

## Mini-implantes Ortodônticos Carregados Imediatamente – Estudo *in vivo*

Glaucio G Serra<sup>1,2</sup>, Liliane S Morais<sup>1,2</sup>, Carlos N Elias<sup>1</sup>, Leonardo Andrade<sup>3</sup>, Carlos Alberto Muller<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia Mecânica e Ciência dos Materiais Instituto Militar de Engenharia, IME, CEP 22290-270, Rio de Janeiro, RJ, Brasil  
email: [gserrag@hotmail.com](mailto:gserrag@hotmail.com), [elias@ime.eb.br](mailto:elias@ime.eb.br)

<sup>2</sup> Department of Mechanical and Aerospace Engineering, University of California - San Diego, UCSD, ZIP 92093-0411, San Diego, CA, United States  
e-mail: [lilianesmorais@hotmail.com](mailto:lilianesmorais@hotmail.com)

<sup>3</sup> Departamento de Biomineralização, Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, CEP 21044-020, Rio de Janeiro, RJ, Brasil  
e-mail: [leonardo1974@gmail.com](mailto:leonardo1974@gmail.com)

<sup>4</sup> Fundação Oswaldo Cruz, FIOCRUZ, Av Brasil, 4365, Manguinhos, CEP 21045-900, Rio de Janeiro, RJ, Brasil,  
e-mail: [camuller@ioc.fiocruz.br](mailto:camuller@ioc.fiocruz.br)

---

### RESUMO

Mini-implantes têm sido utilizados com sucesso como elemento de ancoragem ortodôntica, mas a diminuição do tamanho e a aplicação precoce da carga são requisitos importantes para a otimização da metodologia. A proposta deste trabalho foi avaliar a evolução da fixação óssea de mini-implantes de titânio carregados imediatamente. Nove coelhos da raça Nova Zelândia foram utilizados neste estudo. Em cada animal foram inseridos 4 mini-implantes de titânio grau 5 (liga Ti-6Al-4V), dos quais 2 foram carregados imediatamente com 1 N. Os animais foram eutanasiados após 1, 4 e 12 semanas e as amostras foram divididas em seis grupos, sendo 3 grupos carregados e 3 grupos sem carga. O ensaio de torque de remoção dos implantes foi realizado e os resultados tratados estatisticamente com o módulo ANOVA e pós-teste de Tukey. Após 1 e 4 semanas de cicatrização não foi detectada diferença estatisticamente significativa nos valores de torque de remoção, independente do carregamento. Entretanto, após 12 semanas, tanto o grupo carregado quanto o não carregado apresentaram aumento significativo no torque de remoção e os maiores valores foram atribuídos ao grupo sem carregamento. O carregamento imediato resultou em menor fixação óssea dos mini-implantes após 12 semanas de cicatrização, contudo não comprometeu a estabilidade dos implantes.

**Palavras chaves:** Mini-implantes, Ti-6Al-4V, osseointegração.

---

### Orthodontic Mini-implants Immediately Loaded - *in vivo* Study

#### ABSTRACT

The mini-implants have been successfully used as orthodontic bone anchorage, but the size reduction and the early load are required to improve the methodology. The purpose of this work was to evaluate the bone fixation evolution of the immediately loaded titanium grade 5 (Ti-6Al-4V alloy) mini-implants. Nine New Zealand rabbits were used in this study. Each rabbit had four mini-implants inserted in his left tibia and the two of them were immediately loaded with 1 N. The animals were euthanized after 1, 4 and 12 weeks and the sample were divided in six groups, in which three groups were loaded and the other three were unloaded. The removal torque test was done and the results were statistically analyzed by ANOVA and post hoc test Tukey. There were no statistically significant differences in the removal torque values after 1 and 4 weeks of healing, regardless the loading. Nevertheless, both unloaded and loaded group presented higher removal torque values after 12 weeks of healing and the unloaded group had the highest result. The immediate loading resulted in lower bone fixation of the mini-implants after 12 weeks of healing, although did not compromise the mini-implants' stability.

**Keywords:** Mini-implants, Ti-6Al-4V, Osseointegration.

---

## 1 INTRODUÇÃO

A obtenção de um apoio rígido, com capacidade de suportar forças ortodônticas sem deslocamento, representa uma possibilidade de tratamento para casos com graves, onde os elementos dentários de ancoragem faltam em quantidade ou qualidade.

GAINSFORTH & HIGLEY (1945) [11] foram os precursores na implantação óssea de biomateriais objetivando a ancoragem ortodôntica. Estes pesquisadores utilizaram implantes de Cr-Co na forma de parafuso e fios de aço no ramo mandibular de cães, o que resultou em falha após o carregamento do sistema. Alguns anos depois, BRÄNEMARK *et al.* (1964) [3] descreveram a união rígida do titânio com o tecido ósseo sem respostas adversas. O rígido controle das condições cirúrgicas e pós-operatórias permitiu a manutenção do implante integrado com o osso vital mesmo sob condições de carregamento, possibilitando sua utilização na substituição de elementos dentários. Após 5 anos, o mesmo grupo de pesquisadores descreveu a manutenção da condição de união rígida do titânio com o tecido ósseo sob suporte de próteses dentárias [4].

O sucesso obtido com implantes de titânio para fins protéticos [1, 2] despertou a possibilidade da sua utilização na ancoragem ortodôntica [12]. Os implantes ditos regulares ou convencionais foram a partir de então extensivamente testados sob condições ortodônticas. Implantes com dimensões variando entre 3 e 4 mm em diâmetro e 6 a 13 mm em comprimento foram testados em animais e em humanos com altas taxas de sucesso [9, 26, 27]. Entretanto, implantes dentários convencionais só podem ser posicionados em áreas limitadas, como na região retromolar ou em áreas edêntulas [9, 26]. Além disso, devido ao seu tamanho, são incômodos para o paciente por causa da severidade da cirurgia, do desconforto da cicatrização inicial e da dificuldade de higienização [20].

Outrossim, a aplicação dos implantes na área de prótese possui marcantes diferenças em relação à aplicação em ortodontia [21]. Enquanto neste as forças mastigatórias são multidirecionais, de alto módulo e cíclicas, naquele as forças ortodônticas são unidirecionais, de baixo módulo e contínuas. Ademais, os implantes utilizados exclusivamente com finalidade ortodôntica devem ser removidos ao final do tratamento e os implantes convencionais devem permanecer osseointegrados permanentemente.

Assim, a evolução dos implantes para ancoragem incidu na gradativa diminuição das dimensões, objetivando a superação das adversidades encontradas com os implantes convencionais [15, 26, 27, 31]. A redução de tamanho resultou em maior incidência de fraturas de mini-implantes de titânio comercialmente puro durante os procedimentos de inserção e remoção [6, 19]. A utilização de liga de titânio pode superar esta limitação mecânica [5], entretanto, pode também comprometer a osseointegração [13].

A metodologia de ancoragem ortodôntica rígida vem sendo desenvolvida gradualmente e alterações no material utilizado e no protocolo de carregamento induzem a diferentes respostas teciduais. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar biomecanicamente a evolução da fixação de mini-implantes de liga de titânio submetidos ao protocolo de carregamento imediato.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 9 coelhos brancos saudáveis da raça Nova Zelândia com idade aproximada de seis meses e peso de 3 kg. Os animais foram obtidos no Centro de Criação de Animais de Laboratório da Fundação Oswaldo Cruz .

Todos os procedimentos foram realizados baseado na metodologia experimental, com respeito às recomendações éticas e legais delineadas para a experimentação animal.

O delineamento da pesquisa objetivou a análise da evolução da fixação óssea dos mini-implantes uma, quatro e doze semanas após sua inserção. Assim, 3 animais foram eutanasiados após cada período, permitindo a formação de 6 grupos, sendo 3 sob carregamento imediato e 3 sem carga (Tabela 1).

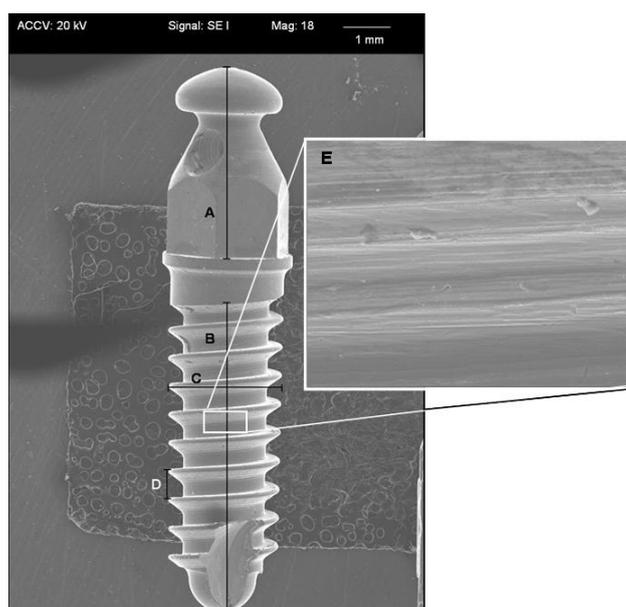
### 2.1 Mini-implantes

Trinta mini-implantes de titânio grau 5 (liga Ti-6Al-4V), em forma de parafuso, com 2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento foram utilizados neste trabalho (Conexão Sistemas e Próteses, São Paulo). Os mini-implantes foram preparados segundo a norma ASTM F-86 [32] e nenhum tratamento de superfície foi realizado (Figura 1).

**Tabela 1:** Distribuição e código das amostras

Coelhos Nova Zelândia	09 animais	
Mini-implantes	30 unidades	2.0 mm x 6.0 mm
Carga	Imediata	1 N
Grupos (6)	Sem carga	Com carga
1 semana	1SSC (n = 5)	1SCC (n = 4)
4 semanas	4 SSC (n = 4)	4 SCC (n = 4)
12 semanas	12 SSC (n = 5)	12 SCC (n = 5)

(SCC: semana com carga; SSC: semana sem carga)



**Figura 1:** Implante em forma de parafuso, A: cabeça sextavada com 3,4 mm de comprimento, B: comprimento ativo do mini-implante de 6,0 mm, C: 2,0 mm de diâmetro, D: distância de 0,51 mm entre os passos, E: morfologia da superfície não tratada.

## 2.2 Técnica Cirúrgica

Os animais foram pré-anestesiados com aplicação intramuscular de Tiletamina (5 mg/kg) e Zolazepan (5 mg/kg), seguido da anestesia volátil com halotano 2,0 % (Fluothane, AstraZeneca do Brasil Ltda, São Paulo, Brasil). O tosqueamento da área cirúrgica foi realizado com tosquiador elétrico. Posteriormente, foi procedida a incisão por planos no sentido do longo eixo da tíbia esquerda, distando aproximadamente 5 mm do local da implantação dos mini-implantes. O preparo dos orifícios para a implantação foi realizado com broca cirúrgica (1,6 mm de diâmetro) sob refrigeração constante com soro fisiológico. Os mini-implantes foram inseridos, torqueando-os com o auxílio de uma chave de inserção.

Em cada animal, dois mini-implantes foram carregados imediatamente com 1 N e outros dois não foram carregados. A força foi aplicada por meio de uma mola fechada de níquel-titânio, resultando em carregamento unidirecional, constante e perpendicular ao longo eixo do mini-implante [26]. A calibração da força despendida pela mola foi realizada com o auxílio de um tensiômetro (TP Orthodontics, Richmond, EUA) (Figura 2).

A sutura da ferida cirúrgica foi realizada por planos, com fio de seda 4.0, de modo que o periósteo fosse posicionado sobre os materiais inseridos.

### 2.3 Obtenção da Amostra

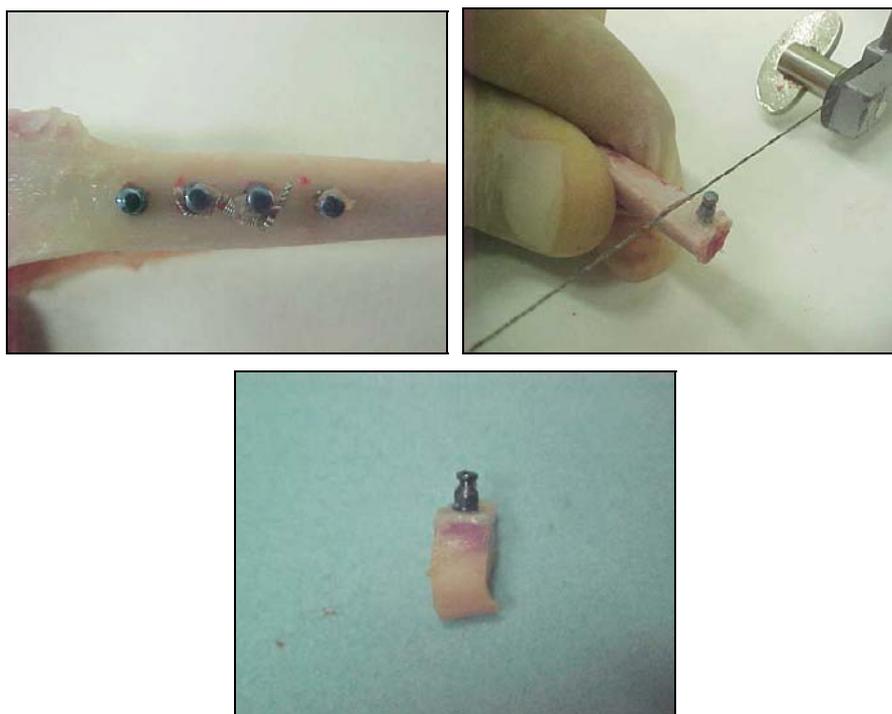
Os animais foram eutanasiados após 1, 4 ou 12 semanas com superdose de substância anestésica (Ketamina) e remoção total do sangue. Posteriormente, a tíbia esquerda de cada animal foi dissecada e removida na região articular, sem que durante o procedimento a região dos mini-implantes fosse danificada.

O tecido mole inserido foi removido cuidadosamente, evitando qualquer contato entre os mini-implantes e os instrumentos de remoção. Assim, os mini-implantes foram expostos e a mola posicionada entre os elementos centrais foi cortada com o auxílio de um alicate de corte (TP Orthodontics, EUA).

A tíbia foi seccionada em 4 segmentos, com uma serra fita, de modo que cada bloco contivesse um mini-implante e aproximadamente 4 mm de osso adjacente (Figura 3).



**Figura 2:** Mini-implantes inseridos na cortical óssea distando aproximadamente 5 mm entre si. Carregamento recíproco dos elementos centrais com 1 N com mola fechada de NiTi.



**Figura 3:** Seqüência de obtenção do bloco ósseo contendo o mini-implante.

### 2.4 Ensaio de Torque

Os blocos ósseos foram mantidos refrigerados e hidratados até o momento do ensaio. Objetivando obter alinhamento entre o longo eixo do mini-implante e o eixo da máquina de ensaios universal (Emic - DL 10000), um dispositivo foi utilizado, evitando a dissipação de forças durante o ensaio. Este dispositivo foi composto por um eixo giratório e um eixo fixo. O eixo giratório foi acoplado ao eixo vertical da máquina de ensaios universal por meio de um fio polimérico isento de deformação dentro dos limites estabelecidos para o ensaio. A chave de inserção/remoção foi fixada na extremidade do mandril giratório. No mandril fixo, do

lado oposto, foi fixado o bloco contendo o mini-implante e o osso adjacente. A chave foi acoplada à cabeça sextavada do mini-implante e o ensaio procedido com velocidade de 0,1mm/segundo e célula de carga de 50 N. A tração mecânica da máquina de ensaios universal resultou em giro anti-horário do mandril giratório contra o mandril fixo, concluindo com a ruptura da estrutura de menor resistência do sistema, a interface osso/mini-implante. O ensaio foi encerrado quando o mini-implante completou um giro de 90o.

A curva do ensaio foi obtida pela evolução do processo de ruptura da união mini-implante/osso, a qual foi transmitida pelo o mandril giratório para a máquina de ensaios universal, cujo desvio vertical é proporcional ao momento de torção ( $M_T$ ) [28].

Como:

$$M_T = F \times d \quad (1)$$

A força de remoção foi considerada o valor máximo da curva. O torque de remoção (TR) foi calculado pelo produto da força máxima vezes a distância d, onde d é o raio do eixo rotatório.

Os valores de torque de remoção foram submetidos à análise estatística utilizando o módulo ANOVA e quando diferenças significativas foram detectadas, a comparação entre os grupos foi procedida com o *post hoc test* de Tukey [7].

### 3 RESULTADOS

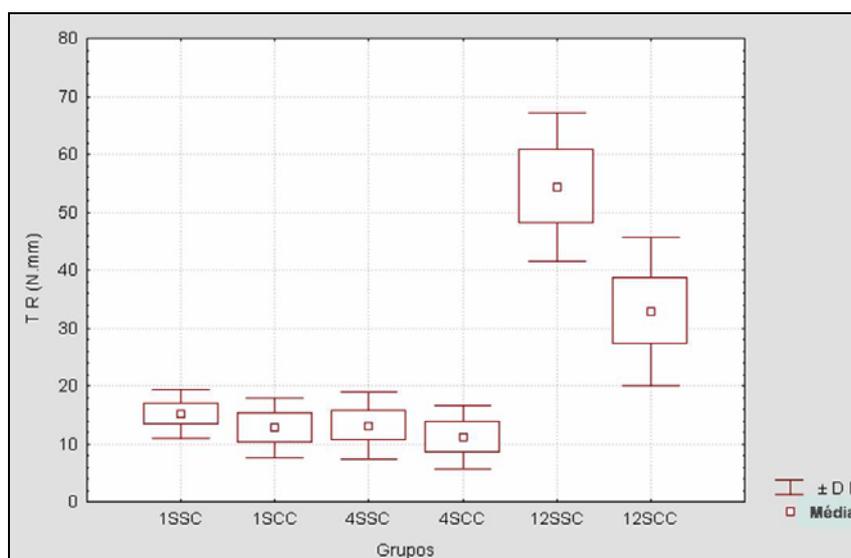
Os 30 mini-implantes utilizados neste estudo foram inseridos e removidos sem macrodeformação no longo eixo ou na cabeça e sem fratura do osso de suporte. Os animais recuperaram-se sem complicações da anestesia e não apresentaram infecções ou qualquer outro tipo de alteração no período do estudo.

Durante a remoção das amostras, 3 mini-implantes apresentaram mobilidade acentuada e foram excluídos do estudo. Estas amostras pertenciam aos grupos 1SCC, 4SCC e 4SSC, desta forma, estes grupos tiveram o número de amostras reduzido para 4.

Nos períodos de 1 e 4 semanas, a evolução do tecido interfacial não resultou em aumento nos valores de torque de remoção (TR). Entretanto, após 12 semanas de cicatrização, tanto o grupo carregado como o grupo sem carga apresentaram valores significativamente maiores (Gráfico 1).

As médias de TR para os grupos de 1, 4 e 12 semanas não submetidos ao carregamento foram respectivamente  $15,21 \pm 4,20$  N.mm (n = 5),  $13,10 \pm 5,70$  N.mm (n = 4) e  $54,38 \pm 12,8$  N.mm (n = 5). Os grupos carregados nos mesmos períodos de cicatrização apresentaram  $12,76 \pm 5,10$  N.mm (n = 4),  $11,11 \pm 5,40$  N.mm (n = 4) e  $32,90 \pm 12,80$  N.mm (n = 5) (Gráfico 1).

A análise estatística concluiu que o grupo 12SSC apresentou valores de TR estatisticamente maiores que o grupo 12SCC ( $p < 0,05$ ). Quando os grupos de 12 semanas foram comparados com os grupos de 1 e 4 semanas, observou-se diferenças estatisticamente significativas. Entretanto, os p-valores provenientes destas comparações foram menos expressivos para o grupo 12SCC. Nos períodos de 1 e 4 semanas, tanto os grupos carregados como os grupos não submetidos a carregamento não apresentaram valores de TR com diferença estatisticamente significante.



**Figura 4:** Torque de remoção em função dos grupos.

#### 4 DISCUSSÃO

A redução do tamanho e o carregamento imediato dos mini-implantes são requeridos para a otimização e simplificação da metodologia de ancoragem rígida intra-óssea. A diminuição das dimensões dos mini-implantes proporciona maior variabilidade em relação aos locais de inserção e reduz os riscos de lesão radicular. Entretanto, esta redução acarreta em diminuição da resistência mecânica do implante, reduzindo, conseqüentemente, a força máxima em torção para deformação permanente e fratura [8]. Este risco de fratura dos mini-implantes torna-se ainda mais iminente quando ocorre osseointegração e o mini-implante deve ser removido após o tratamento ortodôntico. Neste caso, as conseqüências são a necessidade de novo procedimento cirúrgico para remoção ou sepultamento do mini-implante.

Um dos objetivos do presente trabalho foi avaliar o índice de fratura de mini-implantes de titânio grau 5 (liga Ti-6Al-4V) durante os procedimentos de inserção e remoção cirúrgica. Alguns autores relataram perda por fratura de mini-implantes de titânio comercialmente puro com diâmetro variando entre 1,0 e 1,6 mm [6, 19]. PARK *et al.* (2003) [24] relataram que esta limitação pode ser superada com a utilização de mini-implantes com pelo menos 2,0 mm em diâmetro e HUANG *et al.* (2005) [13] propõem a utilização de liga de titânio para a resolução. Em concordância, no presente trabalho nenhuma fratura ou macrodeformação foi encontrada durante os procedimentos de inserção e remoção utilizando mini-implantes com diâmetro de 2,0 mm. Este resultado se deve ao fato da liga Ti-6Al-4V possuir limite de resistência à fratura cerca de 6 vezes maior que o titânio comercialmente puro [5]. A menor taxa de osseointegração e a maior suscetibilidade à corrosão “in vivo” [25] são relatadas como limitações do uso da liga em substituição ao titânio comercialmente puro em aplicações biomédicas. Entretanto, estes não são indicativos de relevância devido ao reduzido tempo de permanência na cavidade oral e a necessidade de remoção ao término do tratamento.

O carregamento precoce dos mini-implantes otimiza o tratamento ortodôntico com ancoragem rígida intra-óssea, reduzindo o tempo do tratamento, facilitando o planejamento e diminuindo o período de permanência do metal no tecido ósseo. Entretanto, este procedimento foi associado à perda dos implantes por epiteliação desde os primeiros relatos de osseointegração do titânio. [3, 4]. Na década passada, SZMUKLER-MONCLER *et al.* (1998) [29] relataram que o carregamento precoce não é um fator de relevância na perda dos implantes, atribuindo maior importância ao micromovimento e a carga na perda dos implantes. Intervalos cada vez menores de cicatrizaçã antes do carregamento vêm sendo testados com sucesso em animais e em estudos clínicos [18, 20, 24]. Outrossim, recentes estudos indicam que o carregamento ortodôntico imediato, portanto unidirecional e constante, não compromete a fixação dos mini-implantes nos parâmetros ortodônticos [10, 23]. O presente trabalho indicou similaridade com estes resultados, onde o carregamento imediato unidirecional e constante de 1 N não induziu à perda dos mini-implantes após 12 semanas. Entretanto, alterou os valores de torque de remoção, atribuindo valor estatisticamente menor ao grupo carregado. Sob o ponto de vista ortodôntico, este pode ser um resultado favorável, visto que o mini-implante deve ser removido ao final do tratamento.

A estabilidade mecânica primária dos implantes, isto é, a fixação mecânica nos primeiros momentos após a implantação, é um fator importante nos eventos precoces da cicatrizaçã do tecido interfacial implante-osso. Esta é dependente inicialmente da qualidade do tecido ósseo hospedeiro, da relação entre o diâmetro do implante e o "site" de inserção e da evolução do tecido interfacial. Neste trabalho, todos os implantes apresentaram estabilidade primária. Após 1 e 4 semanas, os valores de TR não foram estatisticamente diferentes, independente do carregamento. O resultado é indicativo de que a carga imediata não induziu alterações significativas na fixação dos mini-implantes durante os eventos precoces da cicatrizaçã. Em concordância, PAIK *et al.* (2002) [23] relataram a utilização de parafusos auto-rosqueáveis sob regime de carregamento ortodôntico imediato. Após 2 semanas, todos os mini-implantes se mantiveram estáveis e foram removidos facilmente com anestesia local. FREUDENTHALER *et al.* (2001) [10] também carregaram imediatamente 15 implantes com 1,5 N e obtiveram taxa de 93% de sucesso. O presente trabalho não observou relação entre a perda dos mini-implantes e carregamento imediato, indicando sucesso em 90 % dos casos.

Após 12 semanas, tanto o grupo carregado como o grupo isento de carregamento apresentaram aumento significativo nos valores de TR, entretanto, o grupo sem carga expressou valores ainda maiores. O mecanismo de osseointegração na interface de implantes carregados é caracterizado por alta taxa remodelação [14]. Assim, a mineralização total não se completa, resultando em um tecido interfacial incompletamente mineralizado em contato com a superfície do implante. Sugere-se que este mecanismo seja importante na prevenção de microtraumas e no acúmulo falhas no tecido ósseo interfacial [16, 22, 29]. Este processo sugere uma hipótese para a diferença de torque de remoção entre os 2 grupos de 12 semanas, onde o processo cicatricial do grupo carregado resulta em um tecido interfacial com menor grau de mineralização e conseqüentemente promove menor resistência à remoção dos mini-implantes. [14, 22, 26].

O presente trabalho demonstrou que o carregamento imediato de mini-implantes de titânio grau 5 não induz à perda dos mesmos, entretanto acarreta em menor valor na estabilidade secundária. Este resultado

pode ser considerado favorável devido à necessidade de remoção do mini-implante ao final do tratamento ortodôntico. A transferência destes resultados para a área clínica deve ser feita com cautela, pois fatores como qualidade e quantidade do osso hospedeiro, micromovimento e inflamação de tecido peri-implantar apresentam forte relação com a taxa de falha.

## 5 CONCLUSÃO

1. Os mini-implantes de titânio grau 5 (liga Ti-6Al-4V) utilizados neste trabalho não apresentaram macrodeformações ou fraturas durante aos procedimentos de inserção e remoção cirúrgica nas cobaias.
2. O carregamento imediato, unidirecional e contínuo dos mini-implantes não alterou a estabilidade primária dos mini-implantes após 1 e 4 semanas.
3. O carregamento imediato, unidirecional e contínuo dos mini-implantes resultou em menor fixação óssea, em comparação ao grupo sem carregamento, após 12 semanas de cicatrização, contudo não comprometeu a estabilidade.

## 6 AGRADECIMENTOS

Agradecimentos aos Professores Doutores Lars Bjursten, Departamento de Bioengenharia e Marc Meyers, Departamento de Engenharia Mecânica e Aeroespacial da Universidade da Califórnia San Diego (UCSD) pelo apoio para a confecção deste trabalho. Agradecimentos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo apoio financeiro. O presente trabalho foi realizado com recursos do CNPq e da FAPERJ.

## 7 BIBLIOGRAFIA

- [1] ALBREKTSSON, T., DAHL, E., ENBOM, L., ENGEVALL, S., ENGQUIST, B.E., ERIKSSON, A.R., “Osseointegrated Oral Implants. A Swedish Multicenter Study of 8139 Consecutively Inserted Nobelpharma Implants”, *Journal of Periodontology*, v. 59, pp. 287-296, 1988.
- [2] ADELL, R., LEKHOLM, U., ROCKLER, B., BRÄNEMARK P-I., “A 15 year Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of Edentulous Jaw”, *International Journal of Oral Surgery*, v. 6, pp. 387-416, 1981.
- [3] BRÄNEMARK, P-I., ASPEGREN, K., BREINE, U., “Microcirculatory Studies in man by High Resolution vital Microscopy”, *Angiology*, v. 15, pp. 329-332, 1964.
- [4] BRÄNEMARK, P-I., BREINE U., ADELL R., “Intraosseous Anchorage of Dental Pprotheses. I. Experimental Studies”, *Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 3, pp. 81-100, 1969.
- [5] BOYER, R., WELSCH, G., COLLINGS, E. W., 1994, *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*, 1st ed. Ohio: ASM International.
- [6] BÜCHTER, A., WIECHMANN, K. S., WIESMANN, H. P., PIFFKO, J., MEYER, U., “Load-related Implant Reaction of mini-implants used for Orthodontic Anchorage”, *Clinical Oral Implants Research*, v. 6, pp. 473-479, 2005.
- [7] CALADO, V., MONTGOMERY D., “*Projection of experiments using the Statistic*”, Rio de Janeiro: e-papers services editoriais, pp. 260, 2003.
- [8] ELIAS, C. N., SERRA, G. G., MULLER, C. A., “Torque de Inserção e Remoção de mini-parafusos Ortodônticos”, *Revista Brasileira de Implantodontia*, v. 11, pp. 5-8, 2005.
- [9] FAVERO, L., BROLLO, P., BRESSAN, E., “Orthodontic Anchorage with Specific Fixtures: Related Study Analysis”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 122, pp. 84-94, 2005.

- [10] FREUDENTHALER, J.W., HASS, R., BANTLEON, H-P., “Bicortical Titanium Screws for Critical Orthodontic Anchorage in the Mandible: A Preliminary Report on Clinical Applications”, *Clinical Oral Implants Research*, v. 12, pp. 358-363, 2001.
- [11] GAINSFORTH, B.L., HIGLEY, L.B., “A Study of Orthodontic Anchorage Possibilities in Basal Bone”, *American Journal Orthodontic*, v. 31, pp. 406-417, 1945.
- [12] GRAY, J. B., STEEN, M. E., KING, G. J., CLARK, A. E., “Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage”, *American Journal Orthodontic.*, v. 83, pp. 311-317, 1983.
- [13] HUANG, L-H., SHOTWELL, J. L., WANG, H-L., “Dental implants for orthodontic anchorage”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 127, pp. 713-722, 2005.
- [14] HUJA, S. S., ROBERTS, E., “Mechanism of osseointegration: characterization of supporting bone with indentation testing and backscattered imaging”, *Semin Orthodontic*, v. 10, pp. 162-173, 2004.
- [15] KANOMI, R., “Mini-Implant for Orthodontic Anchorage”, *Journal of Clinical Orthodontics*, v. 31, pp. 763-767, 1997.
- [16] KLOKKEVOLD, P.R., JOHNSON, P., DADGOSTARI, S., CAPUTO, A., DAVIES, J.E., NISHIMURA, R.D., “Early Endosseous Integration Enhanced by Dual Acid Etching of Titanium: A Torque Removal Study in the Rabbit”, *Clinical Oral Implants Research*, v. 12, pp. 350-357, 2001.
- [17] LOWENBERG,F., LUGOWSKI, S., CHIPMAN, M., DAVIES, J., “ASTM-F86 Passivation Increases Trace Element Release from Ti6Al4V into Culture Medium”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v.5, pp.467-472, 1994
- [18] MISCH C., 1999, *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby.
- [19] MIYAWAKI, S., KOYAMA, I., INOUE, M., MASHIMA, K., SUGAHARA, T., TAKANO-YAMAMOTO, T., “Factors Associated with the Stability of Titanium Screws Placed in the Posterior Region for Orthodontic Anchorage”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 124, pp. 373-378, 2003.
- [20] OHMAE, M., SAITO, S., MOROHASHI, T., SEKI, K., QU, H., KANOMI, R., YAMASAKI, K., OKANO, T., YAMADA, S., SHIBASAKI, Y., “A Clinical and Histological Evaluation of Titanium mini-implants as Anchors for Orthodontic Intrusion in the Beagle Dog”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 119, pp. 489-497, 2001.
- [21] ÖDMAN, J., LEKHOLM, U., JEMT, T., BRÄNEMARK, P-I., THILANDER, B., “Osseointegrated Titanium Implants – A New Approach in Orthodontic Treatment”, *The European Journal of Orthodontics*, v. 10, pp. 98-105, 1988.
- [22] OYONARTE, R., PILLIAR, R., DEPORTER, D., WOODSIDE, D. G., “Peri-implant Bone Response to Orthodontic Loading: Part 2. Implant Surface Geometry and its Effect on Regional Bone Remodeling”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 128, pp. 182-189, 2005.
- [23] PAIK, C-H., WOO, Y. J., KIM, J., PARK, J-U, “Use of Miniscrews for Intermaxillary Fixation of Lingual-orthodontic Surgical Patients”, *Journal Clinical Orthodontics*, v. 36, pp. 132-136, 2002.
- [24] PARK, Y-C., LEE, S-Y., KIM, D-H., JEE S-H., “Intrusion of Posterior Teeth using mini-screw Implants”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 123, pp. 690-694, 2003.
- [25] RAE, T. “The Biological Response to Titanium and titanium-aluminium-vanadium Alloy Particles”, *Biomaterials*, v. 7, pp. 30-36, 1986.
- [26] ROBERTS, W.E., SMITH, R.K., ZILBERMAN, Y., MOZSARY, P.G., SMITH, R.S., “Osseous Adaptation to Continuous Loading of Rigid Endosseous Implants”, *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic*, v. 86, pp. 95- 111, 1984.

- [27] ROBERTS, W.E., HELM, F.R., MARSHALL, K.J., GONGLOFF, R.K., “Rigid Endosseous Implants for Orthodontic and Orthopedic Anchorage”, *Angle Orthodontics*, v. 59, pp. 247-256, 1989.
- [28] SOUZA, S. A., 1982, *Ensaio Mecânicos e de Materiais Metálicos. Fundamentos Teóricos e Práticos*, São Paulo: Edgard Blücher.
- [29] SZMUKLER-MONCLER, S., SALAMA, H., REINGEWIRTZ, Y., DUBRUILLE, J. H., “Timing of Loading and Effect of Micromotion on bone-implant Interface: Review of Experimental Literature”, *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 43, pp. 193-203, 1998.
- [30] TURLEY, P.K., KEAN, C., SCHUR, J., STEFANAC, J., GRAY, J., HENNES, J., POON, L.C., “Orthodontic Force Application to Titanium Endosseous Implants”, *Angle Orthodontics*, v. 2, pp. 151-162, 1988.
- [31] WEHRBEIN, H., GLATZMAIER, J., YILDIRIM, M., “Orthodontic Anchorage Capacity of Short Titanium Implants in the Maxilla – An Experimental Study in Dog”, *Clinical Oral Implants Research*, v. 8, pp. 131-141, 1997.
- [32] WILLIAMS, R.L., BROWN, S.A., MERRITT, K., “Electrochemical Studies on the Influence of Proteins on the Corrosion of Implant Alloys”, *Biomaterials*, v. 9, pp. 181-186, 1988.