caliper rule (Mitutoyo[®], Model CD-15C; Mitutoyo, Japan). The measurement was repeated twice on each side of the MI hole. The average measurement represented the initial cortical bone thickness (CBi) for T0, T15 and T60 at the MI insertional site where bone integrity was preserved. Final cortical bone thickness (CBf) was also measured at the closest MI hole as bone resorption occurred in only T15 and T60 (Fig 4). Since there was no bone resorption at T0 with this being the group of immediate application of force, CBi and CBf were equal.

Presumptions of normality were analyzed by Kolmogorov-Smirnov test. The mean variables were analyzed by using repeated measures ANOVA to detect statistically significant differences ($p < 0.01$) among the time periods. Variables with statistically significant difference were submitted to multiple comparisons using Tukey's HSD test ($p < 0.05$). Pearson's correlation coefficient ($p \leq 0.05$) was used to determine correlations between the variable pairs IT and PS, IT and CBi, PS and CBf for each time period.

RESULTS

Three mini-implants (MI) were lost during the experimental phase. One was from group T15 and the other two from group T60. Therefore, the axial pull-out test was carried out in 57 MI and the success rate was 95%. The mean, median, standard deviation and confidence intervals for each variable are shown in Table I. All the variables demonstrated a normal distribution ($p>0.05$).

ANOVA revealed statistically significant differences ($p<0.01$) for axial pull-out strength (PS) and final cortical bone thickness (CBf). Insertional torque (IT) and initial cortical bone thickness (CBi) did not show statistically significant differences ($p>0.05$). The mean for IT was 24.54 ± 2.68 Ncm, and for CBi the mean was 2.65 ± 0.52 mm among the three time groups (T0, T15 and T60).

Tukey's HSD test (Table II and III) for PS showed that T0 differed from T15 and T60 ($p<0.05$) which did not differ between themselves ($p>0.05$). T0 had the highest PS (mean 331.15 ± 136.15 N) followed by T15 (mean 242.18 ± 83.71 N) and T60 (mean 224.95 ± 91.33 N). With regard to CBf, T60 differed from T0 and T15 ($p<0.001$) which did not differ between themselves ($p>0.05$). The smallest CBf was found in T60 (mean 1.57 ± 0.63 mm) when compared with T15 (mean 2.38 ± 0.43 mm) and T0 (mean 2.55 ± 0.29 mm).

There was a regular and statistically significant correlation between PS and CBf only in T0 ($r=0.44$, $p=0.05$). There was a positive correlation between T15 and T60, albeit not statistically significant. The other correlations, IT versus PS and IT versus CBi, were not statistically significant ($p>0.05$).

DISCUSSION

Even though there is no consensus regarding the best term for temporary anchorage orthodontic devices, Mah and Bergstrand¹⁹ believe that "mini-implant" is more appropriate than "micro-implant" or "screw." "Micro" is defined as a magnitude of 10^{-6} , and although the format and design of these devices are similar to a screw, this term could have a negative connotation. Therefore, the term "mini-implant" (MI) was adopted throughout this research.

The selection of the three time periods was based on the specific bone healing phases in dogs when correlated with bone repair rates in humans. The study of Roberts et al.⁴³ compared the duration of bone remodeling phases in rabbit, dog and man, dividing the cycle into acceleration, active resorption, latency and formation. The complete duration of this cycle is around twelve and seventeen weeks in dogs and humans, respectively. This transformation begins an acceleration phase that lasts hours or days, followed by osteoclast activation that produces a bone resorption front resulting in a cavity. This period of resorption persists for one week and half in dogs and two weeks in humans. The latency phase lasts one week in dogs and one to two weeks in humans, approximately. During this phase, osteoclasts are replaced by osteoblasts, beginning a new phase which is called bone neoformation. Osteoid matrix reaches the surface of the implant in the fourth week in dogs and in the sixth week in humans. After approximately ten weeks in dogs and thirteen weeks in humans, the resultant resorption cavity becomes filled with bone.

Based on these parameters, the time periods chosen for this study were 0, 15, and 60 days after MI insertion (groups T0, T15 and T60, respectively). T0 was elected

for ascertaining the MI primary stability. T15 represented the latency phase of the bone remodeling cycle, and T60 corresponded to the bone formation phase in dogs.

Storage time and variations in storage conditions for bone tissue can affect its biomechanical properties, however there is no difference in the axial pull-out test performed directly after animal euthanasia or one week later, when bone is frozen in saline solution and stored at -20°C .⁴¹ The specimens for this study were dissected and the bone blocks sectioned immediately after animal euthanasia. These blocks were wrapped in saline-soaked gauze and stored frozen for 24 to 48 h at -20°C .

Even though MI have been used in the clinic for almost ten years, few studies have evaluated the risk factors linked to its loss and stability.^{3,17,44} The success rate in the present work was 95% (57 of 60 MI), in accordance with the percentage found by Deguchi et al.²⁰ which was 97% for non-loaded MI inserted in dogs.

Factors affecting MI success are controversial in the literature. The likely reasons reported by various authors are peri-implantar inflammation,^{3,17,44} MI diameter,¹⁷ absence of keratinized mucosa,³ insertional torque,³⁸ surgical technique,¹⁸ and cortical bone thickness and density.¹⁷ For other authors, aspects such as length,^{3,17,44} type and diameter of the MI,⁴⁴ surgical technique,^{17,44} time of loading,^{17,18,44} age and sex of the patient,^{17,38,44} site of insertion,³⁸ method of force application⁴⁴ and quantity of force¹⁸ do not interfere in MI success. The loss of three MI in this study could have been associated with surgical technique, insertional torque, cortical bone thickness, absence of keratinized mucosa, and peri-implant inflammation.

The primary stability was obtained for all MI, and there was no statistically significant difference in insertional torque (IT) among T0, T15 and T60. The total mean

for IT was 24.54 ± 2.68 Ncm, higher than the average found in humans which is 7.2 to 13.5 Ncm.³⁸ This discrepancy was probably related to the difference in cortical bone thickness between the species, since it is one of the main factors affecting IT and consequently primary stability,^{27,28} although a correlation between IT and CBI was not found in this study. Besides bone quality and quantity, other aspects can influence IT, such as the size of the initial drilling as related to the internal diameter of the screw, the screw characteristics and insertion technique, if monocortical or bicortical, the use of continuous or intermittent rotation, and whether the screw is inserted in a dry or wet material.³³

The mean axial pull-out strength (PS) obtained in this investigation for T0 was 331.15 ± 136.15 N. The value found in the literature for a 2 mm-diameter by 6 mm-length screw inserted in the posterior region of the mandible of dogs that were submitted to immediate PS at a rate of 0.05 mm per second is 388.3 ± 23.1 N.²⁹ The mean values for these two studies are similar, but they cannot be compared due to differences in design and diameter of the MI used, and in the speed of the pull-out test. Nevertheless, it is possible to affirm that in this study the PS was not influenced by the contact between the MI and dental roots, reassured by radiographic examination and visual inspection of the bone blocks. It is believed that the large variation in PS reflects differences in bone quality.⁴⁵

Struckhoff et al.³⁷ studied whether PS was different from the strength obtained immediately and six weeks after MI insertion. They found no statistically significant difference between the two time periods, while a significantly higher strength was found in T0 when compared to T15 and T60 in this study.

The decreased PS found in T15 and T60 can be associated with the previously mentioned healing phases of bone. In T15, bone repair cycle in the dogs was in the latency phase, and therefore, osteoclastic bone resorption had already occurred, while in T60, bone formation was proceeding with the osteoid matrix deposit. Deguchi et al.²⁰ established that bone contact in the bone-MI interface decreases after MI insertion between the third and sixth weeks in dogs due to the healing events. In T0, the peripheral MI thread portions were in intimate contact with the surrounding bone (mechanical engagement), assuring the primary stability which accounted for the PS found.

Another possibility for decreased PS at 15 and 60 days after MI insertion can be related to peri-implant inflammation caused by dental plaque accumulation and absence of keratinized mucosa. Dental plaque can cause peri-implant mucositis⁴⁶ and supportive bone resorption around the implant.⁴⁷ Signs of peri-implant mucositis were evident during all the experiment in T15 and T60, even when using 0.2% chlorhexidine twice weekly for hygiene, which is an efficient method for preventing plaque-induced inflammation.^{2,40} The findings of this study are in agreement with those of Ericsson et al.⁴⁶ who observed after 3 months a red, edematous peri-implant gingiva in dogs, which bled when probed. The MI in the present study were inserted into nonkeratinized mucosa due to the lack of space between the dental roots in the region of keratinized mucosa, which might have prompted the response observed, since the absence of keratinized mucosa around a MI can significantly increase the risk of inflammation and is strongly coupled with high MI loss rates.³

As there are no studies in the literature correlating IT to PS of MI, the results of this study were compared to those of others that employed screws for rigid osseous fixation. A correlation between IT and PS was not found at any of the time points investigated, in agreement with some authors,³⁴⁻³⁶ even though other studies concluded that this correlation exists.³¹⁻³³ The lack of correlation between IT and PS can be explained by bone anisotropic properties, which means uneven bone characteristics. The trabecular bone morphology produces varied mechanical characteristics and in different directions, and therefore, IT would not be expected to be an indicator of PS.³⁶

The mean value found for CBI was 2.65 ± 0.52 mm, and it agrees with the values described by Huja et al.²⁹ which were 2.41 mm for the same region in dogs. There was no statistically significant difference for CBI among T0, T15, and T60; therefore, different insertional sites did not alter the results. Final cortical bone thickness (CBf) was significantly smaller in T60 (1.57 ± 0.63 mm) than in T0 (2.55 ± 0.29 mm) and T15 (2.38 ± 0.43 mm), very probably due to bone resorption occurring in this period.

A regular correlation was found between PS and CBf in T0 ($r=0.44$, $p=0.05$), where similar results ($r = 0.39$, $p = 0.02$) were found by Huja et al.²⁹ A positive correlation was also found in T15 and T60 but it was not statistically significant. These results might be associated with the different densities of the implanted bone sites, since bone density plays an important role in PS determination.⁴⁵ This study did not evaluate bone tissue qualitatively.

Knowing that the force necessary for tooth movement in orthodontics varies from 0.3 to 4 N,⁴⁸ which is much lower than the pull-out force found in this study in T0, T15 and T60, it is believed that MI can be loaded at any of the time points examined.

Therefore, future investigations are suggested to study qualitatively the bone tissue at the site of MI insertion, increasing the time of bone repair and applying load to the MI at different time periods, to establish more reliable parameters with respect to the ideal moment for employing force to these devices.

CONCLUSIONS

- Axial pull-out strength is higher immediately after mini-implant insertion than after a period of 15 or 60 days.
- Cortical bone thickness decreases over a period of weeks due to bone resorption around the mini-implant neck.
- Mini-implants show adequate primary stability when the transmucosal technique and bone drilling is performed.
- Insertional torque is not an efficient method for predicting MI retention.
- There is no correlation between insertional torque and initial cortical bone thickness.
- There is a regular correlation between axial pull-out strength and final cortical bone thickness.

The authors thank Neodent Implante Osteointegrável for donating the mini-implants, Renato Cavanha for designing the devices and assistance with the pull-out test, Alexsander Golin for making the mini-implant grip, and Professor Sérgio Aparecido Ignácio for all statistical analysis.

REFERENCES

1. Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit W; Fields HW. Contemporary orthodontics. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1993:289-315.
2. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
3. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:100-6.
4. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthodon Oral Surg* 1945;31:406-17.
5. Linkow LI. Implanto-Orthodontics. *J Clin Orthod* 1970;4:685-706.
6. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilizing bone plates. *Aust Orthod J* 1985;9:231-3.
7. Roberts WM, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990;60:135-52.
8. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-8.
9. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:410-6.
10. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.

11. Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2000;34:659-66.
12. Park HS, Kwon TG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod* 2004;74:539-49.
13. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:703-10.
14. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:713-22.
15. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs. screw loading protocols in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod* 2006;76:721-7.
16. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-8.
17. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takamo-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-8.
18. Garfinkle JS. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in adolescent premolar extraction therapy. *AAOMS Oral Abstraction* 2005;Session 5:66-7.
19. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod* 2005;49:132-6.
20. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003;82:377-81.

21. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:571-7.
22. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod* 2004;38:478-86.
23. Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: A case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod* 2004;74:715-9.
24. Wehrbein H, Merz BR, Hämmerle CHF, Lang NP. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:348-53.
25. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:558-67.
26. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod* 2005;75:444-52.
27. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
28. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:721.e7-e12.

29. 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.
30. Ansell RH, Scales A. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertional and holding power in bone. *J Biomech* 1968;1:279-302.
31. Zdeblick TA, Kunz DN, Cook ME, McCabe R. Pedicle screw pull-out strength: correlation with insertional torque. *Spine* 1993;18:1673-6.
32. Boyle III JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0 mm self-tapping screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1993a;8:129-33.
33. Boyle III LJM, Frost DE, Foley MWL, Grady JJ. Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1993b;51:45-50.
34. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996;21:2429-34.
35. Lawson KJ, Brems J. Effect of insertional torque on bone screw pullout strength. *Orthopedics* 2001;24:451-4.
36. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *The Spine J* 2004;4:513-8.

37. Struckhoff JA, Huja SS, Beck FM, Litsky AS. Pull-out strength of monocortical screws at 6 weeks postinsertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop, Reviews and abstracts* 2006;129:82-3.
38. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-14.
39. McLain RF, Fry MF, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord* 1995;8:62-8.
40. Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of 0,12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infections complications and implant success. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(12 Suppl 5):25-30.
41. Roe SC, Pijanowski GJ, Johnson AL. Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage. *Am J Vet Res* 1988;49:873-7.
42. Allen RF, Baldini, NC, Donofrio PE, Gutman EL, Keefe E, Kramer JG. Standard test method for determining axial pull-out strength of medical screws (F1691-96). *Annual Book of ASTM Standards medical devices and services*, v. 13.01, Easton, USA: West Conshohocken, 1997.
43. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc* 1987;15:54-61.
44. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.

45. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantology* 1997;23:163-9.
46. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:99-103.
47. Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced periimplantitis. *J Clin Periodontol* 2004;31:845-9.
48. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73:86-92.

ILLUSTRATIONS

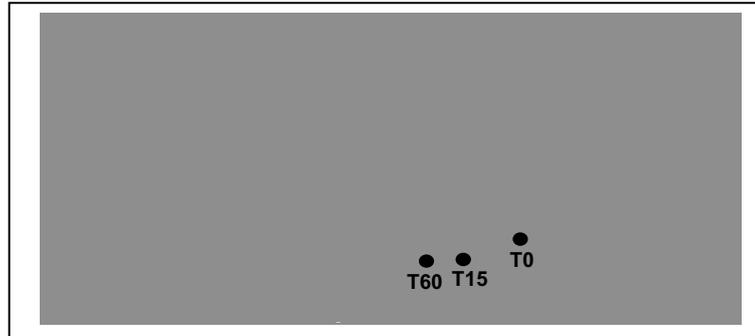


Fig 1. Schematic indicating location of MI insertion in the right mandible of dog. Circles indicate position of MI heads in T0, T15 and T60.

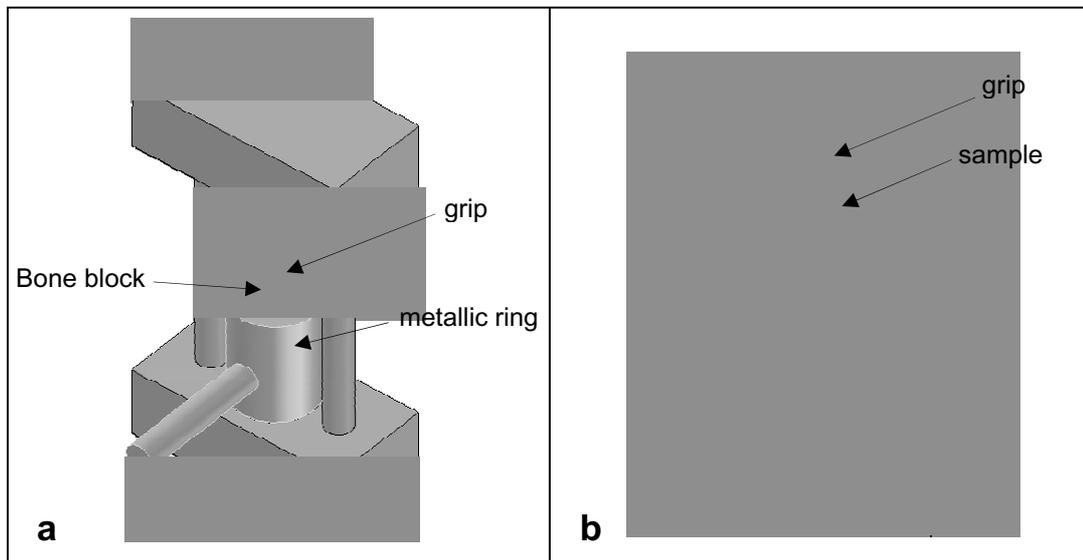


Fig 2. (a) Drawing of device A used for bone blocks embedding in dental acrylic resin. (b) Drawing of device B used for axial pull-out test.

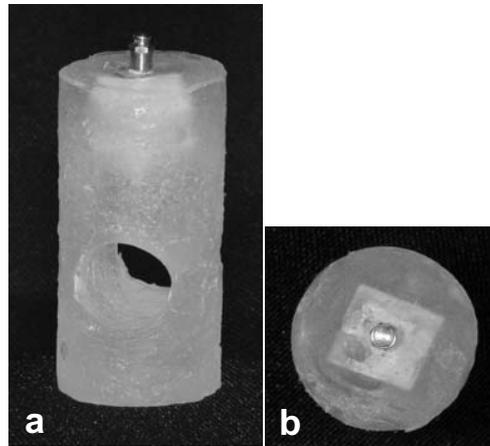


Fig 3. Sample containing MI and bone block inserted in dental acrylic resin. (a) Lateral view and (b) superior view.

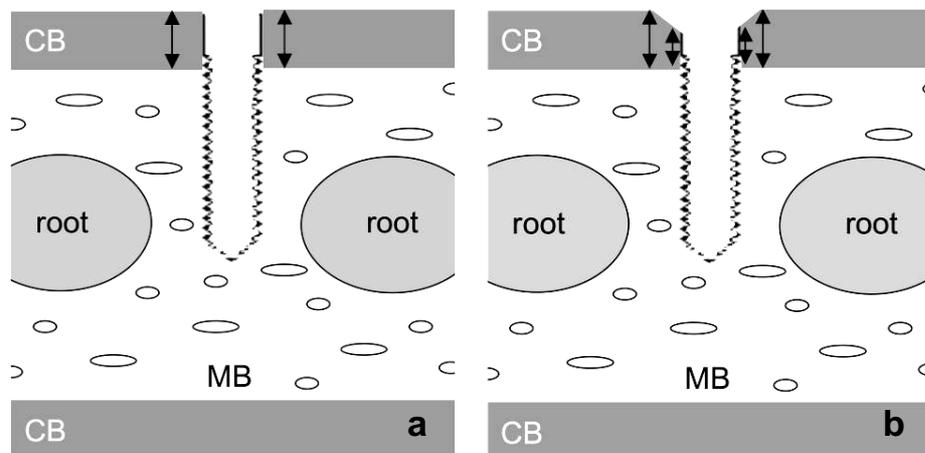


Fig 4. Schematic measurement of Cortical Bone (CB). (a) Arrows showing CBi and CBf for T0. (b) Long arrows show CBi and short arrows show CBf for T15 and T60. MB = medullary bone.

TABLES

Table I. Descriptive statistics of variables in three studied periods

Periods	Variables	n	Mean	Median	Standard Desviation	Confidence Interval (95%)	
						Inferior limit	Superior limit
T0	IT (Ncm)	20	24.71	24.70	1.91	23.81	25.60
	PS (N)	20	331.15	340.03	136.15	267.52	394.78
	CBi (mm)	20	2.55	2.60	0.29	2.42	2.69
	CBf (mm)	20	2.55	2.60	0.29	2.42	2.69
T15	IT (Ncm)	20	23.74	23.95	1.47	23.05	24.42
	PS (N)	20	242.18	252.34	83.71	203.06	281.30
	CBi (mm)	20	2.71	2.68	0.45	2.50	2.92
	CBf (mm)	20	2.38	2.35	0.43	2.18	2.58
T60	IT (Ncm)	20	25.20	24.45	3.92	23.37	27.03
	PS (N)	20	224.95	224.95	91.33	182.27	267.63
	CBi (mm)	20	2.72	2.72	0.34	2.56	2.88
	CBf (mm)	20	1.57	1.58	0.63	1.27	1.86

LEGEND: (T0) immediate, (T15) 15 days, (T60) 60 days, (IT) insertional torque, (PS) axial pull-out strength, (CBi) initial cortical bone thickness and (CBf) final cortical bone thickness.

Table II. Tukey HSD multiple comparisons for axial pull-out strength (PS)

Variable	Mean	PS (T0)	PS (T15)	PS (T60)
PS (T0)	331.15		0.0146*	0.0032*
PS (T15)	242.18	0.0146*		0.8359
PS (T60)	224.95	0.0032*	0.8359	

LEGEND: (T0) immediate, (T15) 15 days, (T60) 60 days, (PS) axial pull-out strength

NOTE: * There is significant difference for $p < 0.05$.

Table III. Tukey HSD multiple comparisons for final cortical bone thickness (CBf)

Variable	Mean	CBf (T0)	CBf (T15)	CBf (T60)
CBf (T0)	2.55		0.4302	0.0001*
CBf (T15)	2.38	0.4302		0.0001*
CBf (T60)	1.57	0.0001*	0.0001*	

LEGEND: (T0) immediate, (T15) 15 days, (T60) 60 days, (CBf) final cortical bone thickness

NOTE: * There is significant difference for $p < 0.001$.

TERM OF APPROVAL BY THE COMMITTEE OF ETHICS IN ANIMAL RESEARCH

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

Curitiba, 14 de fevereiro de 2006.
PARECER N. 002/06/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 "Torque de inserção e resistência à tração de Mini-implantes para ancoragem ortodôntica", sob o registro no CEPA /PUCPR nº 119.

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".

Prof^a. Dr^a. Antonia Maria Binder Prado
Presidente do Comitê de Etica em Pesquisa com Animais da PUCPR

Ilmo Sr
Hiroshi Maruo

2. ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA DE TÍTULO

AVALIAÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO E DA FORÇA DE ARRANCAMENTO AXIAL DE MINI-IMPLANTES PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA

Karine Kimak Salmória

Mestranda em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Hiroshi Maruo

Professor Titular do Programa de Pós-graduação em Odontologia,
Área de Concentração em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Autor para correspondência:

Prof. Dr. Hiroshi Maruo
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Mestrado em Odontologia - Ortodontia
Rua Imaculada Conceição, 1155.
CEP 80215-901. Curitiba, Paraná – Brasil
Fone: 55 (41) 3271-1637
Fax: 55 (41) 3271-1405
E-mail: h.maruo@pucpr.br

RESUMO

Introdução: Os objetivos deste estudo foram avaliar o torque de inserção de mini-implantes (MI) para ancoragem ortodôntica, comparar a força de arrancamento axial aos 0 (T0), 15 (T15) e 60 (T60) dias após sua inserção, determinar a espessura da cortical óssea inicial e final, e analisar as correlações entre as variáveis. **Métodos:** Foram inseridos sessenta MI (1,6 x 6,0 mm) na mandíbula de dez cães sem raça definida. O torque de inserção foi aferido e após a eutanásia dos animais foram confeccionados corpos de prova. Os MI foram alinhados com a máquina de ensaios, para que somente a força de arrancamento axial fosse registrada. As espessuras das corticais ósseas foram mensuradas após a remoção dos MI. A análise estatística foi realizada com teste ANOVA e Tukey HSD. **Resultados:** Força de arrancamento axial e espessura da cortical óssea final apresentaram diferenças ($p < 0,01$) entre os períodos. T0 apresentou a maior força de arrancamento e T60 a menor espessura da cortical óssea final. Houve correlação regular entre força de arrancamento e espessura da cortical óssea final em T0 ($r = 0,44$; $p = 0,05$). Não houve correlação entre torque de inserção e força de arrancamento, torque de inserção e espessura da cortical óssea inicial. **Conclusão:** A força de arrancamento axial é maior imediatamente após a inserção dos MI, a espessura da cortical óssea diminui devido à reabsorção óssea e o torque de inserção não é um método eficaz para prever a retenção de MI.

Palavras-chave: mini-implante, ancoragem, torque de inserção, teste de arrancamento axial.

INTRODUÇÃO

A ancoragem na Ortodontia é definida como a resistência ao movimento dentário indesejado.¹ Uma ancoragem estável pode ser um importante pré-requisito para o sucesso do tratamento ortodôntico, principalmente em pacientes adultos, periodontalmente comprometidos e com perdas dentárias, nos quais o controle da movimentação dentária torna-se difícil² ou naqueles casos onde não há colaboração do paciente no uso de ancoragens extra-bucais.³ Nesses casos, a ancoragem óssea pode ser um método auxiliar durante o tratamento ortodôntico.

Vários métodos de ancoragem óssea já foram empregados e descritos na literatura, tais como parafusos de vitalium,⁴ implantes endósseos,⁵ mini-placas,⁶ implantes dentários osseointegráveis na região retromolar,⁷ *onplants*,⁸ implantes palatinos,⁹ mini-parafusos² e mini-implantes (MI).¹⁰

Dentre estes dispositivos, os MI, que foram introduzidos por Kanomi (1997),¹⁰ têm sido freqüentemente utilizados nos últimos anos, devido às várias vantagens que apresentam quando comparados aos outros métodos de ancoragem óssea. Os MI são suficientemente pequenos para serem inseridos em qualquer área do osso alveolar, até mesmo entre as raízes dentárias, locais que normalmente não aceitariam um implante osseointegrável de tamanho convencional.^{2,10,11} O procedimento cirúrgico para inserção é de fácil realização, possibilitando rápida cicatrização e remoção quando o paciente ou o ortodontista desejarem, sem danos irreversíveis.^{2,11} Os MI também permitem aplicação imediata de forças juntamente com a mecânica ortodôntica tradicional,¹¹ são mais baratos e a possibilidade de aplicar carga recente reduz o tempo de tratamento ortodôntico, quando comparado ao implante convencional.^{12,13}

Apesar de existir consenso na literatura acerca da possibilidade de usar MI para ancoragem ortodôntica, o período que se deve aguardar para a aplicação de força é variável.^{14,15} Muitos autores acreditam que é possível submeter os MI a cargas imediatas,^{2,11,16-19} alguns preferem aguardar um período de cicatrização de 2 semanas,^{3,12,13} 3 semanas,^{20,21} 4 semanas,²² 6 semanas,¹⁹ 8 semanas,²³ 12 semanas,^{24,25} 6 meses²⁶ e até mesmo, sua total osseointegração, apesar de não citar o tempo necessário para que esta ocorra.¹⁰

Para iniciar a aplicação de carga nos MI, vários fatores devem ser considerados: o mecanismo de ancoragem, se direto ou indireto, o desenho do MI, a qualidade e quantidade óssea no local da inserção, a estabilidade primária e a técnica de inserção.^{14,15,27}

A espessura e a densidade da cortical óssea podem variar de acordo com o paciente e com a região de inserção.²⁸ Locais com cortical óssea espessa são considerados os mais estáveis para inserção dos MI^{17,29} e como essa retenção depende essencialmente da interface osso-metal, quanto maior a quantidade de osso, melhor será a estabilidade primária.³⁰ Assim sendo, se a estabilidade primária for adequada é possível aplicar carga imediata.¹⁶

Para avaliar o desempenho biomecânico de parafusos inseridos em tecido ósseo, métodos como torque de inserção e teste de arrancamento axial são os mais utilizados na cirurgia ortopédica e bucomaxilofacial.^{29,31-37} O torque de inserção é o resultado da resistência friccional entre as roscas do parafuso e o tecido ósseo e serve para avaliar a estabilidade primária,³⁶ uma vez que a taxa de sucesso dos MI, entre outros fatores, está relacionada com o torque de inserção.³⁸ A força de arrancamento

axial é o resultado da falência do tecido ósseo²⁹ e reflete a magnitude da carga axial que o parafuso suporta antes da ruptura óssea.³⁹ Estudos avaliaram a correlação entre o torque de inserção e a força de arrancamento axial, para verificar se o torque de inserção poderia ser utilizado para prever a retenção de parafusos de fixação rígida no tecido ósseo.³¹⁻³⁶ Segundo alguns autores, o torque de inserção e a força de arrancamento se correlacionaram,³¹⁻³³ ao passo que em outras pesquisas essa correlação não foi observada.³⁴⁻³⁶

Verifica-se, portanto, que não existe unanimidade na literatura acerca do período ideal para se aplicar força no MI e que não há pesquisas que correlacionem o torque de inserção com a força de arrancamento axial nesse dispositivo. Sendo assim, os objetivos deste estudo foram avaliar o torque de inserção de MI na mandíbula de cães, comparar a força de arrancamento axial desses MI aos 0 (imediate), 15 e 60 dias após sua inserção, determinar a espessura da cortical óssea inicial e final, bem como analisar as correlações de todas as variáveis estudadas.

MATERIAL E MÉTODOS

Sessenta mini-implantes (MI) autorosqueáveis de titânio grau 5 (Ti-6Al-4V), medindo 1,6 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, da marca Neodent[®] (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil), foram inseridos na mandíbula de 10 cães sem raça definida, machos, adultos jovens, pesando entre 14,5 e 18,2 Kg. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Animais. Antes da inserção dos MI foi realizado um tratamento prévio na cavidade bucal dos cães que consistiu em remoção do cálculo dentário e controle da placa bacteriana. Os MI foram inseridos na região posterior da mandíbula dos cães em períodos regressivos: 60 dias (T60), 15 dias (T15) e imediato (T0), sendo 20 MI (n=20) para cada grupo. Foram instalados três MI bilateralmente, conforme a Figura 1. Durante o experimento os MI não receberam aplicação de carga.

Os cães foram pré-anestesiados com ketamina (2 mg/Kg) e xilazina (1 mg/Kg) via intra-muscular, e a anestesia endovenosa foi obtida com tiopental sódico (2,5 mg/Kg). Os MI foram inseridos pela técnica transmucosa,² obtendo-se uma ancoragem monocortical. A perfuração óssea foi realizada com fresa de 1,3 mm de diâmetro, o mais perpendicular possível à superfície óssea vestibular, cerca de 7 mm abaixo do término da gengiva inserida, a 600 rpm, sob constante refrigeração com soro fisiológico.¹⁶ Os MI foram inseridos com chave manual e o rosqueamento final foi executado com o torquímetro manual digital Instrutherm[®] TQ-680 (WA Componentes Eletrônicos, São Paulo, Brasil), que aferiu o torque de inserção máximo (TI), medido em Ncm. Foram realizadas radiografias periapicais no pré-operatório para demarcar os locais de inserção e no pós-operatório, para descartar a possibilidade de injúria às

raízes dentárias. A higiene ao redor dos MI foi realizada duas vezes por semana com solução de clorexidina a 0,2%.^{2,18,40} Após a eutanásia dos animais, as mandíbulas foram removidas cirurgicamente, dissecadas e seccionadas em pequenos blocos. Cada mini-implante (MI) ficou circundado por aproximadamente 4 mm de tecido ósseo.²⁹ Os blocos ósseos foram enrolados em compressas de gaze embebidas em soro fisiológico e congelados a -20° C.⁴¹ Assim permaneceram de 24 a 48 horas até o momento da confecção dos corpos de prova, quando foram descongelados à temperatura ambiente.

Foram confeccionados dois dispositivos *A* e *B* (Fig 2). O dispositivo *A* foi desenvolvido para posicionar o bloco ósseo na resina acrílica durante o processo de embebição, de tal forma, que o MI ficasse alinhado com o eixo da máquina de ensaios mecânicos e o *B*, foi utilizado durante o teste biomecânico. A ASTM F1691-96⁴² preconiza este alinhamento para que somente a força de arrancamento no sentido axial seja registrada. Uma garra foi elaborada para apreensão do MI com o mesmo perfil e dimensões da sua cabeça. Esta mesma garra foi utilizada para a embebição do bloco ósseo e para a realização do teste de arrancamento. A resina acrílica auto-polimerizável foi dispensada dentro do anel metálico e o bloco ósseo contendo o MI, apreendido pela garra, foi nela submerso de maneira que as suas margens ficassem no mesmo nível da superfície da resina. Este conjunto foi colocado em um recipiente com água fria para dissipar a reação exotérmica da resina acrílica. Após a presa da resina, o MI foi solto da garra e o corpo de prova estava pronto (Fig 3) para ser submetido ao teste de arrancamento.

O teste de arrancamento axial foi realizado na máquina de ensaios EMIC[®] DL 500 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brasil),

utilizando uma célula de carga de 100 Kg/f a uma velocidade constante de 0,05 mm/min. A força de arrancamento máxima (FA) foi obtida e registrada para cada MI em Newton (N). Após o teste de arrancamento, os corpos de prova foram seccionados pelo centro da loja óssea deixada pelo MI, transversalmente às raízes dentárias.²⁹ Uma metade de cada corpo de prova foi examinada através de microscópio estereoscópico Leica Zoom 2000TM (Fisher Scientific, EUA) com aumento de 15 vezes, para a medição da cortical óssea com paquímetro digital Mitutoyo[®] (CD-15C, Mitutoyo, Japão). A mensuração da espessura da cortical óssea foi repetida 2 vezes para cada lado do sítio de descontinuidade. A média obtida entre as medidas dos dois lados do sítio de inserção do MI representou a espessura da cortical óssea inicial (ECi), mensurada onde existia integridade da mesma. Para T15 e T60 foi também mensurada a espessura da cortical final (ECf), uma vez que ocorreu reabsorção óssea na cortical destes dois grupos. Esta medida foi realizada na região mais próxima ao sítio de arrancamento do MI (Fig 4). Como em T0 não houve reabsorção óssea, já que era o grupo de aplicação imediata de força, a ECi e ECf foram iguais.

Obtidos os dados, foram analisados os pressupostos de normalidade pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Desta forma, foi possível utilizar o teste ANOVA com medidas repetidas para verificar se havia diferença estatisticamente significativa entre os períodos, para as médias das variáveis ($p < 0,01$). As variáveis que apresentaram diferença estatisticamente significativa, foram submetidas ao teste de comparações múltiplas Tukey HSD ($p < 0,05$). Para a análise de possíveis correlações entre os pares de variáveis TI e FA, TI e ECi, FA e ECf em cada período, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

No decorrer da parte experimental três mini-implantes (MI) foram perdidos, sendo um do grupo T15 e dois do T60. Portanto, o teste de arrancamento foi realizado em 57 MI e a taxa de sucesso foi de 95%. A média, a mediana, o desvio-padrão e o intervalo de confiança de cada variável estão demonstrados na Tabela I. Todas as variáveis apresentaram distribuição normal ($p > 0,05$).

Ao se comparar os valores médios das variáveis nos diferentes períodos, a ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) na força de arrancamento axial (FA) e na espessura da cortical óssea final (ECf). As variáveis torque de inserção (TI) e espessura da cortical óssea inicial (ECi) não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). O valor médio total do TI, entre os três períodos, foi de $24,54 \pm 2,68$ Ncm e da ECi foi de $2,65 \pm 0,52$ mm.

Segundo o teste Tukey HSD (Tabelas II e III), a FA em T0 diferiu de T15 e T60 ($p < 0,05$), que não diferiram entre si ($p > 0,05$). O grupo T0 apresentou a maior média da FA ($331,15 \pm 136,15$ N), seguido por T15 ($242,18 \pm 83,71$ N) e T60 ($224,95 \pm 91,33$ N). Para ECf, o grupo T60 diferiu de T0 e T15 ($p < 0,001$), que por sua vez não diferiram entre si ($p > 0,05$). A menor média da ECf foi encontrada em T60 ($1,57 \pm 0,63$ mm), quando comparada com T15 ($2,38 \pm 0,43$ mm) e T0 ($2,55 \pm 0,29$ mm).

Houve uma correlação regular e estatisticamente significativa entre FA e ECf apenas em T0 ($r = 0,44$, $p = 0,05$). Em T15 e T60 houve uma correlação positiva, mas não estatisticamente significativa. As correlações entre TI e FA, TI e ECi, não foram estatisticamente significantes ($p > 0,05$).

DISCUSSÃO

Apesar de não existir consenso em relação ao melhor termo a ser empregado para os dispositivos de ancoragem ortodôntica temporários, Mah e Bergstrand¹⁹ afirmaram que “mini-implante” é mais apropriado que “micro-implante” ou “parafuso”. “Micro” é definido como uma grandeza de 10^{-6} e embora o formato e desenho destes dispositivos sejam parecidos com um parafuso, esse termo poderia ter uma conotação negativa. Desta forma, foi adotado nesta pesquisa o termo “mini-implante” (MI).

A escolha dos três períodos se baseou nas fases específicas da cicatrização óssea em cães, correlacionadas com as taxas de reparo ósseo em humanos. Roberts et al⁴³ compararam a duração das fases do ciclo de remodelação óssea nas espécies coelho, cão e homem, dividindo-as em ativação, reabsorção ativa, latência e formação. A duração completa desse ciclo é por volta de doze e dezessete semanas em cães e no homem, respectivamente. Esta remodelação se inicia com uma fase de ativação que dura horas ou dias, seguida da reabsorção óssea realizada pelos osteoclastos. Este período de reabsorção perdura por uma semana e meia nos cães e duas semanas no homem. A fase de latência tem duração de uma semana nos cachorros e uma a duas semanas no homem, aproximadamente. Nesta fase, os osteoclastos são substituídos por osteoblastos principiando a fase da neoformação óssea. A matriz osteóide alcança a superfície do implante na quarta semana em cães e na sexta semana em humanos. Após aproximadamente dez semanas nos cães e treze semanas no homem, a cavidade resultante da reabsorção torna-se preenchida por tecido ósseo. Tendo por base esses parâmetros, os períodos escolhidos nesta pesquisa foram 0 (T0), 15 (T15) e 60 (T60) dias após a inserção dos MI. O grupo T0 foi escolhido para averiguar a estabilidade

primária. O grupo T15 coincidiu com a fase de latência do ciclo de remodelação óssea e o grupo T60, com a fase da neoformação óssea nos cães.

O período de armazenamento e as variações nas condições de estocagem do tecido ósseo podem afetar suas propriedades biomecânicas, porém não existe diferença entre a realização imediata do teste de arrancamento ou dentro de uma semana, quando o tecido ósseo é embebido em solução salina e estocado a -20°C .⁴¹ Desta forma, os espécimes desta pesquisa foram dissecados e os blocos ósseos seccionados imediatamente após a eutanásia dos animais, enrolados em gaze embebida em soro fisiológico e permaneceram de 24 a 48 horas congelados a -20°C .

Apesar dos MI serem utilizados clinicamente há quase dez anos, poucos estudos avaliaram os fatores de risco associados à sua perda e estabilidade.^{3,17,44} Nesta pesquisa a taxa de sucesso dos MI foi de 95% (57 de 60 MI), em concordância com a porcentagem de 97% encontrada por Deguchi et al²⁰ para MI inseridos em cães, que não receberam carga.

Os fatores que afetam o sucesso dos MI são controversos na literatura, dentre os quais, pode-se citar inflamação peri-implantar,^{3,17,44} diâmetro do MI,¹⁷ ausência de mucosa ceratinizada,³ torque de inserção,³⁸ técnica cirúrgica,¹⁸ espessura e densidade da cortical óssea.¹⁷ Para outros autores, fatores como comprimento,^{3,17,44} tipo e diâmetro do MI,⁴⁴ técnica cirúrgica,^{17,44} tempo de espera para aplicação de carga,^{17,18,44} idade e sexo do paciente,^{17,38,44} local de inserção,³⁸ método de aplicação de força⁴⁴ e quantidade de força¹⁸ não interferem no sucesso. As possíveis razões para a perda dos três MI, podem estar associadas a cinco fatores: técnica cirúrgica, torque de inserção,

espessura da cortical óssea, ausência de mucosa ceratinizada e inflamação peri-implantar.

A estabilidade primária foi obtida em todos os MI e não houve diferença estatisticamente significativa em relação ao torque de inserção (TI) em T0, T15 e T60. A média total do TI foi de $24,54 \pm 2,68$ Ncm, acima da média de 7,2 a 13,5 Ncm encontrada para humanos.³⁸ Tal discrepância, provavelmente, está relacionada à diferença da espessura da cortical óssea entre as espécies, pois é um dos principais fatores que interfere no TI e, conseqüentemente, na estabilidade primária,^{27,28} apesar de não ter ocorrido uma correlação entre TI e espessura da cortical óssea inicial (ECi) na presente pesquisa. Além da qualidade e quantidade do tecido ósseo, o torque de inserção pode ser influenciado pelo tamanho da perfuração inicial em relação ao diâmetro interno do parafuso, pelas características do parafuso e da inserção, se monocortical ou bicortical, se realizada com rotação contínua ou intermitente e se o parafuso foi inserido num material seco ou molhado.³³

A média da força de arrancamento axial (FA) obtida neste trabalho foi de $331,15 \pm 136,15$ N no grupo T0. O valor encontrado na literatura para parafusos de 2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, inseridos na região posterior da mandíbula de cães, submetidos ao arrancamento imediato a uma velocidade de 0,05 mm/s é de $388,3 \pm 23,1$ N.²⁹ Estas médias são próximas, porém não podem ser comparadas devido às diferenças no desenho e diâmetro dos MI empregados nas duas pesquisas e da velocidade utilizada durante o teste de arrancamento. É possível afirmar, que na presente pesquisa, a FA não foi influenciada pelo contato entre os MI e as raízes dentárias, devido às evidências radiográficas e à inspeção visual dos blocos ósseos

seccionados. Acredita-se que a grande variação da FA pode estar associada às diferenças da qualidade óssea entre os animais.⁴⁵

Struckhoff et al,³⁷ avaliaram se a FA de parafusos após seis semanas era diferente da força obtida imediatamente após a inserção. Observaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois períodos, ao contrário do que ocorreu na presente pesquisa, na qual foi verificada força estatisticamente maior no grupo T0, quando comparado com os grupos T15 e T60.

A diminuição da FA encontrada em T15 e T60 pode estar relacionada com as fases reparacionais do tecido ósseo citadas anteriormente. Em T15 o ciclo do reparo ósseo nos cães estava na fase de latência, portanto já havia ocorrido reabsorção óssea pelos osteoclastos enquanto que em T60, estava ocorrendo a formação óssea pelo depósito da matriz osteóide. Deguchi et al²⁰ constataram que o contato ósseo na interface osso-MI em cães, decresce entre a terceira e sexta semanas após sua inserção, devido aos eventos de cicatrização. Em T0, as porções periféricas das roscas estavam em íntimo contato com o tecido ósseo circundante (travamento mecânico), assegurando a estabilidade primária e por isso o valor da FA encontrado.

Outra possibilidade para a diminuição da FA nos períodos T15 e T60, pode estar associada com a inflamação peri-implantar ocasionada pelo acúmulo da placa bacteriana e pela falta da mucosa ceratinizada. A placa bacteriana pode causar mucosite peri-implantar⁴⁶ e reabsorção do tecido ósseo de suporte ao redor do implante.⁴⁷ Sinais de mucosite peri-implantar foram evidentes durante todo o experimento em T15 e T60, mesmo empregando clorexidina 0,2% duas vezes por semana, que é um método eficaz na prevenção da inflamação.^{2,40} Os achados desta

pesquisa estão de acordo com Ericsson et al⁴⁶ que observaram uma gengiva peri-implantar edemaciada, vermelha e com sangramento à sondagem em cães, 3 meses após o início de seu experimento. Os MI da presente pesquisa foram inseridos em mucosa não-ceratinizada devido à falta de espaço entre as raízes dentárias na região da mucosa ceratinizada, o que pode ter propiciado a resposta encontrada, pois a ausência desse tipo de mucosa ao redor do MI aumenta significativamente o risco de inflamação e está associada com alta taxa de perdas.³

Como não existem trabalhos na literatura que correlacionem o TI com a FA de MI, os resultados obtidos nesta pesquisa foram comparados com outros que empregaram parafusos de fixação óssea rígida. No presente estudo, não foi encontrada correlação entre TI e FA em nenhum dos períodos, concordando com alguns autores,³⁴⁻³⁶ apesar de outros trabalhos afirmarem existir correlação.³¹⁻³³ A falta de correlação entre TI e FA pode ser explicada pelas propriedades anisotrópicas do osso, ou seja, características ósseas desiguais. A morfologia do osso trabecular produz características mecânicas variadas e em diferentes direções, portanto o TI não deve ser um indicador da FA.³⁶

A média da ECi desta pesquisa foi de $2,65 \pm 0,52$ mm e está de acordo com a espessura de aproximadamente 2,41 mm encontrada por Huja et al²⁹ para a mesma região em cães. Não houve diferença estatisticamente significativa para a ECi entre T0, T15 e T60, portanto os diferentes locais utilizados para a inserção dos MI, não alteraram os resultados desta pesquisa. A espessura da cortical óssea final (ECf) foi estatisticamente menor em T60 ($1,57 \pm 0,63$ mm) do que em T0 ($2,55 \pm 0,29$ mm) e T15

(2,38 ± 0,43 mm), muito provavelmente devido à reabsorção óssea cervical ocorrida neste período.

Neste trabalho houve uma correlação regular, estatisticamente significativa entre FA e ECf em T0 ($r=0,44$, $p=0,05$), cujos resultados similares ($r=0,39$, $p=0,02$) foram encontrados por Huja et al.²⁹ Em T15 e T60 houve uma correlação positiva, mas não foi estatisticamente significativa. Estes resultados podem estar associados às diferentes densidades nos sítios ósseos implantados, uma vez que a densidade óssea tem um papel importante na determinação da FA.⁴⁵ O presente estudo não avaliou qualitativamente o tecido ósseo.

Sabendo que a força necessária para a movimentação dentária na ortodontia varia de 0,3 a 4N,⁴⁸ o que é muito aquém da força de arrancamento encontrada nesta pesquisa em T0, T15 e T60, pode-se afirmar que os MI podem receber aplicação de carga em qualquer um dos períodos avaliados. Sendo assim, sugere-se que investigações futuras avaliem o tecido ósseo no local da inserção dos MI de forma qualitativa, aumentando o tempo de reparo ósseo e aplicando carga nos MI em diferentes períodos, para se estabelecer parâmetros mais confiáveis quanto ao momento ideal para se empregar força nesses dispositivos.

CONCLUSÕES

- A força de arrancamento axial é maior imediatamente após a inserção do mini-implante do que após um período de 15 e 60 dias.
- A espessura da cortical óssea diminui com o passar das semanas, devido à reabsorção óssea ao redor da cabeça dos mini-implantes.
- Os mini-implantes apresentam estabilidade primária adequada quando inseridos pela técnica transmucosa e com perfuração óssea previamente à sua inserção.
- O torque de inserção não é um método eficaz para prever a retenção de mini-implantes.
- Não há correlação entre torque de inserção e espessura da cortical óssea inicial.
- Existe correlação regular entre a força de arrancamento axial e a espessura da cortical óssea final.

Os autores agradecem à Neodent Implante Osteointegrável pela doação dos mini-implantes, à Renato Cavanha pelo desenvolvimento dos dispositivos e assistência durante a realização do teste de arrancamento, à Alexander Golin pela confecção da garra para apreensão do mini-implante e ao Prof. Dr. Sérgio Aparecido Ignácio pela análise estatística.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit W; Fields HW. Contemporary orthodontics. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1993:289-315.
2. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
3. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:100-6.
4. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthodon Oral Surg* 1945;31:406-17.
5. Linkow LI. Implanto-Orthodontics. *J Clin Orthod* 1970;4:685-706.
6. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilizing bone plates. *Aust Orthod J* 1985;9:231-3.
7. Roberts WM, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990;60:135-52.
8. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-8.
9. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:410-6.
10. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.

11. Gray JB, Smith R. Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2000;34:659-66.
12. Park HS, Kwon TG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod* 2004;74:539-49.
13. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:703-10.
14. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:713-22.
15. Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs. screw loading protocols in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod* 2006;76:721-7.
16. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-8.
17. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takamo-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-8.
18. Garfinkle JS. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in adolescent premolar extraction therapy. *AAOMS Oral Abstraction* 2005;Session 5:66-7.
19. Mah J, Bergstrand F. Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod* 2005;49:132-6.
20. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003;82:377-81.

21. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:571-7.
22. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod* 2004;38:478-86.
23. Kawakami M, Miyawaki S, Nogushi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: A case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod* 2004;74:715-9.
24. Wehrbein H, Merz BR, Hämmerle CHF, Lang NP. Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:348-53.
25. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004;74:558-67.
26. Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod* 2005;75:444-52.
27. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
28. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:721.e7-e12.

29. 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.
30. Ansell RH, Scales A. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertional and holding power in bone. *J Biomech* 1968;1:279-302.
31. Zdeblick TA, Kunz DN, Cook ME, McCabe R. Pedicle screw pull-out strength: correlation with insertional torque. *Spine* 1993;18:1673-6.
32. Boyle III JM, Frost DE, Foley WL, Grady JJ. Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0 mm self-tapping screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1993a;8:129-33.
33. Boyle III LJM, Frost DE, Foley MWL, Grady JJ. Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1993b;51:45-50.
34. Kwok AW, Finkelstein JA, Woodside T, Hearn TC, Hu RW. Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone. *Spine* 1996;21:2429-34.
35. Lawson KJ, Brems J. Effect of insertional torque on bone screw pullout strength. *Orthopedics* 2001;24:451-4.
36. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *The Spine J* 2004;4:513-8.

37. Struckhoff JA, Huja SS, Beck FM, Litsky AS. Pull-out strength of monocortical screws at 6 weeks postinsertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop, Reviews and abstracts* 2006;129:82-3.
38. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-14.
39. McLain RF, Fry MF, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord* 1995;8:62-8.
40. Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of 0,12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infections complications and implant success. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(12 Suppl 5):25-30.
41. Roe SC, Pijanowski GJ, Johnson AL. Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage. *Am J Vet Res* 1988;49:873-7.
42. Allen RF, Baldini, NC, Donofrio PE, Gutman EL, Keefe E, Kramer JG. Standard test method for determining axial pull-out strength of medical screws (F1691-96). *Annual Book of ASTM Standards medical devices and services*, v. 13.01, Easton, USA: West Conshohocken, 1997.
43. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc* 1987;15:54-61.
44. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.

45. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantology* 1997;23:163-9.
46. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:99-103.
47. Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced periimplantitis. *J Clin Periodontol* 2004;31:845-9.
48. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73:86-92.

FIGURAS

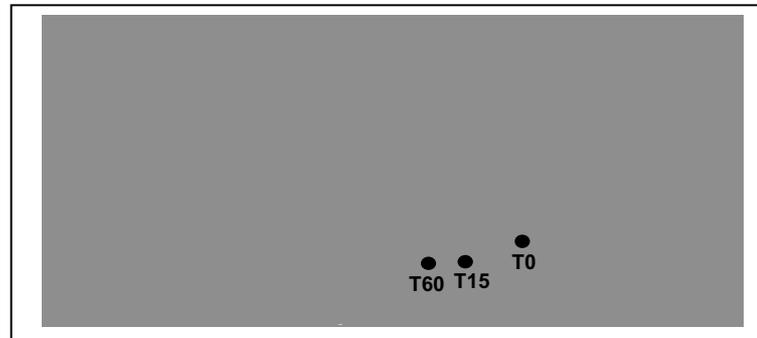


Fig 1. Desenho indicando os locais de inserção dos MI no lado direito da mandíbula do cão. Os círculos representam as cabeças dos MI em T0, T15 e T60.

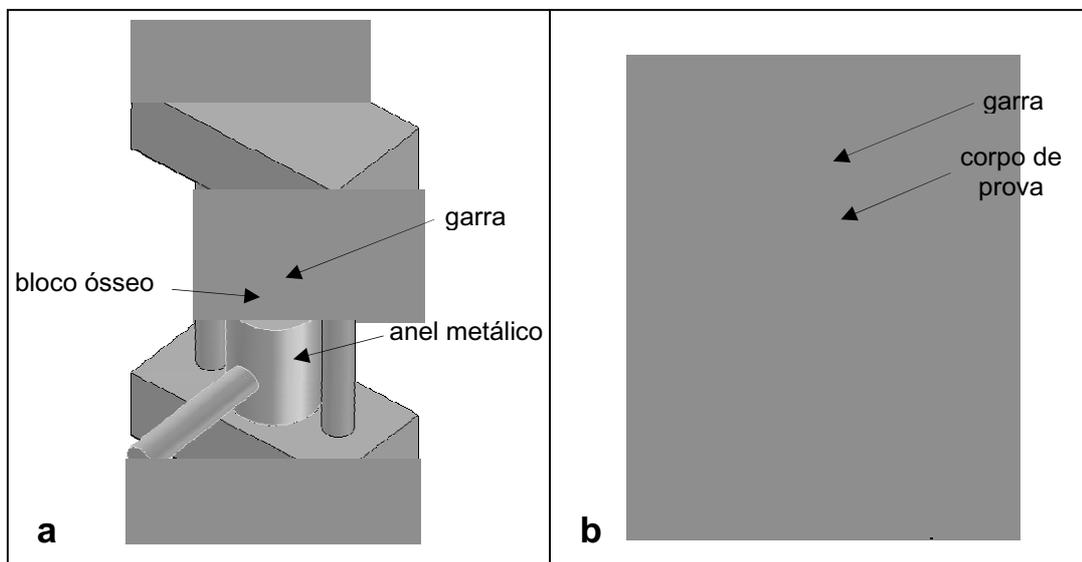


Fig 2. (a) Desenho do dispositivo A utilizado para embebição do bloco ósseo na resina acrílica. (b) Desenho do dispositivo B utilizado para a realização do teste de arrancamento axial.

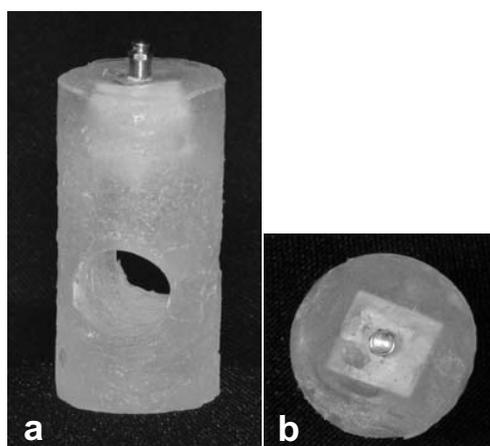


Fig 3. Corpo de prova contendo MI e bloco ósseo inserido em resina acrílica, (a) vista lateral e (b) vista superior.

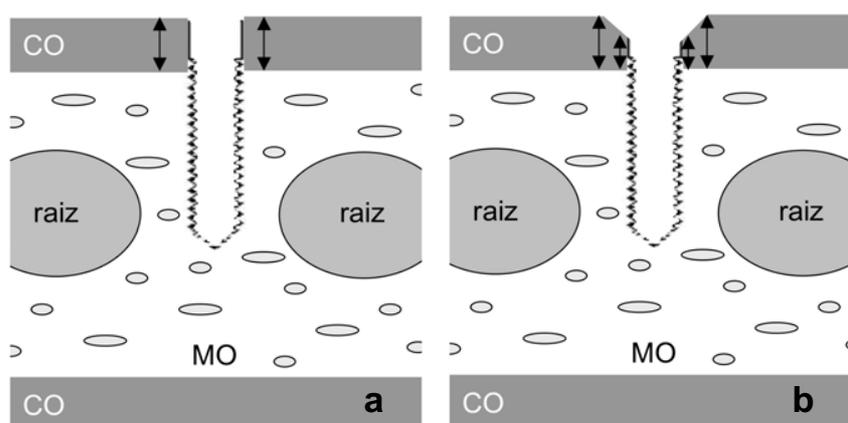


Fig 4. Mensuração da cortical óssea (CO). (a) As setas representam a ECI e ECf para T0. (b) As setas longas representam ECI e as setas curtas ECf para T15 e T60. MO = medular óssea.

TABELAS

Tabela I. Estatísticas descritivas das variáveis nos três períodos estudados

Períodos	Variável	n	Média	Mediana	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)	
						Limite inferior	Limite superior
T0	TI (N.cm)	20	24,71	24,70	1,91	23,81	25,60
	FA (N)	20	331,15	340,03	136,15	267,52	394,78
	ECi (mm)	20	2,55	2,60	0,29	2,42	2,69
	ECf (mm)	20	2,55	2,60	0,29	2,42	2,69
T15	TI (N.cm)	20	23,74	23,95	1,47	23,05	24,42
	FA (N)	20	242,18	252,34	83,71	203,06	281,30
	ECi (mm)	20	2,71	2,68	0,45	2,50	2,92
	ECf (mm)	20	2,38	2,35	0,43	2,18	2,58
T60	TI (N.cm)	20	25,20	24,45	3,92	23,37	27,03
	FA (N)	20	224,95	224,95	91,33	182,27	267,63
	ECi (mm)	20	2,72	2,72	0,34	2,56	2,88
	ECf (mm)	20	1,57	1,58	0,63	1,27	1,86

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (TI) torque de inserção, (FA) força de arrancamento, (ECi) espessura da cortical inicial e (ECf) espessura da cortical final.

Tabela II. Comparações múltiplas de Tukey HSD para a variável força de arrancamento (FA)

Variável	Média	FA (T0)	FA (T15)	FA (T60)
FA (T0)	331,15		0,0146*	0,0032*
FA (T15)	242,18	0,0146*		0,8359
FA (T60)	224,95	0,0032*	0,8359	

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (FA) força de arrancamento

NOTA: * Existe diferença significativa para $p < 0,05$.

Tabela III. Comparações múltiplas de Tukey HSD para a variável espessura da cortical óssea final (ECf)

Variável	Média	ECf (T0)	ECf (T15)	ECf (T60)
ECf (T0)	2,55		0,4302	0,0001*
ECf (T15)	2,38	0,4302		0,0001*
ECf (T60)	1,57	0,0001*	0,0001*	

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (ECf) espessura da cortical óssea final

NOTA: * Existe diferença significativa para $p < 0,001$.

TERMO DE APROVAÇÃO 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. 002/06/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 "Torque de inserção e resistência à tração de Mini-implantes para ancoragem ortodôntica", sob o registro no CEPA /PUCPR nº 119.

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, appearing to read "Antonia Maria Binder Prado", is written over the typed name.

Prof.ª. Dr.ª. Antonia Maria Binder Prado
Presidente do Comitê de Etica em Pesquisa com Animais da PUCPR

Ilmo Sr
Hiroshi Maruo

3. ANEXOS

ANEXO I – Fundamentos Teóricos

Reparo ósseo

Roberts *et al.* (1987) numa revisão da literatura sobre mecanismo e tempo para a cicatrização, maturação e adaptação óssea, afirmaram que a remodelação pode ser definida como a reestruturação interna de um osso previamente existente. A ativação de células precursoras do osso resulta numa seqüência de reabsorção ativa, latência e formação do tecido ósseo. A duração desse ciclo, chamado de sigma, é por volta de 6 semanas nos coelhos, 12 semanas em cachorros e 17 semanas no homem. A remodelação óssea inclui todas as alterações localizadas no ósteon ou na trabécula, a saber, renovação, hipertrofia, atrofia e reorientação. O osso pode se formar ou reabsorver em qualquer superfície endosteal ou periosteal. A remodelação óssea no osso cortical ocorre através dos ósteons secundários. O ciclo sigma começa com uma fase de ativação que dura horas ou dias, quando os osteoclastos formam uma frente de reabsorção. Os precursores dos osteoclastos derivam dos monócitos, originalmente formados por pré-monócitos na medula óssea. Essa reabsorção óssea progride através da cortical óssea numa velocidade de 27 a 39 $\mu\text{m}/\text{dia}$. Durante esta fase, cones de reabsorção de aproximadamente 120-180 μm de diâmetro são formados. Após a formação de uma cavidade óssea, inicia-se a fase de latência que é variável: poucos dias nos coelhos, uma semana nos cachorros e de uma a duas semanas no homem. A fase de latência é também uma fase reversa, pois os osteoclastos são substituídos por osteoblastos, derivados das células fibroblásticas perivasculares. A fase de formação óssea é a que mais varia entre as espécies. A cavidade resultante da reabsorção, é preenchida dentro de 4 $\frac{1}{2}$ semanas nos coelhos, 10 semanas nos cachorros e 13

semanas no homem. Assim sendo, a média da duração do ciclo sigma (ativação, reabsorção, latência e formação óssea) aumenta de forma diretamente proporcional ao tamanho do animal. Usando o coelho como modelo (X), os fatores para os eventos fisiológicos similares no cachorro e nos humanos, são 2(X) e 3(X), respectivamente, conforme mostrado na Tabela 1. Neste trabalho, os autores concluíram que em coelhos, a matriz osteóide alcança a superfície do implante por volta de 2 semanas. Para humanos adultos, esse tempo é por volta de 6 semanas, uma vez que a taxa metabólica da cortical óssea do coelho é aproximadamente três vezes maior do que a taxa para o ser humano.

TABELA 1 – DURAÇÃO DAS FASES DO CICLO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

FASES DA REMODELAÇÃO	COELHO	CACHORRO	HOMEM
Ativação	½	½	1
Reabsorção	1	1 ½	2
Latência (reversão)	½	1	1 ½
Formação	4 ½	10	13
Ciclo sigma	6	12	17
Fator	X	2X	3X

FONTE: Dados do trabalho de Roberts *et al.* (1987)

NOTA: Período de tempo em semanas.

Estocagem do tecido ósseo

Roe, Pijanowski e Johnson (1988) avaliaram os efeitos dos vários procedimentos de preparação e períodos de estocagem de enxertos de osso canino. Os blocos ósseos receberam diferentes tratamentos químicos, foram armazenados a -20° C e avaliados por testes biomecânicos após 1, 16 e 32 semanas. O grupo controle foi resfriado à 4°C e testado após 4 horas da eutanásia dos cães. Após uma semana de estocagem, os blocos ósseos congelados de maneira asséptica e que não receberam nenhum tratamento químico, somente embebidos em solução salina 0,9%, não

apresentaram diferença em relação ao teste de arrancamento, quando comparados ao grupo controle.

Inflamação peri-implantar

Ericsson *et al.* (1992) estudaram os efeitos a longo prazo da placa bacteriana na gengiva e mucosa peri-implantar de 5 cães beagle. Três implantes de titânio foram inseridos na região de pré-molares inferiores de cada cão. O controle da placa bacteriana na região dos implantes e nos dentes do lado contralateral foi realizado por 4 meses, até o início do experimento propriamente dito. No dia zero, os dentes e as regiões com os implantes foram examinadas clinicamente com relação à placa bacteriana e gengivite. O controle da placa não foi mais realizado e os cães foram submetidos a uma dieta específica para propiciar o acúmulo de placa. Após 90 dias, os cães foram re-examinados. Todos os dentes e implantes apresentavam grande quantidade de placa bacteriana e o tecido mole ao redor estava edemaciado, vermelho e com sangramento à sondagem. A análise histológica da gengiva e da mucosa peri-implantar demonstrou que ambos tecidos continham células inflamatórias, que a extensão apical do infiltrado inflamatório era maior na mucosa peri-implantar do que na gengiva e que a composição das duas lesões possuía muitas características em comum. Concluíram que o acúmulo de placa bacteriana na região de implantes pode causar mucosite peri-implantar.

Lambert, Morris e Ochi (1997) avaliaram o efeito do bochecho com solução de clorexidina para evitar infecções peri-implantares no período pós-operatório. A clorexidina 0,12% foi usada no pós-operatório de 54,6% dos 595 pacientes que

receberam um total de 2641 implantes. Houve uma redução significativa no número de complicações infecciosas no grupo que realizou o bochecho. Foram perdidos somente 2% dos implantes deste grupo, sendo que esse implantes não apresentavam infecção. Entretanto, 12% dos implantes do grupo dos pacientes que não utilizaram clorexidina, foram perdidos devido à infecção. Concluíram que a clorexidina pode reduzir as complicações microbianas quando usada no pós-operatório imediato, aumentando assim o índice de sucesso dos implantes.

Zitzmann *et al.* (2004) estudaram a presença e a progressão das lesões inflamatórias nos tecidos circundantes aos implantes expostos à "peri-implantite experimental". Para isso, utilizaram 5 cães labrador e em cada animal, 2 ou 3 implantes foram instalados nos lados direito e esquerdo das regiões de pré-molares inferiores. A colocação dos pilares foi realizada somente após 4 meses e o regime de controle da placa bacteriana foi iniciado nessa época e mantido por 5 meses. A "peri-implantite experimental" foi induzida subseqüentemente através da colocação de ligaduras causando o acúmulo de placa, sendo permitido progredir até que cerca de 40% da altura do osso de suporte fosse perdida. As ligaduras foram removidas, porém a formação da placa foi permitida que continuasse por mais 12 meses. Radiografias de todos os sítios dos implantes foram obtidas antes e depois do início da "peri-implantite experimental", bem como ao final do experimento. Foram realizadas biópsias dos sítios dos implantes em 3 animais. As amostras foram preparadas para microscopia de luz e as secções foram usadas para exame histométrico e morfométrico. Foram perdidos 1 implante durante os dois primeiros meses da "peri-implantite experimental" e outros dois, durante os 12 meses que se seguiram após a remoção da ligadura. Os exames

radiográficos indicaram que uma variada quantidade de perda óssea adicional ocorreu na maioria dos sítios dos implantes após a remoção da ligadura. A mucosa de todos os sítios dos implantes continha lesões inflamatórias que se estendiam apicalmente à bolsa do epitélio. As lesões foram separadas do osso marginal por uma zona de tecido conectivo aparentemente normal. A conclusão que os autores chegaram é que a lesão inflamatória destrutiva nos tecidos peri-implantares cessou em alguns sítios somente depois da remoção da ligadura, mas na maioria, uma perda óssea adicional do tecido de suporte (osso) ocorreu.

Mini-implantes e parafusos para ancoragem ortodôntica

Costa, Raffaini e Melsen (1998) apresentaram o mini-parafuso como uma alternativa para ancoragem ortodôntica. Utilizou-se para o estudo uma amostra de 14 pacientes, nos quais foram inseridos 16 mini-parafusos de titânio de 2 mm de diâmetro e 9 mm de comprimento. Foram selecionados vários locais na maxila e mandíbula para a inserção dos mini-parafusos, que foram previamente analisados em um crânio seco. Sob anestesia local, foi realizada uma perfuração de 1,5 mm de diâmetro, com uma peça de mão à baixa velocidade e irrigação constante. Os mini-parafusos foram inseridos diretamente através da mucosa, sem qualquer incisão prévia, utilizando uma chave de parafuso manual. Os mini-parafusos receberam carga imediata e foram utilizados como ancoragem para intrusão, mesialização e retrusão de dentes. Após o tratamento, sob anestesia local, os mini-parafusos foram removidos sem dificuldade com a mesma chave manual utilizada para a inserção. Durante este estudo clínico foram perdidos 2 mini-parafusos antes do término do tratamento, e provavelmente foi

devido à direção da aplicação da carga, que criou um momento, desrosqueando o mini-parafuso. Os autores fizeram as seguintes considerações referentes a este sistema de ancoragem: os mini-parafusos podem ser facilmente inseridos e removidos pelo próprio ortodontista, sendo possível submetê-los a cargas imediatamente após a sua inserção, diminuindo o tempo de tratamento; a irritação local mostra-se limitada e, se presente, pode ser controlada com aplicação local de clorexidina; existe o risco de infecção, perfuração do seio maxilar e contato com raízes e nervos.

Deguchi *et al.* (2003) quantificaram as propriedades histomorfométricas da interface osso-parafuso e estabeleceram um adequado período de cicatrização antes da aplicação de carga ortodôntica. Para isso, foram utilizados 96 parafusos de titânio (5 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro) inseridos na maxila e na mandíbula de cães, divididos em parafusos que receberam aplicação de força após 3, 6 e 12 semanas de cicatrização e parafusos que não receberam aplicação de força durante os mesmos períodos. Três implantes da mandíbula que ainda não haviam recebido carga foram perdidos, um após 3 semanas e os outros dois após 6 semanas da inserção, resultando numa taxa de sucesso de 97%. Nenhum implante foi perdido após a aplicação de carga. Em ambas as arcadas os parafusos de 3 semanas do grupo que não recebeu carga, apresentaram uma porcentagem maior de contato ósseo e um maior volume de osso medular do que os de 6 e 12 semanas, o que pode ser explicado pelos eventos de cicatrização. Após a análise das informações obtidas, os autores concluíram que parafusos de titânio podem ser usados como ancoragem óssea e que 3 semanas é um período de espera suficiente para o início da aplicação de forças ortodônticas em cães.

Miyawaki *et al.* (2003) avaliaram as taxas de sucesso e encontraram fatores associados à estabilidade de parafusos de titânio utilizados como ancoragem ortodôntica na região posterior da maxila e da mandíbula. Cinquenta e um pacientes receberam um total de 134 parafusos de titânio de 3 tipos (1 x 6; 1,5 x 11 e 2,3 x 14 mm) para ancoragem ortodôntica, sendo então examinados retrospectivamente em relação a algumas características clínicas. Todos os mini-implantes de 1 mm de diâmetro foram perdidos. A taxa de sucesso após 1 ano da inserção dos parafusos de 1,5 e 2,3 mm foi 83,9 e 85%, respectivamente. Foram considerados fatores de risco para a mobilidade do parafuso, cortical óssea fina e inflamação do tecido peri-implantar. Não foi encontrada associação significativa entre a taxa de sucesso e as seguintes variáveis: comprimento do parafuso, técnica de inserção, carga imediata, localização, idade, gênero, apinhamento dentário, relacionamento ântero-posterior das bases ósseas, periodontite controlada e sintomas de distúrbios temporomandibulares. Concluíram que parafusos de 1 mm de diâmetro ou menores, inflamação dos tecidos peri-implantares e cortical óssea fina, estão associados à perda de parafusos de titânio para ancoragem ortodôntica inseridos no osso alveolar vestibular.

Cheng *et al.* (2004) verificaram os fatores de risco associados com a perda de mini-implantes utilizados como ancoragem ortodôntica. Um total de 92 mini-implantes (2 e 2,3 mm de diâmetro e 9 a 15 mm de comprimento) foram inseridos em pacientes. Os mini-implantes permaneceram de 2 a 4 semanas sem aplicação de carga, a força utilizada após este período foi de 100 a 200 g. A taxa de sucesso foi de 89%. Dentre outros resultados, observou-se que dois terços das perdas ocorreram antes ou após 1 mês da aplicação de carga e que os diferentes comprimentos dos mini-implantes não

afetaram a taxa de sucesso. Foi observado que a ausência de mucosa ceratinizada ao redor dos mini-implantes aumentou significativamente o risco de infecção, e a infecção peri-implantar foi fortemente associada com a taxa de perda (71%).

Garfinkle (2005) avaliou a taxa de sucesso dos mini-implantes para ancoragem ortodôntica, em relação ao período de latência, à técnica e aos locais de inserção. Um total de 82 mini-implantes (1,6 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento) foram utilizados como ancoragem no fechamento do espaço de extração de premolares em 13 pacientes, com idade média de 14 anos e 10 meses. O lado direito ou esquerdo foi selecionado de maneira randomizada para receber carga recente (em média 1,6 dias após a inserção) e o lado contralateral recebeu carga tardia (em média 34 dias após a inserção). Uma força de 450 g foi aplicada nos dois lados. Foram realizadas manutenções ortodônticas e feitas observações clínicas até que ocorresse o completo fechamento do espaço. A taxa total de sucesso dos mini-implantes foi de 70,73%. Não houve diferença significativa entre os mini-implantes que receberam carga recente (80%) e os que receberam carga tardia (80,95%). Os mini-implantes na maxila tiveram uma taxa maior de sucesso (72,92%) quando comparados com os da mandíbula (67,65%); e os mini-implantes inseridos pela técnica transmucosa obtiveram uma taxa de sucesso menor (56,67%) do que os inseridos com incisão prévia (78,85%). Os autores concluíram que nem o tempo de espera para aplicação da força, nem a força propriamente dita precipitaram a perda de mini-implantes e que as forças ortodônticas podem ser aplicadas imediatamente nos mini-implantes.

Huja *et al.* (2005) registraram a força de remoção por arrancamento de parafusos inseridos em vários locais da maxila e da mandíbula de cães e relacionaram esta força

com a espessura da cortical óssea. Cinquenta e seis parafusos de 6 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro (Synthes, USA) foram inseridos em quatro beagles adultos, 30 minutos após eles terem sido mortos. Os parafusos foram inseridos em locais específicos na maxila, na mandíbula e no palato, obtendo-se uma ancoragem monocortical. As maxilas e mandíbulas foram então removidas dos animais e congeladas. No dia do teste, os espécimes foram descongelados e seccionados em pequenos blocos, contendo 1 parafuso circundado por pelo menos 4 mm de tecido ósseo. Uma garra customizada foi utilizada durante a embebição dos blocos ósseos na resina acrílica, para alinhar os parafusos com o eixo da máquina de teste (Bionix 858, MTS Systems, Eden Prairie, Minn). Desta forma nenhum momento foi criado durante o teste, e apenas a força máxima de arrancamento axial (F_{max}) foi registrada. O teste foi realizado a uma velocidade de 0,05 mm/s. Após a remoção dos parafusos os blocos ósseos foram seccionados e examinados em um microscópio estereoscópico para mensuração da espessura da cortical óssea. O teste de arrancamento foi realizado com sucesso em 54 parafusos. Uma diferença significativa ($p < 0,05$) foi encontrada nas diferentes áreas avaliadas em relação à F_{max} e espessura da cortical óssea. Os parafusos inseridos na região anterior da mandíbula apresentaram a menor média de F_{max} ($134,5 \pm 24$ N) e na região posterior mandibular a maior média ($388,3 \pm 23,1$ N). As regiões anteriores de ambas arcadas dentárias apresentaram as menores espessuras da cortical óssea, aproximadamente 1,3 mm e a maior espessura encontrada foi na região posterior da mandíbula, aproximadamente 2,41 mm. Existiu uma correlação fraca, porém significativa ($r = 0,39$, $p = 0,02$) entre força de arrancamento e espessura da cortical óssea. Os autores concluíram que existe diferença significativa na força de

arrancamento e na espessura da cortical óssea nas diferentes regiões da maxila e da mandíbula.

Struckhoff *et al.* (2006) avaliaram a força de arrancamento de parafusos após 6 semanas (T6) em diferentes locais de inserção. Relacionaram com a espessura da cortical óssea e com a força obtida imediatamente após a inserção (T0). Seis cães machos adultos receberam um total de 88 parafusos para ancoragem ortodôntica de 2 mm de diâmetro e 6 ou 8 mm de comprimento (Syntes USA) na região anterior, média e posterior da maxila e da mandíbula. Os parafusos não receberam carga. Dezesete parafusos foram perdidos durante o período de cicatrização. Dos 71 parafusos remanescentes, 48 foram selecionados de maneira randomizada para o teste mecânico. Os blocos ósseos contendo os parafusos foram preparados para o teste e alinhados à máquina de ensaios (Bionix 858, MTS Systems, Eden Prairie, Minn) para obtenção da força máxima de arrancamento. A média da força máxima de arrancamento variou nos diferentes locais de inserção de $153,5 \pm 37,6$ N a $389,3 \pm 32,5$ N, com maior média ($p < 0,05$) na região posterior da mandíbula. Houve correlação entre força de arrancamento e espessura da cortical óssea nas diferentes regiões ($r = 0,59$, $p < 0,0001$). Não houve diferença entre T0 e T6 ($p < 0,05$).

Deguchi *et al.* (2006) avaliaram quantitativamente a espessura da cortical óssea da pré-maxila, e da região posterior da maxila e mandíbula de pacientes, com o intuito de determinar localizações e angulações ideais para mini-implantes usados como ancoragem nos tratamentos ortodônticos. Foram mensuradas as espessuras da cortical óssea de 10 pacientes, utilizando imagens de tomografia computadorizada tridimensional. As imagens sagitais foram construídas mesial e distal ao primeiro molar

e distal ao segundo molar, através de cortes tomográficos paralelos ao longo eixo dos dentes adjacentes. A cortical óssea foi mensurada em dois diferentes níveis, 3 a 4 mm da margem gengival (crista alveolar) e 6 a 7 mm da margem gengival (nível apical), numa angulação de 30, 45 e 90°. As duas áreas mensuradas na pré-maxila foram: o ponto A e próximo à espinha nasal anterior. Dentre outros resultados, eles obtiveram que a média da espessura da cortical óssea da região posterior da mandíbula, à nível apical, é de $1,8 \pm 0,5$ mm, não diferindo da espessura à nível da crista alveolar. Uma angulação de 30° aumenta o contato ósseo em 1,5 vezes ($2,6 \pm 0,8$ mm), quando comparado à inserção perpendicular ao longo eixo dos dentes ($1,5 \pm 0,5$ mm). A espessura da cortical mandibular é maior do que a maxilar na região posterior. Quanto menor o ângulo, maior é o contato ósseo no mini-implante em ambas as arcadas.

Park, Jeong e Kwon (2006) examinaram os fatores que afetam o sucesso clínico de mini-implantes usados para ancoragem ortodôntica. Foram avaliados 87 pacientes, de ambos os sexos com média de idade de $15,5 \pm 8,3$ anos. A amostra consistiu em 227 mini-implantes de quatro tipos diferentes, de 1,2 e 2 mm de diâmetro, variando de 4 a 15 mm de comprimento. Dezoito variáveis clínicas, divididas em 3 categorias foram analisadas pelo mesmo operador: fatores do mini-implante, fatores do paciente e fatores da conduta clínica. A taxa de sucesso foi de 91,6%, com um período médio de aplicação de força de 15 meses. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes tipos, diâmetro e comprimento de mini-implantes, idade e sexo do paciente, nem com relação ao início da aplicação de força. Os mini-implantes inseridos na maxila tiveram taxa de sucesso maior, estatisticamente significativa, do que os da mandíbula. Mini-implantes recobertos pela mucosa apresentaram uma taxa maior de

sucesso, embora não tenha sido estatisticamente significativa. Não houve correlação entre taxa de sucesso e método de aplicação de força ou angulação de inserção. Os mini-implantes com inflamação da mucosa ao redor e mobilidade apresentaram menores taxas de sucesso. Os autores concluíram que mini-implantes podem ser usados como ancoragem na ortodontia e que para minimizar a perda, os ortodontistas devem ficar atentos à inflamação ao redor do mini-implante, principalmente naqueles inseridos na mandíbula.

Wilmes *et al.* (2006) analisaram quantitativamente os fatores que influenciam a estabilidade primária de mini-implantes, entre eles, qualidade óssea, desenho do implante, diâmetro e profundidade da perfuração. Para determinação da estabilidade primária, foi aferido o torque de inserção e remoção de cinco tipos de mini-implantes: Tomas[®] – pin (Dentaurum, Germany) de 1,6 x 8 e 1,6 x 10 mm, e Dual Top (Jeil Medical Corporation, Korea) de 1,6 x 8, 1,6 x 10 mm e 2 x 10 mm. Estes mini-implantes foram inseridos em trinta e seis segmentos ósseos pélvicos de suínos, sendo que cada segmento recebeu um total de trinta mini-implantes. Vinte e cinco mini-implantes foram inseridos utilizando diferentes combinações de tipo de implante e de preparo dos sítios de inserção, utilizando para isso, fresas de 1,0; 1,1; 1,2 e 1,3 mm de diâmetro e 1, 2, 3, 6 e 10 mm de profundidade. Os cinco mini-implantes restantes foram utilizados como grupo controle. Após a remoção dos mini-implantes, seis dos segmentos ósseos foram selecionados de forma randomizada e examinados por micro-tomografia computadorizada para medição da espessura da cortical óssea. Os torques de inserção e remoção apresentaram grande variação dependendo da qualidade óssea, do desenho do mini-implante e de como o sítio de inserção foi preparado. O torque de

inserção variou de 4,5 a 413,5 Nmm e demonstrou forte correlação com a espessura da cortical óssea. Os torques de inserção e remoção aumentaram com a diminuição do diâmetro da perfuração em todos os tipos de mini-implantes exceto no Dual Top 2,0 x 10 mm. Analisando a profundidade da perfuração, as mais profundas apresentaram os menores torques de inserção. Apesar de apresentarem as mesmas dimensões (1,6 x 8 e 10 mm), o Tomas[®] – pin demonstrou uma estabilidade primária menor que o Dual Top, esta diferença provavelmente está relacionada com o desenho dos dois mini-implantes. Concluíram que a espessura da cortical óssea, o desenho do mini-implante e a preparação do sítio de inserção têm um forte impacto na estabilidade primária do mini-implante.

Motoyoshi *et al.* (2006) investigaram o relacionamento entre a taxa de sucesso e o torque de inserção (IPT) de mini-implantes para ancoragem ortodôntica inseridos no osso alveolar vestibular da região posterior (de segundo premolar a segundo molar) de ambas as arcadas. A amostra consistiu de 124 mini-implantes de titânio, de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, inseridos em 41 pacientes. Foi realizada uma perfuração de 1,3 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, sem a realização de uma incisão prévia. Os mini-implantes foram inseridos e o torque máximo foi aferido. Foi aplicada uma força menor que 2N imediatamente após a inserção dos mini-implantes para retração dos dentes anteriores em pacientes submetidos à extração de pré-molares. O taxa de sucesso ou insucesso (perda) dos mini-implantes foi decidida após 6 meses ou mais da inserção. A taxa de sucesso neste estudo foi de 85,5%. O local de inserção, a idade e o sexo dos pacientes não afetaram a taxa de sucesso. Nenhum mini-implante foi perdido após 6 meses de aplicação de carga. A média de IPT variou

de 7,2 a 13,5 Ncm, dependendo da localização. Houve uma diferença significativa entre o IPT da maxila e da mandíbula. O IPT dos mini-implantes inseridos na mandíbula foi, inesperadamente, menor para o grupo de sucesso do que para o grupo de insucesso. A taxa de sucesso de mini-implantes com IPT entre 5 e 10 Ncm foi maior do que mini-implantes com IPT menor que 5 e maior que 10 Ncm. De acordo com os autores, para mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro, o recomendado é que o IPT seja de 5 a 10Ncm, aumentando assim, a taxa de sucesso.

Parafusos de fixação óssea rígida

Boyle III *et al.* (1993a) investigaram a capacidade retentiva dos parafusos autorosqueáveis de 2,0 mm de diâmetro em 12 costelas de suínos recém-sacrificados. Foram realizados testes de arrancamento axial, mensurações do torque de inserção e espanamento, bem como suas correlações. Para os testes de torque, foi utilizada uma chave de fenda adaptada a um sistema de aferição do torque. O teste de arrancamento foi realizado numa velocidade constante, registrando-se o ponto de falha. A média do torque de inserção para 100 testes seguidos foi de 18,88 in/oz¹, a média do torque de espanamento foi de 48,38 in/oz e a média da força de arrancamento foi de 20,78 Kg. O coeficiente de correlação entre torque de inserção e força de arrancamento foi de 0,13, enquanto que a correlação entre torque de arrancamento e espanamento foi de 0,21. Embora a espessura da costela óssea somente tenha variado de 0,5 a 2,0 mm, essa espessura de osso afetou os valores de torque e de arrancamento. À medida que a

¹ in/oz = inches/ounces. Medida norte-americana cujos valores são: 1 inch é igual a 2,54 cm, e 1 ounce é igual a 28,34 g.

espessura óssea aumentava os valores de torque e de arrancamento também aumentavam. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o torque de inserção e a força de arrancamento dos parafusos, apesar do teste de espanamento *versus* arrancamento ter sido significativo. Portanto, o torque de inserção pode ser usado como uma técnica alternativa para a análise da retenção do parafuso.

Boyle III *et al.* (1993b) avaliaram o torque de inserção, o torque de espanamento e a força de arrancamento uniaxial de seis diferentes tipos de parafusos (Wurzberg, Techmedica, Synthes, Timesh, Steinhouser e Luhr) em costelas ósseas de suínos recém-abatidos. Após a medição do torque de inserção, uma força adicional era realizada para se obter o espanamento da superfície óssea (decorticação da perfuração óssea), que correspondia ao giro livre do parafuso no osso. Os parafusos auto-rosqueáveis Timesh de 2,2 mm de diâmetro obtiveram maior torque de inserção (média de 26 in/oz) e de espanamento, e produziram a maior diferença entre esses dois torques. No teste de arrancamento uniaxial, os parafusos Timesh foram os mais retentivos (média de 24,4 Kg). Para esses autores, a magnitude do torque desenvolvido durante a inserção está diretamente relacionada e pode ser influenciada por alguns fatores: propriedades do osso; tamanho da perfuração inicial em relação ao diâmetro interno do parafuso; as propriedades inerentes do parafuso; parafuso inserido em uma cortical ou bicortical; se a inserção do parafuso é feita com rotação contínua ou intermitente, uma vez que a rotação contínua dá menos torque; e se o parafuso é inserido num material seco ou molhado. Concluíram que o parafuso ideal deve ser de fácil inserção, ter a menor possibilidade de espanar, ser o mais bem tolerado pelo hospedeiro, ter a maior diferença possível entre o tamanho da perfuração criada pela

fresa e o diâmetro externo do parafuso e conter no mínimo 3 roscas. O parafuso Timesh é desenhado com as características ideais para um parafuso auto-rosqueável e demonstrou a maior força de arrancamento que significa diretamente maior retenção no osso.

Zdeblick *et al.* (1993) estudaram alguns parâmetros acerca da interface osso-parafuso utilizados para fixação rígida. O torque de inserção foi correlacionado com densidade óssea vertebral, dimensões do pedículo vertebral, método de inserção, quantidade de carga aplicada e número de ciclos para a falência da interface osso-metal. Trinta vértebras de cadáveres humanos receberam parafusos de 6,5 mm de diâmetro e 45 mm de comprimento. Foi mensurado digitalmente o torque máximo de inserção e registrada a força de arrancamento dos parafusos, com aplicação de carga cíclica. Existiu correlação linear entre o torque de inserção e o número de ciclos para a força máxima de arrancamento. Uma relação linear inversa foi encontrada quando comparou-se o diâmetro do pedículo vertebral com o número de ciclos para a falência. Não houve correlação linear entre o número de ciclos para a falência e a densidade óssea. Dentre outras conclusões, estes achados demonstram que o torque de inserção é eficaz para predizer a falência na interface osso-metal.

Lawson e Brems (2001) avaliaram o efeito do torque de inserção na capacidade de retenção do parafuso de 4,5 mm de diâmetro (Synthes Ltd, Paoli, Pa) *in vitro*. A força de retenção do parafuso foi determinada usando uma máquina para teste de materiais Instron, em 55 fêmures e 30 secções tibiocorticais de humanos. A força de retenção foi definida como o estresse tensional para o arrancamento. Os torques de inserção foram mensurados e caracterizados como baixo, intermediário, alto e de dano à rosca do

parafuso. Todos os parafusos inseridos com o torque de dano à rosca ou com torque alto, mostraram força de arrancamento diminuída. Essa perda de resistência foi de 40 a 50% em relação aos parafusos inseridos com menos torque. Através deste estudo, sugeriram que a força de arrancamento não está na dependência direta do torque de inserção para os parafusos bicorticais ou monocorticais. Concluíram que um parafuso para fixação rígida bicortical com torque alto, perde aproximadamente 40% da sua força de arrancamento e os parafusos monocorticais são ainda mais sensíveis ao torque alto de inserção. Esses parafusos monocorticais inseridos com torque maior do que 65% da força de inserção máxima terão uma perda mensurável da sua força de arrancamento. Isto sugere que em situações clínicas os parafusos inseridos bicorticalmente podem ser apertados com um firme torque de inserção, já por outro lado, os monocorticais devem ser apertados cuidadosamente, prevenindo o enfraquecimento inadvertido do osso ou da osteossíntese.

Inceoglu, Ferrara e McLain (2004) investigaram a correlação entre torque de inserção e força de arrancamento de 3 diferentes tipos de parafusos para fixação de fratura vertebral. Cinquenta e quatro parafusos foram inseridos em 27 vértebras lombares bovinas, nas quais foi realizada uma perfuração prévia padronizada. Os parafusos inseridos foram: (1) 7,5 x 40 mm, cônico com roscas progressivas (Xia, Stryker Spine); (2) 7,5 x 40 mm, cônico com formato tradicional em "V" das roscas (Osteonics, Stryker Spine) e (3) 6,5 x 40 mm, cilíndrico com roscas em "V" (Osteonics, Stryker Spine). O torque de cada parafuso foi aferido após a inserção completa da rosca por um torquímetro analógico, obtendo-se assim o torque máximo de inserção. O teste de arrancamento foi realizado com uma velocidade de 1 mm/min e a aplicação da

força foi interrompida após o ponto de ruptura. A média do torque máximo de inserção e da força máxima de arrancamento nos três tipos de parafusos foi, respectivamente: (1) $6,7 \pm 1,9$ N.m e $1.783 \pm 589,1$ N; (2) $4,5 \pm 1,1$ N.m e $1.943 \pm 625,8$ N; (3) $2,6 \pm 0,7$ N.m e $1.641 \pm 356,7$ N. Não houve correlação significativa entre torque de inserção e força axial de arrancamento.

Qualidade óssea

Kido *et al.* (1997) compararam a força de arrancamento de implantes de 3,25 e 4,5 mm de diâmetro por 12 mm de comprimento e sua correlação com a densidade óssea. Dois grupos de 18 implantes de cada diâmetro, foram inseridos em mandíbulas de cadáveres humanos. A densidade óssea da área que circundava o sítio de inserção dos implantes foi mensurada por tomografia computadorizada quantitativa. A estabilidade primária de todos os implantes foi testada com um instrumento de diagnóstico periodontal (Periostest) e a máxima força de arrancamento axial foi obtida através de uma máquina de ensaios. A mesma estabilidade primária foi obtida para os dois diâmetros de implantes. Foi necessária uma força de arrancamento 15% maior para os implantes de maior diâmetro do que para os de menor diâmetro, porém não foi estatisticamente significativa. Houve correlação positiva estatisticamente significativa entre força de arrancamento e densidade óssea. Isto sugere que a qualidade óssea ao redor do implante interfere na sua força de arrancamento e na estabilidade primária. Uma avaliação pré cirúrgica da densidade óssea na região em que será inserido um implante é importante para se obter uma estimativa da retenção e da estabilidade primária.

ANEXO II – Material e Métodos

Seleção dos animais

A amostra foi obtida à partir de 10 cães sem raça definida, machos, adultos jovens saudáveis, pesando entre 14,5 e 18,2 Kg. A determinação do estado de saúde e da idade biológica aproximada dos animais foi realizada pelo médico veterinário do Biotério da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR). Esses animais foram obtidos por meio do Departamento de Zoonose da Prefeitura Municipal de Curitiba e mantidos no canil do Biotério da PUCPR.

O projeto desta pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Animais, e aprovado no dia 13 de fevereiro de 2006 sob o registro no CEPA/PUCPR nº 119 (Anexo IV).

A opção pela pesquisa em cães, foi feita por se tratarem de animais de pequeno porte, de cuidado simples e que permitem fácil execução de procedimentos na sua cavidade bucal, quando adequadamente anestesiados (NATIELLA, 1988² e FELDMANN, 1995³).

Amostra

A amostra consistiu em sessenta mini-implantes (n=60), autorosqueáveis, de titânio grau 5 (90% titânio, 6% alumínio, 4% vanádio), medindo 1,6 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, cinta alta (Figura 1, página 75), da marca Neodent[®] (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil).

² NATIELLA, J.R. The use of animal Models in Research on Dental Implants. **J Dent Educ**, v. 52, n. 12, p. 792-797, 1988.

³ FELDMANN, B. M. Use of animals in research. **J Am Vet Med Assoc**, v. 206, n.7, p.941, Apr. 1995.



Figura 1- Mini-implante autorosqueável (1,6 x 6 mm) Neodent®.

Os MI foram inseridos na região posterior da mandíbula dos cães em períodos regressivos: 60 dias (T60), 15 dias (T15) e imediato (T0), sendo 20 MI (n=20) para cada grupo. Foram instalados três MI bilateralmente, portanto, cada animal recebeu no total seis MI. Esses intervalos, dizem respeito ao tempo decorrido entre a inserção do mini-implante (MI) e o dia da eutanásia do animal. Durante o experimento os MI não receberam aplicação de carga.

Os MI do Grupo T60 foram inseridos entre a raiz distal do quarto pré-molar inferior e a raiz mesial do primeiro molar inferior. Os MI do Grupo T15 foram inseridos entre as raízes mesial e distal do quarto pré-molar inferior. Os MI do Grupo T0 foram inseridos entre as raízes mesial e distal do terceiro pré-molar inferior (Figura 2).

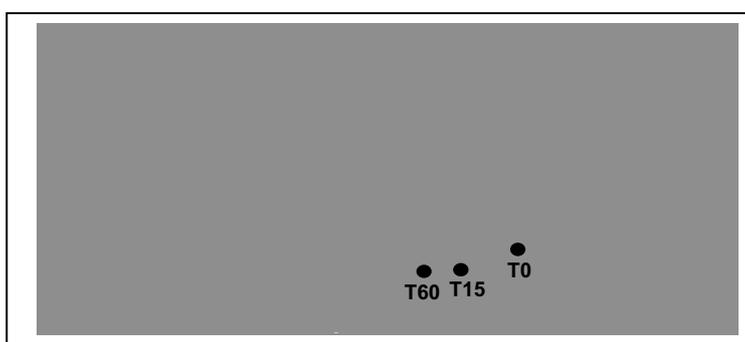


Figura 2 - Desenho indicando os locais de inserção dos MI do lado direito da mandíbula do cão. Os círculos pretos representam as cabeças dos MI dos grupos T0, T15 e T60.

Tratamentos e condutas pré-operatórias

Os cuidados com os animais seguiram as recomendações e orientações éticas do *Canadian Council on Animal Care* (1993⁴ e 1997⁵) e do *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals*⁶, as normas do Código de Ética do COBEA (Colégio Brasileiro de Experimentação Animal) e também as normas para a prática didático-científica da vivisseção de animais, de acordo com a Lei Federal 6638, de 08 de maio de 1979, publicada em Diário Oficial da União.

Todos os animais permaneceram por no mínimo 15 dias em canis individuais para ambientação, antes que qualquer procedimento da pesquisa fosse executado. Nesse período foram vacinados com Duramune[®] Max 5-CvK/4L e vermifugados.

Durante todo o período da pesquisa, os animais foram alimentados com ração canina padronizada, amolecida em leite integral, ficando sempre disponível água fresca nos canis. Os cuidados com a alimentação, higiene dos cães e canis foram realizados diariamente por técnicos qualificados do Biotério da PUCPR, acompanhados pelo médico veterinário, proporcionando assim, condições favoráveis de saúde, conforto e bem-estar aos animais.

Antes que qualquer procedimento fosse executado na cavidade bucal dos animais, os mesmos eram anestesiados por meio de sedação endovenosa. Para que os

⁴ CCAC. **Guide to the Care and Use of Experimental Animals**. v. 1, 2. ed. Ontario, Canada: Canadian Council on Animal Care, 1993, 211 p. Disponível em: <http://www.ccac.ca/>. Acesso em: 25 nov. 2005.

⁵ CCAC. **Guidelines on: animal use protocol review**. Ontario, Canada: Canadian Council on Animal Care, 1997. Disponível em: <http://www.ccac.ca/>. Acesso em: 25 nov. 2005.

⁶ National Research Committee. **Guide for the Care and Use of Laboratory Animals**. Disponível em: <http://www.nap.edu/readingroom/books/labrats> . Acesso em: 25 nov. 2005.

animais pudessem ser submetidos à anestesia, era mantido jejum de seis horas, a fim de evitar o refluxo gastro-esofágico.

Os pré-anestésicos empregados via intra-muscular foram ketamina (2 mg/Kg) e xilazina (1 mg/Kg). Após quinze minutos realizava-se a tricotomia e o acesso venoso. A anestesia endovenosa foi obtida com tiopental sódico (2,5 mg/Kg), não ultrapassando 20 minutos. Manteve-se o acesso venoso com solução fisiológica em gotejamento contínuo, para novas administrações do tiopental sódico conforme a necessidade. Os animais não receberam entubação orotraqueal.

Foi realizado um tratamento prévio na cavidade bucal que consistiu em remoção da placa bacteriana por meio de profilaxia com escovas de Robson e pedra-pomes, acopladas em um micromotor e contra-ângulo (KaVo do Brasil[®], Joinvile). Para a remoção do cálculo dentário, foi utilizado ultra-som (SONICborden 2000, KaVo do Brasil[®], Joinvile) sob irrigação constante.

Para determinar o exato local da futura inserção dos MI, bem como o espaço existente entre as raízes dos terceiros e quartos pré-molares e primeiros molares inferiores, foram realizadas radiografias periapicais pré-operatórias. As tomadas radiográficas foram realizadas com aparelho de raio-x Siemens[®] empregando-se a técnica do paralelismo, películas Kodak[®] e posicionadores para humanos da marca Indusbello[®] (Figura 3, página 78).

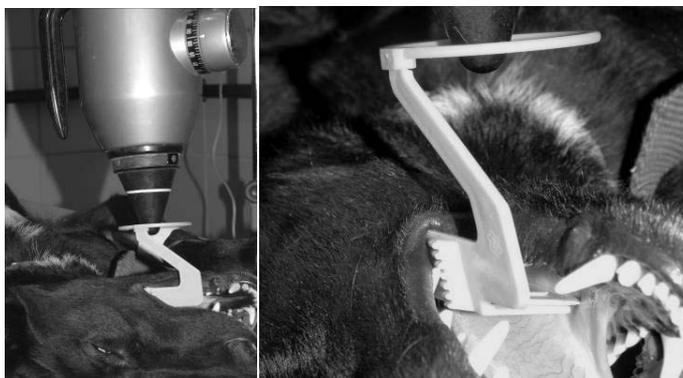


Figura 3 - Execução de radiografias periapicais, utilizando posicionadores radiográficos para humanos.

Os procedimentos anestésicos, a higienização bucal e as tomadas radiográficas foram executados no Laboratório de Técnica Operatória e Experimental da PUCPR.

Técnica operatória

No Laboratório de Técnica Operatória e Experimental da PUCPR, após a anestesia dos cães, foi borrifada clorexidina a 0,2% dentro de toda cavidade bucal para assepsia e foram mantidos os cuidados da cadeia asséptica.

A inserção dos MI seguiu a técnica transmucosa, também denominada transepitelial, sem incisão prévia, conforme descrita por Costa, Raffaini e Melsen (1998).⁷ Com uma fresa de 1,3 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento da Neodent[®] (Figura 4, página 79), previamente demarcada em 7 mm, foi executada uma perfuração perpendicular à superfície óssea vestibular mandibular, cerca de 7 mm cervical ao término da gengiva inserida, a 600 rpm, sob constante refrigeração através de soro

⁷ COSTA, A.; RAFFAINI, M.; MELSEN, B. Miniscrew as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, v. 13, n. 3, p. 201-209, May 1998.

fisiológico 0,9%, conforme recomendações de Kyung *et al.* (2003).⁸ Foi empregado para executar essa perfuração contra-ângulo Microdent[®] (Ribeirão Preto, Brasil) com redução 16:1, acoplado ao micro-motor e motor Driller[®] BLM 600 PLUS (São Paulo, Brasil) (Figura 5).

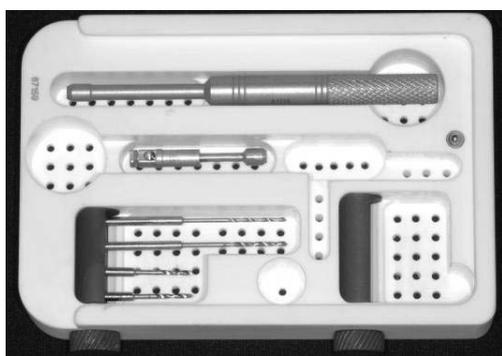


Figura 4 – Kit cirúrgico Neodent[®], contendo a fresa (1,3 x 15 mm) e a chave manual.



Figura 5 - Contra-ângulo Microdent[®] e motor Driller[®] BLM 600 PLUS.

O MI foi inserido na perfuração passivamente com chave manual Neodent[®], até que o início da porção cônica da cinta do MI atingisse a mucosa. O seu rosqueamento final foi executado com o torquímetro digital Instrutherm[®] TQ-680 (WA Equipamentos Eletrônicos, São Paulo, Brasil), até que a porção cilíndrica da cinta alcançasse a mucosa, obtendo-se uma ancoragem monocortical. Com esse instrumento foi aferido o torque de inserção máximo (TI) para cada MI, medido em Ncm. A seqüência da inserção do MI está demonstrada nas Figuras 6 a 10 (página 80).

⁸ KYUNG, H. M.; PARK, H. S.; BAE, S. M., SUNG, J. H.; KIM, I. B. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. **J Clin Orthod**, v. 37, n. 6, p. 321-328, June 2003.



Figura 6 – Medição do local para inserção do MI.



Figura 7 – Início da perfuração.



Figura 8 – Inserção do MI com chave manual.



Figura 9 – Aferição do torque de inserção máximo de um dos MI (25,6 Ncm).

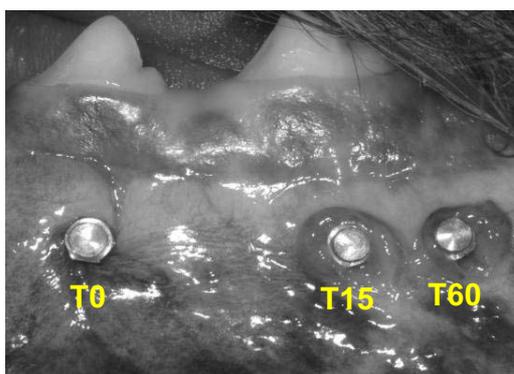


Figura 10 – MI inseridos nos três períodos, no lado esquerdo da mandíbula de um dos cães.

Conduas pós-operatórias

Após a inserção de cada MI, foram realizadas radiografias periapicais para descartar a possibilidade de injúria às raízes dentárias (Figura 11).



Figura 11 – Radiografia periapical do lado direito da mandíbula de um dos cães, com os MI.

A analgesia pós-operatória imediata foi obtida com Banamini[®], na dose de 1,1 mg/Kg e a antibioticoterapia, com dose única de 2 ml de Tribriksen[®], por via subcutânea. Foi realizada a higiene ao redor dos MI e o controle da placa bacteriana, duas vezes por semana, com auxílio de escovas dentais macias, gaze e solução de clorexidina a 0,2% recomendada por Lambert, Morris e Ochi (1997)⁹ e Costa, Raffaini e Melsen(1998).¹⁰

Eutanásia dos cães

Para executar a eutanásia, foi utilizada uma medicação pré-anestésica com ketamina (2 mg/Kg) e xilazina (1 mg/Kg), via intra-muscular. A inconsciência foi induzida

⁹ LAMBERT, P.M.; MORRIS, H. F.; OCHI, S. The influence of 0,12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infections complications and implant success. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 55 (12 Suppl 5), p. 25-30, 1997.

¹⁰ COSTA, A.; RAFFAINI, M.; MELSEN, B. Miniscrew as orthodontic anchorage: a preliminary report. **Int J Adult Orthodon Orthognath Surg**, v. 13, n. 3, p. 201-209, May 1998.

com a aplicação endovenosa de 12,5 mg/Kg de tiopental sódico e logo após, 1 ml/Kg de cloreto de potássio à 18,1% foi aplicado para indução de parada cardíaca.

Preparo e estocagem dos blocos ósseos

Após constatada a morte dos animais, as mandíbulas foram removidas cirurgicamente, dissecadas e seccionadas axial e transversalmente em pequenos blocos (Figura 12), com serras específicas para corte de osso e discos de carborundum acoplados na peça de mão reta (KaVo do Brasil[®], Joinvile). Cada bloco ósseo continha um mini-implante, sendo que cada mini-implante ficou circundado por aproximadamente 4 mm de tecido ósseo, conforme descrito por Huja *et al.* (2005).¹¹ Os blocos ósseos foram enrolados individualmente em compressas de gaze embebidas em soro fisiológico 0,9%, congelados a -20° C (ROE, PIJANOWSKI e JOHNSON, 2005),¹² e assim permaneceram de 24 a 48 horas, até o momento da confecção dos corpos de prova.

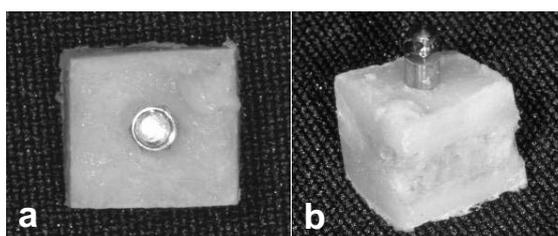


Figura 12 – (a) Vista lateral e (b) vista superior do bloco ósseo contendo o MI.

¹¹ HUJA, S. S., LITSKY, A. S., BECK, F. M., JOHNSON, K. A., LARSEN, P. E. Pull-out strength of monocortical screws placed in maxillae and mandibles of dogs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 127, n. 3, p. 307-13, Mar. 2005.

¹² ROE, S. C., PIJANOWSKI, G. J.; JOHNSON, A. L. Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage. **Am J Vet Res**, v. 49, p. 873-877, June 1988.

Dispositivos

Uma garra para apreensão do MI foi desenvolvida pela Neodent[®], em titânio, com uma rosca padrão M6 na sua porção superior para ser rosqueada na máquina de ensaios mecânicos. Esta mesma garra foi utilizada para a embebição do bloco ósseo na resina acrílica. O contorno interno da garra possui o mesmo perfil e dimensões da cabeça do MI (Figura 13 e 14).



Figura 13 – Vista inferior da garra utilizada para apreensão do MI.

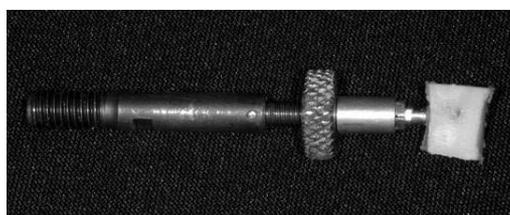


Figura 14 – MI inserido no bloco ósseo, apreendido pela garra.

O Departamento de Engenharia Mecânica da PUCPR criou os dispositivos *A* e *B*.

O dispositivo *A* (Figura 15, página 84) foi desenvolvido para posicionar o bloco ósseo na resina acrílica durante o processo de embebição, de tal forma que o MI, ficasse alinhado com o eixo da máquina de ensaios mecânicos. Esse alinhamento, conforme normativa da ASTM F1691-96 (1997),¹³ é preconizado para que durante o arrancamento do dispositivo somente a força no sentido axial seja registrada. O dispositivo *A* é composto por dois blocos (superior e inferior) de secção retangular em aço inox, de 80 mm de comprimento por 40 mm de largura por 25 mm de espessura, posicionados paralelamente ao solo, com duas hastes de secção circular, constituídas

¹³ ALLEN, R. F.; BALDINI, N. C.; DONOFRIO, P. E.; GUTMAN, E. L.; KEEFE, E.; KRAMER, J. G. Standard teste method for determining axial pull-out strength of medical screws (F1691-96). **Annual Book of ASTM** - Standards medical devices and services, v. 13.01, Easton, USA: West Conshohocken, 1997.

de aço inox de 10 mm de diâmetro por 100 mm de comprimento, servindo como pilares. O bloco inferior (base) desse dispositivo contém um rebaixe para adaptação de um anel de aço inox de 29 mm de diâmetro por 4 mm de espessura por 40 mm de comprimento, com um orifício de 11,02 mm de diâmetro, para passagem transversal de uma haste de secção circular em aço inox, de 11 mm de diâmetro por 130 mm de comprimento. O bloco superior contém uma rosca padrão M6 no centro, para rosqueamento da garrra. Os pilares parafusados à esse bloco superior são encaixados na base do dispositivo *A*.

O dispositivo *B* (Figura 16) foi criado para a realização do teste de arrancamento axial do MI. Esse dispositivo, consiste de dois blocos verticais paralelos entre si, de secção retangular em aço inox, de 100 mm de comprimento por 40 mm de largura por 25 mm de espessura, rosqueados perpendicularmente à base da máquina de ensaios mecânicos. Estes blocos apresentam um orifício de 11,02 mm de diâmetro pelos quais passa a haste transversal do dispositivo *A*.

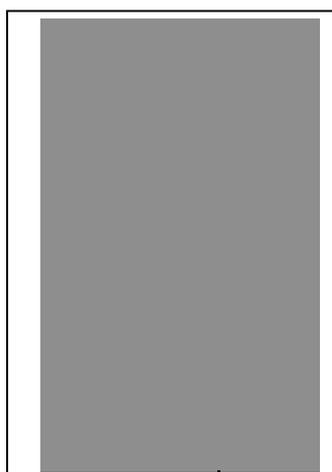


Figura 15 – Dispositivo *A* utilizado para embebição do bloco ósseo em resina acrílica.

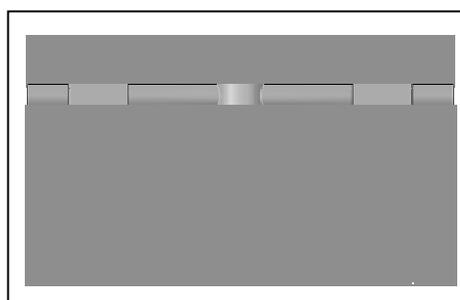


Figura 16 – Dispositivo *B* utilizado durante o teste de arrancamento axial.

Confecção dos corpos de prova

Para a confecção dos corpos de prova, os blocos ósseos foram descongelados à temperatura ambiente, de forma coordenada para não causar deterioração dos mesmos.

Após vaselinar o anel, a base e a haste transversal do dispositivo A, esses componentes foram montados com a haste transversal passando pelo orifício do anel. A resina acrílica auto-polimerizável incolor (Jet Clássico[®]) foi preparada conforme orientação do fabricante e dispensada dentro do anel. Com a garra rosqueada no bloco superior do dispositivo A, a cabeça do MI era apreendida por ela e o bloco ósseo contendo o MI submerso na resina acrílica, de forma que suas margens ficassem no mesmo nível da superfície da resina. O dispositivo A, agora contendo o anel com a resina, o bloco ósseo e o MI, foi colocado em um recipiente com água fria, para dissipar a reação exotérmica da resina, evitando a possibilidade de qualquer alteração do tecido ósseo.

Após a presa da resina acrílica (aproximadamente 20 minutos), o MI era solto da garra e o bloco com os pilares do dispositivo A eram removidos. A haste metálica retirada do anel e o corpo de prova, era então extraído (Figura 17, página 86). O orifício deixado na resina acrílica pela haste transversal, foi polido com lixa para madeira nº 400, através de mandril acoplado na peça de mão reta (KaVo do Brasil[®], Joinvile). O intuito desse polimento foi facilitar o deslizamento do corpo de prova através da haste de aço inox no momento do seu posicionamento, durante o teste de arrancamento.

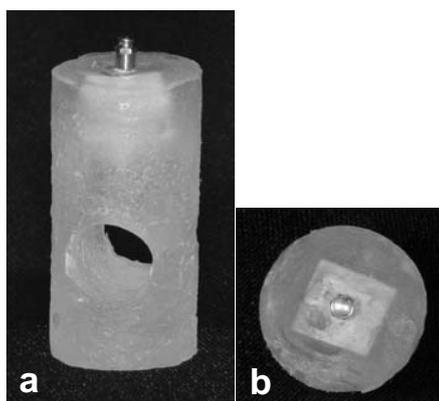


Figura 17 – Corpo de prova contendo bloco ósseo e MI inserido em resina acrílica (a) Vista lateral e (b) vista superior.

Teste de arrancamento

O teste de arrancamento no sentido axial do MI (Figuras 18 e 19) foi realizado na máquina de ensaios EMIC[®] DL 500 (Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais – PR, Brasil), utilizando uma célula de carga de 100 Kg/f a uma velocidade constante de 0,05 mm/min.



Figura 18 – Máquina de ensaios EMIC[®] DL 500 com o dispositivo *B*.

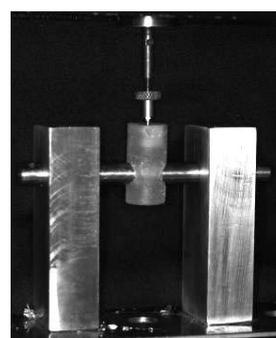


Figura 19 – Dispositivo *B* com corpo de prova e garra apreendendo o MI.

A força de arrancamento máxima (FA), que segundo Inceoglu, Ferrara e McLain (2004)¹⁴ é a máxima força que a interface osso-parafuso pode resistir antes da falência, foi registrada para cada MI em Newton (N) no arquivo do programa MTest versão 3.00.

Medição da cortical óssea

Após o teste de arrancamento, os corpos de prova foram seccionados transversalmente às raízes dentárias, passando pelo centro da loja óssea do MI. Os cortes dos corpos de prova foram realizados numa Cortadeira Metalográfica de Precisão (Struers MinitonTM, Frankfurt, Alemanha) a 400 rpm, sob irrigação constante com água, por um disco diamantado de 127 mm de diâmetro e 0,4 mm de espessura (Figuras 20 e 21).



Figura 20 – Cortadeira metalográfica de precisão, seccionando um corpo de prova.



Figura 21 – Corpo de prova seccionado transversalmente às raízes dentárias .

A metade desta secção na qual a cortical óssea era melhor visualizada, foi examinada através de um microscópio estereoscópico Leica Zoom 2000TM (Fisher Scientific, EUA) com um aumento de 15 vezes, para sua medição com um paquímetro

¹⁴ INCEOGLU, S.; FERRARA, L.; MCLAIN, R. F. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. **The Spine J**, v. 4, p. 513-518, 2004.

digital Mitutoyo® (CD-15C, Mitutoyo, Japão). A mensuração da espessura da cortical óssea foi repetida 2 vezes para cada lado do sítio de descontinuidade criado pela remoção do MI. A média obtida entre as medidas dos dois lados do sítio de inserção do parafuso representou a espessura da cortical óssea inicial (ECi). Para T15 e T60 foi também mensurada a espessura da cortical final (ECf), uma vez que ocorreu reabsorção óssea da cortical destes dois grupos. A ECi, foi mensurada onde existia integridade da mesma e a ECf, foi mensurada na região mais próxima ao sítio de arrancamento do MI (Figura 22). Como não ocorreu reabsorção óssea em T0, a ECi foi igual a ECf.

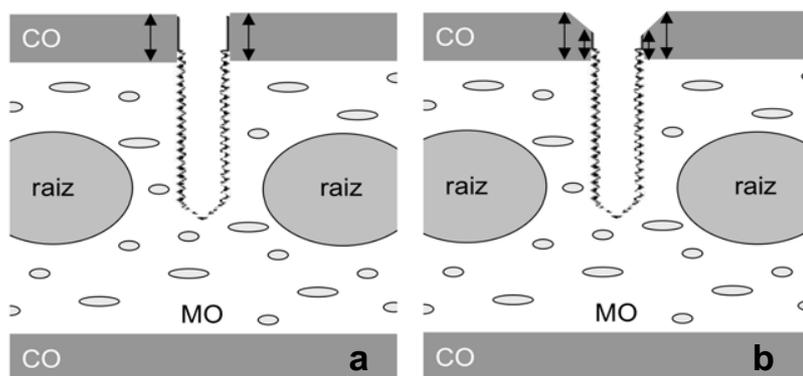


Figura 22 – Mensuração da cortical óssea (CO). (a) As setas representam a ECi e ECf para T0. (b) As setas longas representam ECi e as setas curtas ECf para T15 e T60. MO = medular óssea.

ANEXO III – Análise Estatística

Após a obtenção dos dados, foram realizadas as estatísticas descritivas das variáveis TI, FA, ECI e ECf, nos períodos T0, T15 e T60 (Tabela I). As Figuras 1 a 4 demonstram as médias das variáveis em relação aos três períodos estudados.

Foram analisados os pressupostos de normalidade por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov (Tabela II). Como todas as variáveis apresentaram distribuição normal ($p > 0,05$), foi possível utilizar o teste ANOVA com medidas repetidas para detectar se havia diferença estatisticamente significativa entre os períodos, para as médias das variáveis.

As variáveis que apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) em relação aos diferentes períodos (FA e ECf), foram submetidas ao teste para comparações múltiplas de Tukey HSD (Tabelas III e IV) para verificar diferenças entre T0, T15 e T60 ($p < 0,05$).

Para analisar possíveis correlações entre os pares de variáveis TI e FA, TI e ECI, FA e ECf em cada período, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson ($p \leq 0,05$) (Tabela V).

Toda a análise estatística foi realizada utilizando o *software* SPSS versão 13.0.

TABELA I - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS VARIÁVEIS ESTUDADAS NOS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006

PERÍODOS	VARIÁVEL	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	COEF. DE VARIACÃO (%)	INTERVALO DE CONFIANÇA (95%)	
							Limite inferior	Limite superior
T0	TI (N.cm)	20	24,71	24,70	1,91	7,71	23,81	25,60
	FA (N)	20	331,15	340,03	136,15	41,11	267,52	394,78
	ECi (mm)	20	2,55	2,60	0,29	11,43	2,42	2,69
	ECf (mm)	20	2,55	2,60	0,29	11,43	2,42	2,69
T15	TI (N.cm)	20	23,74	23,95	1,47	6,21	23,05	24,42
	FA (N)	20	242,18	252,34	83,71	34,56	203,06	281,30
	ECi (mm)	20	2,71	2,68	0,45	16,64	2,50	2,92
	ECf (mm)	20	2,38	2,35	0,43	18,07	2,18	2,58
T60	TI (N.cm)	20	25,20	24,45	3,92	15,57	23,37	27,03
	FA (N)	20	224,95	224,95	91,33	40,60	182,27	267,63
	ECi (mm)	20	2,72	2,72	0,34	12,69	2,56	2,88
	ECf (mm)	20	1,57	1,58	0,63	40,41	1,27	1,86

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (TI) torque de inserção, (FA) força de arrancamento, (ECi) espessura da cortical inicial e (ECf) espessura da cortical final.

TABELA II - TESTE DE NORMALIDADE KOLMOGOROV-SMIRVOV PARA TODAS AS VARIÁVEIS ESTUDADAS, PUCPR - 2006

VARIÁVEIS	PERÍODOS	ESTATÍSTICA	n	VALOR p
TI	T0	0,091	20	0,200
	T15	0,098	20	0,200
	T60	0,130	20	0,200
FA	T0	0,118	20	0,200
	T15	0,115	20	0,200
	T60	0,135	20	0,200
ECi	T0	0,150	20	0,200
	T15	0,150	20	0,200
	T60	0,077	20	0,200
ECf	T0	0,150	20	0,200
	T15	0,141	20	0,200
	T60	0,105	20	0,200

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (TI) torque de inserção, (FA) força de arrancamento, (ECf) espessura da cortical final, (ECi) espessura da cortical inicial

NOTA: Distribuição normal para $p > 0,05$.

TABELA III - COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DE TUKEY HSD PARA A VARIÁVEL FORÇA DE ARRANCAMENTO (FA), PARA OS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006

VARIÁVEL	MÉDIA	FA (T0)	FA (T15)	FA (T60)
FA (T0)	331,15		0,0146*	0,0032*
FA (T15)	242,18	0,0146*		0,8359
FA (T60)	224,95	0,0032*	0,8359	

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (FA) força de arrancamento

NOTA: * Existe diferença significativa para $p < 0,05$.

TABELA IV - COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DE TUKEY HSD PARA A VARIÁVEL ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA FINAL (ECf), PARA OS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006

VARIÁVEL	MÉDIA	ECf (T0)	ECf (T15)	ECf (T60)
ECf (T0)	2,55		0,4302	0,0001*
ECf (T15)	2,38	0,4302		0,0001*
ECf (T60)	1,57	0,0001*	0,0001*	

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (ECf) espessura da cortical óssea final

NOTA: * Existe diferença significativa para $p < 0,001$.

TABELA V - ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DE PEARSON PARA AMOSTRAS EMPARELHADAS EM T0, T15 E T60, UTILIZANDO AS MÉDIAS DAS VARIÁVEIS, PUCPR - 2006

PERÍODOS	PARES DE VARIÁVEIS	n	r	VALOR p
T0	TI e FA	20	-0,22	0,35
	FA e ECf	20	0,44	0,05*
	TI e ECi	20	-0,09	0,71
T15	TI e FA	20	0,23	0,32
	FA e ECf	20	-0,20	0,41
	TI e ECi	20	0,04	0,86
T60	TI e FA	20	-0,11	0,64
	FA e ECf	20	0,26	0,28
	TI e ECi	20	0,02	0,94

FONTE: Dados da pesquisa

LEGENDA: (T0) imediato, (T15) 15 dias, (T60) 60 dias, (TI) torque de inserção, (FA) força de arrancamento, (ECf) espessura da cortical final, (ECi) espessura da cortical inicial

NOTA: * Existe correlação significativa para $p \leq 0,05$.

GRÁFICO 1 - FORÇA DE ARRANCAMENTO MÉDIA NOS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006.

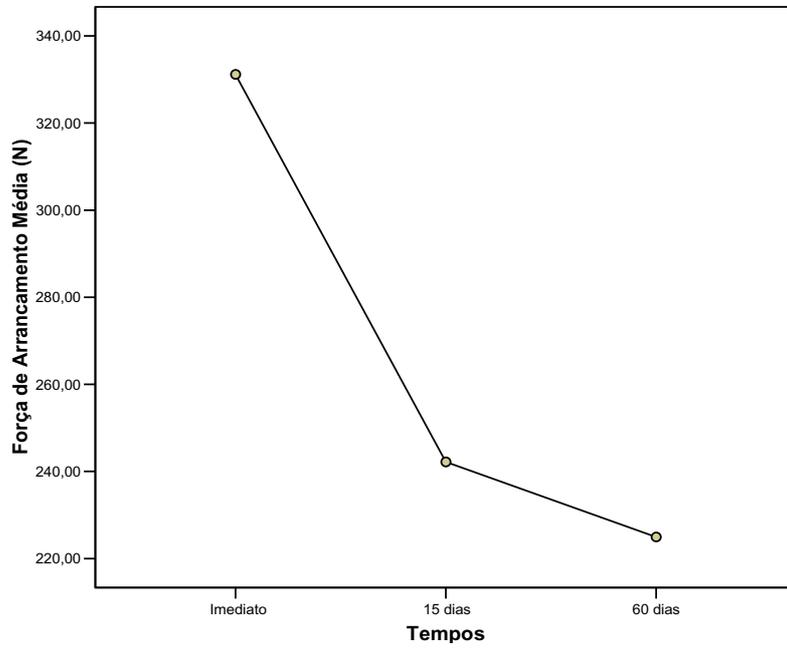


GRÁFICO 2 - TORQUE DE INSERÇÃO MÉDIO NOS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006.

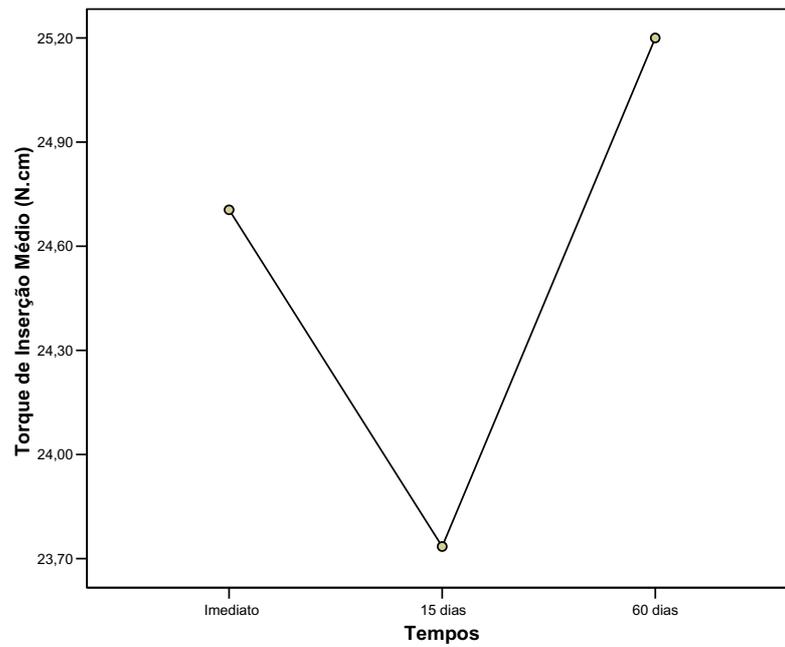


GRÁFICO 3: ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA INICIAL MÉDIA NOS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006.

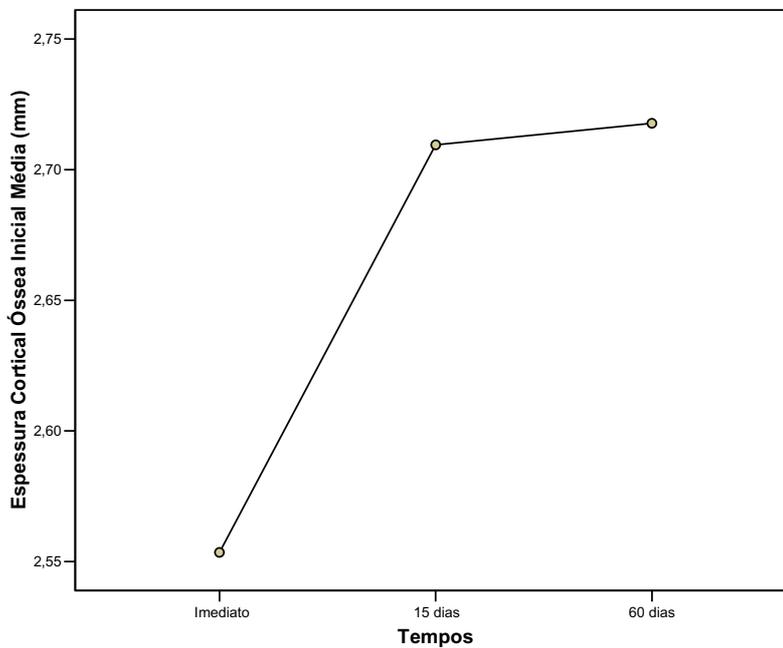
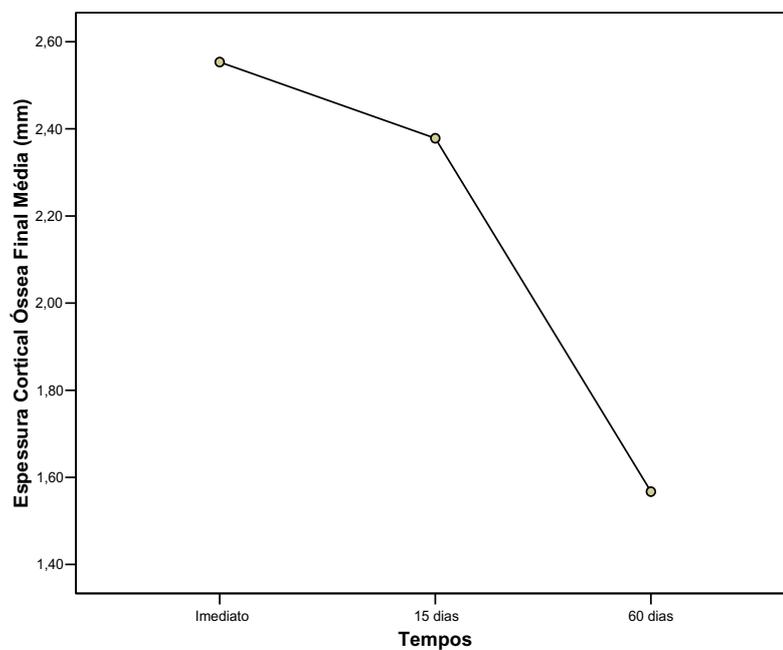


GRÁFICO 4: ESPESSURA DA CORTICAL ÓSSEA FINAL MÉDIA NOS TRÊS PERÍODOS, PUCPR - 2006.



ANEXO IV – Termo de Aprovação 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. 002/06/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 "Torque de inserção e resistência à tração de Mini-implantes para ancoragem ortodôntica", sob o registro no CEPA /PUCPR nº 119.

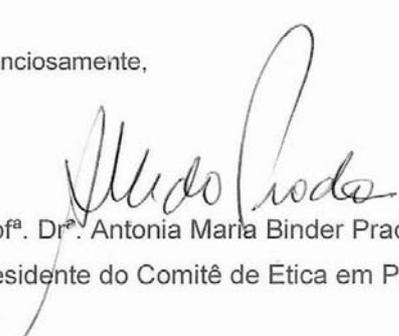
O experimento classificado como de categoria B, será realizado com o número de 10 cães, os quais após o experimento serão sacrificados.

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,


Prof.ª Dr.ª Antonia Maria Binder Prado
Presidente do Comitê de Etica em Pesquisa com Animais da PUCPR

Ilmo Sr
Hiroshi Maruo

ANEXO V – Normas do American Journal Of Orthodontics and Dentofacial

Orthopedics

Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* now uses *Editorial Manager*, an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** Editorial Manager website: ees.elsevier.com/ajodo .

Send other correspondence to:

Dr David L. Turpin, DDS, MSD, Editor-in-Chief
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
 University of Washington
 Department of Orthodontics, D-569
 HSC Box 357446
 Seattle, WA 98195-7446
 Telephone (206)221-5413
 Fax (206)221-5467
 E-mail: dlturpin@aol.com

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, short communications, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

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.

Checklist for authors

____ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

____ Abstract

____ Article proper, including references and figure legends

____ Figures, in TIF or EPS format

____ Tables

____ Copyright release statement, signed by all authors

____ Photographic consent statement(s)

____ Conflict of interest statement

____ Permissions to reproduce previously published material