

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA**

**ANÁLISE HISTOMORFOLÓGICA E HISTOMORFOMÉTRICA DE  
MINI-IMPLANTES PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA  
IMEDIATA E PRECOCE**

**TESE DE DOUTORADO**

**JOSÉ NILO DE OLIVEIRA FREIRE**

**FLORIANÓPOLIS-SC  
2005**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA**

**ANÁLISE HISTOMORFOLÓGICA E HISTOMORFOMÉTRICA DE  
MINI-IMPLANTES PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA  
IMEDIATA E PRECOCE.**

**TESE DE DOUTORADO**

**JOSÉ NILO DE OLIVEIRA FREIRE**

TESE APRESENTADA AO CURSO DE  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA,  
COMO PARTE DOS REQUISITOS PARA OBTENÇÃO  
DO TÍTULO DE DOUTOR EM ODONTOLOGIA, ÁREA  
DE CONCENTRAÇÃO EM IMPLANTODONTIA.  
ORIENTADOR: PROF DR. JOSÉ NAZARENO GIL

**FLORIANÓPOLIS-SC**

**2005**

## SUMÁRIO

### CAPÍTULO 1

1.1- RESUMO.....	4
1.2- SUMMARY.....	6

### CAPÍTULO 2

2.1- INTRODUÇÃO.....	8
----------------------	---

### CAPÍTULO 3

3.1- ARTIGO EM PORTUGUÊS.....	13
3.2- ARTIGO EM INGLÊS.....	43

### CAPÍTULO 4

4.1- BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....	70
-----------------------------------	----

### CAPÍTULO 5

5.1- GRÁFICOS.....	74
5.2- PUBLICAÇÕES NA LINHA DE PESQUISA DA TESE.....	76

## CAPÍTULO 1

### 1.1- RESUMO

O sucesso do tratamento ortodôntico é dependente de fatores como a estabilidade de ancoragem, principalmente na presença de desarmonias oclusais severas e ausências dentárias múltiplas. Características, como a imobilidade frente a forças funcionais, permitiram a utilização de implantes osseointegrados, não somente como agentes de suporte para próteses, como também de ancoragem óssea absoluta para movimentações dentárias; entretanto, com menor aplicabilidade na terapia ortodôntica, devido ao largo diâmetro dos implantes o que possibilita sua instalação somente em rebordos alveolares edêntulos. O desenvolvimento de dispositivos endósseos, de diâmetros reduzidos, como os mini-implantes, aumentou os sítios para sua aplicação clínica, simplificou a técnica de instalação, diminuiu o trauma cirúrgico e o tempo de osseointegração necessário para estabilizá-los quando submetidos a forças ortodônticas. Fatores mecânicos (desenho e dimensões dos dispositivos), e biológicos (qualidade óssea e tempo de osseointegração prévio à aplicação de forças ortodônticas estáticas) têm sido relacionados à estabilidade da ancoragem óssea de mini-implantes. Entretanto, o nível de influência desses fatores permanece indefinido, diminuindo a previsibilidade clínica dessa terapia. O objetivo do presente estudo foi avaliar, através de histomorfologia e histomorfometria, a taxa de contato entre o tecido ósseo e a superfície de mini-implantes, de diferentes comprimentos (6mm e 10mm), e submetidos a diferentes tempos de osseointegração (imediate, 1 e 3 semanas), antes da aplicação de forças ortodônticas padronizadas (150g). Um total de 78 mini-implantes foi instalado em 6 cães da raça Beagle, na lateral do corpo mandibular da região de pré-molares e molares. Todos os 42 mini-implantes dos grupos controle (não submetidos a forças ortodônticas)

osseointegraram (taxa de sobrevivência de 100%), enquanto que 8 dos 36 mini-implantes dos grupos experimento apresentaram mobilidade após a aplicação da força ortodôntica (taxa de sobrevivência de 77,78%). A perda de 8 mini-implantes foi relacionada a processos inflamatórios do tecido gengival perimplantar, provavelmente gerados pela agressão das molas ortodônticas à mucosa não ceratinizada; não sendo o efeito da aplicação de forças estáticas sobre o sistema osso e mini-implante o único fator de causa. Os achados histomorfológicos apresentaram o íntimo contato do tecido ósseo à superfície de todos os mini-implantes avaliados, revelando nos grupos controle eventos clássicos de reparação óssea. Nestes, os processos de neoformação óssea foram observados dentro do período precoce de implantação, e processos de remodelamento estavam já estabelecidos, em períodos de 12 semanas *in vivo*. Todos os grupos experimento apresentaram as mesmas características morfológicas encontradas nos grupos controle de 12 semanas, com exceção da perda óssea associada à migração apical de tecido mole presente no lado de tensão. As análises histomorfométricas de todos os grupos controle e experimento não revelaram dados com diferenças estatisticamente significantes, com base nos diferentes parâmetros avaliados. Levando em consideração as limitações do modelo experimental, as avaliações dos resultados histomorfológicos e histomorfométricos indicam a possibilidade de aplicação clínica de forças ortodônticas estáticas, imediatamente ou precocemente, após a instalação de mini-implantes, permitindo que o processo de osseointegração siga a mesma sequência de eventos encontrados nesse estudo. Deve ser observado, que a dinâmica da reparação óssea é diferente entre homens e cães, e essas diferenças podem ser significantes sob a ação de forças estáticas de baixa magnitude, prejudicando a estabilidade da ancoragem.

## 1.2- SUMMARY

The success of conventional orthodontic treatment is closely related to anchorage stability, especially in cases of multiple teeth absence and severe occlusal discrepancies. The absence of mobility while subjected to functional loads enabled osseointegrated endosseous implants' prosthetic restoration, and an expansion of its primary use as orthodontic absolute anchorage. A limiting factor for orthodontic treatment assisted by endosseous implants is the large diameter of commercially available devices, once these may only be placed in edentulous sites with sufficient bone available for anchorage. In an attempt to overcome such limitation, implants of reduced dimensions have been introduced (mini-implants), and their use has been gaining popularity due to an increase in placement sites (these can be placed virtually everywhere in the oral cavity, even between roots), simplified surgical procedure, decrease in surgical trauma, and potential decrease in bone healing time prior to static orthodontic loading. The stability of mini-implants has been attributed to mechanical (bulk device design and dimensions) and biological (bone quantity and quality, osseointegration time prior to loading) factors. Although substantial data has been published to date, the influences of several variables on orthodontic therapy through mini-implant anchorage are still undetermined, decreasing its clinical predictability. The purpose of this study was to evaluate the survival rate and bone response to statically loaded mini-implants of 6 and 10 mm lengths activated by a standardized 150g force after different healing periods (osseointegration times of 0, 1, and 3 weeks). Seventy eight mini-implants were placed along mandibular premolar and molar regions of six beagle dogs. Survival rates of 100% (42/42) and 77.78% (28/36) were found for control (non-loaded) and experimental (statically loaded) mini-implant groups respectively. All mini-implant losses were related to peri-implant inflammation due to

mechanical irritation from orthodontic appliances in contact with non-keratinized tissue, and not to the application of low magnitude static loads. Decalcified sections showed bone contact to mini-implant surface for all specimens. Control groups' morphologic findings revealed classic bone healing events, where modeling processes were advanced at early implantation times and remodeling processes established before 12 weeks *in-vivo*. All experimental groups showed the same morphologic characteristics found for control groups at 12 weeks after implantation, with the exception that cortical bone loss associated with soft tissue apical migration at the side opposite to static load vector direction was observed. Histomorphometric analyses did not present statistically significant data between any two groups within different parameters evaluated. Given the limitations of the experimental method, overall evaluation of morphologic and morphometric results indicated the possibility of clinical application of an orthodontic static load immediately after implantation and at early implantation times. It should be noted that mineralized tissue dynamics is different between humans and dogs, and these differences may be significant under low magnitude static loads, potentially jeopardizing anchorage stability and clinical predictability.

## CAPÍTULO 2

### 2.1- INTRODUÇÃO

A ortodontia é amplamente utilizada como terapia de reabilitação bucal estética e funcional. O sucesso do tratamento ortodôntico é dependente de fatores como a estabilidade de ancoragem, principalmente na presença de desarmonias oclusais severas e ausências dentárias múltiplas<sup>1</sup>.

Dispositivos, como os aparelhos extra-bucais, têm sido empregados para o controle da ancoragem, visando eliminar movimentações dentárias passivas e indesejáveis durante a realização dos tratamentos ortodônticos. Apesar de evitar os problemas relacionados às deficiências de ancoragem dentária, fatores como a ausência de cooperação dos pacientes na utilização correta destes dispositivos diminuí consideravelmente a taxa de sucesso deste tratamento<sup>2</sup>.

A utilização de dispositivos intra-ósseos visando uma ancoragem estável das movimentações dentárias, surgiu paralelamente ao desenvolvimento da implantodontia odontológica. Vários pesquisadores desenvolveram implantes endósseos de diferentes desenhos e biomateriais, buscando uma ancoragem absoluta para as movimentações dentárias; Gainsforth e Higley<sup>3</sup> utilizaram implantes endósseos de titânio cirúrgico; Sherman<sup>4</sup>, Mendez-Villamil<sup>5</sup> e Oliver<sup>6</sup> utilizaram implantes de carbono vítreo; e Turley et al<sup>7</sup> utilizaram implantes de óxido de alumínio revestidos por biovidro. Entretanto, nenhum desses implantes apresentou resistência às forças ortodônticas empregadas, devido à deficiente qualidade



biomecânica dos dispositivos e do tipo de integração do tecido ósseo à superfície do biomaterial.

A descoberta de um fenômeno biológico, chamado de osseointegração (íntimo contato entre o osso e a superfície do implante), por um grupo de pesquisadores suecos<sup>8-12</sup>, tornou a implantodontia odontológica uma especialidade altamente previsível. Branemark et al<sup>8</sup> observaram que implantes endósseos de titânio puro apresentavam características mecânicas e bioquímicas adequadas para garantir uma coexistência estrutural e funcional com os tecidos biológicos diferenciados, sem iniciar mecanismos de rejeição. Dessa forma, os implantes osseointegrados apresentaram a capacidade de permanecer estáveis quando submetidos a forças funcionais<sup>13</sup>. Tal característica possibilitou a sua utilização, não somente como agentes de suporte para próteses<sup>11,12</sup>, como também de ancoragem para movimentações ortodôntica<sup>14-17</sup> e ortopédica<sup>18</sup>. A grande vantagem da aplicação dos implantes osseointegrados, em ortodontia, está na sua imobilidade e na ausência de instabilidade frente a forças funcionais, atuando como uma ancoragem absoluta<sup>19</sup>.

A aplicação de implantes dentários nos tratamentos ortodônticos tem demonstrado resultados satisfatórios<sup>14-17,20</sup>. A instalação desses implantes é realizada apenas em rebordos alveolares, devido aos seus largos diâmetros<sup>16</sup>. No entanto, a aplicabilidade da ancoragem ortodôntica através de dispositivos endósseos está diretamente relacionada à diversidade de sítios intrabucais para sua instalação. Dessa forma, surgiu a necessidade do desenvolvimento de outros tipos de dispositivos, diferentes daqueles convencionalmente utilizados para suportar reabilitações protéticas<sup>21</sup>.

Diversos estudos e relatos clínicos apresentaram dispositivos de ancoragem ortodôntica com a macroestrutura de parafusos de diâmetros reduzidos. Kanomi<sup>21</sup> desenvolveu um mini-implante (diâmetro de 1,2mm) de dois estágios cirúrgicos (período de

osseointegração de 10 semanas, previamente à aplicação de forças ortodônticas), com base na macroestrutura de parafusos de fixação de enxertos ósseos utilizados em cirurgias reconstrutivas. Ohmae et al<sup>22</sup> analisaram, em modelo animal, mini-implantes (diâmetro de 1mm) para intrusão de pré-molares (submetidos a 6 semanas de osseointegração). Costa et al<sup>23</sup> utilizaram mini-implantes (diâmetro de 2mm), de único estágio cirúrgico para ancoragem ortodôntica imediata em um ensaio clínico com 19 pacientes. Wherbein et al<sup>24,25</sup> desenvolveram um sistema de implantes de dois estágios cirúrgicos (período de osseointegração de 3 meses), com macroestrutura baseada nos implantes endósseos convencionais (diâmetro de 3,3mm), para instalação na região mediana do palato duro. Freudenthaler et al<sup>26</sup> descreveram a utilização clínica de micro-parafusos bicorticais (diâmetro de 2mm e comprimento de 13mm) como ancoragem para protrusão de molares em 8 pacientes, visando aumentar a estabilidade mecânica da fixação óssea. Todos esses trabalhos apresentaram resultados clínicos iniciais satisfatórios, no entanto, sem avaliar isoladamente os possíveis fatores associados à qualidade da ancoragem óssea obtida.

A maior aplicabilidade, simplificação da técnica de instalação e diminuição do trauma cirúrgico, no tratamento, foram as características que fizeram dos mini-implantes os agentes para ancoragem ortodôntica de maior interesse no desenvolvimento e utilização clínica. Degushi et al<sup>27</sup> analisaram através de histomorfometria a ancoragem óssea de mini-implantes instalados em mandíbulas e maxilas de cães. Três períodos de osseointegração (3, 6 e 12 semanas) foram utilizados previamente à aplicação de forças ortodônticas (200-300g) para movimentações dentárias, sendo observado que períodos de apenas 3 semanas já seriam suficientes para promover a estabilidade da ancoragem em cães. Miyawaki et al<sup>28</sup>, em estudo clínico, analisaram os possíveis fatores associados à estabilidade de mini-implantes instalados em regiões posteriores para ancoragem ortodôntica. Três tipos de mini-

implantes foram utilizados (1X6mm, 1,5X11mm, 2,3X14mm), totalizando 134 dispositivos. Os autores não observaram associações significativas entre a taxa de sucesso e as variáveis, tais como: comprimento dos mini-implantes, tipo de instalação cirúrgica, aplicação imediata de forças ortodônticas e sítio de instalação. Dessa forma, concluíram que fatores como o diâmetro dos mini-implantes menor ou igual a 1mm, inflamação peri-implantar e a presença de cortical óssea fina estão associados ao insucesso clínico da ancoragem.

O comportamento de mini-implantes parece estar diretamente relacionado a fatores mecânicos (desenho e dimensões<sup>28</sup>), e biológicos (qualidade óssea e tempo de osseointegração previamente requerido para estabilizá-los quando submetidos a forças ortodônticas estáticas)<sup>27,29</sup>. Entretanto, a influência desses fatores no grau de ancoragem óssea dos mini-implantes ortodônticos ainda permanece indefinido, diminuindo a previsibilidade clínica dessa terapia.

Visando aumentar os benefícios da ancoragem absoluta, tanto para os clínicos quanto para os pacientes, têm se buscado a aplicação imediata ou precoce de forças ortodônticas nos mini-implantes<sup>23</sup>. Dessa forma, modificações das macroestruturas dos dispositivos têm sido realizadas para minimizar o estresse gerado no tecido ósseo ao redor de mini-implantes e na interface osso e biomaterial, durante a aplicação de forças ortodônticas estáticas<sup>30</sup>.

O objetivo do presente estudo, em modelo animal (cão), foi avaliar através da histomorfologia e histomorfometria o tecido ósseo em contato com um novo mini-implante ortodôntico; analisando a influência de diferentes comprimentos (6mm e 10mm), e de diferentes períodos de osseointegração prévios à aplicação de forças ortodônticas estáticas (Imediato, 1 e 3 semanas) na qualidade da ancoragem obtida. Tais análises, qualitativas e quantitativas, visaram compreender os eventos biológicos ocorridos em associação com as respostas clínicas evidenciadas, para aumentar a aplicabilidade e previsibilidade da terapia

ortodôntica auxiliada pela ancoragem óssea, resultando no bem-estar dos pacientes submetidos ao tratamento.

## CAPÍTULO 3

### 3.1- ARTIGO EM PORTUGUÊS

#### ANÁLISE HISTOMORFOLÓGICA E HISTOMORFOMÉTRICA DE MINI-IMPLANTES PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA IMEDIATA E PRECOCE.

##### Resumo

O objetivo do presente estudo, em modelo animal (cão), foi avaliar a taxa de sobrevivência e a resposta óssea de mini-implantes, de 6 e 10mm de comprimento, submetidos a forças estáticas após diferentes períodos de osseointegração. Setenta e oito mini-implantes (Ti-6Al-4V e superfície usinada) foram instalados em 6 cães da raça Beagle, bilateralmente, na região mandibular de pré-molar e molar. Os hemi-arcos esquerdo (experimento) e direito (controle) receberam 6 e 7 mini-implantes, respectivamente. O período de osseointegração prévio à ativação (força de 250g aplicada entre os pares de mini-implantes, durante 12 semanas) dos grupos experimento foram de 0 (imediatamente ativados), 1 e 3 semanas. Os mini-implantes dos grupos controle (não submetidos a forças) foram instalados 12, 3 e 1 semana prévias à eutanásia e no dia da eutanásia. Após este procedimento, as mandíbulas foram dissecadas, e os espécimes descalcificados foram preparados para avaliação histomorfológica e histomorfométrica (taxa de contato do osso ao implante). Os resultados mostraram taxas de sobrevivência de 100% e 77,78% para os grupos controle e experimento, respectivamente. As taxas de sobrevivência específicas ao comprimento dos mini-implantes foram de 88,89% e de 66,67% para os grupos experimento de 10mm e de

6mm, respectivamente. Inflamação do tecido mole perimplantar foi observada em todas as perdas de mini-implantes, que ocorreram após a aplicação da força (instalação da mola). Os grupos controle mostraram os eventos clássicos da reparação óssea e os grupos experimento apresentaram a morfologia de osso maduro. Não houve, entre todos os grupos, diferenças estatisticamente significantes entre os valores de contato do osso à superfície do mini-implante. Esses resultados indicam a possibilidade de aplicação clínica de forças ortodônticas estáticas, imediatamente ou precocemente, após a implantação de mini-implantes.

Palavras chaves: Mini-implantes/Ortodontia/ Ancoragem /Ativação Imediata/ Cão.

## Introdução

Desde o descobrimento e a sedimentação do fenômeno biológico chamado de osseointegração (íntimo contato de tecido ósseo a biomateriais) por um grupo de pesquisadores suecos<sup>1-4</sup>, a implantodontia tornou-se uma das mais previsíveis modalidades de reabilitação da clínica odontológica, com taxas de sucesso, acima de 90%, sendo freqüentemente relatadas<sup>5</sup>.

O íntimo contato entre o tecido ósseo e o substrato metálico do implante promove uma anquilose (ausência do ligamento periodontal, imobilidade)<sup>1-2</sup>, permitindo a interação funcional e estrutural dos tecidos biológicos com o biomaterial, promovendo a estabilidade desse sistema (osso-implante) frente a forças funcionais<sup>6</sup>. Esta característica possibilitou a utilização de implantes osseointegrados, não somente em reabilitações protéticas, mas também para tratamentos ortodônticos<sup>7-8</sup> e ortopédicos<sup>9</sup>.

O sucesso do tratamento ortodôntico é dependente de fatores como a estabilidade de ancoragem, principalmente na presença de desarmonias oclusais severas e ausências dentárias múltiplas<sup>10</sup>.

A grande vantagem da utilização de implantes osseointegrados, como agentes de ancoragem, é a imobilidade clínica quando submetidos a forças estáticas constantes (funcionando como uma ancoragem absoluta)<sup>11</sup>, evitando a movimentação dentária passiva que ocorre nas terapias ortodônticas convencionais. Os implantes também podem ser aplicados como uma alternativa à utilização de aparelhos extrabucais, eliminando a necessidade de cooperação dos pacientes, otimizando e diminuindo o tempo de tratamento requerido.

Apesar do sucesso da utilização de implantes osseointegrados em ancoragens ortodônticas<sup>12-14</sup>, o largo diâmetro dos dispositivos comercialmente disponíveis representa uma limitação, pois viabiliza sua instalação somente em rebordos alveolares edêntulos, diminuindo seus sítios intrabucais e sua aplicabilidade nas terapias ortodônticas. Dispositivos endósseos, de diâmetros reduzidos (mini-implantes)<sup>15</sup>, têm sido desenvolvidos para superar essa limitação, com alta taxa de popularidade; pois sua utilização aumentou os sítios de aplicação clínica (pode ser instalado em qualquer região da cavidade bucal, até entre raízes), simplificou a técnica de instalação, diminuiu o trauma cirúrgico e o tempo de osseointegração prévio à aplicação de forças ortodônticas estáticas<sup>15-19</sup>. A estabilidade da ancoragem óssea de mini-implantes tem sido relacionada a fatores mecânicos (desenho e dimensões<sup>18</sup>), e biológicos (qualidade óssea e tempo de osseointegração previamente requerido para estabilizá-los quando submetidos a forças ortodônticas estáticas<sup>19-22</sup>). Entretanto, o nível de influência desses fatores permanece indefinido, diminuindo a previsibilidade clínica dessa terapia.

Visando aumentar os benefícios da ancoragem absoluta, tanto para os clínicos quanto para os pacientes, têm se buscado a aplicação imediata ou precoce de forças ortodônticas nos mini-implantes<sup>16</sup>. Dessa forma, modificações das macroestruturas dos dispositivos têm sido realizadas para minimizar o estresse gerado no tecido ósseo ao redor de mini-implantes e na interface osso-biomaterial, durante a aplicação de forças ortodônticas estáticas<sup>23</sup>.

O objetivo do presente estudo, *in vivo*, é avaliar a resposta óssea de mini-implantes submetidos a forças ortodônticas estáticas padronizadas após diferentes períodos de osseointegração.



## Material e Métodos

### Material

Setenta e oito mini-implantes (Ti-6Al-4V e superfície usinada) de 2,5mm de diâmetro foram fornecidos por um fabricante (Bicon Inc., Boston, MA, USA) em dois diferentes comprimentos (6mm, 10mm). A parte superior do mini-implante apresentava duas fendas circunferenciais e perpendiculares entre si, para instalação do dispositivo ortodôntico, e o corpo do mini-implante apresentava quatro roscas para promover a sua estabilidade biomecânica (Figura 1).



Figura 1- Macroestrutura dos mini-implantes ortodônticos de 6mm e de 10 mm de comprimento (Bicon Implants. Boston, MA). Observar, no módulo superior, a fenda circular para instalação de aparelhos ortodônticos.

## **Métodos**

Após aprovação prévia do projeto pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA-UFSC), seis cães da raça Beagle, machos e adultos (idade entre 12 a 15 meses) foram adquiridos e mantidos sob avaliação e cuidados durante 12 semanas antes do início do experimento.

## **Desenho Experimental**

Os mini-implantes foram divididos em 3 grupos experimento e 4 grupos controle. Os grupos experimento foram definidos de acordo com o tempo de osseointegração prévio à aplicação de forças ortodônticas padronizadas, em grupo ativado imediatamente (EI), ativado após 1 semana (E1S), e ativado após 3 semanas (E3S). Todos os grupos experimento permaneceram ativados por um período de 12 semanas até a eutanásia.

Os grupos controle foram definidos de acordo com o período de osseointegração requerido até a eutanásia, possibilitando informações morfológicas e morfométricas do exato momento da ativação da força nos mini-implantes. Os grupos controle foram formados pelo imediato (CI), 1 semana (C1S), 3 semanas (C3S), e 12 semanas (C12S) de período de osseointegração.

O sítio cirúrgico utilizado foi a lateral do corpo mandibular, na região dos molares e pré-molares. O lado esquerdo da mandíbula foi utilizado para instalação dos grupos experimento e o lado direito para os grupos controle. Uma seqüência de procedimentos cirúrgicos possibilitou a colocação de 6 mini-implantes no lado experimento (esquerdo), formados por pares de mini-implantes dos grupos E3S, E1S, EI instalados de distal para mesial, respectivamente (Figura 2a). No lado controle, a mesma seqüência de eventos foi realizada, adicionando um sétimo mini-implante (C12S) mesialmente (Figura 2b). Dessa forma, em

cada animal foram realizadas 6 intervenções cirúrgicas durante um período de 15 semanas, com reavaliação das forças ortodônticas a cada 3 semanas. Os eventos descritos, anteriormente, são apresentados na Figura 3. Três cães receberam mini-implantes de 6mm e os outros três cães receberam mini-implantes de 10mm.

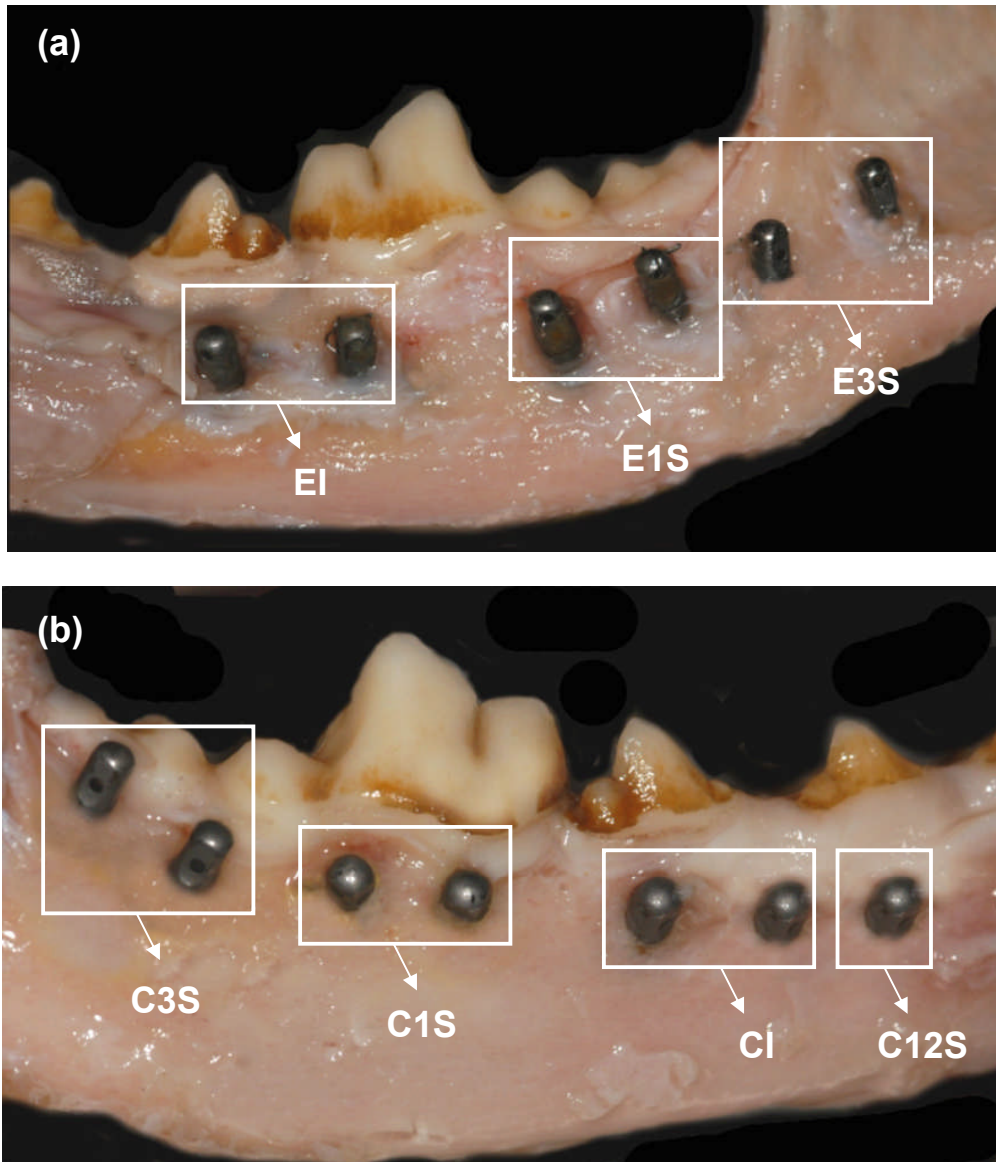


Figura 2- Exposição dos mini-implantes e do tecido ósseo, através de dissecação, e após a eutanásia dos animais; revelando os grupos experimento(a), lado esquerdo mandibular, e os grupos controle(b), lado direito mandibular.

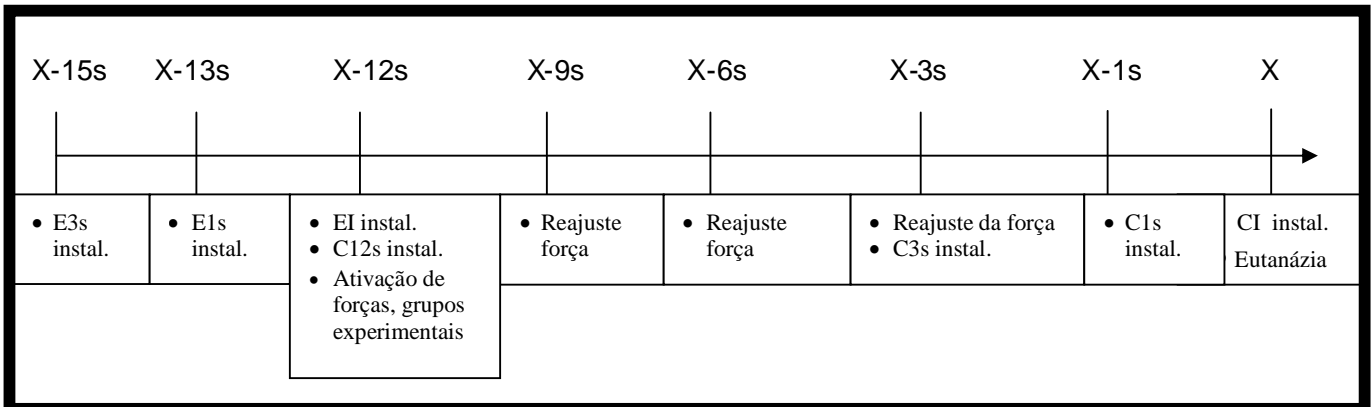


Figura 3: Sequência de eventos cirúrgicos e clínicos realizados em cada cão, do primeiro procedimento (X-15) até o dia da eutanásia (X). s=tempo em semanas.

### Protocolo Clínico-Cirúrgico

Todos os procedimentos experimentais cirúrgicos (instalação dos mini-implantes) e clínicos (obtenção de fotografias intraorais, aplicação e avaliação das forças ortodônticas) foram realizados sob condições estéreis, após medicação pré-anestésica, por via intramuscular de uma injeção de sulfato de atropina a 0,044mg/kg (Atropina Lab. Ariston), e de procedimento anestésico (após um período médio de 10 minutos), com aplicação intramuscular de uma injeção de cloridrato de xilazina a 2% (Kensol- Lab. Konig) na dosagem de 8mg/kg, associado ao cloridrato de ketamina 50mg (Vetanarcol-Lab.Konig) na dosagem de 16mg/kg. Após cada intervenção cirúrgica foram administradas por via intramuscular, em doses únicas, antibiótico (Pentabiótico ®-Fort Dodge, 30.000 U/Kg) e antiinflamatório (Banamine® Shering-Plough 1,1 ml/kg ).

Uma incisão intrabucal foi realizada em mucosa não ceratinizada na região de molares e pré-molares, com descolamento total do retalho. Duas perfurações paralelas foram

realizadas (distância de 10mm) no tecido ósseo (cortical e medular) com broca piloto de 2mm de diâmetro (800rpm, irrigação profusa), nas profundidades de 6 e 10mm para os diferentes comprimentos dos mini-implantes de cada grupo experimento e controle. Os pares de mini-implantes de cada grupo foram instalados através de chaves adaptadas a um contra-ângulo (20rpm) até o contato íntimo da cabeça dos mini-implantes ao leito ósseo receptor. O retalho foi coaptado através de sutura simples da mucosa perimplantar, evitando a submersão dos mini-implantes durante o período de osseointegração.

Nos grupos experimento, após o período de osseointegração determinado, foram instaladas molas helicoidais de tração Cr-Ni ( $\varnothing 0,20\text{mm}$  X  $\varnothing \text{int. } 0,80\text{mm}$ ; Morelli, São Paulo, Brasil), objetivando forças ortodônticas padronizadas e constantes de 250 gramas entre os pares de mini-implantes (Figuras 4,5).



Figura 4- Medição da força estática gerada pela mola entre os pares de mini-implantes, objetivando a magnitude de 250g.



Figura 5- Grupos experimento após a ativação da força entre os pares de mini-implantes

A estabilidade dos mini-implantes foi avaliada clinicamente ao longo do estudo, em intervalos de 5 dias. O mini-implantes que apresentaram qualquer grau de mobilidade durante a realização do experimento foram removidos, sendo necessária a instalação de novo mini-implante (em sítio adjacente) nos casos em que a mobilidade ocorreu em apenas um dos dispositivos, visando à manutenção da ativação do mini-implante remanescente. Nestes casos, o novo mini-implante não foi considerado no experimento. Foram reavaliadas as forças das molas ortodônticas em cada período de três semanas, após a ativação inicial.

### **Preparação dos Espécimes**

Os cães foram submetidos à eutanásia, através da repetição de procedimentos anestésicos, sem o uso de atropina, e aplicação via endovenosa de uma injeção de cloreto de potássio 19,1%. As suas mandíbulas foram dissecadas e fixadas em solução de

formaldeído a 10%, por um período de 15 dias. Considerando o número, a localização, e o tempo de osseointegração, um mini-implante, por par avaliado, foi descalcificado para estudos morfológico e morfométrico. O processo de descalcificação foi realizado através da submersão dos espécimes, em EDTA e ácido fórmico, durante 14 dias e 48 horas, respectivamente. Após a conclusão do processo de descalcificação, os mini-implantes foram cuidadosamente removidos através de torque reverso, visando evitar danos na interface osso-mini-implante.

Os espécimes embebidos em parafina foram seccionados mesio-distalmente (ao longo do plano do vetor da força ortodôntica), objetivando o centro do longo-eixo dos mini-implantes, possibilitando posterior comparação histomorfológica e histomorfométrica entre as regiões de compressão e de tensão. As cinco secções obtidas, para cada espécime, foram coradas com Eosina e Hematoxilina (H.E.) e analisadas através de microscópio óptico de transmissão.

### **Análises Histomorfológica e Histomorfométrica**

Micrografias com 40X de magnificação foram adquiridas ao longo do perímetro do mini-implante de cada espécime para análise morfológica do osso cortical e trabecular.

Os espécimes foram divididos em duas regiões de interesse (lado de compressão – lado na direção do vetor de força , lado de tensão – lado oposto ao vetor de direção da força). A taxa de contato do osso à superfície do mini-implante, nas 5 secções obtidas de cada espécime, foi determinada pela análise histomorfométrica, através do software BIOQUANT NOVA (Bioquant Analysis Corporation, Nashville, TN,USA). Para essa análise, o espécime foi dividido quanto ao lado de tensão e de compressão. As análises estatísticas

foram obtidas com um nível de significância de 95% para todas as comparações realizadas nesse estudo.

O intervalo de confiança (IC) para cada grupo e parâmetros descritos acima foi calculado com um nível de significância de 95% através das seguintes equações:  $IC = [\text{valor} \pm t (\text{erro padrão})]$ ,  $\text{erro padrão} = [\text{desvio padrão}/(n^{1/2})]$ , onde  $t = t_{\alpha/2}$  valor associado com o número de graus de liberdade e nível de significância, e  $n$ =número de observações para os parâmetros submetidos à avaliação .

## **Resultados**

A revisão e análise dos procedimentos cirúrgicos e o acompanhamento geral não demonstraram complicação significativa relativa à condição de execução dos procedimentos, e de infecção pós-operatória nos animais, apesar do curto intervalo de tempo entre os procedimentos realizados.

Não foi observada inflamação tecidual para ambos os grupos controle e experimento antes da instalação das molas e ativação dos mini-implantes. Após a ativação, a inflamação de tecido mole perimplantar foi clinicamente detectada para vários mini-implantes; devido à impactação alimentar entre a mola, mini-implante e tecido mole, especialmente para aqueles casos em que as molas estavam em íntimo contato com a mucosa não-ceratinizada. Tal situação foi, na maioria dos casos, relacionada aos mini-implantes instalados na região de molar.

Todos os 42 mini-implantes (6 e 10mm de comprimento) dos grupos controle permaneceram clinicamente estáveis durante o curso do experimento, com uma taxa de



sobrevivência de 100%, enquanto 8 dos 36 mini-implantes dos grupos experimento fracassaram. A taxa de sobrevivência geral para o grupo experimento foi de 77,78%, onde 1, 4, e 3 mini-implantes foram respectivamente perdidos nos grupos EI, E1S, e E3S grupos.

A taxa de sobrevivência para os mini-implantes de 10 mm de comprimento (n=18) foi de 88,89%, onde 1 e 1 mini-implante foram perdidos pelos grupos E3S, e EI respectivamente. A taxa de sobrevivência para os 6 mini-implantes de 6 mm de comprimento (n=18) foi de 66,67%, onde 4 e 2 mini-implantes foram respectivamente perdidos pelos grupos E1Se E3S. Todas as perdas de mini-implantes pelos grupos experimento aconteceram depois da instalação da mola ortodôntica e ativação do mini-implante, e metade das perdas, ao longo do estudo, aconteceram em um único animal.

Trinta e nove espécimes foram descalcificadas para avaliação histológica. Apesar das perdas ocorridas durante o estudo, só os grupos E1S (n=1) e ES (n=2) tiveram número de espécimes reduzido por grupo, devido a perdas emparelhadas. Os outros grupos que tiveram perdas, ainda proveram um implante para avaliação histológica.

A avaliação de Histomorfologia das seções descalcificadas de todos os grupos revelou a presença de contato de osso ao implante nas regiões cortical e trabecular para todos os espécimes. O exemplo de uma secção descalcificada é apresentado em Figura 6.

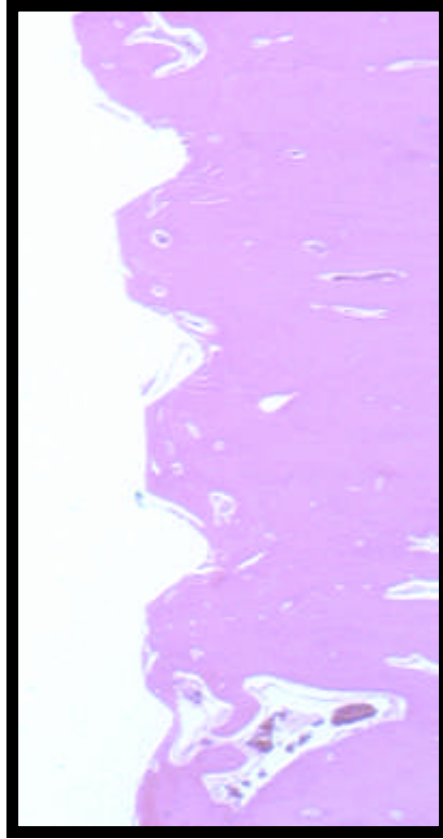


Figura 6: Secção descalcificada (corada com H.E.) mostrando o contato entre o osso e o mini-implante (grupo E1S), no perímetro das roscas. (magnificação original de 12,5X).

Uma característica notável encontrada em todos os grupos experimento foi a perda de osso cortical associada com migração apical de tecido mole no lado oposto à direção do vetor da força estática (Figura 7).

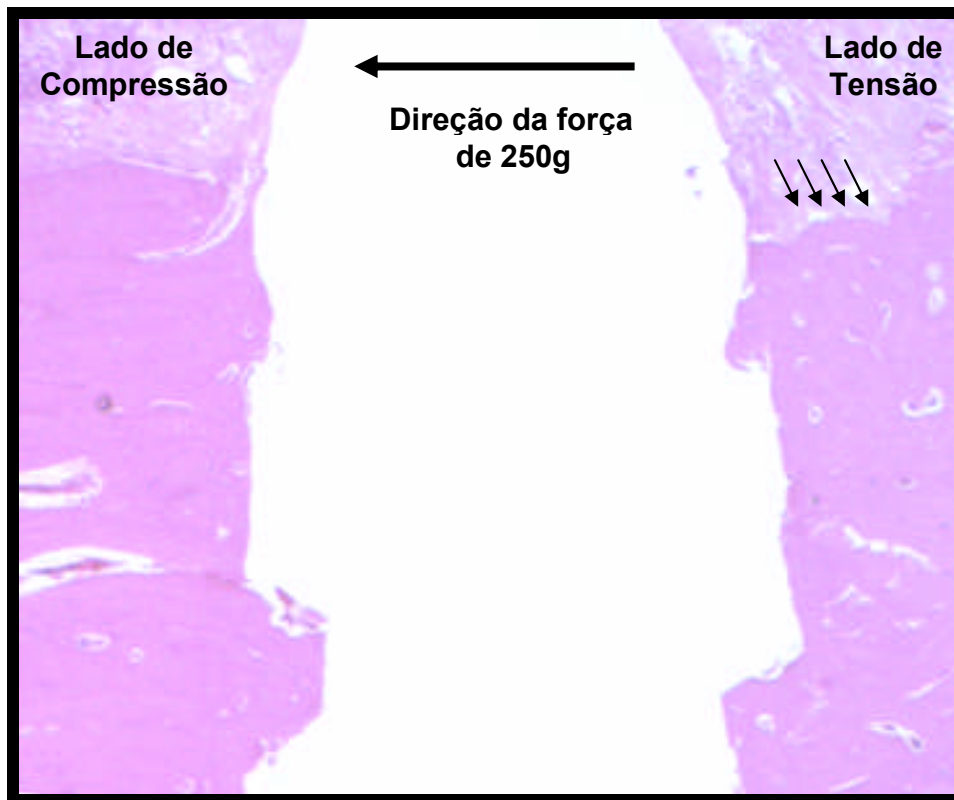


Figura 7- Perda do tecido ósseo cortical, associado a migração de tecido mole, no lado oposto à direção do vetor da força estática (lado de tensão). Característica histomorfológica observada em todos os mini-implantes dos grupos experimento. (magnificação original de 12,5X).

Nenhuma diferença morfológica foi observada entre os mini-implantes de 6mm e 10 mm, e uma representação das características mais consistentes encontradas para os diferentes grupos controle e experimento está descrita nas Figuras 8 e 9. Os grupos C1 (Figura 8a) mostraram íntimo contato entre o osso cortical e o mini-implante, e regiões de ruptura do osso trabecular. Todos os espécimes dos grupos C1S (Figura 8b) apresentaram contato ósseo, com pontos de reabsorção e de necrose em todo o perímetro dos mini-implantes. Os pontos de necrose foram mais pronunciados no diâmetro externo das roscas dos mini-implantes, particularmente, na primeira rosca superior. Neoformação óssea

também foi observada em regiões de osso trabecular. Os grupos C3S (Figura 8c) apresentaram notável formação de osso desorganizado nas regiões corticais e trabecular. Poucas áreas de necrose foram observadas, normalmente confinadas no diâmetro externo da primeira rosca. Um osso com alto grau de organização foi encontrado nos espécimes dos grupos C12S (Figura 8d), E1, E1S, e E3S (Figura 9a-9c), onde pontos de necrose estavam completamente ausentes.

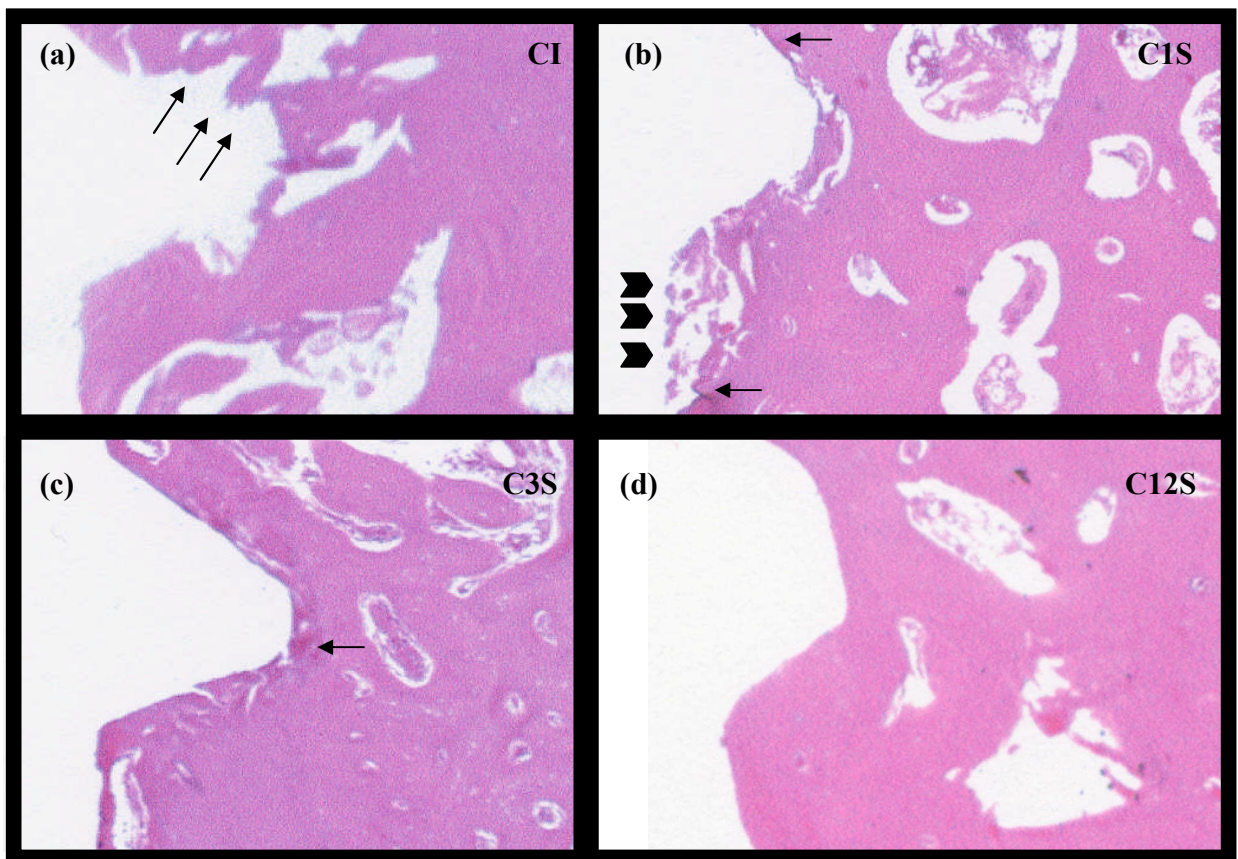


Figura 8- Morfologia dos grupos controle. (a) região de rosca do espécime do grupo C1, entre a transição do osso cortical para trabecular, mostrando (setas) a ruptura do osso trabecular, após a instalação do mini-implante; (b) espécime do grupo C1S apresentando pontos de necrose (setas) e de reabsorção (setas largas), (c) espécime do grupo C3S apresentando regiões de neoformação óssea ao longo do perímetro do mini-implante, observar pontos necróticos no diâmetro externo da rosca (seta). (d) Espécime do grupo C12S, na região de transição do osso cortical para trabecular, apresentando estrutura óssea organizada em todo perímetro do mini-implante. (magnificação original de 40X).

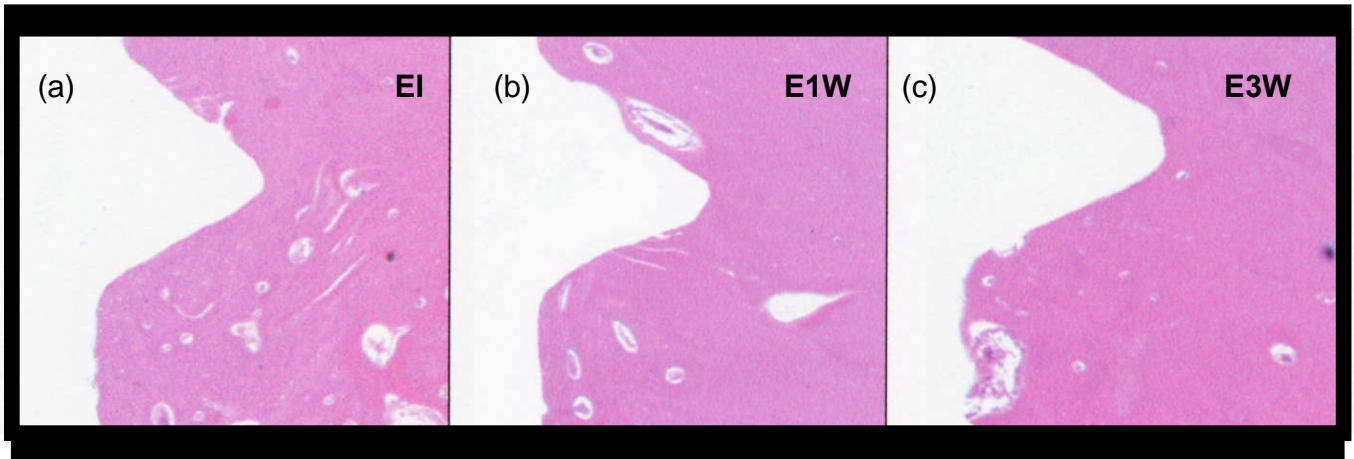


Figura 9- Morfologia óssea dos grupos experimento. Todos os espécimes apresentaram íntimo contato entre o osso e a superfície do mini-implante, semelhante à morfologia encontrada no grupo C12S. (magnificação original de 40X).

Os IC 95%, para todos os grupos e parâmetros avaliados, estão apresentados na tabela 1 para os grupos de mini-implantes de 6 mm de comprimento e na tabela 2 para os grupos de mini-implantes de 10 mm de comprimento para todos os parâmetros avaliados. Deve ser observado que não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre quaisquer dois grupos dentro dos diferentes parâmetros avaliados.

Tabela 1- Lado de compressão, lado de tensão, e porcentagem total de contato entre o osso e os mini-implantes dos grupos de 6mm, no intervalo de confiança (IC) de 95%.

6 mm	espécimes	compressão	95% CI	tensão	95% IC	total	95% IC
CI	1	81.5	75.2 ± 15.9	81.7	76.7 ± 14.6	81.6	75.9 ± 15.2
	2	75.3		78.2		76.8	
	3	68.7		70.2		69.5	
C1S	1	92.7	80.7 ± 33.8	98.7	84.6 ± 37.5	95.7	82.7 ± 35.6
	2	65.9		68.7		67.3	
	3	83.6		86.5		85.1	
C3S	1	93.7	90.4 ± 14.5	93.1	90.4 ± 14.5	93.4	89.6 ± 16.6
	2	83.7		80.1		81.9	
	3	93.9		93.2		93.6	
C12S	1	94.6	92.9 ± 9	92.8	92.6 ± 7.3	93.7	92.7 ± 8
	2	88.7		89.5		89.1	
	3	95.3		95.4		95.4	
EI	1	81.4	87.9 ± 15.1	64.7	76.9 ± 29.9	73.1	82.4 ± 22.5
	2	93.5		88.8		91.2	
	3	88.7		77.3		83.0	
E1S	1	92.0	92.0	78.8	78.8	85.4	85.4
E3S	1	95.7	95.8 ± 0.6	92.3	86.2 ± 77.5	94.0	91.5 ± 38.4
	2	95.8		80.1		88.0	

Tabela 2- Lado de compressão, lado de tensão, e porcentagem total de contato entre o osso e os mini-implantes dos grupos de 10mm, no intervalo de confiança (IC) de 95%.

10mm	espécimes	compressão	95% CI	tensão	95%CI	total	95%IC
CI	1	87.4	77.6 ± 22.7	67.3	71.2 ± 8.9	77.4	74.4 ± 8.4
	2	76.0		74.3		75.2	
	3	69.3		72.1		70.7	
C1S	1	64.4	79.6 ± 34.2	67.9	82.9 ± 32.7	66.2	81.2 ± 33.3
	2	83.0		88.2		85.6	
	3	91.3		92.6		92.0	
C3S	1	93.7	92.5 ± 7	86.5	90.1 ± 8.4	90.1	91.3 ± 5.5
	2	89.3		90.5		89.9	
	3	94.5		93.2		93.9	
C12S	1	96.1	92.3 ± 10.9	93.2	91.8 ± 7.6	94.7	92.1 ± 9
	2	87.5		88.3		87.9	
	3	93.2		94.0		93.6	
EI	1	90.4	90.3 ± 7.2	67.5	74.6 ± 16	79.0	82.5 ± 9.7
	2	87.4		76.3		81.9	
	3	93.2		80.1		86.7	
E1S	1	95.5	82.5 ± 8	92.8	84.8 ± 17.5	94.2	88.6 ± 12
	2	88.6		81.9		85.3	
	3	88.6		81.9		85.3	
E3S	1	90.9	92.7 ± 7	83.0	84.0 ± 3.1	87.0	88.4 ± 3.6
	2	96.0		83.7		89.9	
	3	91.3		85.4		88.4	

## Discussão

O tratamento ortodôntico é influenciado pela estabilidade da ancoragem <sup>10</sup>, e a ancoragem absoluta é uma característica desejável para a otimização da qualidade e do tempo de tratamento <sup>8,12,15-16</sup>. O presente estudo, em modelo canino, avaliou a influência da aplicação de forças ortodônticas de 250g, por um período de 12 semanas, em mini-implantes (Ti-6Al-4V, superfície usinada) submetidos a diferentes períodos de osseointegração (Imediato, 1 semana, 3 semanas). A força perpendicular ao longo eixo do mini-implante foi obtida através da instalação paralela desses dispositivos na região de pré-molar e molar, associada à colocação das molas de Cr-Ni entre os pares de mini-implantes. Esse padrão de aplicação da força ortodôntica já foi utilizado em outros estudos para avaliação de implantes osseointegrados convencionais <sup>11,13</sup>, que apresentaram consistentes resultados histomorfométricos para os lados de tensão e compressão óssea. Outras pesquisas, avaliando a eficiência de mini-implantes submetidos a forças estáticas, utilizaram esse dispositivo para movimentações dentárias (força aplicada entre mini-implante e dente) <sup>18-19-21</sup>; dificultando a padronização da intensidade da força, devido à presença de variáveis como anatomia e reabsorção radiculares que alteram o vetor da força durante o tratamento ortodôntico.

Os resultados obtidos, no presente estudo, mostraram que os aspectos cirúrgicos do experimento não influenciaram processos de inflamação e/ou infecção nos animais, apesar do curto intervalo de tempo entre os procedimentos realizados.

As taxas de sobrevivência dos mini-implantes dos grupos experimento e controle foram de 77,78% e de 100%, respectivamente. Todos os mini-implantes foram perdidos após a instalação das molas (aplicação da força estática), e o aspecto clínico observado era de

inflamação do tecido mole perimplantar, provavelmente devido ao sinergismo do íntimo contato entre a mola e a mucosa não ceratinizada (irritação mecânica), associado à retenção alimentar entre o tecido mole, a mola, e o mini-implante. Esse aspecto clínico desfavorável do experimento foi resultado da tentativa de padronização das forças estáticas para todos os mini-implantes dos grupos experimento, através da instalação cirúrgica dos pares de mini-implantes paralelos entre si, e ativados com uma mola instalada a um ângulo de 90 graus com o longo eixo do mini-implante. Desta forma, houve dificuldade de evitar interações negativas entre os aparelhos ortodônticos e o tecido gengival.

A taxa de sobrevivência para os mini-implantes de 10mm e 6mm de comprimento foram de 88,89% e 66,67%, respectivamente; e todas as perdas foram associadas com processos inflamatórios do tecido mole perimplantar, como previamente mencionado. Deve ser observado que quatro dos seis mini-implantes de 6mm de comprimento que foram perdidos, estavam instalados em um mesmo cão, em mucosa não ceratinizada da região de molares, pertencentes aos grupos E1S e E3S. Os mini-implantes dos grupos E1, da mesma hemi-mandíbula, permaneceram estáveis durante todas as avaliações clínicas realizadas nesse estudo. Apesar da diferença nas taxas de sobrevivência para os mini-implantes de diferentes comprimentos, os autores acreditam que as condições anatômicas particulares da região de molar desse cão foram desfavoráveis para o sucesso dos dispositivos de 6mm de comprimento, devido à presença de estrutura óssea adequada para sua instalação somente em áreas de grande volume de mucosa não ceratinizada (fundo de vestibulo).

Essas observações gerais associadas ao fato de que apenas 1 mini-implante do grupo E1 foi perdido durante o experimento, sugerem que o fator primário de perda dos mini-implantes foi a inflamação do tecido mole perimplantar<sup>13,17</sup>, e não a aplicação precoce de forças estáticas de magnitudes comparáveis às utilizadas nos tratamentos ortodônticos. Além



disso, a indicação que a baixa magnitude da força estática não é prejudicial ao sucesso de mini-implantes tem sido apresentada em outro estudo <sup>19</sup>, no qual as perdas desses dispositivos ocorreram durante o período de osseointegração (atribuídas à infecção) e não após a aplicação da força ortodôntica. As perdas de mini-implantes após ativação têm sido relatadas na literatura <sup>16,17</sup>, e representadas por pequenas porcentagens dos mini-implantes avaliados nesses estudos. Contudo, a possibilidade de uma associação entre a inflamação e a ativação de mini-implantes, acelerando alterações biológicas prejudiciais ao tecido perimplantar, assim como observado em implantes convencionais <sup>1-4</sup>, deve ser considerada e pode ser assunto de pesquisas futuras.

As secções descalcificadas obtidas não mostraram efeitos prejudiciais da remoção dos mini-implantes de Ti-6Al-4V e superfície usinada, já que o perímetro externo dos mini-implantes foi facilmente delineado, tanto em regiões de osso cortical quanto de trabecular, para todos os espécimes, como mostra a Figura 6.

Observações gerais das secções descalcificadas comprovam as propriedades de biocompatibilidade e osseointegrabilidade <sup>1-3</sup> para os mini-implantes de Ti-6Al-4V e superfície usinada, através do contato direto do mini-implante com o osso cortical e trabecular para todos os grupos controle e experimento. A exceção ocorreu com o grupo CI (cirurgicamente instalado no dia da eutanásia), no qual o contato do osso com a superfície do mini-implante foi consequência da inserção de um dispositivo de 2,5 mm de diâmetro, em um sítio cirúrgico de 2 mm de diâmetro, e não do processo de modelamento ósseo. O íntimo contato da superfície do mini-implante com o osso cortical e trabecular, fenômeno chamado de osseointegração <sup>1-3</sup>, é uma característica desejável quando se considera os mini-implantes endósseos para aplicação em casos que requerem resistência a forças <sup>5,6</sup>.

Avaliações histomorfológicas dos grupos controle revelaram os eventos que ocorrem no osso ao redor de mini-implantes (de ambos os comprimentos) antes da aplicação da força. As secções descalcificadas para os grupos de mini-implantes CI (Figura 8) mostraram que as regiões de osso cortical estavam em íntimo contato com a superfície dos mini-implantes, devido ao encaixe mecânico que ocorre imediatamente após a sua implantação, sendo esse o fator primário de estabilidade imediata desses dispositivos. As regiões de osso trabecular para os espécimes dos grupos CI apresentaram taxas mais baixas de contato osso-mini-implantes, devido à ruptura anatômica gerada pelos procedimentos de perfurações ósseas. Tecido necrótico não foi evidenciado em nenhum dos grupos CI, revelando que os corretos procedimentos de perfuração não ocasionaram aquecimento prejudicial ao tecido ósseo <sup>1-3</sup>.

As secções descalcificadas dos grupos C1S mostraram regiões necróticas ao longo da interface osso-mini-implante (de ambos os comprimentos), especialmente nas pontas das roscas que concentraram maior compressão tecidual <sup>6,23</sup> (mais pronunciado na primeira rosca da parte superior do mini-implante), combinado com regiões de contínua reabsorção e de tecido sadio. O osso neoformado foi evidente nas regiões trabeculares, e um aumento qualitativo do contato ósseo foi aparente, quando comparado com os dos grupos CI.

Apenas poucos pontos de necrose foram encontrados nos grupos C3S, de ambos os comprimentos, predominantemente na primeira rosca do mini-implante. Tais achados, associados com as observações histomorfológicas encontradas nos mini-implantes dos grupos C1S (presença de regiões de necrose), foram uma indicação que o trauma gerado durante a instalação dos mini-implantes é mais pronunciado na ponta da primeira rosca da parte superior desses dispositivos. A explicação, para tal fenômeno, foi a alta quantidade de fricção entre o osso e a superfície do mini-implante durante a inserção dessas específicas

regiões, que foram até quatro vezes maiores quando comparadas com as interações entre o osso em contato com a primeira porção da quarta rosca do mini-implante. Reduzidas áreas de reabsorção foram encontradas para todas os espécimes quando comparadas aos do grupo C1S, devido à considerável quantidade de osso desorganizado próxima às superfícies do mini-implante, tanto para regiões corticais quanto trabeculares, mostrando intensa atividade osteogênica nos períodos iniciais de osseointegração<sup>3</sup>.

Achados morfológicos para os grupos C12S (de ambos os comprimentos) mostraram osso maduro nas regiões cortical e trabecular, refletindo uma atividade de remodelação óssea. Esses achados foram compatíveis com as características de reparação óssea ao redor de implantes convencionais não submetidos a forças descritas em estudos anteriores<sup>1-3</sup>.

A razão para a utilização do grupo controle após 12 semanas do tempo de implantação foi para obter dados comparáveis a outros estudos<sup>11,20-22</sup>, nos quais longos períodos de osseointegração foram utilizados anteriormente à ativação dos mini-implantes. Além disso, os grupos C12S possibilitaram comparações morfológicas e morfométricas, utilizando o mesmo período de tempo *in vivo*, entre os grupos de mini-implantes não submetidos a forças estáticas com os grupos experimento.

Todos os grupos experimento (ambos os comprimentos) apresentaram osso maduro próximo à superfície dos mini-implantes (em osso cortical e medular), semelhante ao observado nos grupos C12S. Esses achados indicaram que a aplicação de força estática nos mini-implantes teve pouca influência na neoformação e subsequente maturação óssea<sup>7,11,19-22</sup>. Um dado consistente para todos os grupos experimento foi a perda de osso cortical, com migração apical de tecido mole, no lado oposto à direção do vetor da força estática (Figura 7), compreendendo o lado de tensão<sup>11</sup>. A perda de osso cortical não foi detectada no lado de

compressão<sup>11</sup> onde o contato ósseo com a superfície do mini-implante ocorreu em toda a densidade da parede cortical. A hipótese dos autores é que a migração do tecido mole, primariamente, ocorreu durante os estágios iniciais da ativação dos mini-implantes, e foi, possivelmente, causada pelo aumento da distância entre a superfície do mini-implante e o osso, devido à aplicação da força estática na direção oposta.

Visando quantificar o contato osso-mini-implante sob a influência dos parâmetros de tempo de osseointegração prévio à aplicação das forças estáticas, comprimento dos mini-implantes, e os lados de compressão e tensão, foram realizadas análises histomorfométricas. A direta comparação entre as taxas de contato osso-mini-implantes, com intervalos de confiança de 95%, para os grupos controle e experimento de diferentes comprimentos, revelaram diferenças não estatisticamente significantes para os três parâmetros avaliados. Os fatores limitantes para a análise estatística foram o pequeno número de espécimes por grupo e a perda de espécimes, que aumentaram os valores superiores e inferiores do intervalo de confiança. Apesar da sobreposição da curva do intervalo de confiança para todos os parâmetros avaliados, tendências consistentes foram observadas entre os grupos de mini-implantes de 6mm e 10mm.

A quantidade de contato entre o tecido ósseo e a superfície do mini-implante aumentou dos grupos C1 para os grupos C3S (de ambos os comprimentos), e permaneceu com valores próximos dos grupos C3S para os C12S. Tal fato foi relacionado aos seguintes eventos: ruptura óssea durante a perfuração do sítio e instalação do mini-implante nos grupos C1, neoformação óssea nas regiões trabeculares nos grupos C1S (apesar dos pontos de necrose e reabsorção óssea cortical e medular), e subsequente aposição óssea em íntimo contato com a superfície do mini-implante para os grupos C3S. A mesma tendência foi observada para os lados de tensão e compressão analisados; além disso, valores com

magnitudes semelhantes foram encontrados entre as taxas de contato osso-mini-implante para ambos os lados. O aumento progressivo do contato do mini-implante ao osso em função do tempo *in vivo* tem sido observado em vários estudos, utilizando diferentes modelos em animais incluindo cães, sendo associado aos processos iniciais de formação óssea<sup>1-5, 7-9, 11,19-22</sup>. As pequenas diferenças encontradas entre os valores médios dos grupos C3S e C12S mostraram que a fase de inicial de reparação óssea (neoformação) é possivelmente finalizada dentro de um período de três semanas de implantação.

Um achado interessante para todos os grupos experimento (de ambos os comprimentos) foi que o lado de compressão apresentou valores histomorfométricos maiores que os do lado de tensão, e essas diferenças foram provavelmente devidas à perda de osso cortical, presente em todos os espécimes, no lado de tensão. Todos os grupos experimento apresentaram valores médios de contato do mini-implante ao osso, com magnitudes similares aos do grupo C12S, para ambos os comprimentos, indicando que a ativação da força imediatamente ou precocemente após a instalação do mini-implante não foi prejudicial ao início do reparo ósseo, subsequente remodelamento e da estabilidade da ancoragem do mini-implante, como relatado nos estudos laboratoriais *in-vivo*<sup>16</sup> e clínicos<sup>17</sup>.

## **Conclusão**

A instalação de mini-implantes de Ti-6Al-4V com superfície usinada de 6 e 10mm de comprimento, bilateralmente em mandíbulas de cães da raça Beagle, foi utilizada para investigar a influência do período de osseointegração prévio à aplicação de força estática na taxa de sobrevivência dos mini-implantes e na resposta biológica do tecido ósseo. Os tempos de osseointegração previamente à aplicação de forças foram o imediato (força aplicada

imediatamente após a instalação dos mini-implantes), 1 e 3 semanas, e os mini-implantes submetidos a uma força de 250g permaneceram ativados por um período de 12 semanas. Os grupos controle foram instalados previamente à eutanásia, seguindo a sequência de 12, 3 e 1 semanas, e imediato, permitindo a obtenção de dados referentes aos eventos biológicos de osseointegração. Aspectos relacionados aos procedimentos de instalação cirúrgica dos mini-implantes não influenciaram de forma negativa nos avaliados. As taxas gerais de sobrevivência foram de 100% e 77,78% para os grupos controle e experimento, respectivamente. As taxas de sobrevivência específicas para o comprimento dos mini-implantes foram de 66,77% para os de 6mm de comprimento, e 88,89% para os de 10mm de comprimento; todas as perdas foram associadas com processos inflamatórios do tecido mole perimplantar, causado por agressão mecânica das molas ortodônticas, associadas à impactação alimentar entre os tecidos moles, as molas e os mini-implantes.

As secções descalcificadas apresentaram contato de tecido ósseo à superfície de todos os mini-implantes. Os achados morfológicos dos grupos controle revelaram eventos clássicos de reparação óssea; nos quais processos de neoformação óssea encontravam-se em estágios avançados no período precoce de instalação dos mini-implantes, e processos de remodelamento estavam já estabelecidos em períodos de 12 semanas *in vivo*. Todos os grupos experimento apresentaram as mesmas características morfológicas encontradas nos grupos controle de 12 semanas, com exceção da perda óssea associada com a migração apical de tecido mole, no lado oposto à direção do vetor de força estática que foi observada.

Análises histomorfométricas não apresentaram dados estatisticamente significantes entre todos os grupos, com base nos diferentes parâmetros avaliados.

Levando em consideração as limitações do modelo experimental, as avaliações dos resultados histomorfológicos e histomorfométricos indicam a possibilidade de aplicação

clínica de forças ortodônticas estáticas, imediatamente ou precocemente, após a implantação, permitindo que o processo de osseointegração siga a mesma sequência de eventos encontrados nesse estudo. Deve ser observado que a dinâmica da reparação óssea é diferente entre homens e cães, e essas diferenças podem ser significantes sob a ação de forças estáticas de baixa magnitude, prejudicando potencialmente a estabilidade da ancoragem e o sucesso clínico.

### **Agradecimentos**

Este projeto foi parcialmente financiado pela Bicon, Inc. Boston, MA. Os autores agradecem o esforço inestimável do Médico-Veterinário Geraldo J. Severgnini Bernardes, da THD Simone Matos Costa, e da técnica de laboratório Marly Nunes nos eventos cirúrgicos e clínicos, o Prof. Dr. Wilson Tadeu Felipe pela colaboração do laboratório de Endodontia da Universidade Federal de Santa Catarina, e dos funcionários do laboratório de Histologia do Departamento de Pesquisa em Ortopedia da Universidade do Alabama em Birmingham. Os autores também agradecem a preciosa colaboração do Dr. Marcelo Suzuki durante a preparação do manuscrito.

## Referências Bibliográficas

1. Branemark PI, Adell R, Breine U, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3:81.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
3. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52:155-70.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
5. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:347-59.
6. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI., Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence publishing Co. Inc. 1985; (5):117-128.
7. Roberts WE et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86:95-111.
8. Roberts WE. Bone physiology of tooth movement, ankylosis, and osseointegration. *Semin Orththod* 2000; 6:173-182.



9. Smalley WM, Shapiro PA, Hohi TH, Kokich VG, Branemark PI. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94:285-295.
10. Proffit WR. The biological basis of orthodontic therapy. In: Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics* 2<sup>nd</sup>ed. Mosby, 2000;(9)296-325.
11. Melsen B, Lang NK. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl. Res* 2001;12:144-152.
12. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83:311-317.
13. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1990; 59:247-255.
14. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 63:338-44.
15. Kanomi R. Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767.
16. Melsen B, Costa A. A immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000; 3:23-28.
17. Freudenthaler JW, Hass R., Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin. Oral Impl. Res* 2001; 13:358-363.
18. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-378.

19. Degushi T, Takamo-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82:377-381.
20. Aldikacti M, Acikgoz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:139-147.
21. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:489-497.
22. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki K, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:601-607.
23. Coelho PG, Freire JNO. Biomechanische Bewertung von Mini-Implantaten. Article in press. *Kieferorthopadie Nachrichten* 2004; 12:2-3.

### **3.2- ARTIGO EM INGLÊS**

#### **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**

#### **Histomorphologic and Histomophometric Evaluation of Immediately- and Early- Loaded Mini-Implants for Orthodontic Anchorage**

J. N.O. Freire  
CEPID  
Universidade Federal de Santa Catarina  
R. Demetrio Ribeiro 106  
Florianopolis, Brazil 88020-700  
nilofreire@hotmail.com

P. G. Coelho  
Microgravity Solidification Laboratory  
Materials Science and Engineering  
University of Alabama at Birmingham  
942 Summit Place  
Birmingham, Al 35243  
pgcoelho@hotmail.com

J.N. Gil  
Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery  
Universidade Federal de Santa Catarina  
R. Demetrio Ribeiro 106  
Florianopolis, Brazil 88020-700  
gil@ccs.ufsc.br

**Abstract**

The purpose of this study was to evaluate the survival rate and bone response to statically loaded mini-implants of 6 and 10 mm lengths activated after different healing periods in a dog model. Seventy eight as-machined surface Ti-6Al-4V mini-implants were bilaterally placed along mandibular premolar and molar regions of six beagle dogs. Left (experimental) and right (control) hemi arches received six and seven mini-implants respectively. Experimental group healing periods prior to load activation (250g) for 12 weeks achieved by spring installation between paired devices were 0 (immediately activated), 1, and 3 weeks. Control mini-implant groups (non-loaded) provided baseline data and were placed 12, 3, and 1 week prior euthanization, and at euthanization day. After euthanization, the mandibles were exposed by sharp dissection and decalcified specimens were prepared for histomorphologic and histomorphometric (bone to mini-implant contact) assessment. Results showed survival rates of 100% and 77.78% for control and experimental groups. Length specific survival rates were 88.89% for 10 mm and 66.67% for 6 mm experimental groups respectively. All failed devices presented tissue inflammation and were lost after spring installation. Control groups showed classic bone healing events, and experimental groups showed mature bone morphology. Bone to implant contact values were not significant between groups. These results indicated the possibility of clinical application of orthodontic static loads immediately after implantation and at early implantation times.

Keywords: Mini-implant/ Orthodontics/ Anchorage/ Immediate activation/ Dogs.

## Introduction

Since the introduction of the term osseointegration (close bone contact to biomaterial) by a Swedish group over the past decades<sup>1-4</sup>, dental implantology has become one of the most successful restorative modalities in clinical dentistry, with treatment success ratios often reported above 90%<sup>5</sup>. Due to dental implantology highly predictable and successful nature, research and clinical efforts have been concentrating in improving and expanding the application of endosseous implants.

The close contact between bone and implant metallic substrate provides an ankylosis-like<sup>1-2</sup> type of interaction between living tissues and biomaterial, supporting conditions load bearing and transfer<sup>6</sup>, enabling prosthetic rehabilitation and the utilization of endosseous implants as anchorage devices for orthodontic<sup>7-8</sup> and orthopaedic<sup>9</sup> treatment.

It is known that the success of conventional orthodontic treatment is closely related to anchorage stability, especially in those cases of multiple teeth absence and severe occlusal discrepancies<sup>10</sup>. An advantage of using endosseous implants for orthodontic anchorage is the absence of mobility while subjected to constant static loads (absolute anchorage)<sup>11</sup>, avoiding anchoring teeth passive movement during conventional orthodontic treatment. Also, endosseous implants may be used as an alternative for extra-oral devices, virtually eliminating the need for patient compliance, optimizing treatment modalities and diminishing their time frames<sup>12-13</sup>.

Although successful attempts of orthodontic treatment assisted by endosseous implants have been reported<sup>12,14</sup>, the large diameter of commercially available devices became a limitation regarding its placement in the oral cavity, once these could only be placed in edentulous sites with sufficient bone available for anchorage. In an attempt to overcome this limitation, implants of reduced dimensions have been introduced<sup>15</sup> (mini-implants), and their use has been gaining popularity due to an increase in placement sites (these can be placed virtually everywhere in the oral cavity, even between roots), simplified surgical procedure, decrease in surgical trauma, and potential decrease in bone healing time prior to static orthodontic loading<sup>15-19</sup>. The stability of mini-implants has been attributed to mechanical (bulk device design and dimensions<sup>18</sup>) and biological (bone quantity and

quality, osseointegration time prior to loading<sup>19-22</sup>) factors. Although substantial data has been published to date, the influences of several variables on orthodontic therapy through mini-implant anchorage are still undetermined, decreasing its clinical predictability.

In order to increase benefits for both patients and private practitioners by decreasing treatment time, there is the desire for immediate/early activation of mini-implants in the oral cavity<sup>16</sup>. For this purpose, design modifications have been performed in order to minimize stresses on bone surrounding mini-implants and the bone-biomaterial interface during orthodontic static loading<sup>23</sup>.

The purpose of this study was to evaluate the survival rate and bone response to statically loaded mini-implants of two lengths activated after different healing periods in an *in-vivo* laboratory dog model.

## **Materials and Methods**

### **Materials**

Seventy eight as-machined surface Ti-6Al-4V mini-implants of 2.5 mm diameter were provided by the manufacturer (Bicon Implants, Boston, MA) in two different lengths (6 mm and 10 mm). The mini-implant connection module presented two perpendicular circumferential slots for orthodontic device adaptation, and the mini-implant body presented four threads from the connection module to apical direction for biomechanical stability (Figure 1).

### **Methods**

Following approval of the bioethics committee for animal care at the Universidade Federal de Santa Catarina (CEUA-UFSC), six adult (12-15 months old) male beagle dogs were acquired and kept at the animal care facility for 12 weeks prior to surgical procedures.

### **Experimental Design**

The mini-implants were divided into 3 experimental and 4 control groups. The experimental groups were defined according to osseointegration time allowed prior to mini-implant load activation and comprised groups immediately (EI) activated, activated after 1 week (E1W), and activated after 3

weeks (E3W). All experimental groups remained activated for a period of 12 weeks prior to euthanization.

The control groups were defined according to osseointegration time allowed before euthanization, in order to provide baseline information regarding morphology and morphometry at the time of experimental groups mini-implant load activation. The control groups comprised immediate (CI), 1 week (C1W), 3 weeks (C3W), and 12 weeks (C12W) of osseointegration time.

The surgical site was the lateral region of the mandibular body along premolar and molar regions. The left side of the mandible was used for the experimental groups and the right side for control groups. Sequenced surgical procedures enabled placement of six mini-implants on the experimental side, where 3 pairs of mini-implants were placed comprising E3W, E1W, and EI group from distal to mesial respectively (Figure 2a). The control side followed the same sequence of events, with the addition of a 7<sup>th</sup> mini-implant (C12W) mesially (Figure 2b). Surgical procedures time sequence is presented in Figure 3. Three dogs received 6 mm mini-implants and three dogs received 10 mm mini-implants bilaterally.

### **Surgical and Post-Surgical Procedures**

All surgical procedures were conducted following sterile procedures. The animals were pre-anesthetized by a 0.044 mg/Kg intra muscular (IM) injection of atropine sulphate (Atropina lab., Ariston) followed by an IM injection of 8mg/Kg 2% xilazine hydrochloride (Kensol lab., Konig) added to 16 mg/Kg ketamine hydrochlorate (Vetanarcol Lab., Konig) for full anesthesia. Post surgical medications included 30000 U/Kg single doses of penicillin and flunixin meglumine (Schering-Plough, Kenilworth, N.J.).

An incision was made at the non-keratinized mucosa along premolar and molar regions for mandibular bone exposure. Two parallel perforations were made 10 mm from each other at the cortical bone through a 2 mm pilot drill (800 rpm, saline irrigated) at 6 and 10 mm depths for the different mini-implant lengths. The mini-implants were inserted by means of a specific toll adapted to a

high torque hand-piece (20 rpm). The flap was closed by standard suture procedures avoiding mini-implant submersion.

The paired experimental groups were then perpendicularly activated against each other at the appropriate time frames by Cr-Ni traction springs (0.2 mm cross-section diameter, 0.8 mm circumference diameter) (Morelli, Sao Paulo, Brazil) aiming constant standardized orthodontic loads of 250g (Figures 4 and 5).

Mini-implant stability was clinically evaluated throughout the study at 5 day intervals. Clinical detection of mini-implant instability was considered a failure, where the failing mini-implant was removed, followed by the placement of another device in an adjacent site. The rationale for this procedure was to enable continuous loading of the remaining mini-implant. Replacement mini-implants were not considered for histomorphologic and histomorphometric analyses. Spring forces were evaluated at periods of three weeks after initial activation.

### **Specimen Preparation**

The animals were euthanized by anesthesia overdose and the mandibles retrieved by sharp dissection, remaining in 10% formaldehyde solution for 15 days. Considering number, location, and osseointegration time, one mini-implant per group (one of the paired mini-implants) was decalcified for histomorphologic and histomorphometric analysis. Specimen decalcification was achieved by totally immersing the bone sections containing mini-implants in EDTA and formic acid for 14 days and 48 hours respectively. After decalcification procedure completion, the mini-implants were carefully removed from the bone by reversal torque in order to avoid damage to the bone- mini-implant interface.

The specimens were mounted in paraffin wax and sections aiming the implant long axis center mesio-distally (aiming orthodontic load force vector plane) were Hematoxylin and Eosin (H.E.) stained for transmitted optical microscopy. The rationale for bone sectioning along the orthodontic force vector plane was to enable histomorphologic and histomorphometric comparisons between compression and tension regions on mini-implant sides.



### **Histomorphologic and Histomorphometric Analyses**

Micrographs at 40X magnification were acquired along the mini-implant perimeter for cortical and trabecular bone morphologic analyses for each individual specimen.

For histomorphometric analysis, specimens were divided into two regions of interest (compression side- load vector direction side, tension side-load vector direction opposite side), and percent bone contact to mini-implant surface was determined through live measurements by means of computer software (BIOQUANT NOVA, Bioquant Analysis Corporation, Nashville, TN). The total percent bone contact to implant surface was determined by adding compression and tension sides.

The confidence interval for each group and parameter described above was calculated at the 95% level of significance through the following equations: confidence interval= [mean value  $\pm$  t (standard error)], standard error = [standard deviation/(n<sup>1/2</sup>)], where t= t <sub>$\alpha/2$</sub>  value for parameter's degrees of freedom, and n= number of observations for the given parameter.

### **Results**

Review and analysis of surgical procedures and general immediate follow-up demonstrated no significant complications regarding procedural conditions and post-operative infection throughout the study.

No soft tissue inflammation was observed for control groups' mini-implants and experimental groups' mini-implants prior to spring installation and activation. After spring activation, peri-implant soft tissue inflammation was clinically detected for several mini-implants due to food impaction between spring, mini-implant, and soft tissue, especially in those cases where springs were in close contact with non-keratinized tissue, which was the case for most mini-implants placed along molar regions.

All 42 mini-implants (both 6 and 10 mm in length) comprising control groups remained clinically stable throughout the course of this study, with a survival rate of 100%. The general survival rate for the experimental group (n=36) was 77.78, where 1, 4, and 3 mini-implants were lost from the EI, E1W, and E3W groups respectively.

The survival rate for the 10 mm length mini-implant (n=18) was 88.89%, where 1 and 1 mini-implant was lost from E3W and EI groups. The survival rate for the 6 mm length mini-implant (n=18) was 66.67%, where 4 and 2 mini-implants were lost from E1W and E3W groups respectively. All mini-implant losses happened after spring installation/ mini-implant loading, and half the losses throughout the study occurred in one animal.

Thirty nine specimens were decalcified for histological evaluation. Although losses occurred during the study, only the 6 mm E1W (n=1) and E3W (n=2) had reduced specimen numbers due to paired losses. Other groups having mini-implant losses still provided one mini-implant for histology.

Histomorphologic evaluation of all groups' decalcified sections revealed the presence of bone to mini-implant contact at cortical and trabecular regions. An example of a decalcified section is presented in Figure 6.

A remarkable feature found in all experimental groups was cortical bone loss along with soft tissue apical migration at the side opposite to the static load vector direction (tension side) (Figure 7).

No morphologic differences were observed between 6 mm and 10 mm mini-implants, and a representation of the features consistently found for different control and experimental groups are depicted and described in Figures 8 and 9. C1 groups (Figure 8a) showed intimate contact between cortical bone and mini-implant, and regions of bone to mini-implant contact and bone disruption at trabecular regions. C1W groups (Figure 8b) presented bone contact along with resorption and necrotic spots at mini-implant perimeter for all specimens. The Necrotic spots were more pronounced at mini-implant threads outer diameter, particularly at the first thread from connection module to apical direction. Evidence of bone neoformation at trabecular bone regions was observed. The C3W (Figure 8c) groups showed remarkable woven bone formation at regions of cortical and trabecular bone. Few necrotic spots were observed and were usually confined to first thread from connection module outer diameter regions. Bone with higher degrees of organization was found for C12W (Figure 8d), EI, E1W, and E3W groups (Figure 9a-9c), where necrotic spots were totally absent.

The 95% confidence intervals for all groups and parameters evaluated are presented in Table 1 for 6 mm length mini-implant groups and in Table 2 for 10 mm length mini-implant groups. It should be noted that no statistically significant differences were found between any two groups within the different parameters evaluated.

## Discussion

Orthodontic treatment is related to anchorage stability<sup>10</sup>, and absolute anchorage is a desirable feature for decreasing treatment time frames<sup>8,12,15-16</sup>. The present study evaluated the influence of a 250 g orthodontic load for 12 week periods (as *per* periodic force measurement evaluations) on as-machined Ti-6Al-4V mini-implants activated immediately after surgical placement, and after 1 week and 3 weeks healing period (osseointegration time) in a laboratory canine model. A load perpendicular to the mini-implant long axis was obtained through mini-implant parallel placement along mandibular premolar and molar regions followed by installation of a Cr-Ni spring between mini-implant pairs. This loading pattern has been previously used in other studies<sup>11,13</sup> for conventional endosseous implants and showed consistent histomorphometric results for the tension and compression bone sides. Other investigations concerning static load bearing efficiency of mini-implants have utilized these devices for teeth movement (force applied between mini-implant and teeth), making load standardization a difficult task due to anatomical considerations like vector changes due to tooth movement and root resorption<sup>18-19,21</sup>.

The results obtained in this study showed that surgical aspects had no negative influence due to inflammation and/or infection, despite short time intervals between surgical procedures.

Mini-implant survival rate was 100% and 77.78% for control and experimental groups respectively. Survival rates for the 10 mm and 6 mm mini-implant lengths were 88.89% and 66.67% respectively. It should be noted that 4 of 6 6 mm length mini-implants were lost from the same animal and comprised E1W and E3W groups, which were placed in non-keratinized soft tissue along molar regions. The EI implants from the same hemi-mandible remained stable during clinical evaluations throughout the course of the study. Despite differences in survival rates for different mini-implant

lengths, the authors feel that anatomical conditions at the molar region of this particular animal was detrimental to these 6 mm mini-implant clinical success. All mini-implants were lost after spring installation/ mini-implant loading. A feature clinically observed for all lost mini-implants was peri-implant soft tissue inflammation, which was likely due to synergism between spring close contact to soft tissue (mechanical irritation) and food impaction between soft tissue, spring, and mini-implant. This detrimental clinical aspect arose due to the experimental model's attempt to reproduce the same loading condition for all mini-implants on experimental groups, where paired mini-implants were surgically placed parallel to each other and activated with a spring with 90 degrees angle with respect to mini-implants' long axis, resulting in a clinical set up where interactions between orthodontic appliances and soft tissues were difficult to avoid.

The general observations added to the fact that only one IE mini-implant was lost throughout the study suggest that the primary factor resulting in mini-implant loss is peri-implant soft tissue inflammation<sup>13,17</sup>, and not the application of an immediate/early static force having magnitudes comparable to orthodontic treatment loads. Further indication that low magnitude static forces are not detrimental to mini-implant success has been presented in another study<sup>19</sup>, where implant losses were attributed to infection and occurred during mini-implant healing periods, and not after mini-implant load activation. Mini-implant losses after activation have been reported in the literature<sup>16-17</sup> and represented small fractions of the number of devices evaluated. Nonetheless, the possibility of an association between inflammation and mini-implant activation accelerating deleterious phenomena on peri-implant tissues, as observed for conventional endosseous implants<sup>1-4</sup>, should not be underestimated and may be subject of future research.

The decalcified sections obtained showed no detrimental effects due to removal of the as-machined surface Ti-6Al-4V mini-implants, once mini-implant's outer perimeter (Figure 6) was easily delineated in both cortical and trabecular bone regions for all specimens.

General observation of decalcified sections supported biocompatible and osseointegrative<sup>1-3</sup> properties for the as-machined surface Ti-6Al-4V mini-implants, as *per* direct bone to mini-implant

contact, and no evidence of inflammatory process at regions of cortical and trabecular bone for all groups that remained *in-vivo* for more than 3 weeks was found. An exception was the IC group, which was surgically placed at the euthanization day, where bone contact to mini-implant surface was a consequence of inserting of a 2.5 mm first thread diameter mini-implant in a 2 mm drilled surgical site, and not due bone healing/modeling. The direct bone contact to the implant surface phenomena at cortical and trabecular bone regions, regarded as osseointegration<sup>1-3</sup>, is a desirable feature when considering endosseous implants for load bearing applications<sup>5-6</sup>.

Histomorphologic evaluation of control groups revealed the healing events that occurred on bone surrounding mini-implants prior to load activation. The decalcified sections for the CI group mini-implants (Figure 8a) showed that regions of cortical bone were in close contact with mini-implant surface due to mechanical fit, and was the primary factor for mini-implant immediate stability. Regions of trabecular bone for CI specimens had lower bone to mini-implant contact due to anatomic disruption resulted from drilling procedures. No evidence of necrotic tissue was found for any of the CI groups, revealing appropriate drilling procedures avoiding tissue overheating<sup>1-3</sup>.

The C1W decalcified (Figure 8b) sections showed necrotic regions along the bone-mini-implant interface, especially at thread outer diameter spots (more pronounced at the first thread from mini-implant top) where higher tissue compression concentrated<sup>6,23</sup>, combined with regions of ongoing resorption and regions of sound tissue. Newly formed bone was evident at trabecular regions and a qualitative increase in bone-contact was apparent compared to CI groups.

Few necrotic spots were found for C3W (Figure 8c) mini-implants. These were mostly present at the first thread from mini-implant top outer diameter. Associating histomorphologic observations of necrotic regions found for C1W and C3W mini-implants, there were indications that trauma generated during mini-implant insertion was more pronounced at the first thread from mini-implant top outer diameter. A possible explanation for this phenomenon was the higher amount of interaction between bone and mini-mini-implant surface during insertion at these particular regions, which was up to 4 times higher compared to interactions between bone in contact to the first portion of the fourth thread

from mini-implant top. Reduced resorption areas were found for all specimens compared to C1W group due to remarkable amounts of woven bone at both cortical and trabecular regions in proximity with the mini-implant surface, showing modeling osteogenic activity at early implantation times<sup>3</sup>.

Morphologic findings for C12W (Figure 8d) group of both lengths showed mature bone at cortical and trabecular bone regions consistent with mineralized tissue after remodeling activity<sup>11, 20-22</sup>. The rationale for using a control group after 12 weeks of implantation time was to obtain data comparable to other studies<sup>11,20-22</sup>, where longer osseointegration times were allowed prior to mini-implant load activation, and to provide morphologic and morphometric information on non-loaded mini-implants that remained in-vivo for the same time span which all experimental groups were subjected to static loading. Control groups' morphologic findings were consistent to previously reported bone healing kinetics around non-loaded implants at early implantation times following similar surgical protocols<sup>1-3</sup>.

All experimental groups (Figure 9a-9c) presented mature bone in proximity with mini-implant surface at cortical and trabecular bone regions as found for C12W groups. These findings indicated that static loading of mini-implants had little influence on bone neoformation and subsequent maturation<sup>7,11,19-22</sup>. A feature consistently found for all experimental groups was cortical bone loss along with soft tissue apical migration at the side opposite to the static load vector direction (Figure 7), regarded as the presumptive tension side<sup>11</sup>. Cortical bone loss was not detected at the presumptive compression side<sup>11</sup>, where bone contact to mini-implant surface occurred along the whole cortical plate thickness. We hypothesize that soft tissue migration initially occurred during early stages of mini-implant load activation, and was possibly caused by an increase in the distance between mini-implant surface and bone due to static load application in the opposite direction and side.

Direct comparison between bone to mini-implant contact 95% confidence intervals for experimental and control groups of different lengths revealed no significant differences for the three parameters evaluated. Limiting factors for statistical analyses were the small number of specimens per group and specimen losses, which increased the upper and lower confidence interval values. Despite

overlap between all groups for all parameters evaluated, consistent trends were observed for 6 mm and 10 mm mini-implant groups. The amount of bone contact to mini-implant surface increased from C1 to C3W for both mini-implant lengths, and C3W and C12W mean values were close in magnitude. This progressive increase in bone to mini-implant contact was observed once trabecular bone disruption occurred during site drilling and mini-implant placement at C1, bone neoformation at trabecular bone regions (despite necrotic and resorption spots on cortical and trabecular bone) was observed at C1W, and subsequent bone apposition in close contact to the mini-implant surface at C3W. The same trends were observed for tension and compression sides evaluated. It should be noted that tension and compression side mean values presented similar magnitudes for control groups. Progressive increase in bone to implant contact as a function of time in-vivo has been observed in various studies using different animal models, including dogs and humans, and has been associated with initial bone modeling processes<sup>1-5,7-9,11,19-22</sup>. The smaller differences found between C3W and C12W bone to mini-implant contact mean values showed that the initial modeling phase of bone healing was close to completion at 3 weeks of implantation time.

An interesting finding for all experimental groups' specimens was that bone compression sides showed higher bone to mini-implant contact values than tension sides. These differences were likely due to cortical bone loss present for all specimens on the tension side. All experimental groups presented total bone to mini-implant contact mean values comparable in magnitude to those found for C12W groups, indicating that load activation immediately after mini-implant placement and at early implantation times was not detrimental to bone initial modeling, subsequent remodeling, and mini-implant anchorage stability, as reported in in-vivo laboratory studies<sup>16</sup> and clinical trials<sup>17</sup>.

## **Summary and Conclusions**

Bilateral mini-implant placement on beagles' mandibles was used to investigate the influence of healing period (osseointegration time) on survival rates and biological response of as-machined Ti-6Al-4V mini-implants of 6 and 10 mm lengths. Experimental group healing periods prior to 250g load

activation for 12 weeks were 0 (immediately activated), 1, and 3 weeks. Control mini-implant groups (non-loaded) provided baseline data and were placed 12, 3, and 1 week prior euthanization, and at euthanization day. Surgical placement aspects of the experimental model had no negative influence on mini-implant clinical evaluations. General survival rates were 100% and 77.78% for control and experimental groups respectively. Mini-implant length specific survival rates were 88.89% for 10 mm length mini-implant and 66.67% for 6 mm length mini-implant, where all losses were associated with peri-implant inflammation due to mechanical irritation from orthodontic appliances in contact with non-keratinized tissue, added to food impaction between soft tissues, loading spring, and mini-implant.

Decalcified sections showed bone contact to mini-implant surface for all specimens. Control groups' morphologic findings revealed classic bone healing events, where modeling processes were advanced at early implantation times and remodeling processes established before 12 weeks *in-vivo*. All experimental groups showed the same morphologic characteristics found for control groups at 12 weeks after implantation, with the exception that cortical bone loss associated with soft tissue apical migration at the side opposite to static load vector direction was observed.

Histomorphometric analyses did not present statistically significant data between any two groups within different parameters evaluated.

Given the limitations of the experimental method, overall evaluation of morphologic and morphometric results indicated the possibility of clinical application of an orthodontic static load immediately after implantation and at early implantation times. It should be noted that mineralized tissue dynamics is different between humans and dogs, and these differences may be significant under low magnitude static loads, potentially jeopardizing anchorage stability and clinical predictability.

### **Acknowledgements**

This project was partially funded by Bicon, Inc. Boston, MA. The authors thank the invaluable effort of the animal care facility employees at the Universidade Federal de Santa Catarina, and the histology laboratory personnel at the orthopaedic research department at the University of Alabama at



Birmingham. The authors also acknowledge Dr. Marcelo Suzuki's valuable inputs during manuscript preparation.

## References

1. Branemark PI, Adell R, Breine U, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3:81.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
3. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52:155-70.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.
5. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:347-59.
6. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI., Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence publishing Co. Inc. 1985; (5):117-128.
7. Roberts WE et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86:95-111.
8. Roberts WE. Bone physiology of tooth movement, ankylosis, and osseointegration. *Semin Orthod* 2000; 6:173-182.
9. Smalley WM, Shapiro PA, Hohi TH, Kokich VG, Branemark PI. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94:285-295.
10. Proffit WR. The biological basis of orthodontic therapy. In: Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics 2<sup>nd</sup>ed*. Mosby, 2000;(9)296-325.
11. Melsen B, Lang NK. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl. Res* 2001;12:144-152.
12. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83:311-317.

13. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1990; 59:247-255.
14. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 63:338-44.
15. Kanomi R. Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767.
16. Melsen B, Costa A. A immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000; 3:23-28.
17. Freudenthaler JW, Hass R., Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin. Oral Impl. Res* 2001; 13:358-363.
18. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-378.
19. Degushi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82:377-381.
20. Aldikacti M, Acikgoz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:139-147.
21. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:489-497.
22. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki K, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:601-607.
23. Coelho PG, Freire JNO. Biomechanische Bewertung von Mini-Implantaten. Article in press. *Kieferorthopadie Nachrichten* 2004; 12:2-3.

## Tables

Table 1- Compression side, tension side, and total percent bone contact to 6 mm mini-implant groups 95% confidence intervals (CI).

6 mm Group	specimen	compression	95% CI	tension	95% CI	total	95% CI
CI	1	81.5	75.2 ± 15.9	81.7	76.7 ± 14.6	81.6	75.9 ± 15.2
	2	75.3		78.2		76.8	
	3	68.7		70.2		69.5	
C1W	1	92.7	80.7 ± 33.8	98.7	84.6 ± 37.5	95.7	82.7 ± 35.6
	2	65.9		68.7		67.3	
	3	83.6		86.5		85.1	
C3W	1	93.7	90.4 ± 14.5	93.1	90.4 ± 14.5	93.4	89.6 ± 16.6
	2	83.7		80.1		81.9	
	3	93.9		93.2		93.6	
C12W	1	94.6	92.9 ± 9	92.8	92.6 ± 7.3	93.7	92.7 ± 8
	2	88.7		89.5		89.1	
	3	95.3		95.4		95.4	
EI	1	81.4	87.9 ± 15.1	64.7	76.9 ± 29.9	73.1	82.4 ± 22.5
	2	93.5		88.8		91.2	
	3	88.7		77.3		83.0	
E1W	1	92.0	92.0	78.8	78.8	85.4	85.4
E3W	1	95.7	95.8 ± 0.6	92.3	86.2 ± 77.5	94.0	91.5 ± 38.4
	2	95.8		80.1		88.0	

Table 2- Compression side, tension side, and total percent bone contact to 10 mm mini-implant groups 95% confidence intervals (CI).

10 mm Mini-Implant	specimen	compression	95% CI	tension	95% CI	total	95% CI
CI	1	87.4	77.6 ± 22.7	67.3	71.2 ± 8.9	77.4	74.4 ± 8.4
	2	76.0		74.3		75.2	
	3	69.3		72.1		70.7	
C1W	1	64.4	79.6 ± 34.2	67.9	82.9 ± 32.7	66.2	81.2 ± 33.3
	2	83.0		88.2		85.6	
	3	91.3		92.6		92.0	
C3W	1	93.7	92.5 ± 7	86.5	90.1 ± 8.4	90.1	91.3 ± 5.5
	2	89.3		90.5		89.9	
	3	94.5		93.2		93.9	
C12W	1	96.1	92.3 ± 10.9	93.2	91.8 ± 7.6	94.7	92.1 ± 9
	2	87.5		88.3		87.9	
	3	93.2		94.0		93.6	
EI	1	90.4	90.3 ± 7.2	67.5	74.6 ± 16	79.0	82.5 ± 9.7
	2	87.4		76.3		81.9	
	3	93.2		80.1		86.7	
E1W	1	95.5	82.5 ± 8	92.8	84.8 ± 17.5	94.2	88.6 ± 12
	2	88.6		81.9		85.3	
	3	88.6		81.9		85.3	
E3W	1	90.9	92.7 ± 7	83.0	84.0 ± 3.1	87.0	88.4 ± 3.6
	2	96.0		83.7		89.9	
	3	91.3		85.4		88.4	

**Figures**

Figure 1- Mini-implant macrostructure (Bicon Implants. Boston, MA). Note connection module circular slots for orthodontic appliance insertion.

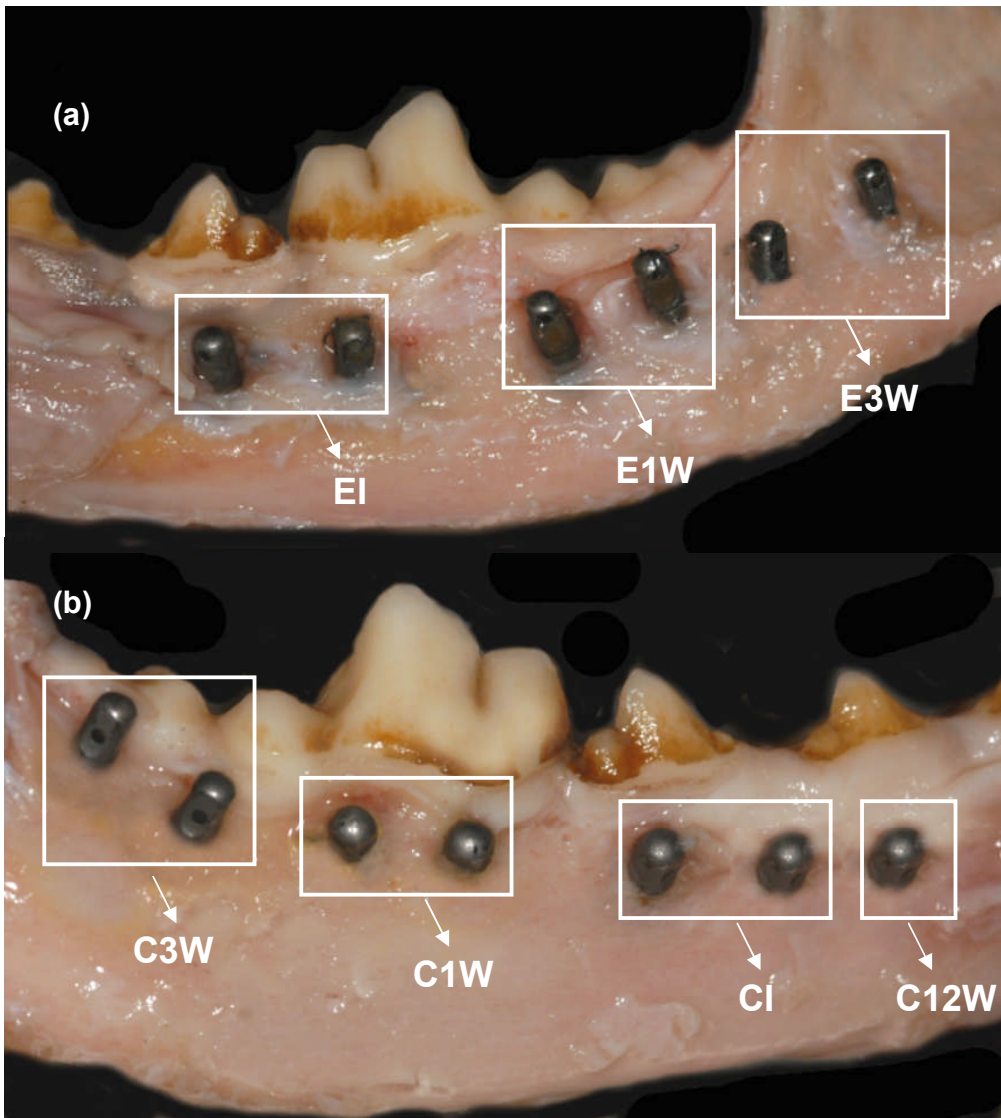


Figure 2: Mini-implant exposure by sharp dissection after beagles' euthanization revealing (a) experimental groups, mandible's left side, and (b) control groups, mandible's right side.

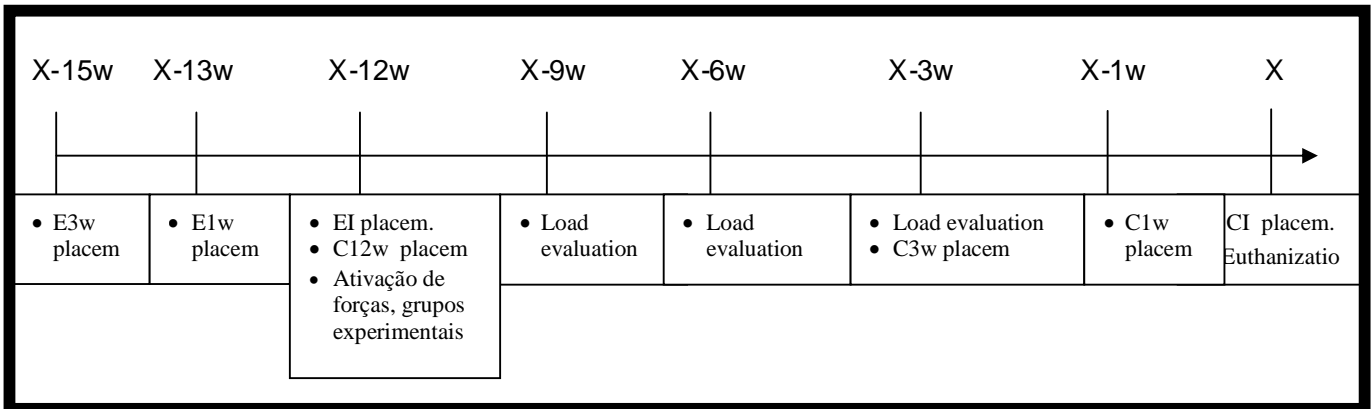


Figure 3: Experimental Method sequence of events from first surgical procedure (X-15w) until euthanization day (X). w= time in weeks.



Figure 4: Mini-implant activation aiming a 250g static loading force between experimental group mini-implant pairs.





Figure 5: Experimental groups after mini-implant pairs load activation.

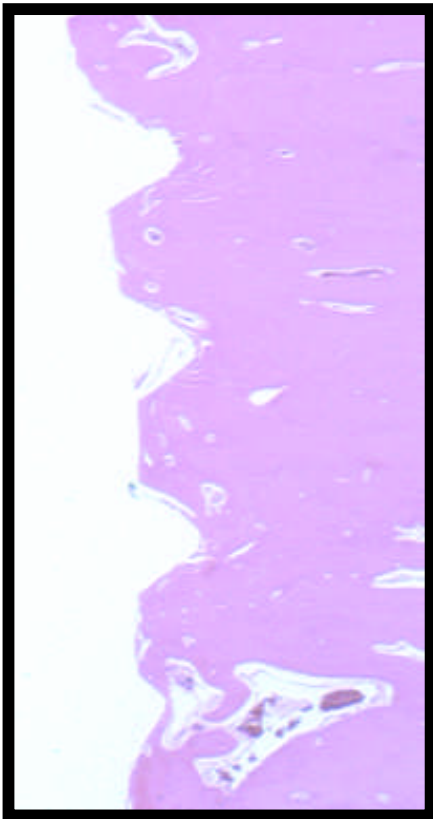


Figure 6: Decalcified (H. E. stained) section showing cortical bone contact to mini-implant (E1W group) thread perimeter (original mag 12.5X).

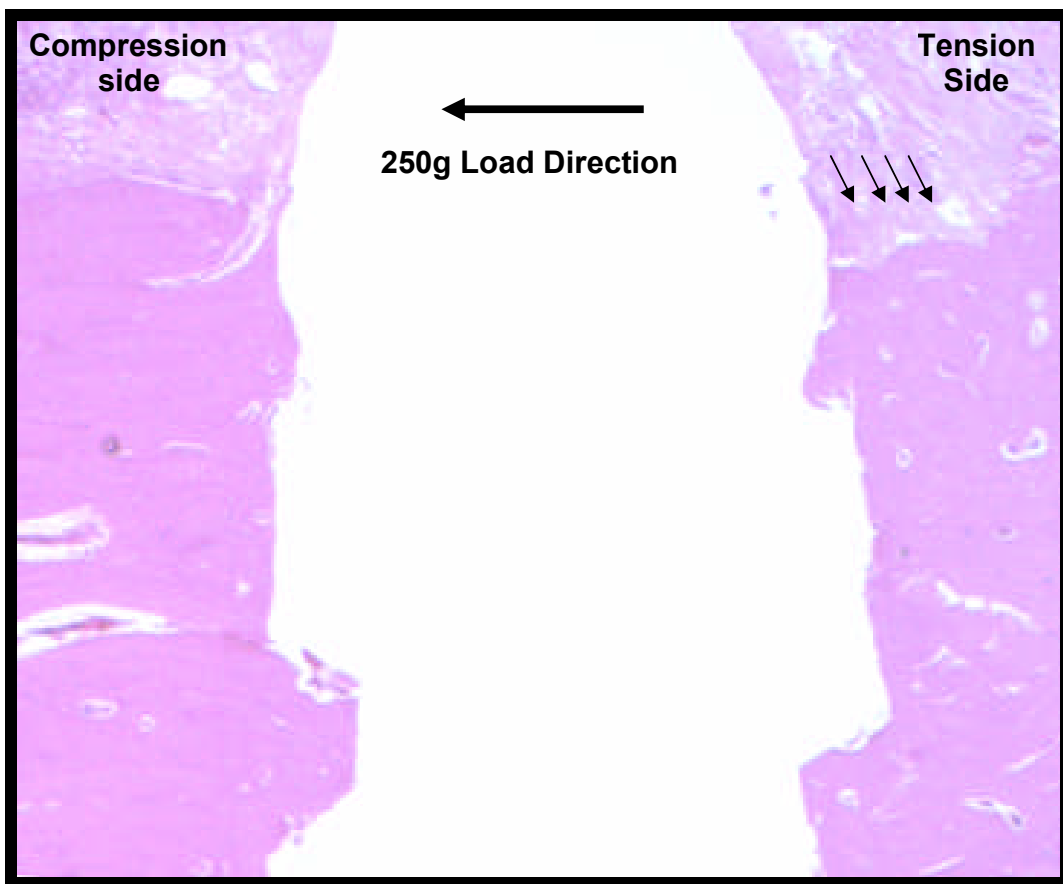


Figure 7: Cortical bone loss along with soft tissue apical migration at the side opposite to static load vector direction (tension side) was observed for all experimental groups (original mag. 12.5X)

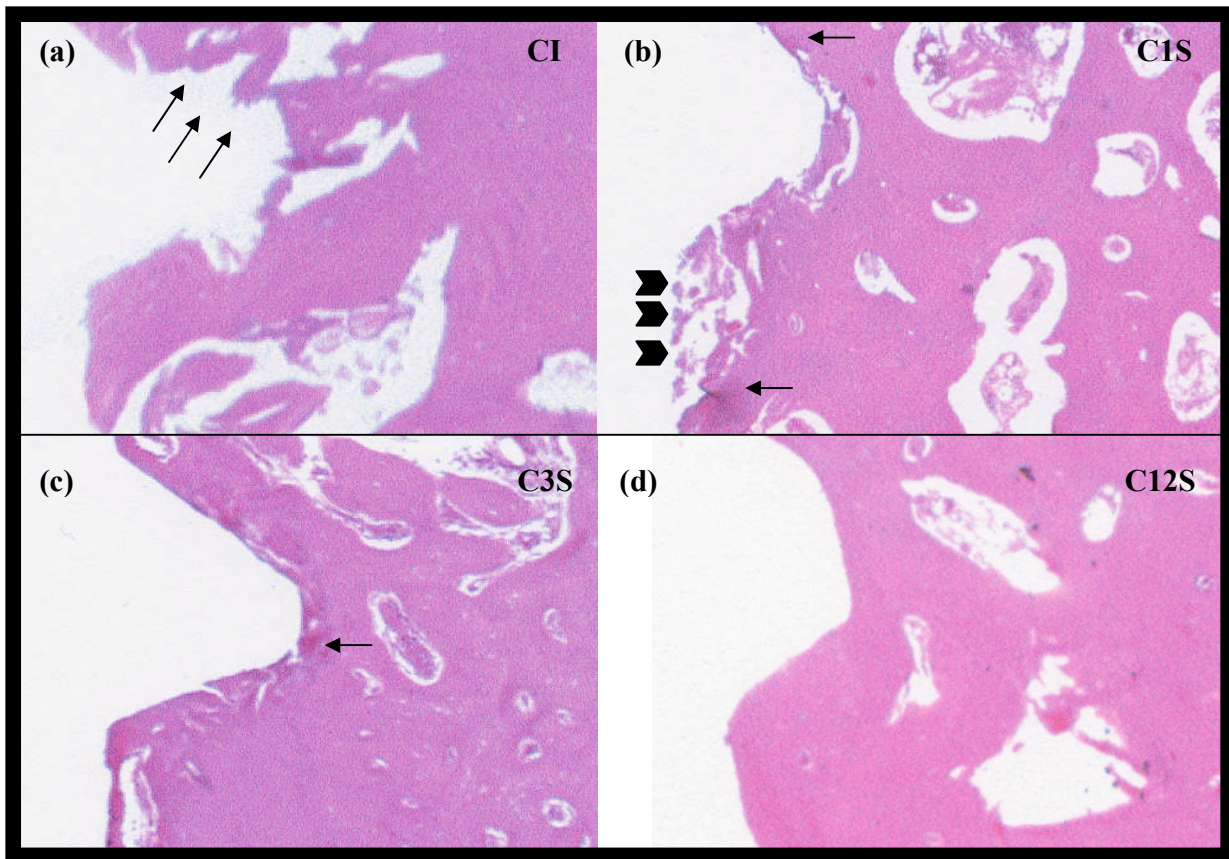


Figure 8- Control groups bone morphology. (a) CI group specimen at a thread located at the cortical to trabecular bone transition region showing trabecular bone disruption (arrowheads) after mini-implant insertion, (b) C1W group specimen presenting necrotic (arrows) and resorption spots (arrowheads), (c) C3W group specimen presenting regions of bone neoformation along mini-implant perimeter. Note necrotic spot at thread's outer diameter region (arrows). (d) C12W group specimen at a thread located at the cortical to trabecular bone transition region presenting organized bone structure along mini-implant perimeter. (original mag. 40X).

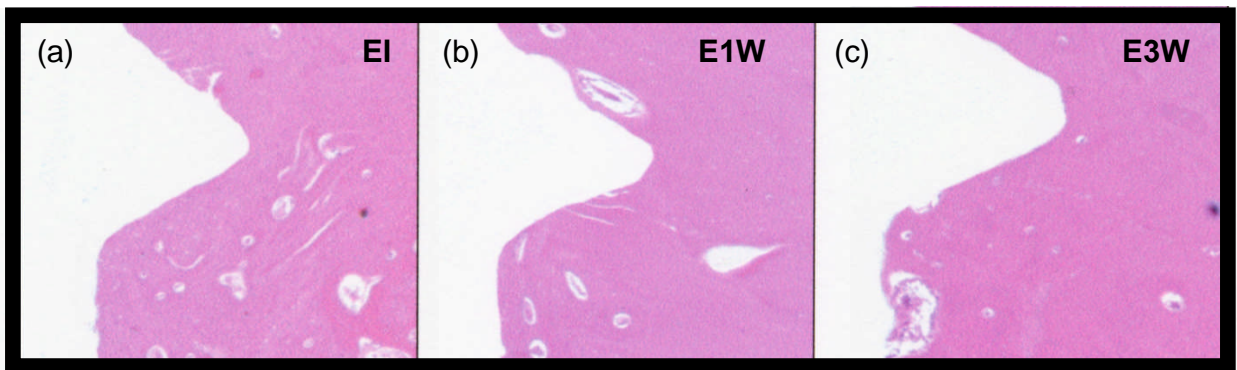


Figure 9: Experimental groups bone morphology. All experimental groups presented mature bone in close contact with mini-implant surface. (original mag. 40X)

## CAPÍTULO 4

### 4.1- Bibliografía Consultada

1. Proffit WR. The biological basis of orthodontic therapy. In: Proffit WR, Fields HW. Contemporary Orthodontics. Mosby, Inc., 2000; (9)296-325.
2. Aldikacti M, Acikgoz G, Turk T, Trisi P. Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:139-147.
3. Gainsforth, Higley. A study of orthodontic anchorage possibility in basal bone. Am J Orthod Oral Surg 1945; 31:406-417.
4. Mendez-Villamil C et al. Periodontometric evaluation of mobility changes in stressed vitreous carbon implants (AADR, abstr. n. 50). J Dent Res 1980; 59:280.
5. Oliver S et al. Change in position of vitreous carbon implants subjected to orthodontic forces (AADR, abstr. n. 51). J Dent Res 1980; 59:280.
6. Sherman AJ, Bone reaction to orthodontics forces on vitreous carbon dental implants. Am J Orthod 1976; 74:79-87.
7. Turley PK, Shapiro PA, Moffett BC. The loading of bioglass-coated aluminum of the maxillary complex in the pigtail (Macaca Nemestrina). Archs Oral Biol 1980; 25:459-469.
8. Branemark PI, Adell R, Breine U, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3:81.

9. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
10. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52:155-70.
11. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
12. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:347-59.
13. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations . In: Branemark PI., Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence publishing Co. Inc. 1985; (5):117-128.
14. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83:311-317.
15. Roberts WE et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86:95-111.
16. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implants utilized as anchorage to protect molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990; 60:135-152
17. Roberts WE. Bone physiology of tooth movement, ankylosis, and osseointegration. *Semin Orththod* 2000; 6:173-182.

18. Smalley WM, Shapiro PA, Hohi TH, Kokich VG, Branemark PI. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94:285-295.
19. Melsen B, Lang NK. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl. Res* 2001;12:144-152.
20. Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 63:338-44.
21. Kanomi R. Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767.
22. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:489-497.
23. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrew as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13: 201-9.
24. Werbein H, Diedrich P. Endosseous titanium implants during and after orthodontic load an experimental study in dog. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4:76-82.
25. Werbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;116:678-686.
26. Freudenthaler JW, Hass R., Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin. Oral Impl. Res* 2001; 13:358-363.
27. Degushi T, Takamo-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82:377-381.

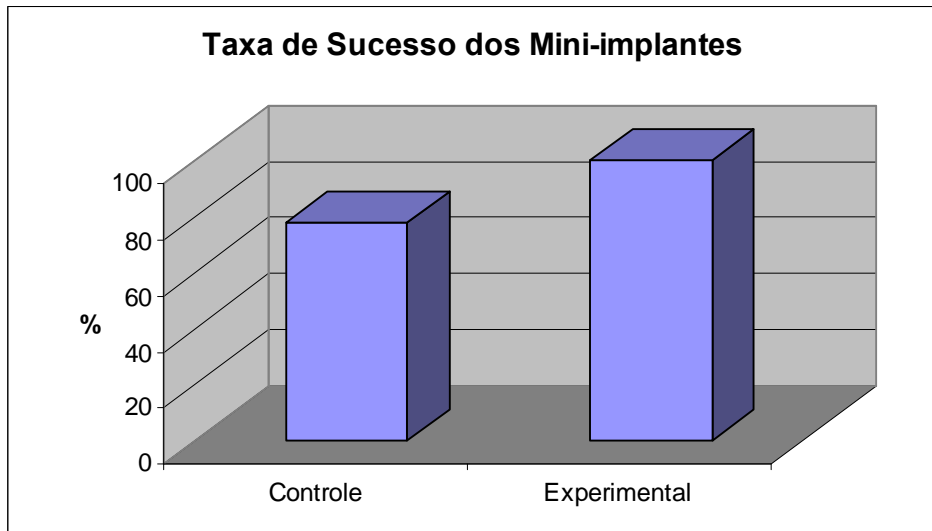


28. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-378.
29. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, Yamasaki K, Shiba A, Yamada S, Shibasaki Y. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:601-607.
30. Coelho PG, Freire JNO. Biomechanische Bewertung von Mini-Implantaten. Article in press. *Kieferorthopadie Nachrichten* 2004; 12:2-3.

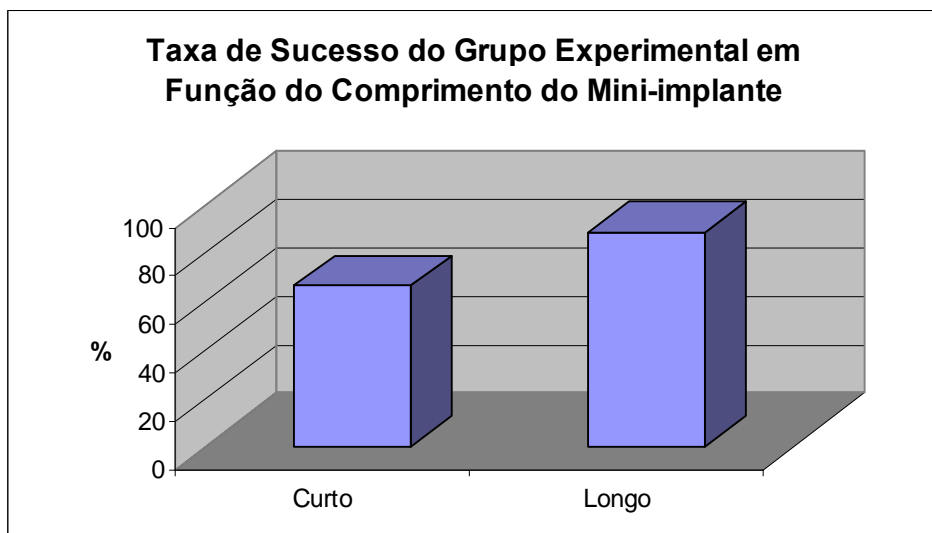
## CAPÍTULO 5

### 5.1- Gráficos

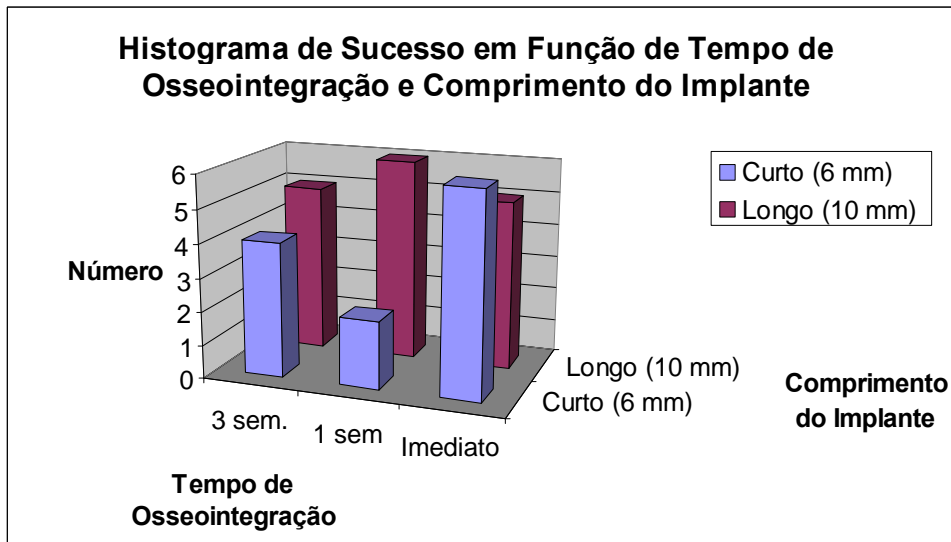
#### 5.1.1- Gráfico da taxa de sucesso de mini-implantes para os grupos controle e experimento



#### 5.1.2- Gráfico da taxa de sucesso de mini-implantes dos grupos experimento em função do comprimento do dispositivo.



**5.1.3-** Gráfico da taxa de sucesso de mini-implantes dos grupos experimento em função dos seus comprimentos e do tempo de osseointegração prévio à aplicação de forças ortodônticas padronizadas



## **5.2- Trabalhos Publicados**

### **5.2.1- Artigo Publicado**

Coelho PG, Freire JNO. Biomechanische Bewertung von Mini-Implantaten. Article in press.

Kieferortopadie Nachrichten 2004; 12:2-3.

### **Introduction and Background**

Replacement of missing dental organs has been a concern since ancient times, as archeological findings revealed carved wood, animal's bone, and other hard tissues as early civilizations' attempts to restore maxillofacial function<sup>1</sup>. Although several improvements occurred throughout time, it was not until the late seventies and early eighties that dental implantology became an established dental treatment modality/ specialty, when a Swedish group published a series of research investigations showing the compatibility of titanium and its alloys<sup>2-4</sup>.

Although several studies have revealed the phenomenon called osseointegration (bone close apposition to implant surface), factors governing such phenomenon are under current investigation and there has been substantial disagreement in many aspects on the published literature. Also, despite disagreements among basic and clinical scientists, academicians, and private practitioners, dental implantology has been regarded as the most successful dental specialty and implantology modality, with success ratios higher than 95% not being unusual<sup>2</sup>.

The classic protocol for endosseous dental implants comprises the surgical placement of an implant of suitable biocompatible alloy (usually titanium based), a somewhat arbitrary latency time to allow for osseointegration (generally dependent on bone quality/ quantity), and

the manufacturing of the prosthetic component to restore function. This classic protocol has been changing/evolving since its large scale introduction in the early eighties, and substantial decreases in the latency time (immediate/ early loading) and its impact on osseointegration and treatment success ratios has been one of the features most speculated by modern dental implantology research groups. Even though there is some evidence regarding treatment success of immediately and early loaded implants, further in-vivo, in vitro, and controlled clinical investigations are desirable for a better understanding of the wound healing kinetics and bone adaptation around implants subjected such loading conditions.

Due to the load bearing and thus function restoration ability of endosseous implants, its application has been expanded to other dental specialties like maxillofacial/ craniofacial rehabilitation and orthodontics. The ankylosis-type anchorage (absence of periodontal ligament, inability to move) of endosseous implants made its application as anchorage for orthodontic treatment a desirable feature, especially through mini-implants, which have reduced dimensions and may be placed virtually everywhere in the oral cavity (even between roots), theoretically eliminating difficulties regarding orthodontic treatment anchorage diminishing treatment time for patients and private practitioners<sup>5</sup>.

In order to provide the highest benefit (diminishment in treatment time) to both patients and private practitioners, early/ immediate loading of mini-implants is desirable for orthodontic mini-implants<sup>5-6</sup>. On this regard, several attempts have been made in implant design in order to change stresses distributions and thus provide a more favorable condition for immediate loading of dental implants<sup>7</sup>.

The assessment of stress distributions in bone around implants have been classically performed by finite element analysis (FEA) and several models are available with various degrees of sophistication. It is important to note that any finite element analysis in implant

dentistry is only qualitative in nature, once there is a lack of input data (tissue's mechanical properties and anisotropy) in the literature, and in general, several simplifying assumptions are made. Despite the qualitative nature of the FEA software output, this type of analysis has been proven useful on determination of stress patterns on the bone around implants before and after design modifications, becoming a useful tool for implantology researchers. Also, FEA is an even more insightful tool for orthodontic anchorage analysis once the loads which these implants are subjected are static in nature (which is simpler to mathematically model than dynamic loads, which is the case of implants replacing teeth)<sup>8</sup>.

The purpose of this pilot study was to biomechanically evaluate an orthodontic mini implant (ANCHORSYSTEM) through the finite element method.

## **Materials and Methods**

The orthodontic mini implant was drawn in a computer assisted drawing software (CAD) using its original dimensions and was inserted into a bone domain of sufficiently large dimensions to allow stress distribution without compromising the model. Due to the long axis symmetry of the cylindrical implant and bone domain, only one half of the bulk was imported into a FEA software (I-DEAS) for meshing as shown in Figures 1 and 2. The rationale for the axisymmetric analysis is to save computing time, once this model provides a 3-D like mechanical evaluation (the software rotates the bulk along its long axis) with a simple assembly of 2-D drawings. Boundary conditions were then placed on the edge nodes of the bone domain (constraining movement on these nodes) and a 5 N horizontal load was placed on the implant connector through a Fourier series (Figure 3). The meshed bulk was then imported into ANSYS 5.7 and materials properties were assigned for bone and titanium

( $E=100$  GPa and  $E= 25$  GPa respectively). The model was considered linear and isotropic and was then run in a PC and the output acquired for different analyses.

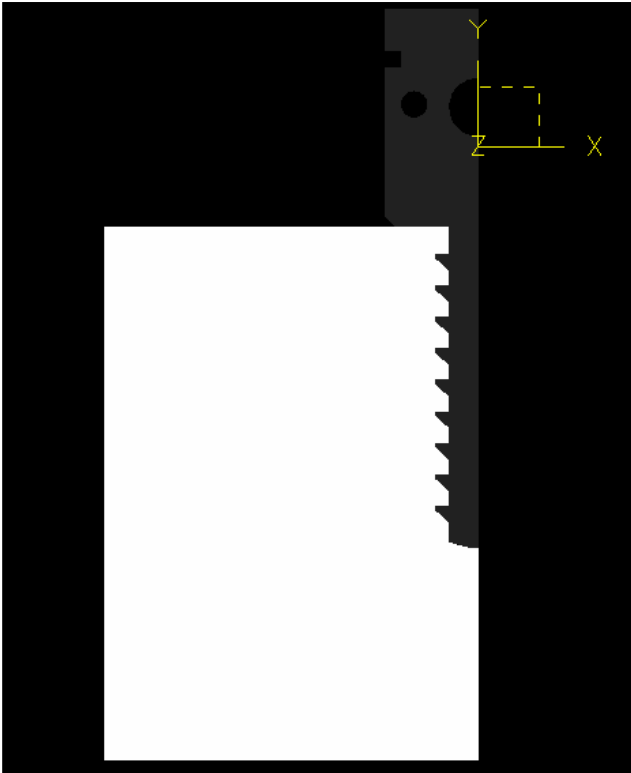


Figure 1: Half implant and bone domain CAD drawing for the axisymmetric model.

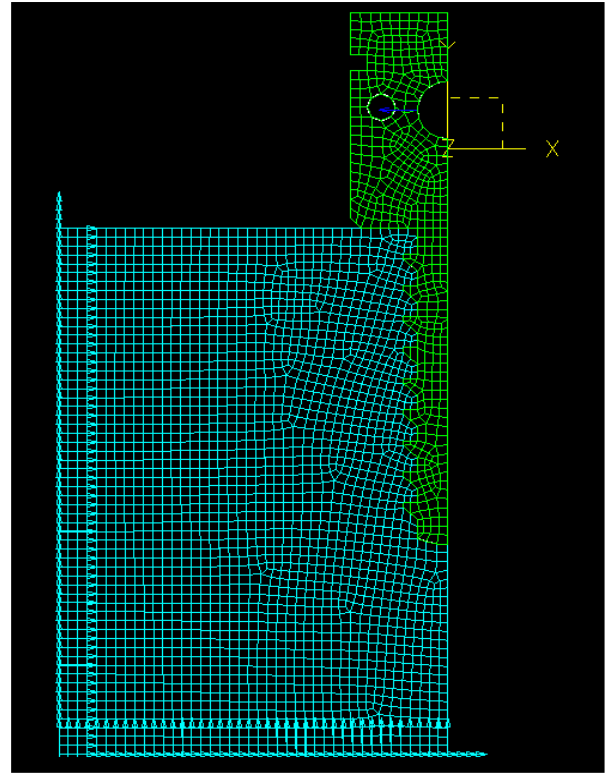


Figure 2: Bulk discretization (meshing ) for the axisymmetric model.

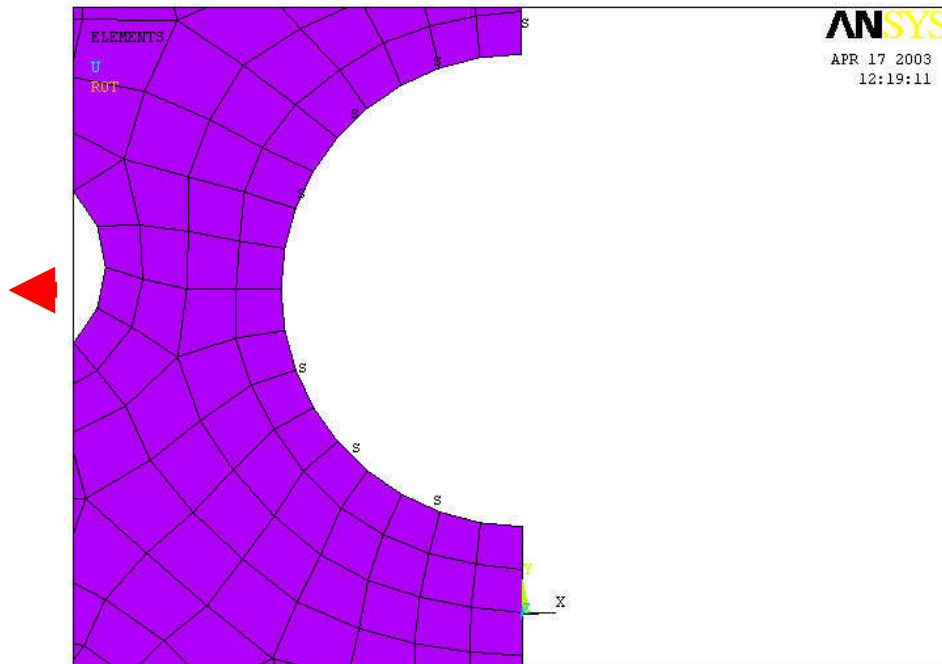


Figure 3: Load placement on the mini-implant connector.

## Results and Discussion

The nodal solution for the previously described load and boundary conditions (Von Mises failure criterion) output is presented in Figure 4. Observing the color distribution where low stress conditions are presented in dark blue and the high stress conditions in red, one first note that the 5 N load applied to the orthodontic implant caused stresses that were dissipated at the regions near the implant bulk, which is a relevant feature as these implants may be placed in close proximity to other structures in the oral cavity, and once it is known that bone responds to mechanical loads through modeling/remodeling, deleterious effects may take place in other structures if overload occurs.

It is also clear that this implant design is biomechanically favorable once only one red spot (MX in Figure 4) is present in the bone just below the connection module. Although the



red spot is a sign of deleterious biomechanical stress states, it should be noted that this region is immediately below the corner of a structure with higher elastic modulus, and stresses tend to go to infinity in regions in close contact with sharp corners (from solid mechanics this feature is automatically translated to FE software). The stresses are then dissipated to lower levels as one observes deeper into the bone. The bone domain around the implant threads was also observed to have low stress values. This is likely attributed to the connection module design and diameter, where the bottom part of the module remains in contact to the bone cortical throughout its whole extension, which is unlikely to occur clinically, where the surgeon usually places the orthodontic implant at a 45 degree angle with respect to the bone surface.

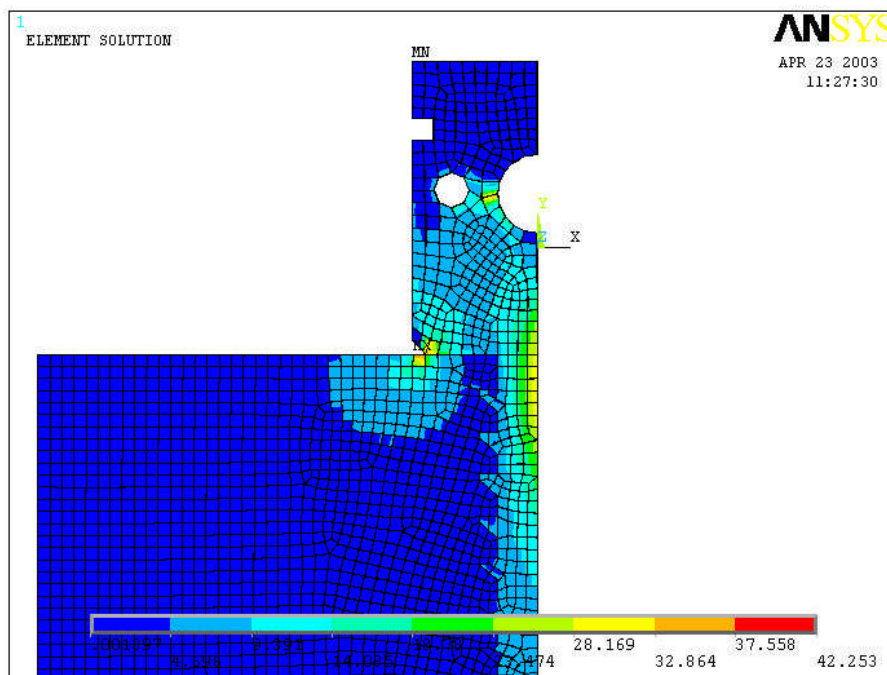


Figure 4: Nodal solution for the 5 N horizontal load (Von Mises criterion).

Despite the favorable biomechanical condition presented by the Von Mises criterion, it should be observed that this failure condition holds for various metallic materials, but does not hold for ceramics, polymers and living tissues, which may have a higher tendency to fail in tension than compression (being the case for most ceramic materials and for bone). Bone ability to withstand higher compressive than tensile stress states may shift the von Mises computer output to the compressive side as shown in Figure 5, making the finite element analysis evaluation very subjective in nature.

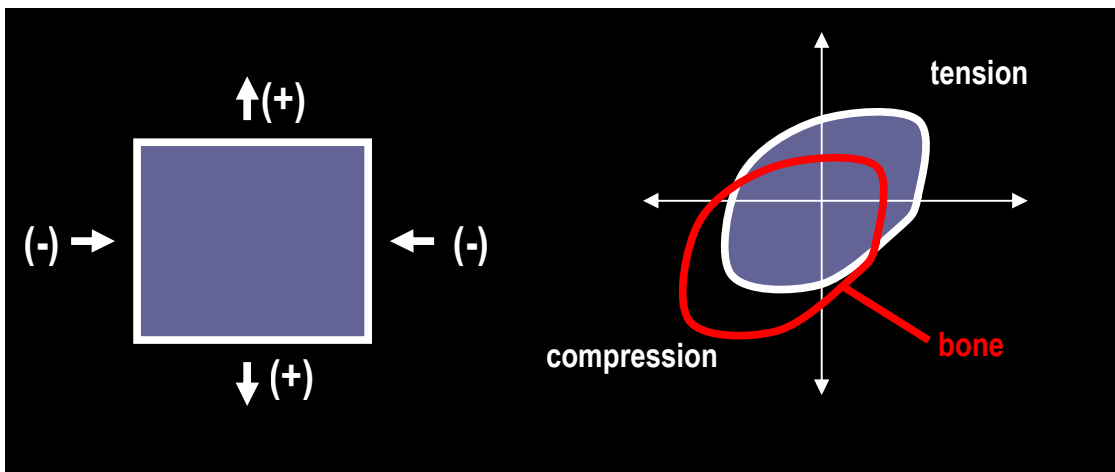


Figure 5: Bone failure criterion will likely shift to the compression side due to bone's ability to better support compressive than tensile states of stress.

An alternative to overcome the limitation provided by the Von Mises failure criterion software output is to perform an evaluation of the stress invariants around the implant. The stress invariants are calculated by manipulating the stress state of each element and turning this stress state into normal directions, which will be compressive or tensile in nature. When the mathematical formulations are performed for stress invariants calculation, the first stress invariant (1SI) is usually the most tensile and the third stress invariant (3SI) the most compressive in nature. A computer output of this nature is valuable tools on stress

interpretation on materials like bone that have a different failure stress state in tension and compression. A vectorial solution presenting the 1SI and 3SI is presented in Figure 6. The 1SI (most deleterious for bone) is mainly present in the implant body revealing that the tension bearing is being mostly performed by the implant bulk. The 3SI can be observed in its highest vectorial magnitudes below the implant connection module (red on Von Mises failure criterion output), indicating that the chances of this bone withstand this state of stress is qualitatively higher compared to the same state of stress comprised of tensile nature, further indicating the biomechanically favorable condition for this particular implant design under a 5 N horizontal load.

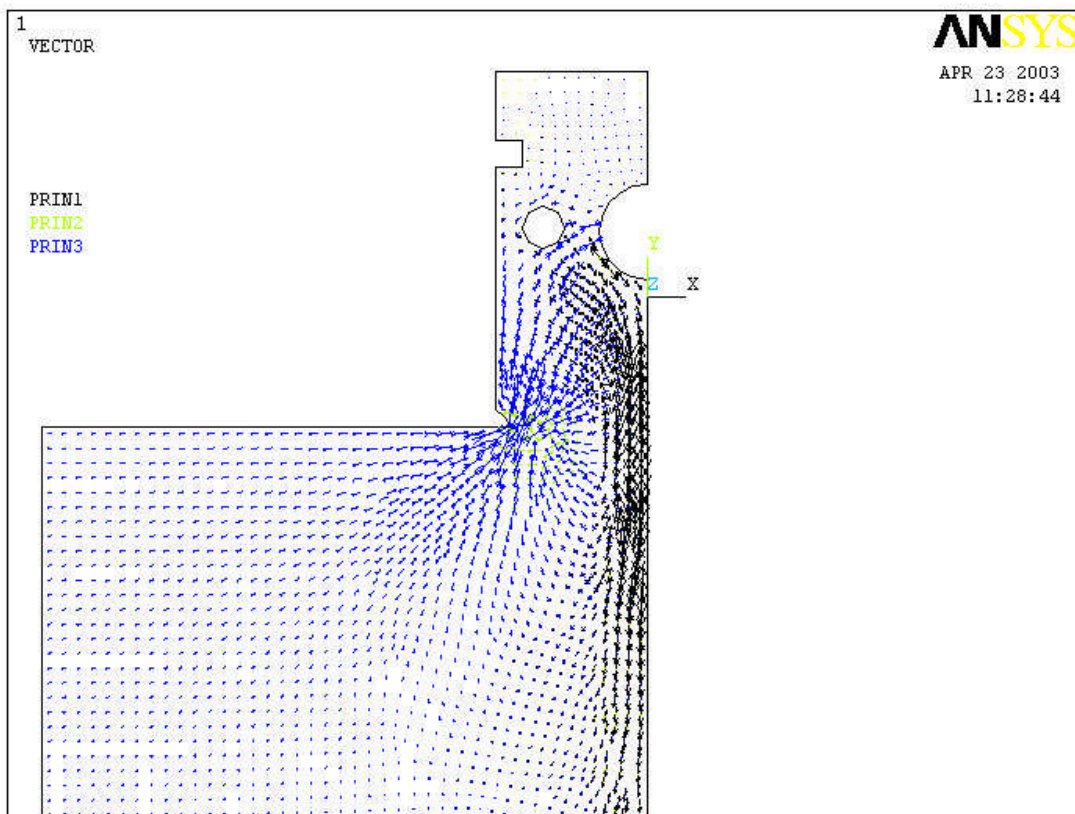


Figure 6: Stress invariants vectorial analyses. The first stress invariant- black; second stress invariant- blue; third stress invariant- green.

## Conclusion

According to the results obtained through the finite element analyses and its limitations, it can be concluded that the mini-implant design favorably dissipated the orthodontic loads. From a purely mathematical standpoint, treatment success on immediately loading and clinical long term anchorage of this device will likely occur, but it must be observed that more in-vivo (animal) and clinical studies are desirable for further characterization of such devices.

## References

1. Bobbio A. The first endosseous implant in the history of man. *Bull History Dent* 1973; 20:1-6.
2. Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaws. Experience from 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16:1-132.
3. Brånemark P-I. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials* 1983; 4:25-28.
4. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom, J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(2):155-70.

5. Tavares, C. A. E. A integração Ortodontia-Implantodontia. In: Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados – cirurgia e prótese. Artes Médicas, 2001;(8)111-138.
6. Freire JNO, Coelho PG, Magini RS, Cardoso AC, Ferreira CF, Souza DC. Biomechanical Assessment of Simplified Mini-implants for Orthodontic Anchorage. J Dent Res Special 83 (Spec Iss A):3489, 2004.
7. Coelho PG, Freire JNO. Biomechanical Evaluation of Mini Implants for Orthodontic Anchorage by FEA. Eur J Orthod 2004; 26(4):e1-e33.
8. Brunski JB, SLACK JB. Orthodontic loading of implants: biomechanical considerations. In: HIGUCHI, K. W. Orthodontic applications of osseointegrated implants. Quintessence Books, 2000; (5) 89-108.