

Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos

Matheus Melo Pithon*, Lincoln Issamu Nojima**, Matilde Gonçalves Nojima**, Antônio Carlos de Oliveira Ruellas**

Resumo

Objetivos: o objetivo do presente trabalho é avaliar a deformação e fratura de mini-implantes ortodônticos de diferentes marcas comerciais submetidos ao carregamento na direção perpendicular ao seu comprimento. **Metodologia:** foram utilizados 75 mini-implantes divididos em cinco grupos (n = 15): M (Mondeal, Tuttlingen, Germany), N (Neodent, Curitiba, Brasil), I (INP, São Paulo, Brasil), S (SIN, São Paulo, Brasil) e T (Titanium Fix, São José dos Campos, Brasil). Os mesmos foram inseridos perpendicularmente em osso cortical suíno e levados à máquina universal de ensaios mecânicos Emic DL 10.000, a uma velocidade de 0,5mm por minuto. Foi avaliada a força necessária para deformar os mini-implantes em 0,5, 1, 1,5, 2mm e para fratura. Os dados foram analisados pela análise da variância (ANOVA) e teste de Tukey. **Resultados:** os mini-implantes do grupo S necessitaram força maior para que ocorresse deformação e fratura, esses resultados foram estatisticamente significativos em relação aos demais (p < 0,05), que se deformaram e fraturaram com força menor. O grupo M apresentou os menores valores para deformar, entretanto, sem diferença estatística com o grupo N (p > 0,05). Para fraturar, o grupo T apresentou os menores valores, com diferença estatística com os grupos M, S e I. **Conclusões:** pode-se concluir que o formato do mini-implante está diretamente relacionado com sua resistência. Apesar de diferenças existentes quanto à resistência entre eles, todos se mostraram aptos para a utilização clínica.

Palavras-chave: Procedimentos de ancoragem ortodôntica. Mini-implante. Deformação.

INTRODUÇÃO

A ancoragem em Ortodontia é assunto de grande relevância no planejamento ortodôntico. Dela dependem decisões muito importantes e difíceis de serem tomadas ao se propor um plano de tratamento, ou seja: extração ou não de dentes permanentes, necessidade ou não de cirurgia ortognática, alteração ou não nos tecidos moles, necessidade de

cooperação do paciente, duração e simplificação do tratamento¹⁰.

A literatura tem, nos últimos anos, descrito vários recursos revelados na Implantologia, tais como miniplacas^{5,6}, implantes de superfície (*onplants*)², implantes convencionais osteointegrados^{9,18} e mini-implantes, com comprovada eficácia como ancoragem ortodôntica. No entanto, percebe-se

* Especialista em Ortodontia pela Universidade Federal de Alfenas-UNIFAL. Mestre em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro- UFRJ. Doutorando em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro- UFRJ.

** Doutores em Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro- UFRJ. Professores Adjuntos de Ortodontia pela Universidade Federal do Rio de Janeiro- UFRJ.

que o uso dos mini-implantes tem ganhado notoriedade, nos últimos anos, em relação aos demais dispositivos¹⁵.

Com a utilização dos mini-implantes, surge um novo conceito de ancoragem em Ortodontia, denominado ancoragem esquelética, a qual não permite a movimentação da unidade de reação¹. Ela é obtida devido à incapacidade de movimentação da unidade de ancoragem frente à mecânica ortodôntica^{4,12,14,20}.

Assim como nos sistemas convencionais de implantes dentários, os profissionais que instalam os mini-implantes devem tomar cuidados especiais, tanto na cirurgia como na fase de aplicação da força ortodôntica, uma vez que pode ocorrer deformação ou, até mesmo, a fratura do mini-implante^{3,8}.

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 mini-implante, reduzindo, conseqüentemente, a força máxima para que ocorra deformação permanente e fratura⁸.

Partindo dessa premissa, o objetivo do presente trabalho é avaliar a deformação e fratura de mini-implantes ortodônticos de diferentes marcas comerciais submetidos ao carregamento na direção perpendicular ao seu comprimento.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados 75 mini-implantes de cinco diferentes marcas comerciais, distribuídos em cinco

diferentes grupos, como demonstrado no quadro 1.

Previamente à utilização, os mini-implantes foram levados a um projetor de perfil (Nikon, Tokyo, Japan), para aferição das suas dimensões, e ao microscópio de varredura JEOL (2000 FX, Tokyo, Japan) (aumento 15x) para avaliar a morfologia, possibilitando, com isso, correlacionar os valores obtidos nos testes mecânicos⁷ com a morfologia apresentada pelos mesmos.

Para realização dos ensaios de flexão e fratura, confeccionou-se corpos-de-prova, a partir de osso cortical suíno, obtido de segmento médio de fêmur suíno com 8mm de espessura, os quais serviram de base para inserção dos mini-implantes.

Após a obtenção do fêmur suíno, o mesmo foi dissecado e seccionado, obtendo-se blocos ósseos com 10cm de comprimento e 8mm de espessura de cortical. Os blocos ósseos foram inseridos em tubos de PVC (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e fixados com resina acrílica autopolimerizável (Clássico, São Paulo, Brasil). Para auxiliar no correto posicionamento dos blocos ósseos, utilizou-se esquadro de vidro, que proporcionou posicionamento da superfície óssea perpendicular ao solo.

Após a confecção dos corpos-de-prova, os mesmos foram mantidos em solução salina, em geladeira, à temperatura de 8°C. Decorridos 7 dias, os corpos-de-prova foram removidos da geladeira e mantidos por 12 horas à temperatura ambiente, para posterior inserção dos mini-implantes. Para isso, utilizou-se uma chave manual adaptada a um paralelômetro (Humpa, Rio de Janeiro, Brasil) proporcionando, dessa forma, a inserção do mini-

grupos	marcas comerciais	n	diâmetro (mm)	comprimento (mm)	tipo	liga
M	Mondeal	15	1,5	7	autoperfurante	Ti-6AL-4V
N	Neodent	15	1,6	7		
S	SIN	15	1,6	6		
I	INP	15	1,5	6	auto-rosqueável	
T	Titanium Fix	15	1,5	5		

Quadro 1 - Distribuição da amostra com seus respectivos diâmetros, comprimentos e liga.

implante de forma paralela ao solo e perpendicular ao tecido ósseo.

Imediatamente após a inserção dos mini-implantes, os corpos-de-prova foram levados à máquina universal de ensaios mecânicos para realização dos testes (Fig. 1). Para estabilização dos corpos-de-prova, confeccionou-se um dispositivo em forma de morsa, que manteve os corpos-de-prova estáveis durante a realização dos ensaios.

O teste de resistência flexural foi realizado em uma máquina universal de ensaios mecânicos Emic DL 10.000 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), operando a uma velocidade de 0,5mm/min, através de ponta ativa em cinzel (Fig. 2). A força foi aplicada na cabeça dos implantes para deformá-los em 0,5, 1,0, 1,5, 2,0mm e até a fratura dos mesmos (Fig. 2).

As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do programa SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois). Medidas descritivas - incluindo mé-

dia, desvio-padrão, mediana, valores mínimos e máximos - foram calculadas para os cinco grupos avaliados. Os valores de força máxima para deformação e fratura, obtidos em N, foram submetidos à análise de variância (ANOVA) para determinar se havia diferenças estatísticas entre os grupos e, posteriormente, ao teste de Tukey (Tab. 1).

RESULTADOS

Os resultados demonstraram deformação em todos os mini-implantes avaliados. Os mini-implantes do grupo S necessitaram, em média, forças maiores para que ocorresse a deformação. Os menores valores para deformação foram alcançados pelos mini-implantes do grupos M e N.

Após os mini-implantes terem sido deformados 2mm, a velocidade foi mantida até que ocorresse fratura dos mesmos, sendo, então, registrado o valor máximo para fratura desses.

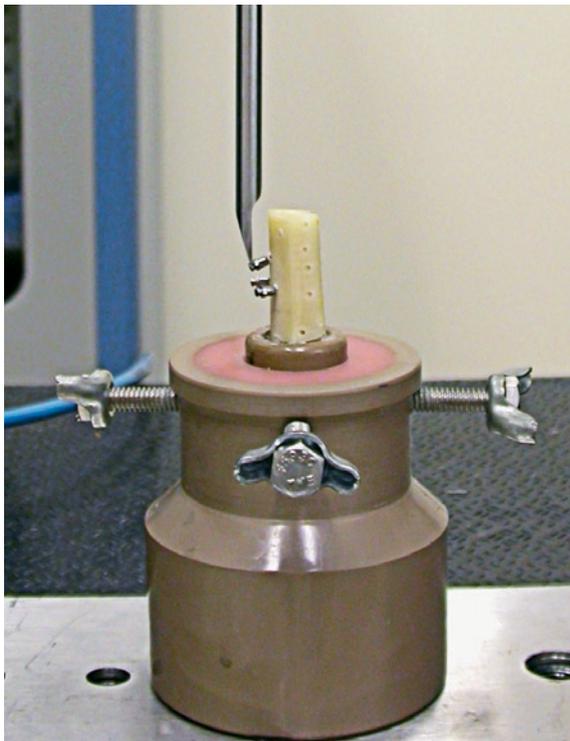


FIGURA 1 - Realização do ensaio de flexão em máquina de ensaios universais Emic DL 10.000.

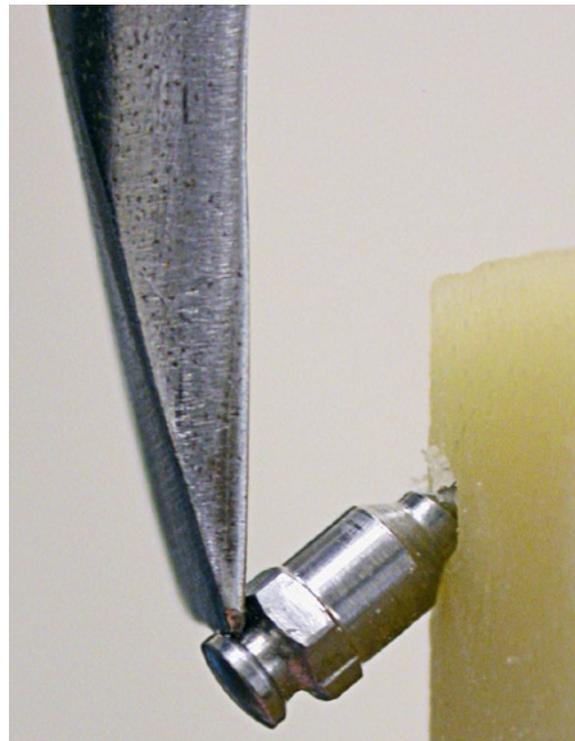


FIGURA 2 - Mini-implante sendo deformado, durante a realização do ensaio mecânico.

Tabela 1 - Médias e desvio-padrão das forças (N) para deformação dos mini-implantes, com análises estatísticas.

grupos	deformação							
	0,5mm	sig.*	1,0mm	sig.*	1,5mm	sig.*	2,0mm	sig.*
M	44,54 ± 6,63	A	72,44 ± 9,63	A	87,75 ± 6,61	A	109,06 ± 2,86	A
N	50,46 ± 6,45	A	74,33 ± 7,34	AD	87,83 ± 10,95	A	100,76 ± 8,89	A
S	60,89 ± 8,31	B	183,31 ± 9,85	B	344,41 ± 8,44	B	326,35 ± 9,80	B
I	82,71 ± 7,56	C	142,89 ± 7,60	C	165,48 ± 5,37	C	-----	
T	55,04 ± 2,75	AB	90,90 ± 9,71	D	107,03 ± 9,47	D	-----	

* Letras iguais significam ausência de diferenças estatísticas ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Médias e desvio-padrão das forças (N) para fratura dos mini-implantes e as deformações decorrentes da aplicação dessas.

grupos	fratura	sig.*	deformação	sig.*
M	261,14 ± 10,74	A	3,48 ± 0,25	A
N	119,52 ± 8,06	B	2,84 ± 0,30	AC
S	476,06 ± 11,19	C	2,56 ± 1,07	ABC
I	174,15 ± 7,81	D	1,59 ± 0,30	BC
T	117,59 ± 10,50	B	1,94 ± 0,49	B

* Letras iguais significam ausência de diferenças estatísticas ($p > 0,05$).

Os grupos I e T deformaram menos que os demais grupos, ocorrendo fratura antes da deformação de 2mm (Tab. 1).

Com relação aos valores de força para fratura, os mini-implantes do grupo S foram estatisticamente superiores aos demais, seguido do grupo M. Os menores valores foram alcançados pelos grupos T e N, que não apresentaram diferenças estatísticas entre si. O grupo M necessitou maior deformação para fraturar, seguido dos grupo N e S, respectivamente. Por sua vez, os grupos I e T fraturaram antes mesmo de deformar os 2mm propostos no trabalho (Tab. 2).

DISCUSSÃO

O conhecimento da existência de deformações nas estruturas que suportam a ancoragem ortodôntica é importante para se avaliar a possível perda de ancoragem^{7,11}. Baseado nessa premissa, o objetivo do presente trabalho foi avaliar a força necessária para deformar mini-implantes ortodôn-

ticos e a força necessária para fraturá-los, quando da aplicação de uma carga flexional.

A necessidade de se avaliar a deformação dos mini-implantes, quando da aplicação de força perpendicular, se deve ao fato de ser esse eixo o mais utilizado quando da aplicação de forças ortodônticas. Para isso, confeccionou-se corpos-de-prova, os quais possibilitavam que os mini-implantes ficassem paralelos ao solo, possibilitando a aplicação de força perpendicular ao seu longo eixo.

Em todos os mini-implantes testados ocorreu deformação a partir do início da aplicação da força até sua fratura. O grupo S necessitou forças mais elevadas que os demais para deformar e fraturar ($p < 0,05$). Os menores valores para deformação foram alcançados pelos mini-implantes do grupos M e N ($p > 0,05$). Esse resultados podem ser explicados pelo maior diâmetro da junção transmucoso/rosca para os mini-implantes do grupo S e consecutivamente menor para os grupos M e N, que também apresentaram certa desproporcionalidade entre o tamanho da cabeça do mini-implante e a rosca, propiciando a criação de momento, levando à maior deformação com menores forças.

Baseado nos achados desse trabalho, o termo ancoragem rígida, assim denominada por Park et al.¹⁶, deveria ser repensado, tendo em vista que oferece uma idéia equivocada de que é possível uma resistência total ao movimento ortodôntico. O que coincide com os resultados obtidos por Liou et al.¹³ que, em seu trabalho, encontraram perdas de ancoragem quando da utilização de mini-implantes ortodônticos. Esses autores citam

que o deslocamento poderia ser atribuído a vários fatores como tamanho do mini-implante, qualidade óssea, tempo de osteointegração e magnitude da força ortodôntica.

Após os mini-implantes terem sido deformados 2mm, a força foi mantida até que ocorresse fratura dos mesmos. Apenas os mini-implantes dos grupos I e T não puderam ser avaliados até a deformação de 2mm, em virtude de terem fraturado antes disso.

Com relação aos valores de força para fratura, os mini-implantes do grupo S foram estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos demais, seguido do grupo M. Os menores valores foram alcançados pelo grupo T e N, que não apresentaram diferenças estatísticas entre si. O grupo M necessitou maior deformação para fraturar, seguido dos grupos N e S, respectivamente.

Felizmente, mesmo com as pequenas deformações ocorridas nos mini-implantes ortodônticos, eles mostraram-se suficientes para participar de sistemas de ancoragem, pois não fraturaram quando submetidos às forças ortodônticas encontradas na literatura¹⁷.

As deformações encontradas não invalidam o uso destes mini-implantes como auxiliares nos tratamentos ortodônticos, uma vez que a menor força para que ocorresse deformação de 0,5mm foi de 44,54N, aproximadamente 4.460,00g, força essa muito superior às utilizadas na Ortodontia.

Na cavidade bucal, os mini-implantes ficam submersos no osso e no tecido mole. A parte inserida no osso sofre maior resistência frente às forças ortodônticas. No entanto, o momento criado localiza-se imediatamente após a superfície óssea. Analisando a região de deformação dos mini-implantes testados neste experimento, recomenda-se que estes devam ficar com suas roscas totalmente submersas na cortical óssea, pois o menor diâmetro do mini-implante encontra-se na região do intervalo entre as roscas, que poderá sofrer fratura.

O local de maior deformação do mini-implante foi a região imediatamente superior à superfície

do tecido ósseo. Devido a essa característica, acredita-se que mini-implantes cônicos seriam mais apropriados, visto que conciliariam a espessura cônica mais fina em sua parte cortante e um diâmetro mais resistente imediatamente abaixo do ponto de aplicação de forças ortodônticas. O que vai de encontro à tendência dos novos desenhos dos mini-implantes^{4,12,19}.

CONCLUSÕES

Todos os mini-implantes testados mostraram-se aptos para a utilização como recurso de ancoragem ortodôntica.

O formato do mini-implante está diretamente relacionado com a resistência obtida por esse dispositivo, quando da aplicação de forças perpendiculares ao seu longo eixo.

Assessment of flexural strength and fracture of orthodontic mini-implants

Abstract

Objective: The objective of the present study is to assess both deformation and fracture of orthodontic mini-implants of different trade marks by submitting them to loads perpendicularly applied along their lengths. **Methods:** A total of 75 mini-implants were divided into five groups (n = 15) according to their manufacturers: group M (Mondeal, Tuttlingen, Germany), group N (Neodent, Curitiba, Brazil), group I (INP, São Paulo, Brazil), group S (SIN, São Paulo, Brazil), and group F (Titanium Fix, São José dos Campos, Brazil). The mini-implants were perpendicularly inserted into swine cortical bones and then submitted to mechanical tests by using a universal testing machine (Emic DL 10.000) at cross-head speed of 0.5mm/min. The force required for deforming and fracturing the mini-implants at 0.5, 1.0, and 2.0mm was assessed. Data were assessed by using variance analysis (ANOVA) and Tukey's test. **Results:** Mini-implants of group S were found to need higher forces to be deformed and fractured in comparison with other groups whose mini-implants were submitted to lower forces, a result that is statistically significant ($p < 0.05$). Group M showed the lowest values regarding deformation with no statistical difference compared to group N ($p > 0.05$), whereas group T had the lowest values regarding fracture with statistical differences compared to groups M, S, and I. **Conclusions:** Based on the present study, one can conclude that the shape of the mini-implants is directly related to their flexural strength. Despite the differences reported above, the mini-implants were found to be clinically useful.

Key words: Orthodontic anchorage procedures. Mini-implant. Deformation.

REFERÊNCIAS

1. ARAÚJO, T. M.; NASCIMENTO, M. H. A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M. C. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial*, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, 2006.
2. BLOCK, M. S.; HOFFMAN, D. R. A new device for absolute anchorage for Orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 107, no. 3, p. 251-258, 1995.
3. CARANO, A.; VELO, S.; LEONE, P.; SICILIANI, G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 39, no. 1, p. 9-24; 29-30, Jan. 2005.
4. CHADDAD, K.; FERREIRA, A.; GEURS, N.; REDDYD, M. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 78, no. 1, p. 107-113, Jan. 2008.
5. CHUNG, K. R.; KIM, Y. S.; LINTON, J. L.; LEE, Y. J. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 36, no. 7, p. 407-412, July 2002.
6. DE CLERCK, H.; GEERINCKX, V.; SICILIANO, S. The zygoma anchorage system. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 36, no. 8, p. 455-459, Aug. 2002.
7. ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Ed. Santos, 2007.
8. ELIAS, C. N.; SERRA, G. G.; MULLER, C. A. Torque de inserção e remoção de mini-parafusos ortodônticos. *Rev. Bras. Implant.*, Rio de Janeiro, v. 11, p. 5-8, 2005.
9. FAVERO, L.; BROLLO, P.; BRESSAN, E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 122, p. 84-94, 2002.
10. FREITAS, J. C.; CASTRO, J. S. Avaliação da frequência do uso de implantes de ancoragem ortodôntica. *J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial*, Curitiba, v. 9, no. 2, p. 474-479, 2004.
11. JOLLEY, T. H.; CHUNG, C. H. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 41, no. 6, p. 326-328, June 2007.
12. LIM, S.; CHA, J.; HWANG, C. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 78, no. 2, p. 234-240, Mar. 2008.
13. LIOU, E. J.; PAI, B. C.; LIN, J. C. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 126, no. 1, p. 42-47, July 2004.
14. MOON, C.; LEE, D.; LEE, H.; IM, J.; BAEK, S. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 78, no. 1, p. 101-106, 2008.
15. PAIM, C. B. *Avaliação da utilização de pinos de titânio como auxiliares no tratamento ortodôntico*. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1996.
16. PARK, H. S.; KWON, O. W.; SUNG, J. H. Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 38, no. 5, p. 261-262, May 2004.
17. REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 73, no. 1, p. 86-92, Feb. 2003.
18. ROBERTS, W. E.; SMITH, R. K.; ZILBERMAN, Y.; MOZSARY, P. G.; SMITH, R. S. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 86, no. 2, p. 95-111, 1984.
19. SONG, Y. Y.; CHA, J. Y.; HWANG, C. J. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 77, no. 6, p. 979-985, Nov. 2007.
20. SOUTHARD, T. E.; BUCKLEY, M. J.; SPIVEY, J. D.; KRIZAN, K. E.; CASKO, J. S. Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implants: a clinical and radiographic evaluation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 107, no. 2, p. 115-120, 1995.

Endereço para correspondência

Matheus Melo Pithon
Rua México 78 - Recreio
CEP: 45.020-390 - Vitória da Conquista / Bahia
E-mail: matheuspithon@ufrj.br