

UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
ÊNFASE EM ORTODONTIA

TATIANA FÉRES ASSAD LOSS, CD

**Torque de inserção, remoção e fratura de
mini-implantes ortodônticos**

Niterói
2009

UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
ÊNFASE EM ORTODONTIA

Torque de inserção, remoção e fratura de mini-implantes ortodônticos

TATIANA FÉRES ASSAD LOSS

**ORIENTADORES: Prof. Dr. José Nelson Mucha
Prof. Dr. Carlos Nelson Elias**

Niterói
2009

TATIANA FÉRES ASSAD LOSS, CD

Torque de inserção, remoção e fratura de mini-implantes ortodônticos

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia – Ênfase em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense como parte dos requisitos necessários para obtenção de título de Mestre em Odontologia.

Aprovada em 17 de agosto de 2009

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. José Nelson Mucha
Universidade Federal Fluminense

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias
Instituto Militar de Engenharia

Prof. Dr. Oswaldo de Vasconcellos Vilella
Universidade Federal Fluminense

Niterói
2009

TATIANA FÉRES ASSAD LOSS, CD

Torque de inserção, remoção e fratura de mini-implantes ortodônticos

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia – Ênfase em Ortodontia da Universidade Federal Fluminense como parte dos requisitos necessários para obtenção de título de Mestre em Odontologia.

**ORIENTADORES: Prof. Dr. José Nelson Mucha
Prof. Dr. Carlos Nelson Elias**

Niterói
2009

Dedico este trabalho ao meu pai Alcemar, a minha mãe Maria Inês, a minha filha Letícia, a minha avó Nelly e ao meu marido Luciano.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais Alcemar e Maria Inês, a minha avó Nelly e aos meus sogros Mary e Everaldo pelo incentivo e apoio em todos os momentos.

Ao meu marido Luciano pela paciência e compreensão.

A minha filha Letícia pelo amor e carinho constantes.

Ao Prof. Dr. José Nelson Mucha, que sempre me incentivou e acreditou no meu potencial. Seu exemplo profissional norteia meus passos.

Ao Prof. Dr. Carlos Nelson Elias, pela valiosa e inestimável contribuição ao meu trabalho.

Aos funcionários do IME, Leonardo, Joel e Hector. Sem vocês este trabalho não seria possível.

Aos colegas do Mestrado, em especial a Flávia Mitiko e a Maria Regina, pelo companheirismo e amizade.

Aos meus primos Larissa e Luis Felipe que estiveram sempre prontos a ajudar. Obrigada.

A Deus por ter me dado força para continuar e nunca desistir.

SUMÁRIO

GLOSSÁRIO	8
-----------------	---

ARTIGO 1 - INFLUÊNCIA DA FORMA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

INTRODUÇÃO	13
MATERIAL E MÉTODO.....	15
RESULTADOS	22
DISCUSSÃO	26
CONCLUSÃO	33
BIBLIOGRAFIA.....	34

ARTIGO 2- VARIAÇÃO NO TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO EM MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

INTRODUÇÃO	40
MATERIAL E MÉTODO	43
RESULTADOS	49
DISCUSSÃO	52
CONCLUSÃO	57
BIBLIOGRAFIA	58
ANEXOS.....	61

GLOSSÁRIO

Ponta ativa ou corpo do mini-implante – Porção rosqueável do mini-implante que fica inserida no osso.

Filete de rosca – Cada estrutura que compõe a porção rosqueável na ponta ativa do mini-implante.

Passo da rosca – Distância compreendida entre dois filetes de rosca.

Diâmetro externo – Diâmetro total do mini-implante incluindo o filete de rosca.

Diâmetro interno – Diâmetro do mini-implante excluindo-se o filete de rosca.

Franco do filete da rosca – Porção inferior da projeção do filete da rosca.

Ângulo do filete da rosca – Ângulo formado entre a porção central do mini-implante e o franco do filete da rosca.

Fundo do filete da rosca – Distância compreendida entre o final do franco da rosca e o início do filete da rosca subsequente.

Torque de fratura – Resistência à torção até a ocorrência da fratura.

Tensão normal – Intensidade da força que atua no sentido perpendicular por unidade de área de um corpo.

Tensão cisalhante – Intensidade da força por unidade de área que atua tangente a um ponto.

Torque de inserção – Força em torção necessária para se inserir o mini-implante.

Torque de remoção – Força em torção necessária para se remover o mini-implante.

Artigo 1

INFLUÊNCIA DA FORMA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

INFLUÊNCIA DA FORMA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

Tatiana Feres Assad-Loss*, Flávia Mitiko Fernandes Kitahara-Céia*, Carlos Nelson Elias**, José Nelson Mucha***.

* Especialista em Ortodontia - UFF, Mestrandas em Ortodontia, UFF.

** Doutor em Ciência dos Materiais, Professor Pesquisador do IME

*** Mestre e Doutor em Odontologia, Professor Titular de Ortodontia da UFF.

Endereço para Correspondência:

Tatiana Féres Assad Loss

Praia de Icaraí 469/602

Icaraí – Niterói – RJ

CEP: 24230-008

INFLUÊNCIA DA FORMA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

RESUMO

Objetivo: Avaliar a relação entre a forma e a resistência à fratura em torção de 5 diferentes mini-implantes ortodônticos. **Material e Método:** 25 mini-implantes divididos em 5 grupos (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) foram submetidos ao ensaio de fratura em torção na região do pescoço e da ponta, através de mandris acoplados à Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (EMIC, Curitiba, PR, Brasil). A forma da ponta ativa dos mini-implantes foi avaliada no Microscópio Óptico (Stemi 2000-C - Zeiss, Jena, Alemanha) e no MEV (JEOL, modelo JSM-5800 LV, Tóquio, Japão). A resistência da liga dos mini-implantes foi avaliada através de tensão cisalhante e da tensão normal a partir do valor de torque. **Resultados:** O torque de fratura do pescoço variou de 23,45 N.cm (DEN) a 34,82 N.cm (SIN) e o torque de fratura da ponta variou de 9,35 N.cm (CON) a 24,36 N.cm (NEO). As características que mais influenciaram os resultados foram: diâmetro externo, diâmetro interno, a proporção entre diâmetro interno e externo, e a existência do fresado na região apical do mini-implante. As tensões diferiram entre os grupos, havendo diferença entre as ligas de confecção dos mini-implantes, entretanto não houve relação entre os valores das tensões e dos torques de fratura. **Conclusão:** Os torque de fratura foram diferentes tanto para o pescoço como para a ponta nos 5 tipos avaliados e foram influenciados pela forma dos mini-implantes. A resistência da liga de confecção dos mini-implantes não teve influência significativa nos valores do torque de fratura.

PALAVRAS-CHAVE: Mini-implante ortodôntico, torque de fratura, forma.

INFLUENCE OF THE DESIGN ON FRACTURE RESISTANCE OF ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS

ABSTRACT

Objective: This study evaluated the influence of the mini-implants' design on fracture resistance of torsion. **Material and Method:** 25 mini-implants divided into 5 groups (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) were tested on the twisting of fracture in the neck and the tip, through a mandrel coupled in Universal Testing Machine Mechanical (EMIC, Curitiba, PR, Brazil). The design of the active edge of mini-implants were evaluated by optical microscope (STEM 2000-C - Zeiss, Jena, Germany) and SEM (JEOL, model JSM-5800 LV, Tokyo, Japan). The alloy resistance of mini-implants was evaluated by shear tension and normal tension using normal torque value as baseline. **Results:** The torque value needed for the neck fractures ranged from 23,45 N.cm (DEN) to 34,82 N.cm (SIN) and for the tip fractures ranged from 9.35 N.cm (CON) to 24.36 N.cm (NEO). The design characteristics that most influenced the results were: outside and inside diameter, the ratio between diameters, and the cutter. The tension values differ among the groups. There was difference among mini-implants alloy; however there was no relationship between the values of shear and normal tension and fracture torque. **Conclusion:** The mini-implants' design had an influence on the fracture resistance of torsion. Torques of fracture was different either for the neck and for the tip for all 5 groups evaluated. The mini-implants manufacture alloy resistance has no significant influence on the torque fracture values.

KEY WORDS: Orthodontic mini-implant, fracture torque, mini-implant design.

INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico baseia-se na aplicação e controle de forças sobre os dentes e estruturas de suporte. Em áreas onde uma força ativa é aplicada existe sempre uma força reativa em direção oposta que resulta no movimento dos dentes de ancoragem¹. Sendo assim, quando o movimento dos dentes de ancoragem é indesejado, devem ser utilizados recursos mecânicos que impeçam tal movimento.

Os recursos mecânicos da Ortodontia tradicional dependem, muitas vezes, da colaboração do paciente para o uso de aparelhos extra-bucais e elásticos intermaxilares². Além disso, muitas vezes não há quantidade ou qualidade suficiente de dentes para ancoragem³.

Os mini-implantes tem se mostrado efetivos como método de ancoragem^{4,5} e muito bem tolerados pelos pacientes^{6,7} criando novas possibilidades para os tratamentos ortodônticos requerendo mínima colaboração e máxima estética, particularmente em adultos³.

Ao contrário dos implantes dentários osseointegráveis fabricados em titânio comercialmente puro, os mini-implantes são fabricados com a liga Ti₆Al₄V (ASTM grau 5)^{8,9}. Esta liga apresenta maior resistência mecânica que o titânio puro, sendo mais adequada ao diâmetro reduzido de tais dispositivos, além de apresentar

características bioativas inferiores ao titânio puro, facilitando a remoção, pois promove menor osseointegração^{8,9}.

A instalação do mini-implante é relativamente simples e, devido ao seu tamanho reduzido, apresenta possibilidade de inserção em vários locais^{5,10,11,12,13,14}. As dimensões reduzidas dos mini-implantes aumentam a possibilidade de fratura durante a inserção (o que é freqüente), de deformação durante o emprego ou fratura na remoção⁸.

Existe, atualmente, disponível no mercado uma série de mini-implantes com diferentes formas, desenhos, diâmetros, comprimentos, graus de pureza do titânio e tratamentos de superfície⁹. Entretanto, os mini-implantes com dimensões semelhantes apresentam características de forma diferentes, sendo estas utilizadas como argumento, pelos diversos fabricantes, para um melhor desempenho clínico.

Entre as características desejáveis para a utilização clínica dos mini-implantes está a melhor definição da resistência à fratura destes dispositivos, aspecto decisivo para auxiliar o clínico na escolha pelo mini-implante mais adequado e seguro, diante da diversidade de opções oferecidas no mercado.

Sendo assim, pretende-se avaliar as características de forma e a resistência da liga de confecção dos mini-implantes e relacioná-las ao desempenho laboratorial destes dispositivos em ensaios de torque de fratura, em 5 diferentes mini-implantes ortodônticos.

MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados 25 mini-implantes ortodônticos autoperfurantes divididos em 5 grupos, conforme especificado na Tabela 1, provenientes de 5 diferentes fabricantes e com características dimensionais semelhantes.

Tabela 1. Código dos grupos, fresado na região apical, nome comercial, fabricante, origem, lote, diâmetro e comprimento (Comp.) divulgado pelo fabricante e perfil transmucoso dos mini-implantes utilizados no estudo.

Grupos	Fresado Apical	Nome comercial	Fabricante	Origem	Lote	Diâmetro Nominal	Comp. Nominal	Perfil
DEN	Sim	Tomas Ref 302-106-10	Dentaurum	Ispringen Alemanha	394727	1,6 mm	6 mm	ND*
RMO	Sim	Dual-top Anchor System Ref Goo213	Rocky Mountain Orthodontics	Seoul Coréia do Sul	022367	1,6 mm	6 mm	ND*
CON	Sim	Ortoimplante Ref P9900099	Conexão	Arujá, SP Brasil	8081468146	1,5 mm	6 mm	1 mm
NEO	Não	Implante Ancoragem Ortodôntica Ref 109496	Neodent	Curitiba PR, Brasil	2788897	1,6 mm	7 mm	1 mm
SIN	Não	Wire Dynamic Ref POTC 1616	SIN – Sistema de Implantes Nacional	São Paulo SP, Brasil	F60556	1,6 mm	6 mm	1 mm

*ND = Não divulgado

As imagens dos cinco tipos de mini-implantes utilizados estão ilustradas na Figura 1.

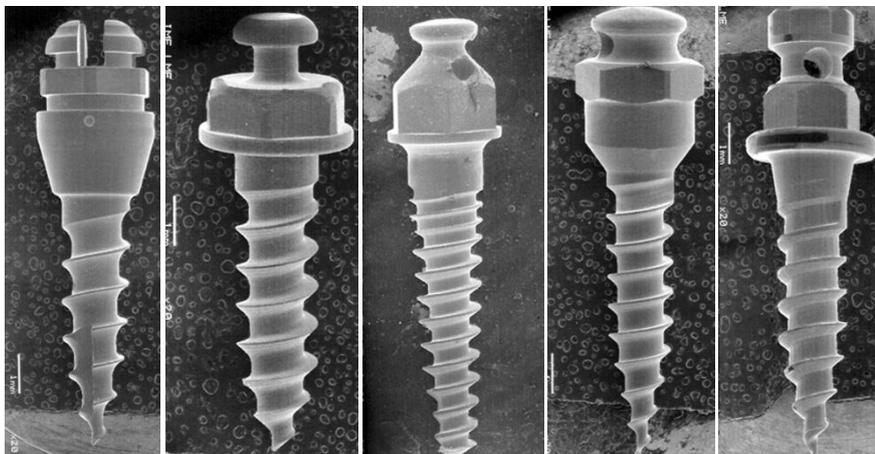


Figura 1. Microfotografia ilustrando os aspectos superficiais e qualidade de acabamento dos 5 tipos de mini-implantes (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) utilizados obtidos através do Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV (JEOL, modelo JSM-5800 LV, Tóquio, Japão).

Avaliação da forma dos mini-implantes

Foram obtidas imagens dos mini-implantes no Microscópio Óptico Zeiss, Stemi 2000-C (Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 1,6x. As imagens das superfícies foram capturadas e armazenadas em computador e posteriormente analisadas como o programa Axio Vision (Zeiss, Jena, Alemanha) onde foram feitas medidas lineares e angulares do: a- passo das roscas; b- comprimento total do corpo ou ponta ativa do mini-implante; c- diâmetro externo do mini-implante; d- medidas para o cálculo da conicidade do mini-implante; d'- medida do diâmetro interno do mini-implante (Figuras 2); e- ângulo do filete da rosca; f- comprimento do franco da rosca; g- comprimento do fundo do filete da rosca; h- passo do filete da rosca (Figura 3).

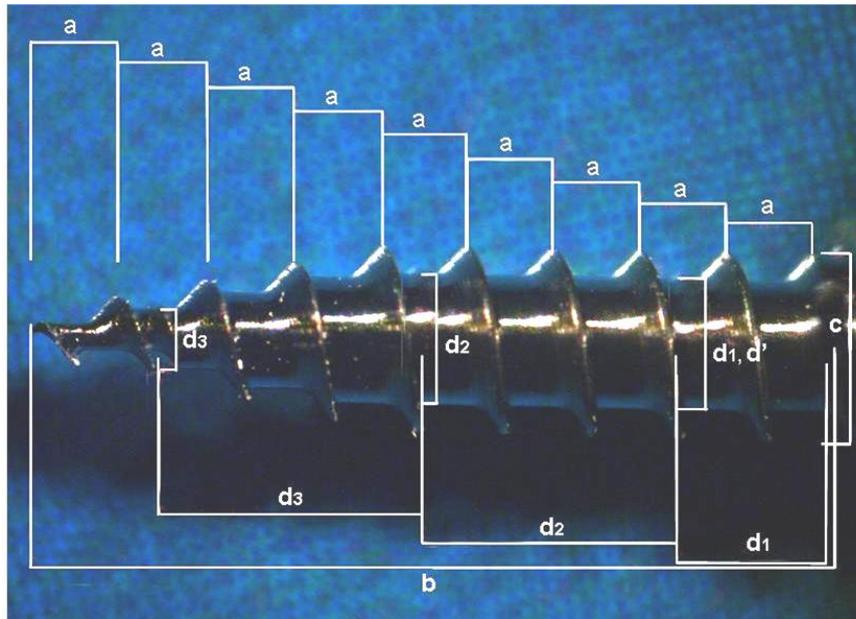


Figura 2. Ilustração do: passo das roscas (a); comprimento total do corpo ou ponta ativa do mini-implante (b); diâmetro externo do mini-implante (c); medidas para o cálculo da conicidade do mini-implante (d); diâmetro interno do mini-implante (d').

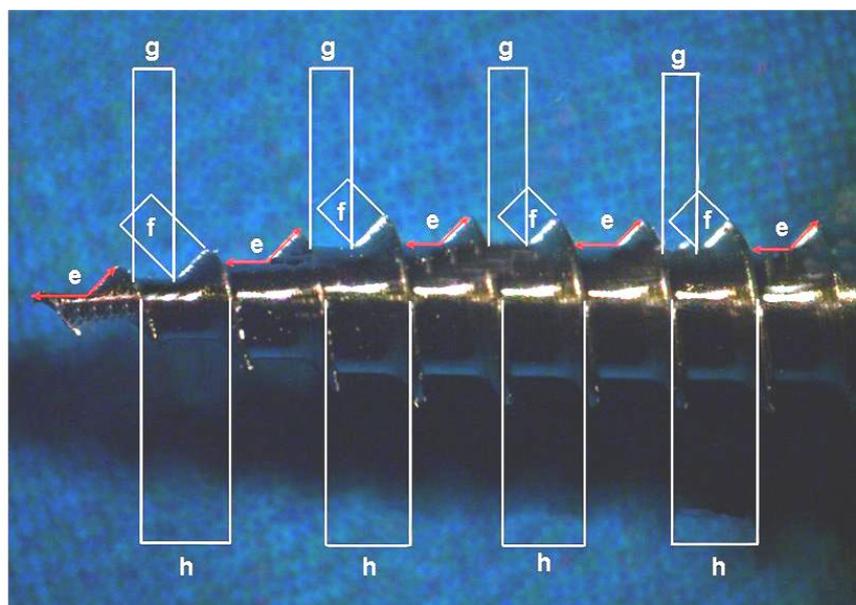


Figura 3. Ilustração do: ângulo do filete da rosca (e); comprimento do franco da rosca (f); comprimento do fundo do filete da rosca (g); passo do filete da rosca (h).

Avaliação do torque de fratura do mini-implante

Cinco mini-implantes de cada grupo (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) foram submetidos ao ensaio de fratura em torção. Durante o ensaio foi determinada a força necessária para fraturar os mini-implantes sob torção em duas regiões: no terço inferior da ponta ativa (ponta) e no terço superior da ponta ativa (pescoço).

Para este ensaio, foi empregado um dispositivo de mandris acoplado à Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (EMIC, Curitiba, PR, Brasil) com célula de carga de 500N como ilustrado na Figura 4.

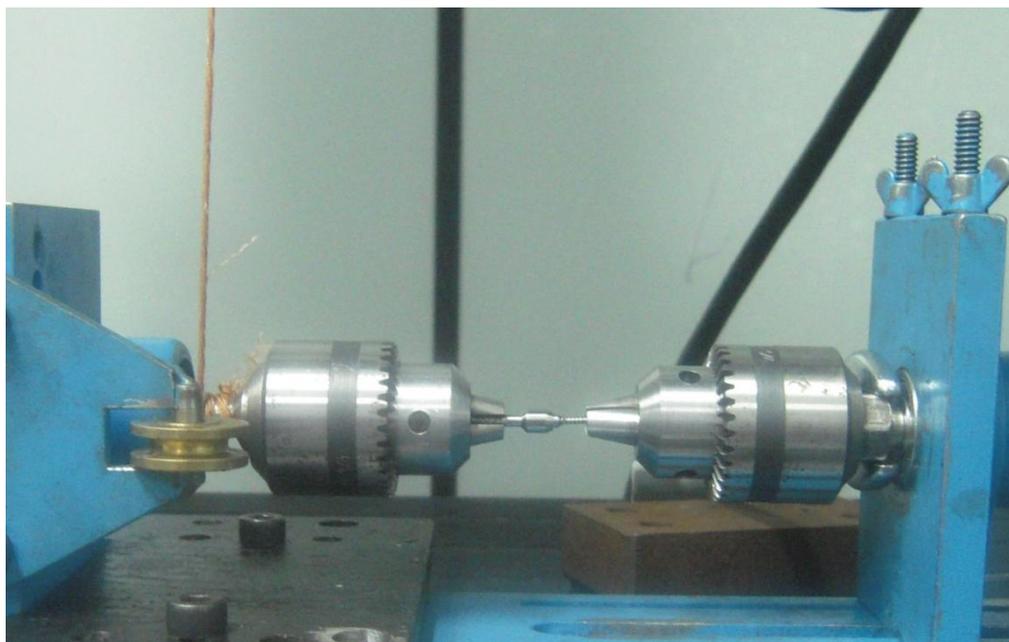


Figura 4. Dispositivo para o ensaio de fratura na Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (EMIC). O mandril da esquerda sofre rotação quando o fio de polímero é tracionado pela máquina de ensaio mecânico. O mandril da direita é fixo e prende o mini-implante.

Para o ensaio de fratura, a chave curta para contra-ângulo do kit cirúrgico, específica para cada grupo, acoplada à cabeça do mini-implante foi fixada ao

mandril da esquerda, e no mandril da direita foi feita a fixação da outra extremidade do mini-implante. O mandril da esquerda gira por tração de um fio de polímero preso ao eixo do dispositivo de ensaio e à célula de carga, aplicando assim um torque no mini-implante, uma vez que o mandril da direita é fixo.

A força de torque foi registrada pelo Programa Tesc, versão 3.04 (EMIC, Curitiba, PR, Brasil) como força máxima quando este se fraturou.

Inicialmente, foi realizado o ensaio de fratura à torção com a fixação da ponta do mini-implante ao mandril da direita, obtendo-se a força para a fratura desta região. Após a fratura da ponta, foi realizada a fixação do corpo do mini-implante, obtendo-se a força necessária para a fratura desta região do mini-implante.

Para calcular o torque de fratura (N.cm) utilizou-se a força máxima obtida nos registros da Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (EMIC) na seguinte fórmula:

$$T = F \times 0,4$$

Onde T = Torque em N.cm, F = Força em N e 0,4 cm é o raio do eixo em que o fio de polímero foi enrolado.

Para medir a área das partes fraturadas do mini-implante utilizou-se o mesmo Microscópio Óptico Zeiss, Stemi 2000-C com 5X de aumento. As imagens das superfícies foram armazenadas no computador e posteriormente enviadas ao programa Axio Vision (Zeiss, Jena, Alemanha) onde foram calculadas as áreas do local de fratura (Figura 5).

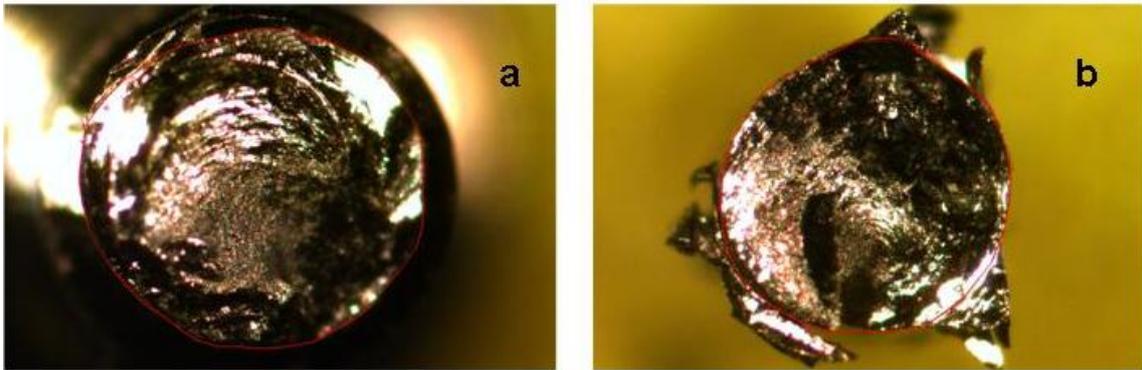


Figura 5. Ilustração da área do fragmento do pescoço usada para a medida (a); área do fragmento da ponta, com delimitação da região (em vermelho) a ser avaliada (b).

Cada um dos mini-implantes fraturados gerou 3 fragmentos (ponta, meio e pescoço). A área de fratura foi medida nos fragmentos ponta e pescoço, uma vez que a medição das duas áreas de fratura do fragmento meio seria o espelho da área obtida no fragmento ponta e pescoço. Estas medidas de área de cada fragmento dos mini-implantes fraturados tiveram como objetivo calcular a tensão cisalhante (τ) e a tensão normal (σ) para avaliação da resistência do material utilizado na fabricação dos mini-implantes através das fórmulas:

$$\tau = 16T / \pi D^3$$

$$\sigma = \tau / \sqrt{3} = 16T / \sqrt{3} \pi D^3$$

Onde τ = tensão cisalhante T = torque, D = diâmetro da superfície fraturada do mini-implante e σ = tensão normal.

Análise estatística dos dados

Para realização da análise estatística dos dados foi utilizado o Software SPSS, versão 13.0 (www.spss.com) e o nível de significância adotado foi de 1% de probabilidade.

Os resultados numéricos foram apresentados através da média e desvio-padrão. Para os valores de torque de fratura da ponta do mini-implante, tensão cisalhante e tensão normal foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman. Para o torque de fratura do pescoço do mini-implante foi utilizado o Teste “F” de Snedecor em análise de variância (ANOVA).

RESULTADOS

Forma dos mini-implantes

As medidas angulares (graus) e lineares (μm) dos mini-implantes de cada grupo estão dispostas na Tabela 2.

As medidas correspondentes a comprimento da ponta ativa, diâmetro externo, diâmetro interno e número de roscas são apresentados em valores absolutos. As medidas do passo da rosca, ângulo do filete da rosca, comprimento do franco da rosca e comprimento do fundo do filete da rosca são apresentados em médias. A conicidade do mini-implante foi calculada através da fórmula $(b-a/2xD)$. A relação entre o diâmetro interno e o diâmetro externo está representada em percentagem (Tabela 2).

Tabela 2. Valores das medidas lineares (μm) e angulares dos mini-implantes.

CARACTERÍSTICA AVALIADA	Grupos				
	DEN	RMO	CON	NEO	SIN
Comprimento da ponta ativa	6006,01	5329,59	5926,47	6812,51	6090,93
Diâmetro externo	1607,96	1539,77	1482,95	1630,72	1562,59
Diâmetro interno	1079,55	1028,42	772,75	1107,97	1164,77
Número de roscas	6	7	12	9	7
Passo das roscas	888,09	735,39	464,49	732,32	756,49
Angulo do filete da rosca (graus)	140,22	137,69	128,85	135,31	128,46
Comprimento do franco da rosca	381,96	384,78	232,11	360,58	292,79
Comprimento do fundo do filete da rosca	395,63	327,65	239,77	323,86	376,89
Conicidade (relação)	0,11	0,07	0,09	0,10	0,10
Percentual entre os diâmetros	67%	67%	52%	68%	75%

Torque de fratura e tensões normal e cisalhante do mini-implante

Os valores de torque de fratura, tensão normal e tensão cisalhante para a região do pescoço e da ponta estão apresentadas em médias e desvios padrão, e estão dispostos nas Tabelas 3 e 5.

Nas tabelas 4 e 6 são apresentadas as comparações entre os grupos para a tensão normal e tensão cisalhante, para a região do pescoço e da ponta, e a significância estatística entre eles ao nível de 1% de probabilidade.

Tabela 3 – Médias (X) e desvios padrão (DP) dos torques de fratura (N.cm) na região do pescoço e da ponta dos 5 grupos, e teste 'F' de Snedecor em análise de variância (ANOVA) e teste χ^2 não-paramétrico de "Friedman", para a comparação entre os grupos.

Local de fratura		Grupos					Teste	p
		DEN	NEO	SIN	CON	RMO		
Pescoço	χ	23,45	27,28	34,82	25,70	32,41	F=9,04	0.000
	DP	3,08	0,98	3,50	5,01	3,50		
Ponta	χ	10,56	24,36	22,88	9,35	21,95	$\chi^2=17,53$	0.002
	DP	5,12	2,58	2,98	3,22	2,79		

Tabela 4 – Comparação entre os Grupos, e a significância estatística entre os grupos em relação aos torques de fratura na região do pescoço e da ponta.

Local de fratura	Grupos	NEO	SIN	CON	RMO
Pescoço	DEN	n.s.	p=0,014	n.s.	p=0,08
	NEO		p=0,011	n.s.	n.s.
	SIN			p=0,01	n.s.
	CON				n.s.
Ponta	DEN	p=0,001	p=0,002	n.s.	p=0,01
	NEO		n.s.	p=0,018	n.s.
	SIN			p=0,009	n.s.
	CON				p=0,01

n.s. = Não significativo

Tabela 5 – Médias aritméticas (χ), desvios padrão (DP), teste não-paramétrico de “Friedman” (Xr^2) e valor de p na comparação entre os grupos em relação a tensão normal e tensão cisalhante (Cis.) na área do pescoço e da ponta.

Local de fratura	Tensão		Grupos					Teste Xr^2	p
			DEN	NEO	SIN	CON	RMO		
Pescoço	Normal	χ	273,09	293,39	318,91	1.697,83	789,55	17,71	0.001
		DP	30,73	15,98	56,16	819,08	385,68		
	Cis.	χ	472,99	508,15	552,36	2.940,64	1.367,49		0.000
		DP	53,22	27,67	97,27	1.418,64	668,00		
Ponta	Normal	χ	550,99	304,22	443,26	1.400,28	1.096,54	21,74	0.000
		DP	98,54	26,23	141,79	94,33	184,68		
	Cis.	χ	954,33	526,91	767,73	2.425,28	1.899,21		0.000
		DP	170,67	45,42	245,58	163,38	319,86		

Tabela 6 – Comparação entre os grupos, e a significância estatística entre os grupos Grupos, em relação às tensões normais e cisalhantes na região do pescoço e da ponta.

Local de fratura	Grupos	NEO	SIN	CON	RMO
Pescoço	DEN	n.s.	n.s.	p<0,01	n.s.
	NEO		n.s.	p<0,01	n.s.
	SIN			p<0,01	n.s.
	CON				p<0,01
Ponta	DEN	p<0,01	n.s.	p<0,01	p<0,01
	NEO		n.s.	p<0,01	p<0,01
	SIN			p<0,01	p<0,01
	CON				p<0,01

n.s. = Não significativo

DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar o torque de fratura de 5 tipos de mini-implantes ortodônticos em duas regiões (ponta e pescoço) e relacionar estes valores às características de forma e resistência da liga de confecção dos mini-implantes.

Os valores de torque de fratura na região do pescoço foram maiores que os valores de torque para se obter a fratura na região da ponta para todos os grupos (Figura 6). Estes valores indicam que o diâmetro do local de fratura é uma variável importante na variação do torque de fratura, pois o diâmetro reduzido do mini-implante é um importante fator de risco para fratura principalmente no momento de sua inserção ou remoção^{5,8,14,15,16}.

Embora mini-implantes com diâmetro reduzido apresentem maior risco de fratura, a escolha por mini-implantes com diâmetro muito grande podem levar à necrose óssea através de microfraturas no osso¹⁵, além de riscos as estruturas dentárias.

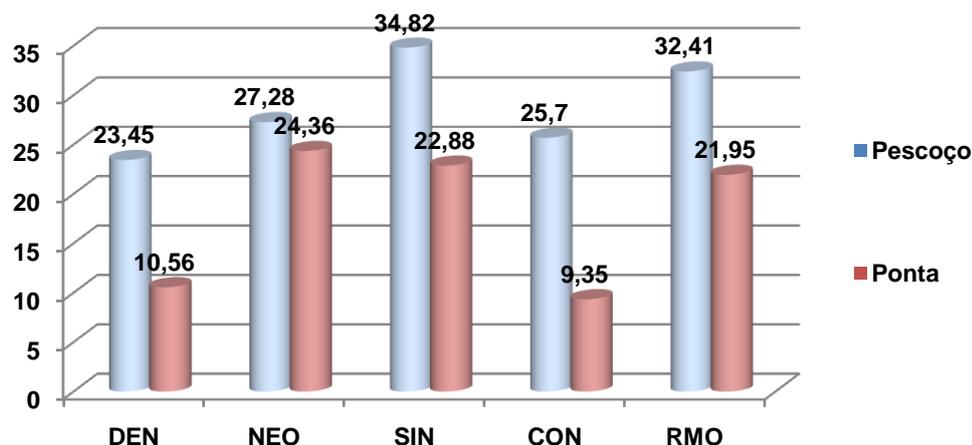


Figura 6. Média dos torques de fratura na região da ponta e do pesçoço nos 5 grupos.

Verificou-se neste estudo que o diâmetro dos mini-implantes apresentou uma variação de 1630,72 μm (NEO) até 1482,95 μm (CON). O grupo CON além de apresentar o menor diâmetro também apresentou o menor valor de torque de fratura da ponta (9,35 N.cm) e o segundo menor valor de torque de fratura na região do pesçoço (25,7 N.cm). Aspecto semelhante já havia sido verificado em outros estudos em que mini-implantes com diâmetro menor que 1,5 mm são mais susceptíveis à fratura^{16,17}.

Em relação à susceptibilidade à fratura, a forma do mini-implante pareceu ser um fator mais relevante do que a tensão da liga, uma vez que o grupo CON, mesmo com menor valor de torque de fratura, apresentou os maiores valores de tensão de fratura. Este fato poderia significar que, embora as tensões suportadas pela liga do material sejam importantes para a resistência do mini-implante, as características específicas de forma estariam mais relacionadas ao maior risco de fratura.

Na região da ponta, o menor valor de torque de fratura foi encontrado no grupo CON (9,35 N.cm), com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) em relação aos grupos NEO (24,36 N.cm), SIN (22,88 N.cm) e RMO (21,95 N.cm). Estas diferenças podem ser em consequência da grande diferença de forma entre eles, em relação ao diâmetro externo, ao diâmetro interno e ao número de roscas e, conseqüentemente, ao passo das roscas.

Na região do pescoço, o grupo CON apresentou o segundo menor valor de torque de fratura (25,7 N.cm) com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) em relação ao grupo SIN (34,82 N.cm) que apresentou o maior valor de torque de fratura. Quando se compara o valor do diâmetro interno do mini-implante entre estes dois grupos, também se observa grande variação dos valores. O grupo CON apresentou a menor média (772,75 μm) dos grupos enquanto o grupo SIN foi o grupo com a maior média (1164,77 μm). O diâmetro interno do mini-implante é uma característica de forma importante na suscetibilidade a fraturas¹⁸. Mini-implantes muito finos não devem possuir o mesmo número de roscas que mini-implantes mais espessos, devido à sua baixa resistência à fratura¹⁸. Esta ocorrência foi observada nos mini-implantes do grupo CON, que além de apresentarem os menores valores de torque, também apresentaram o menor diâmetro externo (1482,95 μm), o menor diâmetro interno (772,75 μm), o menor percentual do diâmetro interno do mini-implante em relação ao diâmetro externo (52%) e o maior número de roscas (12).

Ao relacionar os diâmetros interno e externo dos mini-implantes, o mini-implante do grupo CON apresentou uma relação entre eles de 52%, ou seja, o diâmetro interno é quase a metade do diâmetro externo.

A conicidade do grupo CON foi uma das menores, o que significa que este é um mini-implante de forma cilíndrica¹⁹. Mini-implantes cônicos seriam mais

apropriados, e conciliariam a espessura cônica mais fina na parte cortante e um diâmetro mais resistente imediatamente abaixo ao ponto de aplicação das forças²⁰. Entretanto, as fraturas ocorrem com menor frequência durante a aplicação da força ortodôntica e com maior frequência durante a inserção ou a remoção dos mini-implantes⁸. No presente estudo a região mais susceptível à fratura, ou que suportaria um menor torque de fratura foi a região da ponta.

A fratura na ponta causa uma maior dificuldade para a remoção do fragmento (ponta), embora o mini-implante ainda possa ser utilizado para ancoragem caso apresente estabilidade suficiente. A estabilidade do mini-implante não está associada ao comprimento quando for maior que 5 mm^{15,21}, desta forma, a fratura de pequena extensão da ponta, principalmente em mini-implantes de maior comprimento não significaria a perda da funcionalidade deste dispositivo.

Os maiores valores de torque de fratura para a região do pescoço e da ponta foram obtidos para os mini-implantes dos grupos SIN (34,82 N.cm e 22,88 N.cm), RMO (32,41 N.cm e 21,95 N.cm) e NEO (27,45 N.cm e 24,36 N.cm).

Outros estudos encontraram a maior média de resistência à fratura para os mini-implantes de maior diâmetro (1,6 mm) das marcas SIN^{19,22} e Neodent¹⁹ e a menor média de resistência a fratura para os mini-implantes da marca Conexão¹⁹. Embora outros não tenham encontrado diferenças nas taxas de sucesso em mini-implantes com diâmetro entre 1,5 a 2,3 mm¹⁷.

O menor torque de fratura na região do pescoço foi apresentado pelo grupo DEN (23,45 N.cm) com diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo SIN (34,82 N.cm) e RMO (32,41 N.cm). Na região da ponta, o grupo DEN apresentou o segundo menor valor de torque de fratura (10,56 N.cm) com diferença

estatisticamente significativa em relação aos grupos NEO (24,36 N.cm), SIN (22,88 N.cm) e RMO (21,95 N.cm). Este resultado possivelmente ocorreu devido a diferenças em relação ao passo da rosca e à conicidade.

O grupo DEN apresentou valores médios de passo da rosca e conicidade maiores que os demais grupos, contrário ao fato de que a resistência à fratura possa ser aumentada com o desenho cônico²³. Entretanto, as distâncias inter-roschas, assim como também as profundidades das roscas dos mini-implantes, poderiam ser características irrelevantes, não havendo associação entre a fragilidade do material na região de fratura e tais medidas¹⁹.

No presente estudo os grupos DEN e CON apresentaram os menores valores de torque de fratura na região da ponta e foram os grupos que apresentavam a ranhura lateral. Resultados contrários afirmam que a existência de ranhura lateral na porção cortical da rosca do mini-implante confere maior resistência deste à fratura, pois previne a concentração excessiva de tensão nos tecidos adjacentes ao mini-implante, na área onde a rosca apresenta diâmetro mais ampliado²¹. Esta área da ranhura além de apresentar um diâmetro menor por se tratar da ponta do mini-implante também se torna uma área de menor espessura de material por apresentar esta ranhura e, possivelmente, tornou-se uma área mais frágil e susceptível à fratura, o que justificaria os menores valores de torque de fratura encontrados nestes grupos.

Os valores da tensão de fratura encontrados no presente estudo foram superiores ao limite de resistência do titânio puro (250 MPa) e, em alguns grupos foram maiores que o limite de resistência da liga de titânio (880 MPa)²⁴.

Os valores das tensões normal e cisalhante representam a resistência dos materiais usados na fabricação dos mini-implantes e sofrem influência da qualidade do acabamento e dimensões do diâmetro interno e do diâmetro externo dos mini-implantes. As tensões cisalhante e normal são inversamente proporcionais às dimensões da região de fratura.

Como a qualidade de acabamento superficial dos mini-implantes são aproximadamente semelhantes, pode-se atribuir a diferença nos valores das tensões às dimensões dos diâmetros interno e externo dos mini-implantes. Os maiores valores de tensão normal e cisalhante encontrados foram nos mini-implantes do grupo CON, que possuem as menores dimensões de diâmetro interno e externo.

De acordo como o presente estudo, o material de confecção dos mini-implantes testados parece ser diferente, mas a comprovação de tais resultados exige a determinação da composição química dos mini-implantes que deve ser abordado em novos estudos.

Os grupos DEN, NEO e SIN apresentaram valores dentro do limite de resistência preconizado para a liga de titânio, e os grupos CON e RMO valores muito superiores a este limite. Estes dois últimos grupos apresentaram os menores valores de diâmetro. Para a distribuição da tensão, o comprimento do mini-implante exerce pequeno efeito, sendo a forma da rosca e o diâmetro do mini-implante mais significativos²¹.

Durante o processo de instalação do mini-implante, devem ser utilizados recursos que permitam o controle do torque de inserção no osso, como micromotores com controle de torque¹⁶, torquímetro manual⁵, ou dinamômetro²⁵ com o objetivo de se evitar que este torque se aproxime ou atinja o torque de fratura dos

mini-implantes. Em caso de uso de chave manual o operador deve testar a possibilidade de fratura em ossos artificiais usando dois ou três mini-implantes para ter uma idéia do limite de força que estes dispositivos suportam antes de fraturarem¹⁶.

A resistência à fratura dos mini-implantes varia de acordo com o fabricante e o tipo de mini-implante, portanto o profissional deve estar atento às características dos mini-implantes que influenciam nos valores de torque de fratura antes da escolha do mini-implante a ser utilizado, e aos valores máximos de torque que ele pode utilizar clinicamente de forma segura durante a inserção do mini-implante.

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada para avaliar a resistência mecânica de mini-implantes, pode-se concluir que:

O torque de fratura da região do pescoço variou de 23,45 N.cm (grupo DEN) a 34,82 N.cm (grupo SIN);

O torque de fratura da região da ponta variou de 9,35 N.cm (grupo CON) a 24,36 N.cm (grupo NEO);

Os mini-implantes das diferentes marcas apresentam forma diferentes;

As características que mais influenciaram nos resultados foram: diâmetro externo, diâmetro interno, proporção entre diâmetro interno e externo e, presença do fresado na região apical;

Os valores da tensão de fratura diferiram entre os grupos, mostrando haver diferença entre as ligas de confecção dos mini-implantes;

Não houve relação entre os valores de torque de fratura e os valores da tensão máxima de resistência.

BIBLIOGRAFIA

1. KIM, H.; et al. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 130, n. 2, p. 177-182, Aug. 2006.
2. CORNELIS, M. A.; et al. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, sup 1, Apr. 2007.
3. FAVERO, L.; BROLLO, P.; BRESSAN, E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 122, n. 1, p. 84-94, Jul. 2002.
4. MAH, J.; BERGSTRAND, F. Temporary anchorage devices: a status report. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 39, n. 3, p. 132-136, Mar. 2005.
5. MARASSI, C. et al. O uso de mini-implantes como auxiliares do tratamento ortodôntico. **Ortodontia SPO**, São Paulo, v. 38, n. 3, p. 256-265, jul./set. 2005.
6. BRANDRAO, L. B. C.; MUCHA, J. N. Grau de aceitação de mini-implantes por pacientes em tratamento ortodôntico – estudo preliminar. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 118-127, set./out. 2008.
7. GÜNDÜZ, E. et al. Acceptance rate of palatal implants: a questionnaire study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 5, p. 623-626, Nov. 2004.
8. ELIAS, C. N.; GUIMARÃES, G. S.; MULLER, C. A. Torque de inserção e de remoção de mini-parafusos ortodônticos. **Revista Brasileira de Implantodontia**, Rio de Janeiro, v. 11, n. 3, p.5-8, 2005.
9. ARAÚJO, T. M. et al. Ancoragem esquelética em Ortodontia com mini-implantes. **Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial.**, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago. 2006.
10. PARK, Y.; et al. Esthetic segmental retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, p. 537-544, Apr. 2007.
11. GIANCOTTI, A.; ARCURI, C.; BARLATTANI, A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 1, p. 113-117, Jul. 2004.

12. GELGOR, I. E.; KARAMAN, A. I.; T. BUYUKYILMAZC. Comparison of 2 distalization systems supported by intraosseous screws. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 2, p. 161.e1-161.e8, Feb. 2007.
13. KURODA, S.; et al. Anterior open bite with temporomandibular disorder treated with titanium screw anchorage: Evaluation of morphological and functional improvement. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, p. 550-560, Apr. 2007.
14. KURODA, S.; et al. Titanium screw anchorage for traction of many impacted teeth in a patient with cleidocranial dysplasia. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 5, p. 666-669, May. 2007.
15. KIM, J. H.; AHN, S. J.; CHANG, Y. I. Histomorfometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 128, n. 2, p.190-194, Aug. 2005.
16. MELSEN, B.; VERNA, C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. **Semin Orthod.**, v.11, p.24-31, 2005.
17. MIYAWAKI, S. et al. Factors associated with the stability of titanium screw placed in the posterior region for orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 124, n. 4, p. 373-378, Oct. 2003.
18. NOVA, M. F. P. et al. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 76-87, set./out. 2008.
19. SQUEFF, L. R. et al. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 49-56, set./out. 2008.
20. TEIXEIRA, M. V.; Avaliação da resistência à flexão de mini implantes ortodônticos. Mestrado Profissionalizante em Odontologia - Reabilitação Oral, Rio de Janeiro: Universidade Veiga de Almeida, 2006, 56p.
21. LEE, J. S. et al. Application of orthodontic mini-implants. 1sted. Canadá: Quintessence, 2007.
22. PITHON, M. M. et al. In vitro evaluation of torsional strength of orthodontic mini-implants. **Braz J Oral Sci.**, local, v. 7, n. 25, p. 1563-1565, apr/june. 2008.
23. CONSOLARO, A. et al. Mini-implantes: pontos consensuais e questionamentos sobre o seu uso clínico. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 20-27, set./out. 2008.
24. MORAES, L. S. et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. **Acta Biomaterialia.**, v. 3, p. 331-339, 2007.
25. KYUNG, H. M. et al. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 37, n. 6, p. 321-328, Jun. 2003.

Artigo 2

VARIAÇÃO NO TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO EM MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

VARIAÇÃO NO TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO EM MINI- IMPLANTES ORTODÔNTICOS

Tatiana Feres Assad-Loss*, Flávia Mitiko Fernandes Kitahara-Céia*, Carlos Nelson Elias**, José Nelson Mucha***.

* Especialista em Ortodontia - UFF, Mestrandas em Ortodontia, UFF.

** Doutor em Ciência dos Materiais, Professor Pesquisador do IME

*** Mestre e Doutor em Odontologia, Professor Titular de Ortodontia da UFF.

Endereço para Correspondência:

Tatiana Féres Assad Loss

Praia de Icaraí 469/602

Icaraí – Niterói – RJ

CEP: 24230-008

VARIAÇÃO NO TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO EM MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS

RESUMO

Objetivos: Avaliar os torques de inserção e de remoção de mini-implantes com tamanhos e comprimentos semelhantes e formas diferentes. **Material e Método:** 25 mini-implantes divididos em 5 grupos (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) foram submetidos ao ensaio de torque de inserção e de remoção em blocos de costela suína. Os mini-implantes foram inseridos e removidos com o torquímetro (Lutron torquimeter TQ – 8800, Taipei, Taiwan) e contra-ângulo com redução de velocidade de 20:1, com 50X rpm (Anthogyr Instruments, Saclanches, França) em motor cirúrgico (MC – 101, Omega.02 Dentscler, Ribeirão Preto, SP, Brasil). A forma da ponta ativa dos mini-implantes foi avaliada no Microscópio Óptico (Stemi 2000-C - Zeiss, Jena, Alemanha) e no MEV (JEOL, modelo JSM-5800 LV, Tóquio, Japão). **Resultados:** As formas das pontas ativas diferiram entre os 5 tipos de mini-implantes. Os valores de torque de inserção variaram de 6,6 N.cm (RMO) e 10,2 N.cm (NEO) e os valores de torque de remoção variaram de 2,8 N.cm (NEO) a 5,0 N.cm (SIN). **Conclusão:** Os valores de torque de inserção foram diferentes nos grupos testados. As características que influenciaram nesta diferença foram: diâmetro externo; comprimento e; conicidade do mini-implante. Não houve diferença entre os valores de torque de remoção entre os grupos.

PALAVRAS-CHAVE: Torque de Inserção, Torque de remoção, mini-implantes, ortodontia

INSERTION AND REMOVAL TORQUE RANGE IN ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the insertion and removal torque values of different mini-implants designs with similar dimensions. **Material and Method:** 25 mini-implants were divided into 5 groups (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) and tested for insertion and removal torques. The mini-implants were inserted and removed in blocks of porcine rib, using a surgical motor (MC - 101, Omega.02 Dentscler, Ribeirão Preto, SP, Brazil) with a low speed 20:1 handpiece 50x rpm (Anthogyr Instruments, Saclanches, France) connected to a digital torquimeter (Lutron torquimeter TQ - 8800, Taipei, Taiwan). The mini-implant design was evaluated by optical microscope (Stemi 2000-C - Zeiss, Jena, Germany) and scanning electron microscopy (SEM) (JEOL, model JSM-5800 LV, Tokyo, Japan). **Results:** The mini-implant design differs among the 5 groups. The insertion torque values ranged from 6,6 N.cm (RMO) to 10,2 N.cm (NEO) and the removal torque values ranged from 2,8 N.cm (NEO) to 5,0 N.cm (SIN). **Conclusion:** The insertion torque value was different according to the group evaluated. Some design characteristics that influence this difference were: outside diameter, length and taper of the mini-implants. However, there was no significant difference in removal torques among the groups.

KEY WORDS: insertion torque, removal torque, mini-implants, orthodontic

INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico baseia-se na aplicação e controle de forças sobre os dentes e estruturas de suporte. Em áreas onde uma força ativa é aplicada existe sempre uma força reativa em direção oposta que resulta no movimento dos dentes de ancoragem¹. Sendo assim, quando o movimento dos dentes de ancoragem é indesejado, devem ser utilizados recursos mecânicos que impeçam tal movimento.

Os recursos mecânicos da Ortodontia tradicional dependem, freqüentemente, da colaboração do paciente para o uso de aparelhos extra-bucais ou elásticos intermaxilares². Além disso, muitas vezes não há quantidade ou qualidade suficiente de dentes para ancoragem³.

Os mini-implantes tem se mostrado efetivos como método de ancoragem^{4,5} e muito bem tolerados pelos pacientes^{6,7} criando novas possibilidades para os tratamentos ortodônticos requerendo mínima colaboração e máxima estética, particularmente em adultos³.

Embora este método de ancoragem seja conhecido como ancoragem absoluta, tais mini-implantes não são imóveis. Eles se movimentam pelo osso com a aplicação da força ortodôntica, se mantendo, no entanto, adequados para serem

utilizados como dispositivos de ancoragem, sem mobilidade e com boa estabilidade^{8,9}.

Diferente dos implantes dentários convencionais que se baseiam no princípio do osseointegração para se obter a estabilidade secundária, os mini-implantes para ancoragem ortodôntica conseguem sua retenção a partir da estabilidade primária obtida durante o processo de inserção no osso^{3,10,11,12}. Caso esta estabilidade não seja obtida no momento da inserção, o mini-implante deverá ser substituído por outro de diâmetro maior ou deverá ser eleito outro sítio para a inserção¹³. Por outro lado, valores altos de torque durante a inserção podem gerar compressão excessiva na interface óssea, isquemia e fibrose por hialinização e, portanto perda de estabilidade¹³.

Os fatores essenciais que afetam a estabilidade primária do mini-implante são: qualidade óssea, forma do mini-implante e técnica de inserção¹⁴. Para se determinar a estabilidade dos mini-implantes de forma não invasiva são utilizados dois métodos: a medição dos torques de inserção e torques de remoção¹⁵.

A instalação do mini-implante é relativamente simples e, devido a seu tamanho reduzido, apresenta possibilidade de inserção em vários locais como palato, região retromolar, tuberosidade da maxila e entre as raízes dos dentes na cortical óssea da região anterior e posterior, tanto por lingual quanto por vestibular^{5,16,17,18,19,20}.

Ao contrário dos implantes osseointegráveis, que são de titânio comercialmente puro, os mini-implantes são fabricados com a liga Ti₆Al₄V por três razões: a) o diâmetro reduzido exige o emprego de liga com maior resistência mecânica que o titânio puro; b) a utilização destes sistemas é baseada na estabilidade mecânica primária (inicial) e não na estabilidade secundária advinda da

osseointegração; e, c) deve apresentar facilidade de remoção. A liga Ti6Al4V possui características bioativas inferiores ao titânio puro e a qualidade da osseointegração é inferior^{10,13}.

Os mini-implantes ortodônticos, utilizados para obtenção de ancoragem ortodôntica, estão cada vez mais inseridos na prática clínica, pois possibilitam a movimentação eficiente em muitos casos de difícil solução. Entretanto, os mini-implantes disponíveis para comercialização apresentam características de forma diferentes, desenhos, diâmetros, comprimentos, composição química do titânio e tratamentos de superfície¹³, sendo estas utilizadas como argumento, pelos diversos fabricantes, para um melhor desempenho clínico.

A avaliação das características envolvidas na estabilidade primária dos mini-implantes ortodônticos é fundamental para auxiliar o clínico na escolha do mini-implante mais adequado diante da diversidade de opções disponíveis. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi o de avaliar em um estudo *In vitro*, o torque de inserção e o torque de remoção de mini-implantes com tamanhos e comprimentos semelhantes e formas diferentes.

MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados 25 mini-implantes ortodônticos autoperfurantes divididos em 5 grupos, conforme especificado na Tabela 1, provenientes de 5 fabricantes e com características dimensionais semelhantes.

Tabela 1. Descrição dos grupos, fresado na região apical, nome comercial, fabricante, origem, lote, diâmetro e comprimento (Comp.) divulgado pelo fabricante e perfil transmucoso dos mini-implantes utilizados no estudo.

Grupos	Fresado Apical	Nome comercial	Fabricante	Origem	Lote	Diâmetro Nominal	Comp, Nominal	Perfil
DEN	Sim	Tomas Ref 302-106-10	Dentaurum	Ispringen Alemanha	394727	1,6 mm	6 mm	ND*
RMO	Sim	Dual-top Anchor System Ref Goo213	Rocky Mountain Orthodontics	Seoul Coréia do Sul	022367	1,6 mm	6 mm	ND*
CON	Sim	Ortoimplante Ref P9900099	Conexão	Arujá, SP Brasil	8081468146	1,5 mm	6 mm	1 mm
NEO	Não	Implante Ancoragem Ortodôntica Ref 109496	Neodent	Curitiba PR, Brasil	2788897	1,6 mm	7 mm	1 mm
SIN	Não	Wire Dynamic Ref POTC 1616	SIN – Sistema de Implantes Nacional	São Paulo SP, Brasil	F60556	1,6 mm	6 mm	1 mm

*ND = Não divulgado

As microfotografias (MEV) dos cinco tipos de mini-implantes analisados são apresentadas na Figura 1.

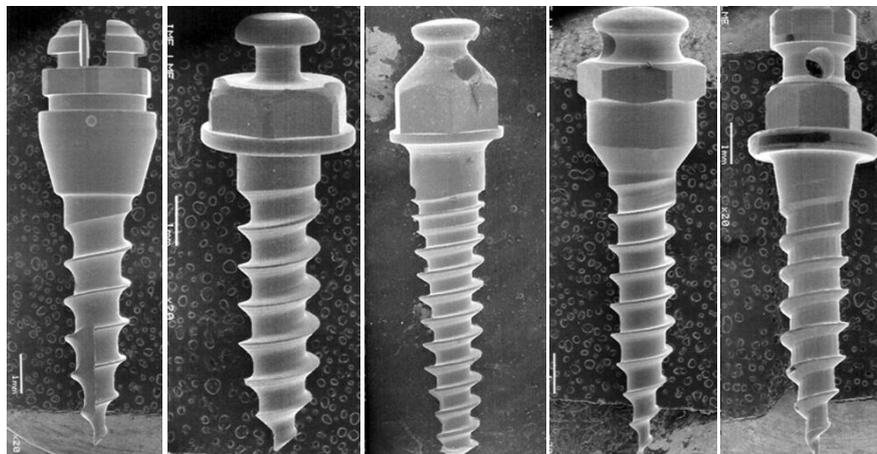


Figura 1. Microfotografia Ilustrando os aspectos superficiais e qualidade de acabamento dos 5 tipos de mini-implantes (DEN, RMO, CON, NEO, SIN) utilizados obtidos no Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV (JEOL, modelo JSM-5800 LV, Tóquio, Japão).

Avaliação da forma dos mini-implantes

Imagens de mini-implantes de cada grupo foram obtidas no Microscópio Óptico Zeiss, Stemi 2000-C (Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 1,6x para identificação da morfologia do mini-implante. As imagens digitais das superfícies foram capturadas em computador e posteriormente enviadas ao programa Axio Vision (Zeiss, Jena, Alemanha) onde foram calculadas as medidas lineares e angulares, tais como: a- passo das roscas; b- comprimento total do corpo ou ponta ativa do mini-implante; c- diâmetro externo do mini-implante; d- medidas para o cálculo da conicidade do mini-implante; d'- diâmetro interno do mini-implante (Figuras 2), e- ângulo do filete da rosca; f- comprimento do franco da rosca; g- comprimento do fundo do filete da rosca; h- passo do filete da rosca (Figura 3).

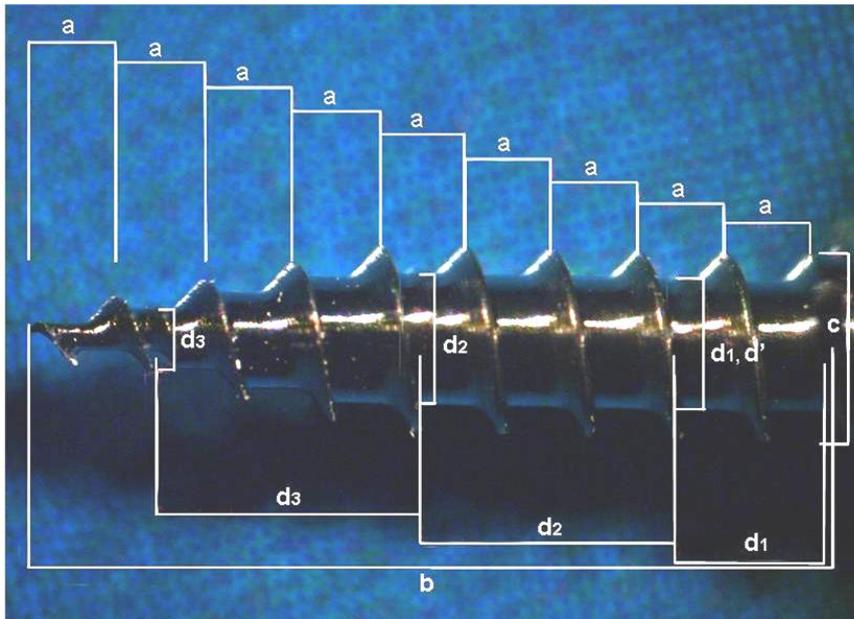


Figura 2. Ilustração do: passo das roscas (a); comprimento total do corpo ou ponta ativa do mini-implante (b); diâmetro externo do mini-implante (c); medidas para o cálculo da conicidade do mini-implante (d); diâmetro interno do mini-implante (d').

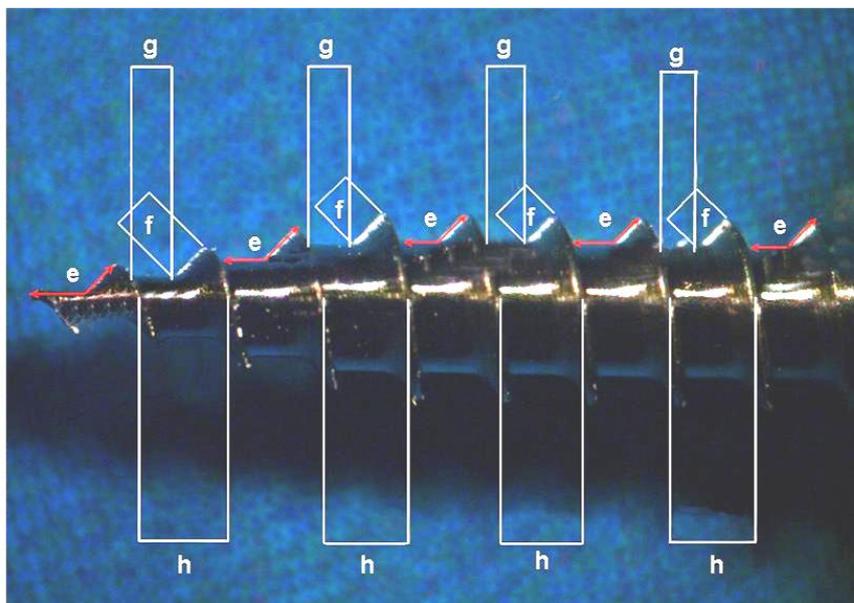


Figura 3. Ilustração do: ângulo do filete da rosca (e); comprimento do franco da rosca (f); comprimento do fundo do filete da rosca (g); passo do filete da rosca (h).

Avaliação do torque de inserção e remoção do mini-implante

Seis costelas suínas provenientes de um mesmo animal, obtidas em abatedouro, foram preparadas para serem usadas como material de inserção e remoção dos mini-implantes. Após o abate do animal, as costelas foram limpas para remoção do tecido e armazenadas em soro fisiológico a 4°C por 24 horas. Estas foram cortadas transversalmente de modo a se obter 60 blocos ósseos de aproximadamente 2 x 2 cm e novamente armazenadas em soro fisiológico a 4°C até o momento do ensaio de inserção e remoção que ocorreu entre o primeiro e o terceiro dia.

Cada bloco ósseo de costela suína foi retirado aleatoriamente entre os 60 blocos ósseos e fixado a uma peça metálica regulável para padronização de tamanho e forma. Esta peça metálica estava acoplada ao torquímetro (Lutron torquimeter TQ – 8800, Taipei, Taiwan) conectado a um computador e preso a um torno de bancada (Starfer, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) que impedia qualquer movimentação durante o ensaio (Figura 4).

Os ensaios de inserção e remoção do mini-implante foram realizados sem a realização de qualquer perfuração prévia, utilizando-se o mini-implante acoplado à chave curta para contra-ângulo específica para cada grupo de mini-implantes, montados a um contra-ângulo com redução de velocidade de 20:1, com 50x rpm (Anthogyr Instruments, Saclanches, França) em um motor cirúrgico MC – 101, Omega.02 da Dentscler (Ribeirão Preto, SP, Brasil).

Cada mini-implante foi inserido e removido do bloco de costela suína em sua porção central perpendicular à cortical óssea. A remoção do mini-implante foi realizada com o mesmo motor, utilizando-se a opção rotação reversa.

Todos os ensaios foram realizados pelo mesmo operador calibrado. Testes iniciais foram realizados para aferir o procedimento e manter a força padronizada ao longo eixo do mini-implante.



Figura 4 a- Ilustração do equipamento para o ensaio de inserção e remoção dos mini-implantes: torquímetro digital, micromotor com redutor de velocidade, motor cirúrgico, torno de bancada e computador(a); inserção do mini-implante com a chave curta em contra-ângulo com redução de velocidade no bloco de costela suína acoplado à peça metálica do torquímetro (b).

Os torques de inserção e remoção foram registrados de forma contínua pelo programa Lutron 101, versão V0011TW (Lutron Electronic Enterprise, Taipei, Taiwan). Foram considerados como torque máximo de inserção e de remoção os maiores e os menores valores, respectivamente.

Após a remoção dos mini-implantes, cada bloco ósseo devidamente identificado com o grupo e corpo-de-prova a qual pertencia, foi levado ao Microscópio Óptico Zeiss, Stemi 2000-C (Zeiss, Jena, Alemanha) com 5X e 1,6X de aumento para medição da espessura da cortical óssea no local de inserção e

remoção do mini-implante. As imagens das corticais foram capturadas em computador e enviadas ao programa Axio Vision (Zeiss, Jena, Alemanha) onde foram medidas suas espessuras (Figura 5).

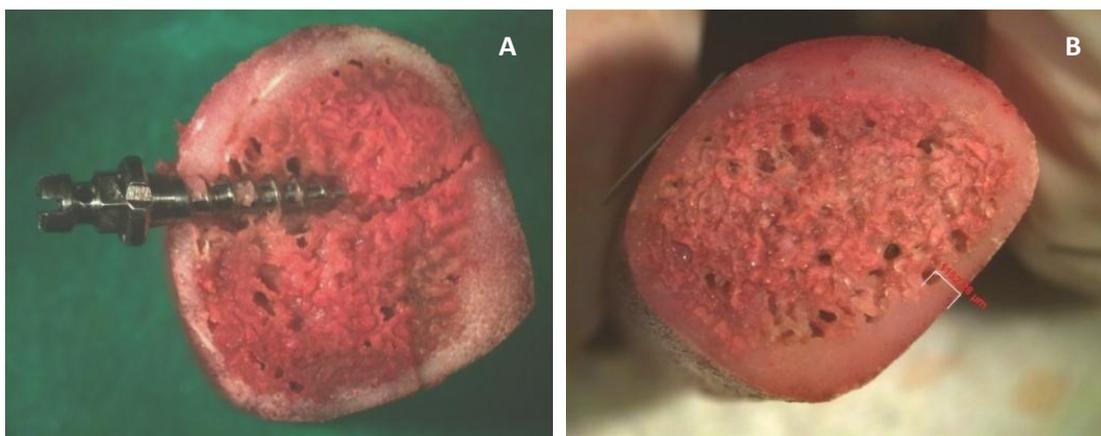


Figura 5: Ilustração da posição do mini-implante na costela suína (A) e ilustração da espessura da cortical óssea do bloco de costela suína utilizado nos ensaios de inserção e remoção dos mini-implantes (B).

Análise estatística

Para realização da análise estatística dos dados foi utilizado o Software SPSS, versão 13.0 (www.spss.com) e o nível de significância adotado foi de 1% de probabilidade.

Para os valores de torque de remoção do mini-implante foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman e para a análise estatística da espessura da cortical óssea e para os valores de torque de inserção do mini-implante foi utilizado o Teste “F” de Snedecor em análise de variância (ANOVA).

RESULTADOS

As medidas obtidas para as características de forma dos mini-implantes, tanto angulares (graus) como lineares (μm) de cada grupo estão dispostas na Tabela 2.

As medidas correspondentes ao comprimento da ponta ativa, diâmetro externo, diâmetro interno e número de roscas são apresentados em valores absolutos. As medidas do passo da rosca, ângulo do filete da rosca, comprimento do franco da rosca e comprimento do fundo do filete da rosca são apresentados em médias.

A conicidade do mini-implante foi calculada através da fórmula $(b-a/2xD)$. A relação entre o diâmetro interno e o diâmetro externo está expressa em percentagem (Tabela 2).

Tabela 2. Valores das medidas lineares (μm) e angulares de mini-implante de cada grupo.

CARACTERÍSTICA AVALIADA	Grupos				
	DEN	RMO	CON	NEO	SIN
Comprimento da ponta ativa	6006,01	5329,59	5926,47	6812,51	6090,93
Diâmetro externo	1607,96	1539,77	1482,95	1630,72	1562,59
Diâmetro interno	1079,55	1028,42	772,75	1107,97	1164,77
Número de roscas	6	7	12	9	7
Passo das roscas	888,09	735,39	464,49	732,32	756,49
Angulo do filete da rosca (graus)	140,22	137,69	128,85	135,31	128,46
Comprimento do franco da rosca	381,96	384,78	232,11	360,58	292,79
Comprimento do fundo do filete da rosca	395,63	327,65	239,77	323,86	376,89
Conicidade (relação)	0,11	0,07	0,09	0,10	0,10
Percentual entre os diâmetros	67%	67%	52%	68%	75%

Foram calculados os valores médios e desvios padrões do torque máximo durante a inserção e a remoção dos 5 grupos, os quais são apresentados na Tabela 3. Os valores da média e desvio-padrão para a espessura da cortical dos blocos ósseos utilizados como material de inserção e remoção são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Médias e desvios padrão dos torques de inserção e remoção, em N.cm, e os resultados do teste 'F' de Snedecor em análise de variância (ANOVA), da comparação dos grupos para o ensaio de inserção e o teste não-paramétrico de "Friedman" (Xr^2), na comparação dos grupos para o ensaio de remoção. Médias, desvios padrão (mm) e teste 'F' de Snedecor em análise de variância (ANOVA), da comparação da espessura da cortical dos blocos de costela suína.

Grupos	Inserção		Remoção		Espessura da Cortical	
	X e DP	Teste e p	X e DP	Teste e p	X e DP	Teste e p
DEN	7,80 ±1,30		3,20 ±2,49		1,52 ±0,38	
NEO	10,20 ±0,84	F = 4,66 p = 0,008*	2,80 ±1,48	$Xr^2 = 2,66$ p = 0,617 ^{ns}	1,50 ±0,17	F = 0,43 p = 0,786 ^{ns}
SIN	8,20 ±1,79		5,00 ±2,35		1,30 ±0,35	
CON	7,40 ±1,34		4,40 ±2,70		1,30 ±0,25	
RMO	6,60 ±1,52		4,00±2,35		1,47 ±0,56	

Não houve diferença significativa entre os grupos em relação aos torques de remoção e entre as espessuras das corticais das costelas suínas utilizadas no estudo.

Na Tabela 4 são apresentados os resultados da análise estatística dos valores do ensaio de torque de inserção dos mini-implantes.

Tabela 4 – Comparação entre os grupos e o a indicação dos grupos que apresentaram diferença significativa ao nível de 1%, em relação aos torques de inserção do mini-implante.

Ensaio	Grupos	NEO	SIN	CON	RMO
Inserção	DEN	ns	ns	ns	ns
	NEO		ns	p=0,015	p=0,013
	SIN			ns	ns
	COM				ns

ns= Não significativo

DISCUSSÃO

Os valores encontrados para os torques de inserção variaram de 6,6 N.cm (RMO) a 10,2 N.cm (NEO). Todos os grupos apresentaram valores que ficaram dentro do limite entre 5 a 10 N.cm preconizado por Motoyoshi *et al*, 2006²¹, que admite que os valores de torque de inserção podem chegar até 15N.cm sem maiores problemas.

A análise estatística dos valores encontrados para o ensaio de inserção acusou diferença significativa entre os grupos NEO (10,2 N.cm), que apresentou o maior valor de torque de inserção, e os grupos CON (7,4 N.cm), e entre os grupos NEO (10,2 N.cm) e RMO (6,6 N.cm).

Na Figura 6 estão ilustrados os valores do torque de inserção e a representação dos respectivos desvios padrão.

A diferença no torque de inserção entre os grupos ocorreu possivelmente em virtude da diferença da forma entre os mini-implantes. A avaliação da forma dos mini-implantes revelou grande diferença entre eles em relação ao número de filetes de roscas e, conseqüentemente, no passo da rosca.

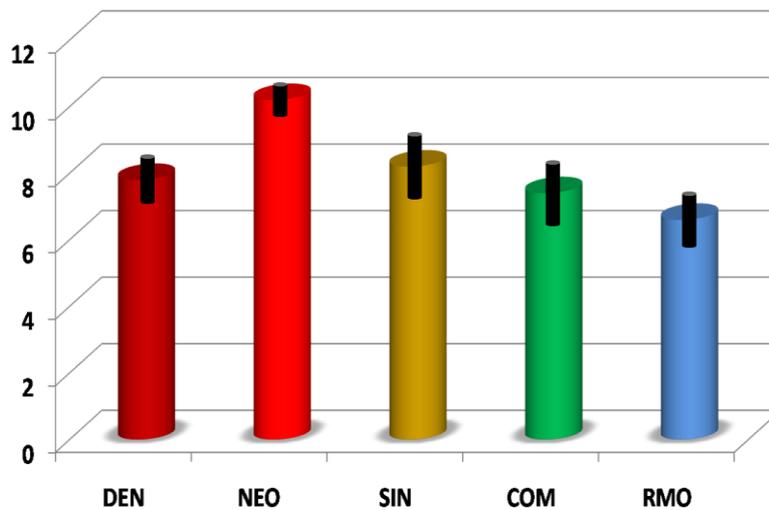


Figura 6. Médias e desvios padrão do torque de inserção dos mini-implantes dos 5 grupos.

O grupo NEO apresentou o segundo maior número de roscas (9) e foi o grupo com maior valor de torque de inserção (10,20 N.cm).

Como o mecanismo de retenção dos mini-implantes baseia-se no encaixe mecânico de sua estrutura nas corticais e não necessariamente no conceito de osseointegração^{10,13}, a forma e o comprimento dos filetes das roscas são fundamentais para sua fixação^{22,23,24}. Quanto maior o número de filetes de roscas e a proximidade entre eles, maior será o imbricamento mecânico e, conseqüentemente, maior resistência na inserção do mini-implante no osso, resistência ao deslocamento e a estabilidade primária^{13,25}.

Houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo NEO e o grupo CON, que apresentou o maior número de roscas (12), e o segundo menor valor de torque de inserção (7,4 N.cm). Este resultado possivelmente foi obtido em virtude da diferença no diâmetro entres estes dois grupos. O diâmetro do mini-implante é significativamente associado com a sua estabilidade¹². Os grupos NEO e CON

apresentaram o maior (1630,72 μ m) e o menor (1482,95 μ m) diâmetro externo, respectivamente, entre todos os grupos avaliados.

Embora o comprimento do mini-implante não esteja associado à estabilidade quando for maior que 5 mm¹², no presente estudo foi possível observar que o tamanho da ponta ativa do mini-implante foi um dos fatores responsáveis pelo aumento do valor do torque de inserção do mini-implante. O grupo NEO, com a maior ponta ativa (6812,51 μ m), apresentou o maior torque de inserção. Já os grupos RMO e CON apresentaram os menores valores de torque de inserção (6,6 N.cm e 7,4 N.cm, respectivamente) sendo estes grupos os que apresentaram os menores comprimentos da ponta ativa (5329,59 μ m e 5926,47 μ m).

Os grupos que apresentaram as maiores conicidades NEO (0,10), SIN (0,10) e DEN (0,11) foram os grupos com maiores valores de torque de inserção (10,2 N.cm, 8,2 N.cm e 7,8 N.cm). Estudos anteriores concluíram que parafusos cônicos apresentam maiores valores de torque de inserção¹⁵.

O oposto também pode ser confirmado, pois os grupos com menor conicidade CON (0,09) e RMO (0,07) apresentaram os menores valores de torque de inserção (7,4 N.cm e 6,6 N.cm).

Poderia-se considerar que o ângulo do filete da rosca favoreceria a maior retenção do mini-implante. No presente estudo, apesar de diferenças entre os valores encontrados, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0.01$) entre os grupos no ensaio de torque de remoção. Todos os grupos apresentaram baixos valores de torque de remoção que variaram de 5,0 N.cm a 2,8 N.cm.

O resultado encontrado possivelmente ocorreu porque os mini-implantes foram removidos logo após a sua inserção. Estudos indicam que os valores de

torque de remoção aumentam quando: a aplicação da força não é feita imediatamente após a instalação do mini-implante; proporcionalmente ao tempo de permanência do mini-implante; e em função do tempo de permanência do mini-implante após cessar a aplicação da força ortodôntica sobre ele ²⁶.

Os mini-implantes que apresentaram as menores médias de ângulo do filete da rosca foram SIN (128,46 graus) e CON (128,85 graus). Entretanto, ângulos reduzidos poderiam dificultar a inserção do mini-implante, gerando altos valores de torque de inserção. Tal relação pode ser estabelecida apenas no grupo SIN, que apresentou o segundo maior valor de torque de inserção (8,20 N.cm). Embora a média do ângulo do filete da rosca tenha sido semelhante entre estes dois grupos, eles diferem em relação ao diâmetro externo (1562,59 μm e 1482,95 μm), diâmetro interno (1164,77 μm e 772,75 μm) e seu percentual (75% e 52%).

O diâmetro externo do mini-implante parece ser uma característica importante na variação do torque de inserção¹⁵. O grupo NEO, com maior diâmetro (1630,72 μm) apresentou o maior valor de torque de inserção (10,20 N.cm), e os grupos CON e RMO, com menores diâmetros, apresentaram os menores valores, como observado em outros estudos²⁷, que encontraram valores de torque de inserção mais altos para os mini-implantes das marcas SIN e Neodent, e menores para os mini-implantes da Conexão.

O material utilizado para inserção e remoção foi a costela suína, que apresentou espessura média entre 1,52 mm e 1,30 mm. A análise estatística da espessura da cortical dos blocos de costela suína não apresentou diferenças significantes entre os grupos. Portanto, pode se considerar que o material ósseo utilizado para inserir e remover os mini-implantes não teve influencia nos resultados.

O osso suíno foi utilizado em outros estudos e a espessura da cortical óssea é semelhante à encontrada na maxila humana, em torno de 0,5 a 1,0 mm²⁸.

A escolha do mini-implante deve ter como critério, além da forma, os valores de torque para inserção, a localização e tipo de osso no local de inserção. Foi verificado que o diâmetro, o comprimento e a conicidade do mini-implante são características importantes. Entretanto, um mini-implante com diâmetro muito grande, no intuito de obter maior contato osso-metal, pode incorrer no risco de microfratura do osso dentro das roscas e obstrução da circulação, o que, por sua vez pode induzir necrose óssea¹², além de valores maiores de torque de inserção. Por outro lado, um mini-implante com diâmetro muito pequeno pode fraturar pela fricção com o osso, principalmente na mandíbula¹².

Durante o processo de instalação do mini-implante, devem ser utilizados recursos que permitam o controle do torque de inserção no osso, como micromotores com controle de torque²⁹, torquímetro manual⁵ ou dinamômetro³⁰, para evitar torque de fratura.

Pode-se observar que os mini-implantes utilizados no presente estudo apresentam pontas ativas com características variadas. Além desta ser a parte responsável pela retenção, é também a área de maior susceptibilidade à fratura. A determinação das características que causam maior influência nos valores de torque é fundamental para a escolha do modelo mais adequado e seguro para o uso clínico.

CONCLUSÃO

Os mini-implantes das marcas analisadas apresentam formas da ponta ativa diferentes.

Os valores de torque de inserção foram diferentes entre os grupos testados e variaram de 6,6 N.cm a 10,2 N.cm.

As características da forma que mais influenciaram no torque de inserção foram: diâmetro externo, comprimento e conicidade do mini-implante.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de torque de remoção entre os grupos e estes variaram de 2,8 N.cm a 5,0 N.cm.

BIBLIOGRAFIA

1. KIM, H.; et al. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 130, n. 2, p. 177-182, Aug. 2006.
2. CORNELIS, M. A.; et al. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, sup 1, Apr. 2007.
3. FAVERO, L.; BROLLO, P.; BRESSAN, E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, n. 1, p. 84-94, Jul. 2002.
4. MAH, J.; BERGSTRAND, F. Temporary anchorage devices: a status report. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 39, n. 3, p. 132-136, Mar. 2005.
5. MARASSI, C. et al. O uso de mini-implantes como auxiliares do tratamento ortodôntico. **Ortodontia SPO**, São Paulo, v. 38, n. 3, p. 256-265, jul./set. 2005.
6. BRANDRAO, L. B. C.; MUCHA, J. N. Grau de aceitação de mini-implantes por pacientes em tratamento ortodôntico – estudo preliminar. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 118-127, set./out. 2008.
7. GÜNDÜZ, E. et al. Acceptance rate of palatal implants: a questionnaire study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 5, p. 623-626, Nov. 2004.
8. WANG, Y.; LIOU, E. J. W. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 133, n. 1, p. 38-43, Jan. 2008.
9. LIOU, E. J.; PAI, B. C.; LIN, J. C. Do miniscrew remain stationary under orthodontic forces? **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 1, p. 42-47, July. 2004.
10. ELIAS, C. N.; GUIMARÃES, G. S.; MULLER, C. A. Torque de inserção e de remoção de mini-parafusos ortodônticos. **Revista Brasileira de Implantodontia**, Rio de Janeiro, v. 11, n. 3, p.5-8, 2005.
11. LEE, J. S. et al. Application of orthodontic mini-implants. 1st ed. Canadá: Quintessence, 2007.

12. KIM, J. H.; AHN, S. J.; CHANG, Y. I. Histomorfometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 128, n. 2, p.190-194, Aug. 2005.
13. ARAÚJO, T. M. et al. Ancoragem esquelética em Ortodontia com mini-implantes. **Rev Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago. 2006.
14. O'SULLIVAN, D. et al. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 6, p. 48-57, 2004.
15. WILMES, B.; OTTENSTREUER, S.; SU, Y. DRESCHER, D. Impact of Implant Design on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. **J Orofac Orthop.**, v. 69, n. 1, p. 42-50, 2008.
16. PARK, Y.; et al. Esthetic segmental retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, p. 537-544, Apr. 2007.
17. GIANCOTTI, A.; ARCURI, C.; BARLATTANI, A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 1, p. 113-117, Jul. 2004.
18. GELGOR, I. E.; KARAMAN, A. I.; T. BUYUKYILMAZC. Comparison of 2 distalization systems supported by intraosseous screws. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 2, p. 161.e1-161.e8, Feb. 2007.
19. KURODA, S.; et al. Anterior open bite with temporomandibular disorder treated with titanium screw anchorage: Evaluation of morphological and functional improvement. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 4, p. 550-560, Apr. 2007.
20. KURODA, S.; et al. Titanium screw anchorage for traction of many impacted teeth in a patient with cleidocranial dysplasia. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 5, p. 666-669, May. 2007.
21. MOTOYOSHI, M. et al. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 17, n. 1, p. 109-114, Feb. 2006.
22. HERMAN, R. J.; CURRIER, G. F.; MIYAKEC, A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 130, n. 2, p. 228-235, Aug. 2006.
23. FREIRE, J. N. O.; et al. Histomorphologic and histomorphometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 131, n. 6, p. 704.e1-704.e9, Jun. 2007.
24. CONSOLARO, A. et al. Mini-implantes: pontos consensuais e questionamentos sobre o seu uso clínico. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 20-27, set./out. 2008.
25. VILELLA, H.; BEZERRA, F.; LABOISSIÈRE JR, M. Microparafuso ortodôntico de titânio auto-perfurante (MPO): novo protocolo cirúrgico e atuais perspectivas clínicas. **Innovations Implant Journal**, v.1, n.1, p. 46-53, mai. 2006.

26. KIM, S. H. et al. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 134, n. 1, p. 36-43, July, 2008.
27. SQUEFF, L. R. et al. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 13, n. 5, p. 49-56, set./out. 2008.
28. WILMES, B. et al. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. **J Orofac Orthop.**, v. 67, p. 162-74, 2006.
29. MELSEN, B.; VERNA, C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. **Semin Orthod.**, v.11, p.24-31, 2005.
30. KYUNG, H. M. et al. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 37, no. 6, p. 321-328, Jun. 2003.

ANEXO 1

Grupo	Corpo-de-prova	Medida da área		Força de fratura		Torque em N	
		<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>	<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>	<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>
DEN	1	995330,7	315906,8	6,43	2,35	63,01	23,04
	2	930794,5	216438,4	4,6	1,1	45,08	10,77
	3	961719,7	408316,7	6,51	2,82	63,84	27,61
	4	1046320	571251,5	6,18	4,72	60,59	46,25
	5	986838,2	290703,4	6,19	2,48	60,66	24,34
	Média	984200,7	360523,4	5,982	2,694	58,636	26,402
	DP	42858,16	136305,2	0,786110679	1,306285	7,711895	12,79958
NEO	1	1084365	1012690	7,2	6,52	70,63	63,98
	2	1052096	773376,8	6,89	5,34	67,58	52,35
	3	1002872	1021914	7,22	6,84	70,84	67,1
	4	1025228	1011333	6,8	6,66	66,68	65,3
	5	1032550	902496,1	6,65	5,69	65,23	55,81
	Média	1039422	944362	6,952	6,21	68,192	60,908
	DP	30680,18	107420,7	0,250738908	0,656277	2,469306	6,447804
SIN	1	880779,4	805659,7	7,3	6,05	71,6	59,34
	2	1141156	726730,7	9,21	6,81	90,36	66,75
	3	1167413	880734,3	9,5	6,02	93,2	59,06
	4	1338924	707266,3	9,11	4,74	89,32	46,46
	5	1350298	514944,2	9,26	5,55	90,78	54,43
	Média	1175714	727067	8,876	5,834	87,052	57,208
	DP	190634,9	137093,7	0,892597334	0,760151	8,75424	7,454225
CON	1	352076,4	139336,4	4,8	1,49	47,07	14,6
	2	334542,1	200661,6	7,35	2,77	72,05	27,2
	3	219082,4	197052	7,1	3	69,64	29,41
	4	311318	134090,2	5,65	1,5	55,39	14,75
	5	435322,7	211418,3	7,86	3,15	77,09	30,86
	Média	330468,3	176511,7	6,552	2,382	64,248	23,364
	DP	77864,46	36759,97	1,277798889	0,820957	12,53405	8,038466
RMO	1	375627,8	383757,7	7,04	4,99	69,07	48,95
	2		371947,7		4,67		45,77
	3	742106,5	403646,2	9,09	6,01	89,18	58,95
	4	754102,6	349560,9	8,72	6,14	85,48	60,16
	5	751241,1	364348,6	8,2	6,17	80,37	60,54
	Média	655769,5	374652,2	8,2625	5,596	81,025	54,874
	DP	186831,2	20412,1	0,893023889	0,710901	8,750278	6,975595

ANEXO 2

Grupo	Corpo-de-prova	Torque		Tensão cisalhante		Tensão Normal	
		<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>	<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>	<i>pescoço</i>	<i>ponta</i>
DEN	1	25,204	9,216	500,5041	1023,513	288,9747	590,9427
	2	18,032	4,308	395,9611	843,6522	228,6149	487,0971
	3	25,536	11,044	533,9116	834,6801	308,2631	481,9169
	4	24,236	18,5	446,5327	844,9286	257,8134	487,8341
	5	24,264	9,736	488,0707	1224,883	281,796	707,2076
	Média	23,4544	10,5608	472,9961	954,3314	273,0924	550,9997
	DP	3,084758	5,119831	53,21969	170,675	30,72731	98,54213
NEO	1	28,252	25,592	493,3731	495,1977	284,8574	285,9109
	2	27,032	20,94	493,9518	607,1266	285,1916	350,535
	3	28,336	26,84	556,3649	512,3303	321,2269	295,8027
	4	26,672	26,12	506,6574	506,4324	292,5273	292,3975
	5	26,092	22,324	490,377	513,4443	283,1276	296,4459
	Média	27,2768	24,3632	508,1448	526,9063	293,3862	304,2184
	DP	0,987722	2,579121	27,67097	45,42463	15,97631	26,22669
SIN	1	28,64	23,736	683,2216	647,246	394,4697	373,6986
	2	36,144	26,7	584,6664	849,8462	337,5672	490,6733
	3	37,28	23,624	582,8116	563,6057	336,4963	325,4074
	4	35,728	18,584	454,7411	616,104	262,5526	355,7183
	5	36,312	21,772	456,3468	1161,843	263,4797	670,8099
	Média	34,8208	22,8832	552,3575	767,7289	318,9131	443,2615
	DP	3,501696	2,98169	97,26735	245,5817	56,15898	141,7908
CON	1	18,828	5,84	1777,207	2214,142	1026,101	1278,373
	2	28,82	10,88	2937,022	2386,832	1695,74	1378,079
	3	27,856	11,764	5356,694	2651,997	3092,78	1531,176
	4	22,156	5,9	2515,211	2369,441	1452,2	1368,038
	5	30,836	12,344	2117,047	2503,983	1222,313	1445,718
	Média	25,6992	9,3456	2940,636	2425,279	1697,827	1400,277
	DP	5,01362	3,215386	1418,644	163,3786	819,0785	94,32943
RMO	1	27,628	19,58	2366,476	1624,114	1366,326	937,7099
	2		18,308		1591,503		918,8815
	3	35,672	23,58	1100,316	1813,142	635,2863	1046,849
	4	34,192	24,064	1029,599	2296,005	594,4567	1325,638
	5	32,148	24,216	973,5858	2171,281	562,1165	1253,626
	Média	32,41	21,9496	1367,494	1899,209	789,5463	1096,541
	DP	3,500111	2,790238	668,0034	319,8587	385,6833	184,6759

ANEXO 3

Grupo	Corpo-de-prova	Espessura da Cortical	Torque de Inserção	Torque de Remoção
CON	1	1152,28	8	-7
	2	1368,6	8	-1
	3	1578,49	9	-3
	4	1460,85	6	-1
	5	965,74	6	-4
	Média	1305,192	7,4	-3,2
	DP	245,7395	1,341641	2,48998
DEN	1	1183,73	8	-5
	2	1730,93	9	-3
	3	1402,62	7	-2
	4	2082,87	9	-3
	5	1205,77	6	-1
	Média	1521,184	7,8	-2,8
	DP	383,048	1,30384	1,48324
NEO	1	1561,07	9	-3
	2	1600,83	11	-2
	3	1430,36	11	-7
	4	1231,64	10	-6
	5	1685,53	10	-7
	Média	1501,886	10,2	-5
	DP	176,8945	0,83666	2,345208
RMO	1	856,31	5	-1
	2	2274,3	9	-6
	3	1040,9	6	-6
	4	1501,7	6	-2
	5	1701,44	7	-7
	Média	1474,93	6,6	-4,4
	DP	561,7136	1,516575	2,701851
SIN	1	1891,01	11	-2
	2	1098,51	8	-8
	3	1206,87	8	-3
	4	1330,49	8	-3
	5	994,06	6	-4
	Média	1304,188	8,2	-4
	DP	351,0717	1,788854	2,345208

