



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Ciências Biomédicas

Faculdade de Odontologia

Maria Fernanda Prates da Nova

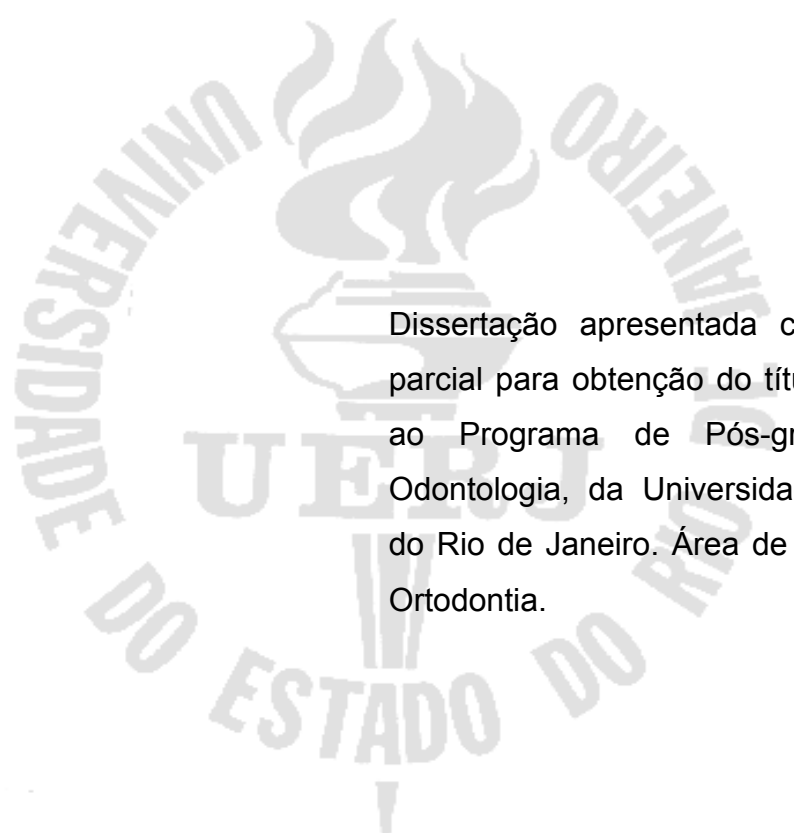
**Avaliação dos torques para inserção, remoção e fratura de diferentes
miniimplantes ortodônticos em cortical de tíbia bovina**

Rio de Janeiro

2008

Maria Fernanda Prates da Nova

**Avaliação dos torques para inserção, remoção e fratura de diferentes
miniimplantes ortodônticos em cortical de tíbia bovina**



Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Orientadores: Prof^ª. Dr^ª. Flavia Raposo Gebara Artese
e Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

Rio de Janeiro
2008

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

N935	<p>Nova, Maria Fernanda Prates da.</p> <p>Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos em cortical de tíbia bovina / Maria Fernanda Prates da Nova. – 2008.</p> <p>64 f.</p> <p>Orientadores: Flavia Raposo Gebara Artese e Carlos Nelson Elias.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Implantes dentários. 2. Resistência de materiais. 3. Torque. 4. Procedimentos de ancoragem ortodôntica. I. Artese, Flavia Raposo Gebara. II. Elias, Carlos Nelson. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.</p> <p>CDU 616.314</p>
------	---

Autorizo, apenas para fins acadêmico e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação.

Assinatura

Data

Maria Fernanda Prates da Nova

**Avaliação dos torques para inserção, remoção e fratura de diferentes
miniimplantes ortodônticos em cortical de tíbia bovina**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovado em 22 de fevereiro de 2008.

Orientadores:

Prof^a. Dr^a. Flavia Raposo Gebara Artese
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias
Instituto Militar de Engenharia

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Jonas Capelli Júnior
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof^a. Dr^a. Telma Martins de Araujo
Faculdade de Odontologia da UFBA

Rio de Janeiro

2008

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Raimundo e Rosângela pelo apoio, amor incondicional e pelo exemplo de caráter e honestidade que deram em toda a minha vida. A minha afilhada Lara, por ter vindo alegrar ainda mais as nossas vidas.

AGRADECIMENTOS

Especialmente a Deus, por estar sempre presente na minha vida. Por ter me dado a força, a resignação e a paciência necessárias para enfrentar todas as dificuldades encontradas ao longo desse caminho. Por ter me dado saúde para realizar todas as idas e vindas e finalmente concluir esse mestrado.

Aos meus pais, Rosangela e Raimundo, pelo total apoio emocional e pelo amor eterno em todos os momentos da minha vida. Por terem sempre me incentivado e me ajudado a crescer na minha profissão, não medindo esforços para que meus sonhos se realizassem. Pelo exemplo de determinação, fundamental na minha vida, especialmente neste momento.

Aos meus irmãos, Thiago e Lucas, pelo amor, cumplicidade, por estarem sempre ao meu lado, por serem tão presentes e tão amigos. A minha cunhada Carla, pelo carinho, amizade e presteza, em todos os momentos.

Ao meu namorado Ramon, por ter tornado o meu caminho muito mais leve e prazeroso. Obrigada pelo seu amor, pela compreensão, pelo companheirismo, pelo cuidado e por fazer a minha vida muito melhor.

Aos meus pacientes, por terem sido tão compreensivos, verdadeiramente pacientes nesses últimos anos.

À professora Flavia Artese, por ter sempre acreditado em mim, me incentivado desde o início, pelas palavras de apoio e coragem, pelos conselhos fundamentais para a realização deste curso e para minha formação científica e pessoal, e, indubitavelmente, pela orientação cuidadosa e competente em todas as etapas deste mestrado.

Ao professor Carlos Nelson Elias, por ter nos oferecido a sua grande experiência e sabedoria, pela orientação segura que foi fundamental para a execução deste trabalho.

À amiga e colega Fernanda Ribeiro, por ter compartilhado momentos importantes para a realização deste trabalho. Sua ajuda e colaboração foram essenciais para que tudo se concretizasse.

À professora Telma Martins de Araújo por ter sido o meu exemplo profissional desde a graduação, pela capacidade de estímulo e competência incontestável. Obrigada pelo carinho, pela amizade e pelo incentivo que foram fundamentais para o meu amadurecimento profissional e pessoal.

À todos os professores do curso de Pós-Graduação em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UERJ, Alvaro de Moraes Mendes, Álvaro Francisco Carriello Fernandes, Catia Cardoso Abdo Quintão, Daniel Passeado Ribeiro, Ione Helena Portella Brunharo, Jonas Capelli Jr., José Augusto Mendes Miguel, Marco Antonio de Oliveira Almeida, Maria das Graças Carlini, Maria Teresa de Andrade Goldner por terem tido uma grande participação em minha vida profissional, especialmente, ao nosso grande chefe Antonio Carlos Peixoto da Silva por ter nos oferecido humildemente a sua grande sabedoria, por ser um verdadeiro mestre, um grande exemplo a ser seguido.

Às minhas colegas de turma de Mestrado Andressa Otranto, Cristiane Canavarro, Lisiane Palagi, Mariana Martins e Vera Lúcia Cosendey por terem compartilhado momentos importantes nestes dois anos de curso, dividindo as dificuldades e as conquistas.

Aos meus grandes amigos da turma de especialização em Ortodontia da UERJ (2002-2004), com os quais vivi grandes momentos da minha vida: André Matos, Daniel Leão, Julio Cal Neto, Luciana Abrão e Pollyanna Marques. Vocês são muito importantes. Saudades!

À minha grande amiga Aline Cabral, sem a sua amizade, carinho, disponibilidade, nada disso seria possível. Obrigada por ser tão especial e acolhedora.

Aos alunos das turmas de especialização destes dois últimos anos pelo carinho, ajuda, amizade e disponibilidade.

Aos colegas das outras turmas de mestrado e de doutorado pelos auxílios e incentivos durante todo o curso.

Às funcionárias Maria da Penha Egídio dos Santos, Mônica Marques, Elaine dos Anjos Moreira e Fernanda pela dedicação e auxílio essenciais para o funcionamento deste curso.

Ao Instituto Militar de Engenharia (IME), especialmente ao Leonardo Cruz, Hector e Joel Fonseca pela constante disponibilidade e paciência durante a realização deste trabalho.

E a todos aqueles que colaboraram de alguma forma na execução deste trabalho.

Não há lugar para a sabedoria onde não há paciência.

Santo Agostinho

RESUMO

NOVA, Maria Fernanda Prates da. *Avaliação dos torques para inserção, remoção e fratura de diferentes miniimplantes ortodônticos em cortical de tíbia bovina*. 2008. 64f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2008.

A utilização de grupos de dentes ou de aparelhos dependentes de cooperação, como mecanismos de ancoragem, podem ser fatores limitantes para o sucesso de terapias ortodônticas. Tal fato incentivou a busca de métodos para ancoragem esquelética ou absoluta, que incluem os miniimplantes ortodônticos. Comercialmente estão disponíveis em diversas dimensões e desenhos, porém existem poucas informações sobre a relação de sua morfologia com falhas clínicas ou fraturas. O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de miniimplantes com formas diferentes para os seguintes fatores: (a) torque máximo de inserção, (b) torque máximo de remoção, (c) torque de fratura, (d) tipo de fratura, (e) tensão cisalhante e tensão normal. Foram utilizados 20 miniimplantes autoperfurantes, 10 da marca SIN e 10 da Neodent, com 1,6 mm diâmetro e com 8 e 7 mm de comprimento, respectivamente. Destes 10 miniimplantes, 5 não possuíam perfil transmucoso e 5 tinham perfil de 2mm, formando assim 4 grupos: SIN sem perfil (SSP), SIN com perfil (SCP), Neodent sem perfil (NSP) e Neodent com perfil (NCP). Todos os miniimplantes foram inseridos em cortical de tíbia bovina e depois removidos com micro-motor acoplado a um torquímetro digital que registrou os torques máximos de inserção e de remoção. Os miniimplantes que não fraturaram durante os ensaios de inserção e remoção foram submetidos ao ensaio de fratura realizado em máquina universal de ensaios Emic. Os torques de inserção, remoção e fratura, assim como a tensão cisalhante e normal calculadas foram comparados entre todos os grupos. O tipo de fratura foi avaliado pela tensão cisalhante e por avaliação em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Para cada grupo comparou-se os torques de inserção e de remoção. Todas as comparações foram feitas através da ANOVA. Verificou-se que o grupo NCP apresentou torque máximo de inserção significativamente maior que os demais grupos ($30,6 \pm 1,8$ Ncm), porém todos fraturaram durante os ensaios de inserção ($n=2$) ou de remoção ($n=3$). Não houve diferença significativa entre os grupos para o torque de remoção. Apenas o grupo SSP apresentou diferença significativa entre os torques de inserção e de remoção, para o mesmo grupo. Para o grupo NSP o torque de fratura foi significativamente menor do que todos os outros grupos ($27,42 \pm 1,14$ Ncm). Não houve diferença significativa entre as tensões cisalhante e normal entre os grupos, demonstrando que todos os miniimplantes sofreram fratura do tipo dúctil, confirmado através do MEV. Uma vez que os miniimplantes de todos os grupos são confeccionados com a mesma liga metálica, variando apenas na forma, conclui-se que a resistência à fratura pode ser afetada por esta variável.

Palavras-chave: Implantes dentários. Resistência de materiais. Torque. Procedimentos de ancoragem ortodôntica.

ABSTRACT

The use of groups of teeth or appliances which rely on patient compliance, as anchorage mechanisms, can be limiting factors for the success of orthodontic treatment. This fact encouraged the search for skeletal or absolute anchorage methods, which include orthodontic mini-implants. They are commercially available in different dimensions and designs, but there is scarce information regarding the relation between its morphology and clinical failures or fractures. The purpose of this study was to evaluate the behavior of mini-implants with different forms for the following factors: (a) maximum insertion torque, (b) maximum removal torque, (c) fracture torque, (d) type of fracture, (e) shear tension and (f) normal tension. Twenty self-drilling mini-implants were used, 10 from SIN and 10 from Neodent, with 1.6 mm in diameter and with 8 and 7 mm in length, respectively. Out of these 10 mini-implants, 5 did not have a neck and the other 5 had a 2 mm neck, and were separated into 4 groups: SIN without neck (SSP), SIN with neck (SCP), Neodent without neck (NSP) and Neodent with neck (NCP). All mini-implants were inserted in bovine tibia cortex and later removed with a low speed handpiece connected to a digital torquimeter, which recorded the maximum insertion and removal torques. The mini-implants that did not fracture during insertion and removal assays were submitted to the fracture test, performed in an EMIC universal test machine. The insertion, removal and fracture torques, as well as the calculated shear and normal tensions were compared between all groups. The type of fracture was assessed by the shear tension and by evaluation in scanning electronic microscope (SEM). Insertion and removal torques were compared for each group. All comparisons were done by ANOVA. The NCP group presented a significantly greater insertion torque than all other groups (30.6 ± 1.8 Ncm), but all of them fractured during insertion ($n=2$) or removal ($n=3$). There were no significant differences between groups for removal torque. Only group SSP presented a significant difference between insertion and removal torques, for the same group. For group NSP, the fracture torque was significantly smaller than all other groups (27.42 ± 1.14 Ncm). There was no significant difference between shear and normal tensions between groups, demonstrating that all mini-implants suffered ductile fracture, confirmed by SEM. Since mini-implants from all groups are made of the same alloy, varying only in form, one may conclude that resistance to fracture can be affected by this variable.

Keywords: Dental implants. Material resistance. Torque. Orthodontic anchorage procedures.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-	Partes do miniimplante: (a) cabeça, (b) perfil transmucoso, e (c) corpo.....	24
Figura 2-	Miniimplantes autoperfurantes, com diâmetro de 1,6 mm, que constituíram a amostra: (a) miniimplantes da marca SIN medindo 8 mm de comprimento, sem (esquerda) e com perfil transmucoso (direita) de 2 mm; (b) miniimplantes da marca Neodent, medindo 7 mm de comprimento, sem (direita) e com perfil transmucoso (esquerda) de 2 mm; (c) miniimplantes de cada grupo, NSP, SSP, NCP e SCP, respectivamente.....	38
Figura 3-	Fragmentos de tíbia bovina, recortados em peças com 10 mm de largura e comprimento e 9 mm de profundidade (a), para garantir inserção completa da broca para perfuração e também dos miniimplantes avaliados (b).....	39
Figura 4-	Fragmento ósseo posicionado em torquímetro, utilizando peça metálica regulável por rosca lateral; (a) visão frontal e (b) visão lateral.....	39
Figura 5-	Sistema utilizado para medir o torque de inserção e de remoção dos miniimplantes, constituído por um torquímetro digital (a) preso ao torno de bancada (b). A peça óssea, onde os miniimplantes foram inseridos, era fixada por meio de posicionador metálico (c).....	40
Figura 6-	Contra-ângulo redutor (a) acoplado a motor cirúrgico (b) utilizados nos procedimentos de inserção e remoção dos miniimplantes.....	41
Figura 7-	(a) Perfuração da peça óssea com broca cilíndrica, possuindo 1,3 mm de diâmetro, sob irrigação manual e (b) orifício preparado para posterior inserção do miniimplante.....	41
Figura 8-	(a) Inserção do miniimplante na peça óssea com chave acoplada ao contra-ângulo, ligado ao motor cirúrgico, sob refrigeração manual e (b) situação de inserção incompleta do miniimplante após travamento do motor.....	42
Figura 9-	Fragmento de miniimplante fraturado dentro do osso durante o ensaio de inserção.....	43
Figura 10-	(a) Dispositivo de ensaio de torção, realizado para determinar o torque máximo de resistência à fratura dos miniimplantes, acoplado à máquina de ensaios mecânicos com célula de carga de 500 N e (b) detalhe do dispositivo de ensaio de torção. O mandril da direita sofre rotação quando o fio de polímero é tracionado pela máquina de ensaio e o mandril da esquerda é fixo e prende o miniimplante...	43

Figura 11-	Secção transversa do mini-implante fraturado observado no MEV em aumento de 500x. A média das dimensões das linhas preta e branca foi utilizada para calcular o diâmetro da superfície de fratura dos miniimplantes.....	46
Figura 12-	Superfície de fratura dos miniimplantes observada em MEV com aumento de 500x. Miniimplante do grupo SSP (a), SCP (b), NSP (c) e NCP (d). Estas imagens foram utilizadas para classificar o tipo de fratura ocorrido. Todas foram do tipo dúctil, caracterizado pelas linhas de cisalhamento geradas pela torção. As fotos são representativas para cada grupo.....	51
Figura 13-	Perfil de miniimplantes com 1,6 mm de diâmetro observados no MEV em aumento de 500x. As figuras (a), (b) e (c) correspondem ao miniimplante da SIN e as figuras (d), (e) e (f) ao miniimplante da Neodent, sendo respectivamente parte superior, média e ponta ativa do corpo do parafuso. Todas as áreas apresentam dimensões diferentes apesar dos miniimplantes terem 1,6 mm de diâmetro total. O número de roscas, a larguras das abas das roscas e as pontas ativas são diferentes.....	58
Gráfico 1-	Torques máximos (Ncm) de inserção (TI) e de remoção (TR) dos quatro grupos de miniimplantes. As colunas representam média e as barras de erro representam o desvio-padrão. O número de amostras em cada grupo é o mesmo mostrado na Tabela 1.....	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Torques máximos (Ncm) de inserção e de remoção dos 4 grupos de miniimplantes. Os resultados são dados em média e desvio-padrão, e os valores entre parênteses indicam o número de miniimplantes em cada grupo.....	47
Tabela 2-	Comparação estatística (<i>one-way ANOVA</i>) entre as médias dos torques máximos de inserção e de remoção. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco, quando significativos.....	48
Tabela 3-	Comparação estatística (<i>two-way ANOVA</i>) entre as médias dos torques máximos de inserção e de remoção entre os miniimplantes do mesmo grupo. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco, quando significativos.....	49
Tabela 4-	Torque de fratura (Ncm) dos quatro grupos de miniimplantes. Os resultados representam a média e desvio-padrão de cinco amostras em cada grupo.....	49
Tabela 5-	Comparação estatística (<i>one-way ANOVA</i>) das médias dos torques de fratura entre os grupos. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco quando significativos.....	49
Tabela 6-	Valores do diâmetro (D), da região de fratura dos miniimplantes, da força para fratura (F), do torque de fratura (T), da tensão cisalhante calculada (Tcis), e da tensão normal calculada (Tn). Os resultados são dados em média e desvio-padrão de 5 amostras em cada grupo.....	50
Tabela 7-	Comparação estatística (<i>one-way ANOVA</i>) das médias da tensão cisalhante calculada entre os grupos. Os números representam os valores de p.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
IME	Instituto Militar de Engenharia
MEV	Microcópico Eletrônico de Varredura
mm	Milímetro
MPa	MegaPascal
Ncm	Newton centímetro (torque)
NCP	Neodent com perfil
Nmm	Newton milímetro (torque)
NSP	Neodent sem perfil
rpm	rotações por minuto
SCP	SIN com perfil
SIN	Sistema de Implantes Nacional
SSP	SIN sem perfil
TI	Torque de inserção
TR	Torque de remoção

LISTA DE SÍMBOLOS

D	Diâmetro
dp	Desvio padrão
F	Força
r	Índice de correlação de Pearson
N	Newton
n	Tamanho amostral
π	Pi
R	Raio
T	Torque
T _{cis}	Tensão cisalhante
T _n	Tensão Normal
x	Vezes

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	16
1	REVISÃO DE LITERATURA	18
1.1	Ancoragem ortodôntica	18
1.2	Ancoragem absoluta	19
1.3	Miniimplantes	21
1.3.1	<u>Características</u>	22
1.3.2	<u>Critérios para seleção dos miniimplantes</u>	25
1.3.3	<u>Áreas de inserção</u>	26
1.3.4	<u>Inserção</u>	29
1.3.5	<u>Remoção</u>	32
1.3.6	<u>Fratura</u>	33
2	PROPOSIÇÃO	36
3	MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1	Amostras de Miniimplantes	37
3.2	Preparo da peça óssea	37
3.3	Ensaio mecânicos	40
3.4	Avaliação por microscopia	44
3.5	Análise estatística	45
4	RESULTADOS	46
5	DISCUSSÃO	51
6	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	60

INTRODUÇÃO

Quando um dente é submetido a forças ortodônticas, este pode ser movimentado de maneira controlada, desde que o ligamento periodontal esteja saudável (REITAN, 1975). Sempre que se aplica força sobre um dente para promover sua movimentação, outra força no mesmo sentido, de mesma intensidade e em direção oposta é produzida sobre a área de apoio, de acordo com a terceira lei de Newton, a Lei da Ação e Reação. Esta área de apoio é o que chamamos de unidade de ancoragem.

A ancoragem ortodôntica é definida como resistência ao movimento dentário indesejável (PROFFIT; FIELDS, 1999). Tradicionalmente, grupos de dentes são utilizados como unidades de ancoragem (ANGLE, 1907), mas podem se deslocar como consequência indesejada da força reacional à força aplicada. Aparelhos que necessitam da colaboração do paciente também podem ser usados como mecanismos de ancoragem (KLOEHN, 1961; THUROW, 1975), fazendo com que o resultado do tratamento ortodôntico não dependa apenas do profissional.

Com o advento da osteointegração, métodos de tratamento ortodôntico com controle máximo de ancoragem foram propostos, principalmente para adultos (ROBERTS *et al.*, 1984; SHAPIRO; KOKICH, 1988). A utilização de implantes osteointegrados como mecanismo de ancoragem, foi indicada para o tratamento de casos mais complexos, para a otimização de resultados com mecânicas mais simples, ou ainda para a diminuição do tempo de tratamento, e chamada de ancoragem absoluta (COSTA; RAFFAINI; MELSEN, 1998).

A partir de parafusos para estabilização cirúrgica, miniimplantes ortodônticos foram desenvolvidos e utilizados como mecanismos de ancoragem absoluta (KANOMI, 1997). Além de serem um recurso de ancoragem eficaz, são de fácil instalação e remoção, e suficientemente pequenos para colocação em diversas áreas do osso alveolar, inclusive no espaço inter-radicular. Estas características fizeram com que os miniimplantes fossem rapidamente aceitos e utilizados clinicamente (OHMAE *et al.*, 2001 e BAE *et al.*, 2002).

Buscando maior eficiência, vários tipos e formas de miniimplantes foram lançados no mercado por diferentes fabricantes. Sabe-se que a seleção do diâmetro

e o comprimento dos miniimplantes são fatores importantes para a sua adequada utilização, apesar de poderem ser instalados em diversos sítios da cavidade oral. No entanto, não existe um protocolo que indique qual tipo de miniimplante é o mais recomendado para cada situação (ARAÚJO *et al.*, 2006). Apesar da literatura ser rica em casos clínicos tratados com miniimplantes, pouco se sabe como as características morfológicas desses dispositivos podem afetar suas propriedades físicas (WILMES *et al.*, 2006).

1 REVISÃO DE LITERATURA

1.1 Ancoragem ortodôntica

A ancoragem ortodôntica é definida como resistência ao movimento dentário indesejável (PROFFIT; FIELDS, 1999; SKEGGS; BENSON; DYER, 2007). Diversas formas de ancoragem foram descritas na literatura. No entanto, apesar de funcionais para a grande maioria dos casos, essas técnicas ou permitem um moderado grau de movimentação da unidade de ancoragem, ou são absolutamente dependentes da colaboração do paciente (SUNG *et al.*, 2007).

Angle, em 1907, sugeriu que a resistência dos dentes de ancoragem deve ser maior do que a oferecida pelos dentes a serem movimentados, sob pena de deslocamento do bloco de ancoragem e falha na movimentação dentária proposta. Uma das formas de se conseguir essa ancoragem é através do uso de blocos ou grupos de dentes, ou seja, os dentes oferecem resistência ao movimento como unidade quando são unidos por um aparelho e são estabilizados para resistirem ao movimento no arco oposto (BAKER; GUAY; PETERSON, 1972).

O osso basal palatal pode ser utilizado no auxílio da ancoragem, uma vez que impede o movimento quando forças são aplicadas contra ele (NANCE, 1947; HILGERS, 1992; CARANO; TESTA, 1996). A musculatura labial, por sua vez, também pode ser usada para exercer uma força ativa para contrapor à movimentação dentária (SUBTELNY; SAKUDA, 1966). Aparelhos extra-orais como as máscaras faciais (VEGO, 1976) e os extra-bucais também são métodos tradicionais indicados para a obtenção de ancoragem ortodôntica (KLOEHN, 1961; THUROW, 1975).

No entanto, a utilização de aparelhos que são dependentes da cooperação do paciente, como mecanismos de ancoragem, podem ser fatores limitantes para o sucesso de terapias ortodônticas. Além disso, a grande procura de adultos por tratamento ortodôntico fez com que certos mecanismos de ancoragem se tornassem inadequados. Diante desse fato, a procura de métodos para ancoragem esquelética ou absoluta tornou-se necessária, sendo proporcionada pela utilização da tecnologia dos implantes na Ortodontia (GRAY *et al.*, 1983; ROBERTS *et al.*, 1984).

Os implantes surgiram como excelente alternativa ao método tradicional de ancoragem ortodôntica, sendo utilizados na ausência de quantidade e de qualidade de elementos dentários, quando os aparelhos extra-orais se tornam inviáveis ou, ainda, quando não é possível contar com a colaboração do paciente durante o tratamento (GRAY *et al.*, 1983; TURLEY *et al.*, 1988; ROBERTS *et al.*, 1989; ROBERTS; MARSHAL; MOSZARY, 1990; ROBERTS; NELSON; GOODACRE; 1994; COSTA; RAFFAINI; MELSEN, 1998; ROBERTS; ARBUCKLE, 1996; GRAY; SMITH, 2000).

1.2 Ancoragem absoluta

A ancoragem absoluta foi definida como um sistema que não reage às forças colaterais da mecânica ortodôntica, i.e., a unidade de ancoragem não sofre movimentação (BEZERRA *et al.*, 2004). Os implantes osteointegráveis permitiram a obtenção da ancoragem absoluta, pois, teoricamente, estes devem permanecer imóveis quando submetidos a cargas funcionais, eliminando os movimentos recíprocos indesejáveis (SHERMAN, 1978; ROBERTS, 1989; KYUNG *et al.*, 2003). Por mais de meio século a literatura traz relatos da busca por estes mecanismos de ancoragem absoluta, que só se tornaram clinicamente aplicáveis na década de 80 .

O primeiro trabalho nesta área foi de Gainsforth e Higley, em 1945. Eles fixaram parafusos de *vitallium* e fios no ramo mandibular de cães e tentaram distalizar os dentes superiores posteriores com elásticos que se prendiam do parafuso aos ganchos do aparelho ortodôntico. Os parafusos falharam num período entre 16 e 31 dias. Após 1945, não houve relatos de tentativas para utilizar implantes como ancoragem para movimentação dentária (SUNG *et al.*, 2007). Só 24 anos depois, Linkow, em 1969, apresentou resultados clínicos de implantes laminados utilizados como ancoragem para elásticos de Classe II, com a finalidade de retração de dentes na região ântero-superior.

Na década de 70, após o advento da osteointegração de implantes orais, o interesse pelo seu uso como mecanismo de ancoragem ortodôntica cresceu expressivamente (SUNG *et al.*, 2007). Sherman (1978) pesquisou, em cães, a eficácia dos implantes de carbono vítreo sob forças ortodônticas. Foram realizadas

extrações de terceiros pré-molares inferiores e, em seguida, instalados implantes no local das extrações. Dos seis implantes instalados, dois não sofreram alterações de posicionamento. O autor concluiu que forças ortodônticas não foram capazes de movimentar os implantes, e recomendou que se esperasse a fase de cicatrização para a aplicação de forças sobre eles.

Na mesma época, Smith (1979) estudou os efeitos da aplicação de forças ortodônticas sobre implantes de óxido de alumínio recobertos por *bioglass* em macacos e verificou que não houve movimentação significativa dos implantes. As interfaces do implante e do tecido adjacente foram descritas como fusionadas ou anquilosadas.

Em 1983, Gray *et al.* avaliaram a capacidade de implantes cilíndricos osteointegrados, de *vitallium* e de *bioglass*, para resistir ao movimento quando submetidos à força ortodôntica constante. Não foram observadas evidências histológicas de movimento em ambos os tipos de implante com relação aos níveis de força aplicados. No mesmo ano, Creekmore e Eklund (1983) intruíram incisivos superiores utilizando como ancoragem um parafuso de *vitallium* inserido na espinha nasal anterior, e também não observaram deslocamento do parafuso.

Roberts *et al.* (1984) pesquisaram a resistência de implantes endósseos rígidos quanto à aplicação de força contínua, e observaram que seriam necessários de quatro a cinco meses de osteointegração para que houvesse estabilidade e os implantes pudessem ser utilizados como ancoragem ortodôntica e ortopédica. Em 1988, Shapiro e Kokich indicaram o uso de implantes dentários para ancoragem ortodôntica antes de serem utilizados com finalidade protética, mas só em 1994, Roberts, Nelson e Goodacre, publicaram um caso clínico utilizando um implante Brånemark convencional, como ancoragem, para o fechamento de espaço de um primeiro molar inferior.

Além dos implantes, outras alternativas foram propostas para o controle máximo de ancoragem. Em 1995, Block e Hoffman introduziram os *onplantes*, que são discos de titânio, com 2mm de altura e 10 mm de diâmetro, revestidos com hidroxiapatita de um lado e com uma rosca do outro lado. Eles instalaram o *onplant* no palato de cães e macacos e o utilizaram com sucesso como ancoragem para movimentar pré-molares.

Em 1998, Melsen, Petersen e Costa descreveram o uso de ligaduras zigomáticas como ancoragem para pacientes parcialmente edêntulos por problemas

periodontais e que necessitavam de tratamento ortodôntico. Nestes casos, ligaduras de aço inoxidável com 0,012" foram inseridas em duas perfurações no osso zigomático, trançadas e mantidas com um segmento exposto na cavidade oral. Molas de níquel-titânio foram presas às ligaduras e permitiram a intrusão e retração dos incisivos superiores.

As miniplacas cirúrgicas foram utilizadas por Umemori *et al.* em 1999, como ancoragem ortodôntica. Casos de mordida aberta anterior foram tratados por intrusão dos primeiros molares em 6 a 9 meses de tratamento.

Kanomi (1997) foi quem primeiro relatou o uso de miniimplantes com finalidade de ancoragem ortodôntica. Foram utilizados parafusos de fixação de placas ósseas, com 1,2 mm de diâmetro, como recurso de ancoragem para casos de intrusão. Após 4 meses os incisivos inferiores foram intruídos 6 mm, sem relatos de reabsorção radicular ou problemas periodontais. O autor concluiu que o miniimplante com finalidade ortodôntica deve ser pequeno o suficiente para ser colocado em qualquer área do osso alveolar, até mesmo no osso apical. No entanto, sua técnica cirúrgica foi extensa, envolvendo retalhos, período de cicatrização e osteointegração.

Em 1998, Costa, Raffaini e Melsen desenvolveram miniimplantes com 2 mm de diâmetro, especificamente construídos para ancoragem ortodôntica. A sua inserção era manual, através da mucosa, sem a necessidade de retalho cirúrgico, simplificando a técnica de inserção. Os 16 miniimplantes utilizados foram submetidos a carga imediata e apenas 2 apresentaram mobilidade e foram perdidos. A superfície inferior da espinha nasal anterior, a sutura palatina, o rebordo infrazigomático, a área retromolar, a sínfise mandibular e a região entre molares e pré-molares foram indicadas como sítios para inserção destes miniimplantes. Desde então, os mais diversos tipos de miniimplantes, localizações e aplicações clínicas têm sido descritos, como veremos a seguir.

1.3 Miniimplantes

Os miniimplantes foram introduzidos na Ortodontia como alternativa a outros mecanismos de ancoragem absoluta, como, por exemplo os implantes e *onplantas*

(KANOMI, 1997; PARK *et al.*, 2001; BAE *et al.*, 2002; FAVERO; BROLLO; BRESSAN, 2002; KYUNG *et al.*, 2003; CHUNG; KIM; KOOK, 2004; GIANCOTTI; ARCURI; BARLATANI, 2004). Comparados aos outros dispositivos, os miniimplantes possuem vantagens que incluem: (a) tamanho reduzido; (b) maior número de aplicações clínicas e sítios para instalação; (c) procedimento cirúrgico simples, podendo ser realizado pelo próprio ortodontista; (d) período de cicatrização curto; (e) fácil remoção após o tratamento; e (f) baixo custo (KANOMI, 1997; COSTA; RAFFAINI; MELSEN, 1998; PARK *et al.*, 2001; LEE; PARK; KYUNG, 2001; BAE *et al.*, 2002; GIANCOTTI *et al.*, 2003; KYUNG *et al.*, 2003; LIN; LIOU, 2003; CHUNG; KIM; KOOK, 2004; GIANCOTTI; ARCURI; BARLATANI, 2004; HEDAYATI *et al.*, 2007). Estas características fizeram com que os miniimplantes fossem rapidamente aceitos e utilizados clinicamente (BAE *et al.*, 2002).

1.3.1 Características

Ao contrário dos implantes dentários osteointegráveis, que são fabricados em titânio puro, os miniimplantes são fabricados com a liga Ti6Al4V por três razões: (a) os miniimplantes têm diâmetro reduzido, e a liga de titânio tem maior resistência mecânica do que o titânio comercialmente puro; (b) a utilização desses sistemas é baseada na estabilidade mecânica primária, e não na estabilidade secundária, advinda da osteointegração; e (c) o miniimplante deve apresentar facilidade de remoção. Empregando-se a liga de Ti6Al4V, que possui características bioativas inferiores ao titânio comercialmente puro, o grau de osteointegração é baixa (ELIAS; GUIMARÃES; MULLER, 2005).

Além disso, o titânio não apresenta relação com formação de neoplasmas ou reações alérgicas. Suas propriedades mecânicas são desejadas para as necessidades de um implante, possuindo pouco peso, excelente resistência à tração e à quebra, e permitindo que o miniimplante suporte as forças mastigatórias e ortodônticas (FAVERO; BROLLO; BRESSAN, 2002)

A característica do miniimplante mais importante para a Ortodontia é a estabilidade mecânica, conseguida através da estabilidade primária, que é definida como aquela obtida imediatamente após a inserção. A densidade óssea da área de

inserção do dispositivo, a forma e a espessura do miniplante e a preparação do local em que será inserido possuem um grande impacto na estabilidade primária dos miniplantes. Dependendo do sítio de inserção e da qualidade óssea do local, o ortodontista pode escolher a combinação entre tipo, diâmetro e comprimento do miniplante mais indicados para aquela região (WILMES *et al.*, 2006).

Os miniplantes, portanto, oferecerem ancoragem estável para a movimentação dentária ortodôntica. No entanto, por não se osteointegrarem, mesmo quando submetidos à forças ortodônticas elevadas (PARK; KWON, 2004), nem sempre permanecem absolutamente fixos, como os implantes após a aplicação de forças ortodônticas. Liou, Pai e Lin (2004), em estudo feito em humanos, observaram que pode existir um deslocamento entre 1,0 e 1,5 mm dos miniplantes após serem submetidos a cargas ortodônticas.

A forma do miniplante deve prover ancoragem mecânica através da superfície de contato osso/implante e tem que permitir a distribuição de cargas de maneira que não prejudique a fisiologia óssea. O desenho do miniplante também deve limitar o trauma apenas ao momento da inserção e permitir estabilidade primária (FAVERO; BROLLO; BRESSAN, 2002).

Há disponível nos mercados nacional e internacional uma série de miniplantes com diferentes desenhos, diâmetros, comprimentos, graus de pureza do titânio e tratamentos de superfície. Apesar dos diferentes desenhos, formas e medidas, que variam de acordo com a marca comercial, é possível dividir a constituição dos miniplantes em três partes distintas: (a) cabeça, (b) perfil transmucoso e (c) corpo (Figura 1) (ARAÚJO *et al.*, 2006).

A cabeça do miniplante é a parte que fica clinicamente exposta, sendo também a área de acoplamento dos dispositivos ortodônticos como elásticos, molas ou fios de amarrilho. Essa região do miniplante varia conforme o fabricante, mas, em geral, possui uma canaleta circunferencial e uma perfuração transversal que viabilizam a ativação ortodôntica (ARAÚJO *et al.*, 2006; ARAÚJO, 2007). Pode apresentar tamanhos diferentes ou até mesmo ser inexistente (SUNG *et al.*, 2007).

O perfil transmucoso é a área compreendida entre a porção intra-óssea e a cabeça do miniplante, onde ocorre a acomodação do tecido mole periimplantar. Sua altura pode variar entre 0,5 e 4 mm, devendo ser selecionada de acordo com a espessura da mucosa da região onde o miniplante será instalado. O perfil transmucoso é fundamental para que haja a possibilidade de manutenção da saúde

dos tecidos periimplantares, sobretudo em regiões de mucosa queratinizada, uma vez que a ausência de inflamação, nesta área, é fator relevante para a estabilidade do miniimplante (KYUNG *et al.*, 2003; ARAÚJO *et al.*, 2006; ARAÚJO, 2007).

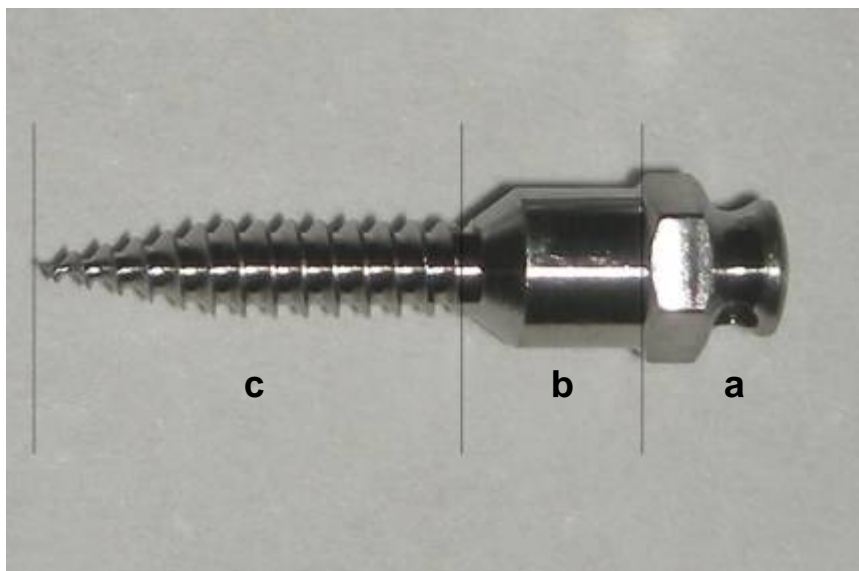


Figura 1- Partes do miniimplante (Neodent): (a) cabeça, (b) perfil transmucoso, e (c) corpo

O corpo é a porção intra-óssea correspondente às roscas do miniimplante. Acredita-se que, quanto maior a quantidade de roscas, maiores serão a resistência ao deslocamento e a estabilidade primária (ARAÚJO *et al.*, 2006; ARAÚJO, 2007).

Atualmente, encontra-se no mercado dois tipos de miniimplantes quanto à forma de inserção no osso cortical: o auto-rosqueante e o autoperfurante. O primeiro, por ser de forma cilíndrica e sem poder de corte, necessita de perfuração prévia da mucosa gengival e da cortical óssea com uma broca. O segundo, por ser de forma cônica pode ser inserido no osso sem a necessidade de perfuração, tendo assim um procedimento operatório mais simples (ARAÚJO *et al.*, 2006, ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007). Foi verificado que os autoperfurantes apresentam maior contato ósseo e, portanto, estabilidade primária e oferecem maior resistência a aplicação de carga ortodôntica imediata (HUJA *et al.*, 2005).

1.3.2 Critérios para seleção dos miniimplantes

Estas diferenças em forma e dimensões dos miniimplantes vem sendo desenvolvidas para aplicações clínicas diferenciadas (SUNG *et al.*, 2007). A seleção do miniimplante irá variar de acordo com o espaço disponível, proximidade com estruturas nobres, tipo e espessura da mucosa (ARAÚJO, 2007).

O tipo de cabeça será definido com base no tipo de mecanismo que será acoplado ao miniimplante (ARAÚJO, 2007) e também com o tipo de mucosa em que será inserido (SUNG *et al.*, 2007).

As cabeças em forma de cruz permitem a fixação de fios ortodônticos. Quando possuem retenções nas extremidades permitem o encaixe de molas ou elásticos. Para o transpasse de amarrilhos ou fios de elástico, devem apresentar um orifício (ARAÚJO, 2007).

Em relação às variações de tamanho de cabeça, os modelos com cabeça pequena são indicados para regiões de gengiva inserida na maxila e na mandíbula. Os sem cabeça são prescritos para a mucosa alveolar. Os modelos de cabeça longa são usados nas áreas limites entre a gengiva inserida e a mucosa mandibular (SUNG *et al.*, 2007).

A espessura da mucosa irá determinar o tamanho do perfil transmucoso. É imperativo que as roscas do miniimplante não estejam em contato com a mucosa, para prevenir a inflamação dos tecidos periimplantares (MIYAWAKI *et al.*, 2003). Com um cursor de borracha preso à sonda periodontal, é possível medir com precisão a espessura da mucosa na região em que o miniimplante será inserido e a partir desta medida selecionar o tamanho do perfil transmucoso a ser utilizado (ARAÚJO, 2007).

O comprimento do corpo do miniimplante pode variar de 4 a 12 mm. Como regra geral, quanto mais longo for o miniimplante, maior a área de contato osso/implante e conseqüentemente maior a estabilidade. Porém, o ideal é que o miniimplante esteja inserido pelo menos 5 mm no osso (FAVERO; BROLLO; BRESSAN, 2002; ARAÚJO, 2007).

Tseng *et al.* (2006) verificou a estabilidade de 45 miniimplantes de diferentes comprimentos (8, 10, 12 e 14 mm) e com o mesmo diâmetro em pacientes. O

comprimento do miniimplante influenciou a taxa de sucesso sendo de 80% para os de 8mm, 90% para os de 10 mm, 100% para os de 12 e 14 mm.

O diâmetro pode variar de 1,2 a 2,0 mm. O espaço disponível e a densidade óssea devem ser considerados. Entre as raízes indica-se os miniimplantes de 1,4 mm e em áreas edêntulas e nas sutura palatina os de 1,8 a 2,0 mm (ARAÚJO, 2007).

Wiechmann, Meyer e Büchter (2007) verificaram a taxa de sucesso de 133 miniimplantes de diferentes diâmetros, sendo um grupo com 1,1 mm e o outro com 1,6 mm. Os miniimplantes mais largos apresentaram taxa de falha de 13% e o outro de 30,4%. O diâmetro mais fino foi associado ao aumento na taxa de falha do miniimplante. Berens *et al.* (2006) obtiveram resultados muito semelhantes utilizando os mesmos tipos de parafuso, sendo as taxas de insucesso de 7,1% e 46,7%, respectivamente.

1.3.3 Áreas de inserção

Os miniimplantes possuem poucas limitações quanto ao local para implantação, devido ao diâmetro reduzido, que pode variar de 1,2 a 2,3 mm, e o comprimento de 5 a 21 mm, a depender do fabricante, da região em que será colocado, e da quantidade de força a ser aplicada (GRAY; SMITH, 2000; GIANCOTTI *et al.*, 2003; KYUNG *et al.*, 2003; MAINO *et al.*, 2003; GIANCOTTI; ARCURI; BARTALANI, 2004).

A seleção da área de inserção deve ser precisa para se obter o movimento dentário necessário, sem efeitos colaterais (LABOISSIÈRE, Jr. *et al.*, 2005). No entanto, os seguintes fatores também devem ser considerados: evitar danos a estruturas nobres, acesso que permita procedimentos seguros, espessura de tecido ósseo que garanta estabilidade primária adequada, inserção em mucosa queratinizada preferencialmente, facilidade de uso, evitar regiões de atrito com mucosa que causem desconforto ou irritação periimplantar, e a necessidade mecânica deve ser maior do que os riscos cirúrgicos envolvidos na instalação dos miniimplantes (ARAÚJO, 2007).

Por não serem osteointegráveis, o valor de ancoragem dos miniimplantes será influenciado pela qualidade e quantidade de osso em que serão inseridos (HUJA *et al.*, 2005; PARK; JEON; KWON, 2006).

Nos primeiros trabalhos clínicos com miniimplantes, as áreas de inserção eram bastante baixas na mandíbula e altas na maxila, com a intenção de se evitar danos às raízes. Isto limitava a função dos miniimplantes a servirem de ancoragem para movimentos verticais. Park, em 2002, posicionou miniimplantes com 1,2 mm de diâmetro entre as raízes de dentes e avaliou a cortical óssea, através de tomografia computadorizada de 21 pacientes. Constatou a possibilidade de fazer a implantação inter-radicular sem danos ao dente. Verificou também o aumento da espessura da cortical óssea alveolar no sentido posterior, sendo a cortical mandibular mais espessa. As maiores distâncias inter-radulares observadas se localizavam entre o segundo pré-molar e o primeiro molar no arco superior e entre o primeiro e o segundo molar no arco inferior, sendo estes os locais mais indicados para a inserção de miniimplantes.

A partir de então, as áreas para inserção de miniimplantes foram ampliadas e irão variar grandemente dependendo da indicação mecânica (HUJA *et al.*, 2005). Araújo (2007) apresentou de maneira abrangente as principais áreas para inserção de acordo com a movimentação dentária desejada, sendo estas:

♦ Maxila por vestibular

- Crista infrazigomática para retração em massa dos dentes superiores, retração de caninos e molares e intrusão de dentes posteriores.
- Tuberosidade para distalização de dentes posteriores.
- Entre primeiros e segundos molares para retração de dentes anteriores e intrusão de molares.
- Entre primeiros pré-molares e caninos para distalização e mesialização de molares e intrusão de grupos de dentes.
- Entre caninos e incisivos laterais para intrusão e controle de torque dos incisivos.

♦ Maxila por palatino:

- Entre primeiros e segundos molares para intrusão de dentes posteriores, retração de dentes anteriores e como ancoragem indireta.

- Entre primeiros e segundos pré-molares para intrusão de dentes posteriores, retração de dentes anteriores e como ancoragem indireta.
 - Entre primeiros pré-molares e caninos para mesialização de dentes posteriores.
 - Na sutura palatina mediana para movimentação distal de dentes posteriores e contração lateral do arco.
- ♦ Mandíbula por vestibular:
- Região retromolar para verticalização de molares e retração de dentes.
 - Entre primeiros e segundos molares para intrusão de molares, retração de dentes anteriores ou movimento vestibular de molares.
 - Entre primeiros e segundos molares para retração de dentes anteriores, intrusão de dentes posteriores, distalização e vestibularização de molares.
 - Entre primeiros pré-molares e caninos para mesialização de dentes posteriores.
 - Entre caninos e incisivos laterais ou entre incisivos para intrusão e controle de torque dos incisivos.
- ♦ Mandíbula (outras áreas):
- Tórus mandibular para mesialização de dentes posteriores.
 - Áreas edêntulas para mesialização ou distalização de dentes.

Para a seleção definitiva do local de inserção um criterioso estudo radiográfico deve ser realizado. A disponibilidade óssea e a proximidade com estruturas anatômicas importantes precisam ser analisadas. A radiografia panorâmica cobre todas as áreas possíveis para a instalação de um miniimplante, porém a periapical com técnica por paralelismo, proporciona informação mais segura. A melhor opção é ainda a tomografia computadorizada volumétrica, que irá fornecer informações nas três dimensões do espaço (ARAÚJO, 2007).

As áreas de maior distância entre as raízes devem ser as escolhidas, tanto para preservá-las, como para não prejudicar a estabilidade do miniimplante. Muita proximidade do parafuso à raiz dentária pode ser um fator de risco à estabilidade primária (KURODA *et al.*, 2007a).

1.3.4 Inserção

Uma vez definido o local para a instalação do miniimplante, esta pode ser realizada pelo ortodontista, cirurgião, periodontista ou implantodontista. Como a intervenção cirúrgica não é extensa, um ortodontista, devidamente treinado, tem capacitação para instalar estes dispositivos (ARAÚJO, 2007).

O sítio de inserção pode ser demarcado por um guia metálico, que pode ser confeccionado com fio ortodôntico ou com fio de latão (BAE *et al.*, 2002). Uma segunda radiografia periapical ou *bite-wing* deve ser obtida com bastante critério. As diferenças em angulações podem gerar distorções e, portanto, os dados radiográficos devem ser associados à sensibilidade tátil (CARANO *et al.*, 2005; ARAÚJO, 2007).

Em seguida o local é anestesiado por anestesia tópica e infiltrativa, que deve ser superficial atingindo apenas a mucosa e a cortical óssea. A sensibilidade do paciente durante a perfuração ou inserção é útil, podendo indicar que o miniimplante está próximo da lâmina dura do alveolo ou de uma raiz dentária (ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007).

Existem basicamente dois métodos para instalação de miniimplantes: o aberto e o fechado. O método aberto é feito de maneira transmucosa, não necessitando de incisão, o miniimplante fica exposto na cavidade oral, e é utilizado em áreas de mucosa queratinizada. O método fechado, por sua vez, necessita de incisão prévia e a cabeça do parafuso fica submersa no tecido mole ao final da instalação, com um fio de ligadura exposto na cavidade bucal, sendo indicado para regiões de mucosa alveolar não queratinizada (ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007).

O tipo de procedimento cirúrgico irá variar também de acordo com o tipo de miniimplante a ser utilizado. Para os miniimplantes auto-rosqueantes indica-se uma pequena incisão na região e elevação do retalho mucoperiosteal, seguido pela perfuração do osso cortical. O outro tipo de procedimento ou técnica transmucosa é realizado sem retalho cirúrgico, a perfuração é feita diretamente no local, atravessando a gengiva até atingir o osso cortical e o parafuso é, então, inserido com a chave de parafuso (KYUNG *et al.*, 2003). Kuroda *et al.*, (2007b) verificaram, numa avaliação em 75 pacientes, que a técnica transmucosa é menos dolorosa, causa menos desconforto pós-operatório e tem maiores índices de sucesso.

A perfuração da cortical é indicada para a instalação de miniimplantes auto-roscqueantes e pode ser realizada com fresa manual acoplada à chave de mão ou quando a cortical é mais resistente, podendo ser feita com broca helicoidal de 0,3 a 0,4 mm inferior ao diâmetro do miniimplante. Para regiões que apresentem alta densidade do osso cortical, deve-se aprofundar a broca o correspondente ao comprimento do miniimplante (ARAÚJO, 2007). Sung *et al.* (2007) recomendam também o uso de guias para limitar a profundidade e a direção durante a perfuração.

Alguns cuidados devem ser tomados, como a irrigação durante a perfuração, para evitar inflamação e dor na região decorrentes do calor produzido pela rotação da broca e atrito com o osso, aumentando, assim, as chances de sucesso. (GIANCOTTI *et al.*, 2003; KYUNG *et al.*, 2003; MAINO *et al.*, 2003; GIANCOTTI; ARCURI; BARTALANI, 2004). A perfuração deve ser realizada com contra-ângulo de redução de no mínimo 16:1, para ser executada em baixa velocidade e com torque adequado. Os micromotores elétricos são mais precisos na velocidade de perfuração e na quantidade de torque e portanto são indicados (ARAÚJO, 2007).

A inclinação em que o miniimplante é inserido no osso cortical deve ser considerada. Do ponto de vista mecânico, a inserção do miniimplante perpendicularmente à tábua óssea é a mais adequada, porém nem sempre é possível (SUNG *et al.*, 2007). Os miniimplantes colocados na maxila podem ser inseridos com uma angulação de 30° a 45° com o longo eixo do dente, tanto na superfície vestibular quanto na palatina, para que haja maior área de contato do miniimplante com o osso, além de reduzir o risco de atingir a raiz do dente. A espessura do osso cortical mandibular às vezes requer 30° a 60° de angulação com o longo eixo do dente. (KYUNG *et al.*, 2003; ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007).

A inserção propriamente dita do miniimplante pode ser manual ou mecânica. A manual é executada com chave longa para a região vestibular da maxila e da mandíbula, ou curta para o palato e o espaço retromolar. A inserção mecânica é feita com chave acoplada ao contra-ângulo em 100 rpm e é indicada para regiões de difícil acesso ou de alta densidade óssea. Existem torquímetros que auxiliam durante a inserção do miniimplante, evitando que se exerça torques de inserção acima do valor máximo suportado pelo dispositivo (ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007).

O torque para inserção de um miniimplante traduz a quantidade de estabilidade primária conseguida e é portanto um fator importante para o sucesso do mecanismo

de ancoragem (WILMES *et al.*, 2006). Friberg *et al.* (1995) relataram uma correlação positiva, estatisticamente significativa, entre o torque de inserção do miniimplante e os valores de densidade óssea do local a ser utilizado, e concluíram que métodos utilizados para a medição de torque durante a inserção do miniimplante devem ser usados rotineiramente.

Elias, Guimarães e Muller, em 2005, mediram o torque de inserção de miniimplantes em corticais ósseas de coelho e de boi. Dezoito miniimplantes comerciais com 6,0 mm de comprimento e diâmetros de 1,5 e 2,0 mm foram submetidos aos ensaios de inserção e remoção. Verificaram que quanto maior o diâmetro do miniimplante, maior o torque de inserção, os miniimplantes de 2,0 mm apresentaram torque 84,1% maior do que os de 1,5 mm. Quanto mais densa a cortical, maior também foi o torque, sendo na cortical bovina 141,7% maior do que na de coelho.

Motoyoshi *et al.* (2006) para determinar o torque adequado de inserção e assim obter melhor sucesso com miniimplantes auto-rosqueáveis no osso alveolar, mediram o torque de inserção de 124 miniimplantes em 41 pacientes. A taxa de sucesso foi de 85,5%. A média de torque máximo de inserção variou de 7,2 a 13,5 Ncm, dependendo da localização do miniimplante. Houve diferença significativa no torque máximo de inserção entre a maxila e a mandíbula, sendo este menor na região posterior da maxila. O torque máximo de inserção foi significativamente maior no grupo que falhou. Torques muito altos podem gerar um alto nível de estresse ao osso e resultar em degeneração do tecido na interface implante/osso. O torque de inserção recomendado para miniimplantes de 1,6 mm de diâmetro deve ficar entre 5 e 10 Ncm. A diferença entre o diâmetro do miniimplante e da perfuração prévia devem ser reguladas em proporção com a dureza e a espessura da cortical óssea.

Wilmes *et al.* (2006) avaliaram o torque de inserção de diferentes miniimplantes, utilizando 5 tipos diferentes: o *Tomas Pin* com 8 e 10 mm de comprimento, sem especificação de diâmetro e o *Dual Top* com dimensões de 1,6 por 8 mm, 1,6 por 10mm e 2,0 por 10 mm. Estes miniimplantes foram inseridos em osso pélvico de porcos. Diferentes diâmetros e profundidades de perfuração foram realizados, sendo estes, 1,0, 1,1, 1,2 e 1,3 mm e profundidades de 1, 2, 3, 6 e 10 mm. A espessura da cortical óssea foi medida usando micro-tomografia computadorizada. Houve uma correlação positiva e forte ($r=0,83$) quando os torques de inserção foram associados à espessura da cortical óssea. Observou-se também

que quanto maior o diâmetro do miniimplante e quanto menor o diâmetro da perfuração, maior foi o torque de inserção. Já, quanto mais profunda a perfuração menor foi o torque.

1.3.5 Remoção

Após a utilização do miniimplante para o tratamento desejado, a sua remoção é necessária. A falta de osteointegração facilita a sua remoção e geralmente a anestesia local não é necessária. Para removê-lo utiliza-se uma chave de parafuso manual, girando-a na direção oposta a da inserção. A chave mecânica também pode ser utilizada. O giro inicial algumas vezes oferece uma resistência significativa. Não há necessidade de suturas e o tecido mole recobrirá a área em poucos dias (KYUNG *et al*, 2003; MAINO *et al*, 2003; ARAÚJO, 2007; SUNG *et al.*, 2007).

Existem poucos estudos avaliando o torque máximo de remoção. Elias, Guimarães e Muller, em 2005, mediram o torque de remoção de miniimplantes em corticais ósseas de coelho e de boi. Dezoito miniimplantes comerciais com 6,0 mm de comprimento e diâmetros de 1,5 e 2,0 mm foram submetidos aos ensaios de remoção e encontraram valores de $5,4 \pm 0,7$ Ncm para a cortical de coelho e $6,8 \pm 0,8$ Ncm na cortical bovina para os miniimplantes de 1,5 mm de diâmetro. Os miniimplantes com 2,0 mm de diâmetro só foram testados em cortical bovina e apresentaram torque de remoção de $12,0 \pm 1,6$ Ncm. Todos os torques de remoção foram significativamente menores do que os torques de inserção.

Favero, Pisoni e Paganelli (2007) avaliaram o torque de remoção de 16 miniimplantes osteointegráveis Exacta, medindo 3,3 mm de diâmetro e 7,0 mm de comprimento. Verificaram que é possível remover miniimplantes com chave manual, mesmo que osteointegrados, e o torque de remoção variou de 53,0 a 90,9 Ncm, dependendo do local em que foram inseridos. Os valores mais baixos foram encontrados na região retromolar e os mais altos no palato.

1.3.6 Fratura

Os miniimplantes já serviram como ancoragem para o movimento dentário em modelos animais (DEGUCHI *et al.*, 2003) e em humanos (KANOMI, 1997). Apesar dos casos clínicos documentarem que estes miniimplantes sejam bem sucedidos, mesmo os grupos mais experientes já experimentaram falhas clínicas (HUJA *et al.*, 2005). Por serem pequenos os miniimplantes tem poucas limitações para o local de implantação, porém as dimensões reduzidas aumentam a possibilidade de deformação durante o emprego e a fratura na inserção ou remoção (ELIAS; GUIMARÃES; MULLER, 2005).

A fratura é um dos fatores de riscos e complicações que ocorrem na utilização dos miniimplantes. Ocorre, normalmente, durante a inserção ou remoção do miniimplante no osso, mas também pode incidir durante a aplicação de força do tratamento ortodôntico. Sua causa está relacionada ao excesso de força aplicada na instalação do miniimplante. No entanto, a qualidade e a densidade óssea podem influenciar na resistência ao torque de inserção, que, aliada à subperfuração, pode potencializar a fratura da região próxima à cabeça do miniimplante (LABOISSIÈRE Jr. *et al.*, 2005).

De acordo com Kyung *et al.* (2003) a resistência dos miniimplantes é maior do que a maioria das forças ortodônticas, não sendo a fratura um risco muito importante durante a ativação, mas sim durante os procedimentos de inserção e de remoção. A fratura está usualmente relacionada ao excesso de pressão aplicada à chave longa de inserção manual, ou à utilização de contra-ângulo com torque superior a 10Ncm.

Para minimizar o risco de fratura, é fundamental a realização de movimentos cênicos durante a inserção ou remoção do miniimplante, evitando-se torções ou momento de força indesejáveis, que gerariam uma concentração excessiva de forças em zonas específicas e possibilitariam a fratura do miniimplante. (ARAÚJO *et al.*, 2006).

Wilmes *et al.* (2006) recomendam perfuração prévia à inserção com no mínimo 1,3 mm de diâmetro, principalmente em regiões de maior densidade óssea, até mesmo para miniimplantes autoperfurantes, para reduzir o torque de inserção e conseqüentemente evitar o risco de fratura do miniimplante.

Sabe-se que a força aplicada durante a inserção do miniimplante no osso, também chamada de torque, deve ser adequada e é geralmente especificada pelo fabricante. O torque é uma força aplicada fora do centro de resistência do corpo, que cria a tendência do corpo girar em torno de seu centro de resistência. Diz-se, nesse caso, que a força está criando um torque ou momento torsor. O torque é calculado pela equação $T = F \times R$ (sendo F, a força e R, o raio do objeto), e é uma grandeza constantemente usada na Odontologia. Para se determinar o torque máximo de resistência do miniimplante até a sua fratura, utiliza-se o ensaio de torção (ELIAS; LOPES, 2007).

O ensaio de torção consiste em aplicar uma força no corpo-de-prova para induzir um movimento de rotação em torno do seu centro de resistência. Para a execução do ensaio fixa-se uma das extremidades do corpo-de-prova e aplica-se um momento na extremidade oposta (ELIAS; LOPES, 2007).

Nos ensaios de torção realizados em máquinas universais de ensaios mecânicos (EMIC) é possível obter uma curva força x deslocamento, que, após a normalização, é transformada em torção x deformação angular. Pode-se também empregar os instrumentos denominados torquímetros, os quais normalmente são digitais e fornecem pontos ou curvas. Ao final do ensaio, tem-se uma série de pontos que podem ser usados para traçar uma curva torque x ângulo de torção (ELIAS; LOPES, 2007).

Melsen (2005) associou o menor diâmetro do miniimplante à maior possibilidade de fratura. Utilizando técnicas para medir distribuição de estresse, observou que a possibilidade de fratura é maior durante o processo de remoção do que de inserção. As fraturas geralmente ocorrem perto do pescoço do parafuso e a presença de orifícios podem enfraquecer ainda mais o dispositivo.

Wilmes *et al.* (2006) avaliaram o torque de inserção de diferentes miniimplantes, utilizando 5 tipos diferentes: o *Tomas Pin* com 8 e 10 mm de comprimento, sem especificação de diâmetro e o *Dual Top* com dimensões de 1,6 por 8 mm, 1,6 por 10mm e 2,0 por 10 mm. Nove implantes *Dual Top* fraturaram com torques de inserção acima de 230 Ncm e o autores recomendaram limitar estes torques a no máximo 200 Ncm.

No entanto, se houver fratura, a remoção poderá ser realizada através da utilização de instrumentos manuais ou rotatórios delicados, sendo este, contudo, um procedimento de difícil execução, embora necessário na maioria dos casos, já que a

porção fraturada do miniimplante poderia inviabilizar a continuidade do tratamento ortodôntico (ARAÚJO, 2007).

Poucas informações são encontradas na literatura sobre fraturas dos miniimplantes. Não se sabe com que frequência acontecem e como as diferentes formas de dispositivos podem contribuir com sua ocorrência. Várias informações sobre cautela nas técnicas de inserção ou remoção para evitar fraturas são fornecidas, porém muitas são baseadas em experiência clínica, uma vez que são poucos os estudos realizados sobre a resistência física de miniimplantes com diferentes formas.

2 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo determinar e comparar a resistência mecânica de miniimplantes com e sem perfil transmucoso, de dois fabricantes diferentes, quando inseridos em osso cortical, para as seguintes variáveis:

- (a) torque máximo de inserção;
- (b) torque máximo de remoção;
- (c) torque de fratura;
- (d) tipo de fratura;
- (e) tensão cisalhante calculada e tensão normal calculada.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostras de Miniimplantes

Foram utilizados 20 miniimplantes do tipo autoperfurantes, sendo 10 da empresa SIN (Sistema de Implantes Nacional, São Paulo, SP, Brasil) e 10 da empresa Neodent (Curitiba, PR, Brasil). Todos os miniimplantes possuíam 1,6 mm de diâmetro, sendo que os da SIN possuíam comprimento de 8 mm (Figura 2a) e os da Neodent 7 mm (Figura 2b). Para compor os grupos, foram utilizados 5 miniimplantes sem perfil transmucoso e 5 miniimplantes com perfil transmucoso de 2 mm, de cada fabricante (Figura 2c). A amostra foi assim dividida em quatro grupos, que foram denominados: SIN sem perfil (SSP); SIN com perfil (SCP); Neodent sem perfil (NSP) e Neodent com perfil (NCP).

Todos os procedimentos e ensaios foram realizados nas dependências do Laboratório de Biomateriais do Curso de Engenharia de Materiais do Instituto Militar de Engenharia do Rio de Janeiro (IME).

3.2 Preparo das peças ósseas

Duas tíbias de boi foram obtidas em abatedouro. Estas foram cortadas transversalmente ao seu longo eixo em segmentos de 15 mm. Retirou-se a medula e a espessura da cortical óssea foi mensurada. Os segmentos que possuíam no mínimo 9 mm de espessura foram selecionados e foram novamente recortados em peças quadrangulares com 10 mm de lado (Figura 3a). Estas dimensões permitiam posicionamento adequado da peça óssea ao torquímetro (Figura 4) e asseguravam a inserção completa da broca para perfuração (Figura 3b) e dos miniimplantes a serem avaliados em cortical óssea. Obteve-se desta forma 20 fragmentos ósseos, um para cada miniimplante, que foram novamente mantidos a 4°C por três dias, até a data dos ensaios.

Esses fragmentos ósseos foram, então, encaixados em peça metálica regulável para o seu tamanho e forma (Figura 4). Essa peça ficava acoplada a um

torquímetro (Lutron torquimeter TQ- 8800, Taipei, Taiwan) preso a um torno de bancada (Starfer, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), que impedia qualquer movimentação do mesmo durante o experimento (Figura 5).



Figura 2- Miniimplantes autoperfurantes, com diâmetro de 1,6 mm, que constituíram a amostra: (a) miniimplantes da marca SIN medindo 8 mm de comprimento, sem (esquerda) e com perfil transmucoso (direita) de 2 mm; (b) miniimplantes da marca Neodent, medindo 7 mm de comprimento, sem (esquerda) e com perfil transmucoso (direita) de 2 mm; (c) miniimplantes de cada grupo, NSP, SSP, NCP e SCP, respectivamente

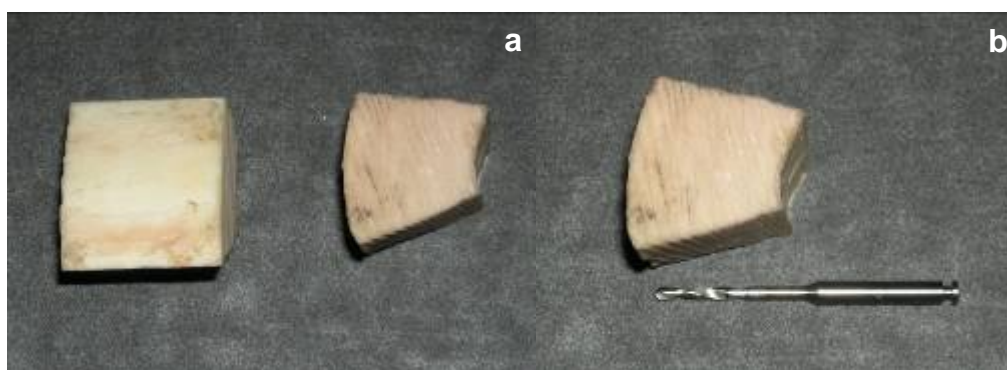


Figura 3- Fragmentos de tíbia bovina, recortados em peças com 10 mm de largura e comprimento e 9 mm de profundidade (a), para garantir inserção completa da broca para perfuração e também dos miniimplantes avaliados (b)

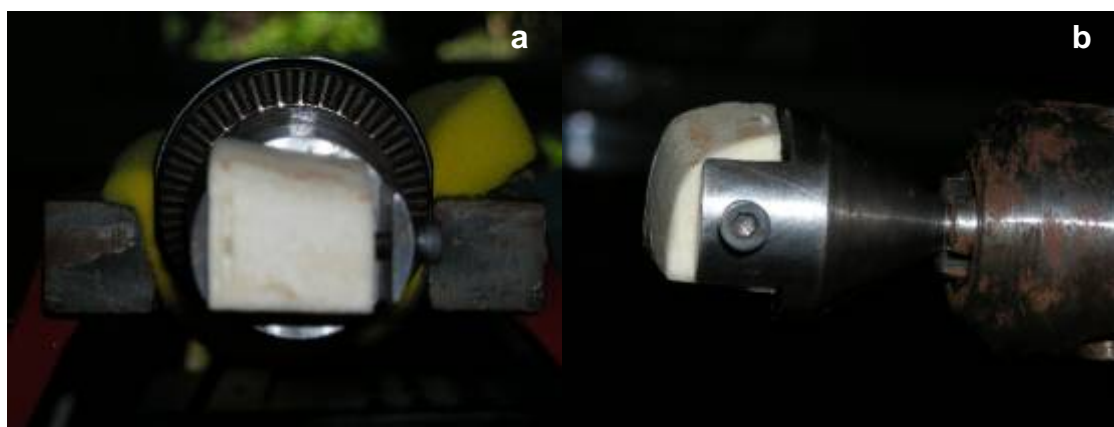


Figura 4- Fragmento ósseo posicionado em torquímetro, utilizando peça metálica regulável por rosca lateral; (a) visão frontal e (b) visão lateral

Foi utilizado o motor cirúrgico MC – 101, Omega.02 da Dentscler (Ribeirão Preto, SP, Brasil) ligado a um contra-ângulo redutor de 20:1, com 40.000 rpm (Anthogyr Instruments, Saclanches, France), para realizar os ensaios de inserção e remoção dos miniimplantes (Figura 6). A utilização do contra-ângulo redutor é recomendada pelos fabricantes para a inserção dos miniimplantes, pois ele reduz a velocidade em fator de 20 e amplifica o torque máximo na mesma proporção.

Para permitir a inserção dos miniimplantes apenas em cortical, foi realizada uma perfuração no centro da peça óssea (Figura 7b). Utilizou-se uma broca de aço cilíndrica com diâmetro de 1,3 mm, específica para perfuração de osso (Neodent Curitiba, PR, Brasil). Esta foi colocada no contra-ângulo e a perfuração foi realizada sob irrigação manual feita com água. Os miniimplantes foram instalados na direção radial da tíbia(Figura 7a).

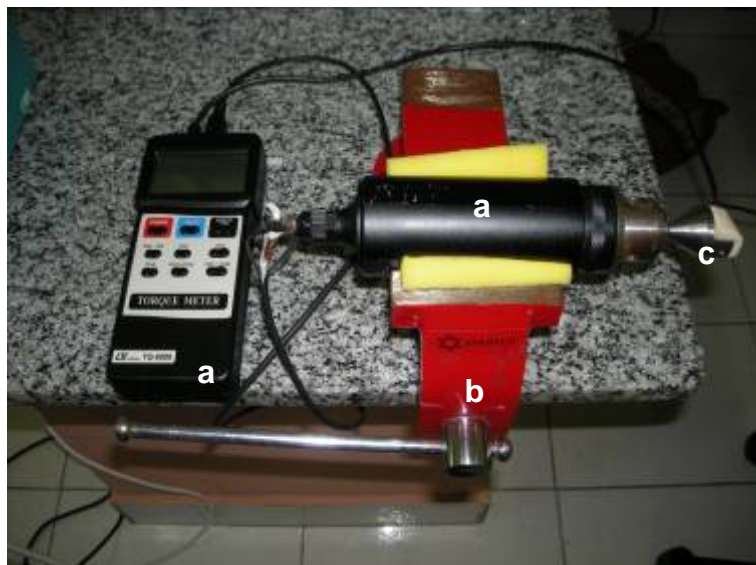


Figura 5- Sistema utilizado para medir o torque de inserção e de remoção dos miniimplantes, constituído por um torquímetro digital (a) preso ao torno de bancada (b). A peça óssea, onde os miniimplantes foram inseridos, era fixada por meio de posicionador metálico (c)

3.3 Ensaios mecânicos

Em seguida, foi feita a instalação do miniimplante com chave de inserção específica para cada fabricante, acoplada ao contra-ângulo, também sob irrigação manual feita com água (Figura 8a). Este procedimento de inserção era interrompido quando ocorria o travamento do miniimplante ao osso impedindo o giro do motor (Figura 8b). Utilizava-se, então, a chave de torque manual, de cada fabricante, até a inserção completa do miniimplante ao osso, i.e., até não se visualizar as roscas do miniimplante. Os miniimplantes foram removidos do osso com o mesmo motor, utilizando-se a opção de rotação reversa. Para a remoção não houve a necessidade do uso de chave manual.

Durante os ensaios de inserção e remoção dos miniimplantes, o torque foi medido de maneira contínua. Estes dados foram registrados através da conexão do torquímetro ao computador, que enviava os dados para o programa Lutron 101, versão V0011TW (Lutron Electronic Enterprise, Taipei, Taiwan). Os valores obtidos

foram copiados para o Origin PRO 7.0 (Origin Lab Corporation, Northampton, MA, USA) para a obtenção dos gráficos. Os valores de torques máximos de inserção e de remoção foram obtidos pelos picos máximos dos gráficos.



Figura 6- Contra-ângulo redutor (a) acoplado a motor cirúrgico (b) utilizados nos procedimentos de inserção e remoção dos miniimplantes

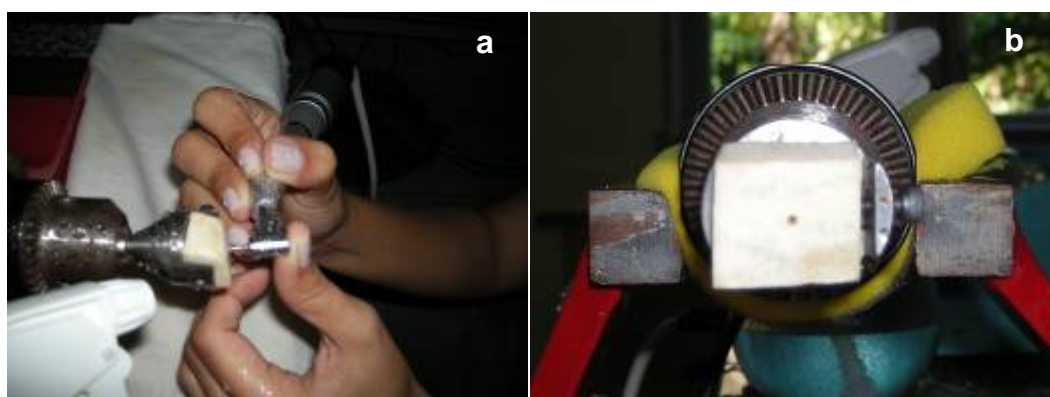


Figura 7- (a) Perfuração da peça óssea com broca cilíndrica, possuindo 1,3 mm de diâmetro, sob irrigação manual e (b) orifício preparado para posterior inserção do miniimplante

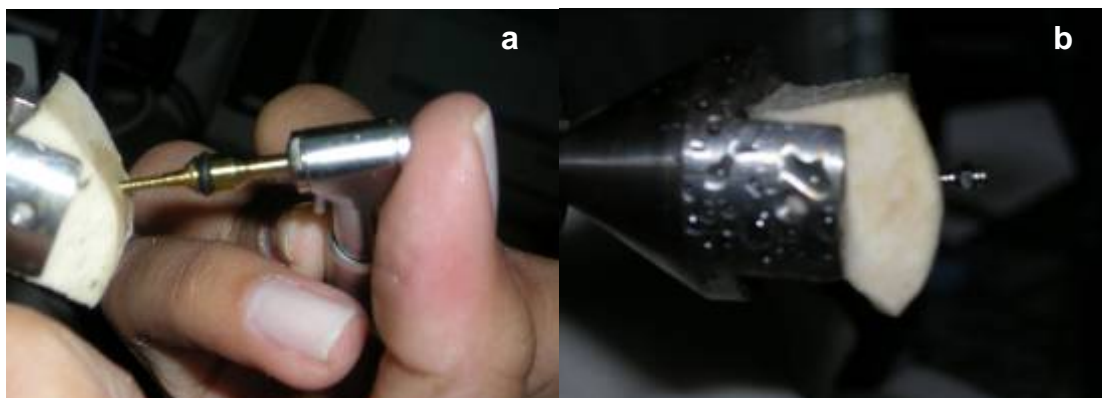


Figura 8- (a) Inserção do miniimplante na peça óssea com chave acoplada ao contra-ângulo, ligado ao motor cirúrgico, sob refrigeração manual e (b) situação de inserção incompleta do miniimplante após travamento do motor

Durante os ensaios tanto de inserção quanto de remoção, alguns miniimplantes sofreram fratura (Figura 9). Os miniimplantes que não fraturaram durante estes ensaios, foram submetidos ao ensaio mecânico de fratura à torção utilizando um dispositivo de mandris acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC, Curitiba, PR, Brasil) com célula de carga de 500N (Figura 10).

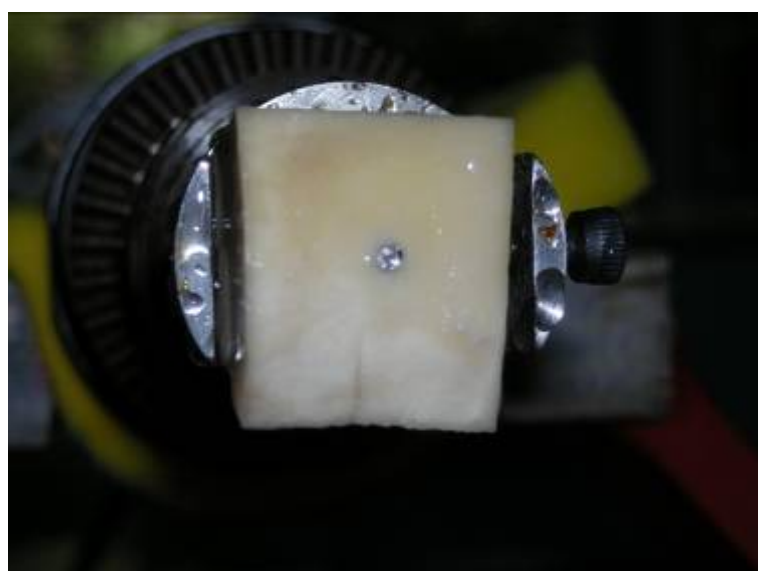


Figura 9- Fragmento de miniimplante fraturado dentro do osso durante o ensaio de inserção

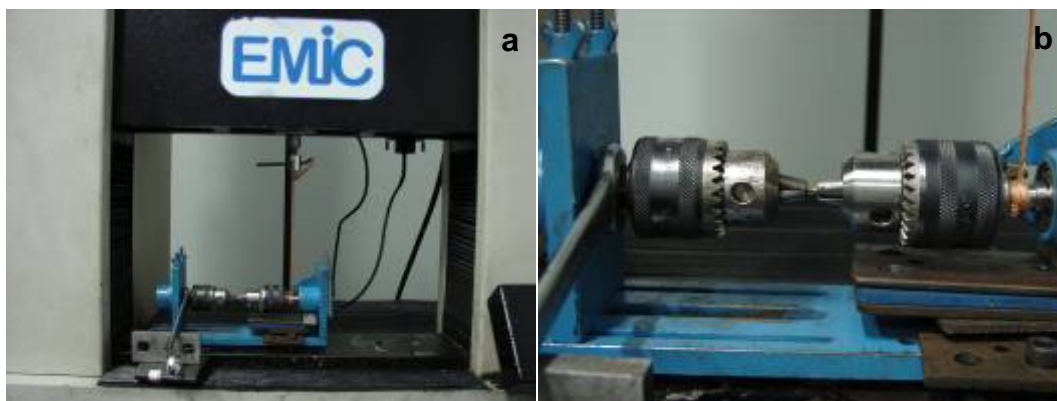


Figura 10- (a) Dispositivo de ensaio de torção, realizado para determinar o torque máximo de resistência à fratura dos miniimplantes, acoplado à máquina de ensaios mecânicos com célula de carga de 500 N e (b) detalhe do dispositivo de ensaio de torção. O mandril da direita sofre rotação quando o fio de polímero é tracionado pela máquina de ensaio e o mandril da esquerda é fixo e prende o miniimplante

Para a fratura sob torção, o miniimplante foi preso por mandris nas suas duas extremidades. Um destes mandris é fixo, onde foi preso a ponta do miniimplante. O outro gira por tração de um fio de polímero preso ao eixo do mandril e à célula de carga onde se prendeu a cabeça do miniimplante. Com uma extremidade fixa e a outra sofrendo rotação, gera-se uma força de torque sobre o miniimplante, que é registrada pelo Programa Tesc, versão 3.04 (EMIC, Curitiba, PR, Brasil) como força máxima quando este se fratura (Figura 10b).

O torque de fratura foi calculado multiplicando a força máxima, obtida nos registros da máquina EMIC, pelo raio do eixo que o fio de polímero fora enrolado, conforme a equação:

$$\text{Torque (T)} = \text{Força (F)} \times 4 \quad (1),$$

onde T = torque e F = força. Para os miniimplantes que fraturaram durante os ensaios de inserção ou remoção, utilizou-se o valor do torque no momento da fratura.

3.4 Avaliação por microscopia

A região de fratura dos miniimplantes foi avaliada através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) com microscópio JEOL, modelo JSM-5800 LV (JEOL, Tóquio, Japão). Uma vez que alguns miniimplantes fraturaram dentro do osso, apenas a parte superior poderia ser submetida à análise no MEV sem preparo específico. Desta forma, os fragmentos superiores dos miniimplantes foram colocados em placa metálica e presos por uma fita adesiva dupla-face para permanecerem em posição vertical. Com o auxílio do programa específico do MEV, o miniimplante foi localizado e a região em que houve a deformação foi analisada e fotografada com aumento de 500x. Com estas imagens pôde-se determinar o tipo de fratura para cada grupo de miniimplantes.

Uma das maneiras de se verificar diferenças entre o material de confecção de barras cilíndricas é através do cálculo da tensão cisalhante. Como os miniimplantes podem ser considerados barras cilíndricas, utilizou-se esta variável para se certificar que não havia diferença entre os materiais utilizados pelos fabricantes. Para o cálculo da tensão cisalhante utilizou-se a seguinte fórmula:

$$\text{Tensão Cisalhante} = 16.T/\pi. D^3 (2),$$

onde T = torque e D = diâmetro da superfície fraturada do miniimplante. Para medir o diâmetro da superfície fraturada do miniimplante utilizou-se o microscópio óptico Zeiss, Stemi 2000-C (Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 150x. As imagens das superfícies foram capturadas em computador e enviadas ao programa Axio Vision, (Zeiss, Jena, Alemanha) onde foram calculados seus diâmetros. Dois traços, perpendiculares entre si, contendo o diâmetro da superfície foram marcados, e a média destes dois valores foi considerada o diâmetro da superfície fraturada. Para alguns miniimplantes, estes valores foram confirmados no MEV (Figura 11).

Para confirmar os valores da tensão cisalhante, calculou-se a tensão normal através da seguinte fórmula:

$$\text{Tensão Normal} = 16.T/\sqrt{3}. \pi .D^3(3),$$

onde T = torque e D = diâmetro da superfície fraturada do miniimplante.

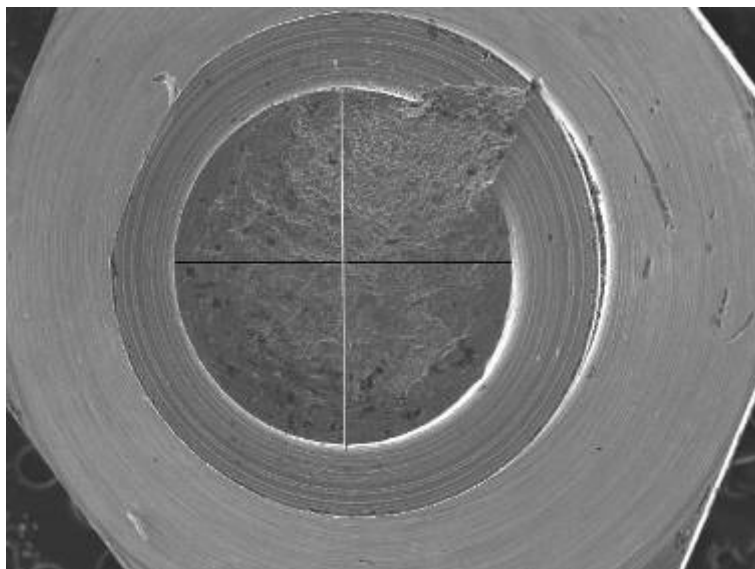


Figura 11- Secção transversa do miniimplante fraturado observado no MEV em aumento de 500x. A média das dimensões das linhas preta e branca foi utilizada para calcular o diâmetro da superfície de fratura dos miniimplantes

3.5 Análise estatística

Todos os resultados numéricos foram apresentados através da média e do desvio-padrão. Os torques de inserção, de remoção e de fratura, assim como a tensão cisalhante calculada foram comparados entre todos os grupos através do *one-way ANOVA*. Para se comparar os torques de inserção e de remoção para cada grupo utilizou-se o *two-way ANOVA*. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

Foram medidos os valores de torque máximo durante a inserção dos miniimplantes na cortical de osso bovino para todos os grupos SSP, SCP, NSP, NCP. Os valores médios para o torque máximo de inserção variaram de 30,6 (grupo NCP) a 23,2 Ncm (grupo SCP) (Tabela 1). Dois miniimplantes do grupo NSP e dois do grupo NCP fraturaram durante o procedimento de inserção. Nestes casos o valor de torque máximo registrado foi o obtido no momento da fratura.

Tabela 1- Torques máximos (Ncm) de inserção e de remoção dos quatro grupos de miniimplantes. Os resultados são dados em média e desvio-padrão, e os valores entre parênteses indicam o número de miniimplantes em cada grupo.

Grupo	SSP	SCP	NSP	NCP
Inserção	25,2 ± 1,9 (n=5)	23,2 ± 4,9 (n=5)	26,0 ± 2,4 (n=5)	30,6 ± 1,8 (n=5)
Remoção	17,2 ± 4,9 (n=5)	17,6 ± 7,6 (n=5)	16,6 ± 7,5 (n=3)	25,0 ± 5,1 (n=3)

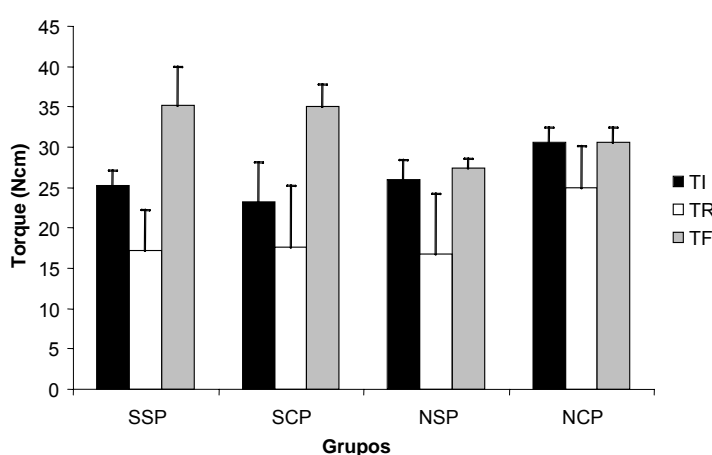


Gráfico 1- Torques máximos (Ncm) de inserção (TI), de remoção (TR) e de fratura (TF) dos quatro grupos de miniimplantes. As colunas representam média e as barras de erro representam o desvio-padrão. O número de amostras em cada grupo é o mesmo mostrado na Tabela 1

Os valores médios do torque máximo para a remoção dos miniimplantes também foram medidos e as médias variaram entre 25,0 (grupo NCP) e 16,6 Ncm (grupo NSP) (Tabela 1). Três miniimplantes do grupo NCP fraturaram durante a remoção. Nestes casos, o valor de torque máximo registrado também foi o obtido no momento da fratura. Os valores de torque máximo para inserção foram maiores do que os de remoção para todos os grupos, sendo que o grupo NCP apresentou os maiores valores de torque para as duas variáveis (Gráfico 1).

Tabela 2- Comparação estatística (*one-way ANOVA*) entre as médias dos torques máximos de inserção e de remoção. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco, quando significativos.

Grupos	SSP x SCP	SSP x NSP	SSP x NCP	SCP x NSP	SCP x NCP	NSP x NCP
Inserção	0,421	0,574	0,001*	0,287	0,013*	0,009*
Remoção	0,924	0,652	0,372	0,135	0,311	0,191

As médias dos torques de inserção e de remoção entre os diferentes grupos de miniimplantes foram comparadas pela *one-way ANOVA*. Verificou-se diferença estatisticamente significativa no torque máximo de inserção para o grupo NCP quando comparado com os demais grupos, demonstrando que o torque de inserção máximo do grupo NCP foi significativamente superior ao de todos os outros grupos (Tabelas 1 e 2; e Gráfico 1). Não houve diferença significativa para o torque máximo de remoção entre os grupos (Tabela 2).

Para cada grupo, as médias dos torques máximos de inserção e de remoção foram comparados entre si através da *two-way ANOVA*. Observou-se que, em todos os grupos, os valores para inserção foram maiores do que os de remoção. No entanto, apenas o grupo SSP apresentou diferença estatisticamente significativa, demonstrando que, para este grupo, o torque máximo de inserção foi significativamente maior do que o de remoção (Tabelas 1 e 3; Gráfico 1).

Tabela 3- Comparação estatística (*two-way ANOVA*) entre as médias dos torques máximos de inserção e de remoção entre os miniimplantes do mesmo grupo. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco, quando significativos.

Grupos	SSP x SSP	SCP x SCP	NSP x NSP	NCP x NCP
p-valor	0,044*	0,287	0,272	0,177

A média dos torques de fratura dos diferentes grupos de miniimplantes variou entre 35,14 e 27,42 Ncm, para os grupos SSP e NSP, respectivamente. Os grupos SSP e SCP apresentaram valores mais próximos entre si do que os grupos NSP e NCP (Tabela 4). Ao comparar os torques de fratura entre os grupos não se verificou diferença entre SSP e SCP e entre SSP e NCP. O grupo NSP apresentou a menor média para o torque de fratura e diferiu significativamente de todos os outros grupos. Os miniimplantes da marca SIN (grupos SSP e SCP) não apresentaram diferença entre si, demonstrando pouca variação de resistência (Tabelas 4 e 5).

Tabela 4- Torque de fratura (Ncm) dos quatro grupos de miniimplantes. Os resultados representam a média e desvio-padrão de cinco amostras em cada grupo.

Grupo	SSP	SCP	NSP	NCP
Fratura	35,14 ± 4,85	35,12 ± 2,73	27,42 ± 1,14	30,60 ± 1,82

Tabela 5- Comparação estatística (*one-way ANOVA*) das médias dos torques de fratura entre os grupos. Os números representam os valores de p e são assinalados com asterísco quando significativos.

Grupos	SSP x SCP	SSP x NSP	SSP x NCP	SCP x NSP	SCP x NCP	NSP x NCP
p valor	0,992	0,034*	0,160	0,003*	0,036*	0,003*

As morfologias das superfícies de fratura dos miniimplantes para todos os grupos foram comparadas na análise das imagens obtidas no MEV. Todos os grupos apresentaram microporosidades e deformação plástica causadas por

deformação em torção. As direções das deformidades plásticas indicaram que as fraturas ocorreram por cisalhamento com características de fratura do tipo dúctil (Figura 12).

A tensão cisalhante calculada variou entre 1124,81 (grupo SCP) e 1041,85 MPa (grupo NSP), porém não se verificou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, quando comparados pela ANOVA, demonstrando que todos os miniimplantes não diferiram em relação à resistência mecânica do material que foram confeccionados (Tabelas 6 e 7).

Tabela 6- Valores do diâmetro (D), da região de fratura dos miniimplantes, da força para fratura (F), do torque de fratura (T), da tensão cisalhante calculada (Tcis), e da tensão normal calculada (Tn). Os resultados são dados em média e desvio-padrão de 5 amostras em cada grupo.

Grupos	SSP	SCP	NSP	NCP
D médio (mm)	1,17 ± 0,02	1,20 ± 0,04	1,08 ± 0,04	1,13 ± 0,02
F (N)	87,99 ± 12,17	87,97 ± 6,79	69,18 ± 2,25	77,5 ± 4,56
Torque (Ncm)	35,19 ± 48,70	35,18 ± 27,18	27,67 ± 11,64	31,0,00 ± 18,26
Tcis (MPa)	1123,14 ± 168,28	1041,85 ± 154,78	1124,81 ± 122,96	1088,68 ± 128,69
Tn (MPa)	648,46 ± 97,16	601,53 ± 89,37	633,95 ± 70,55	631,06 ± 64,59

Tabela 7- Comparação estatística (*one-way ANOVA*) das médias da tensão cisalhante calculada entre os grupos. Os números representam os valores de p.

Grupos	SSP x SCP	SSP x NSP	SSP x NCP	SCP x NSP	SCP x NCP	NSP x NCP
p-valor	0,442	0,835	0,694	0,461	0,611	0,954

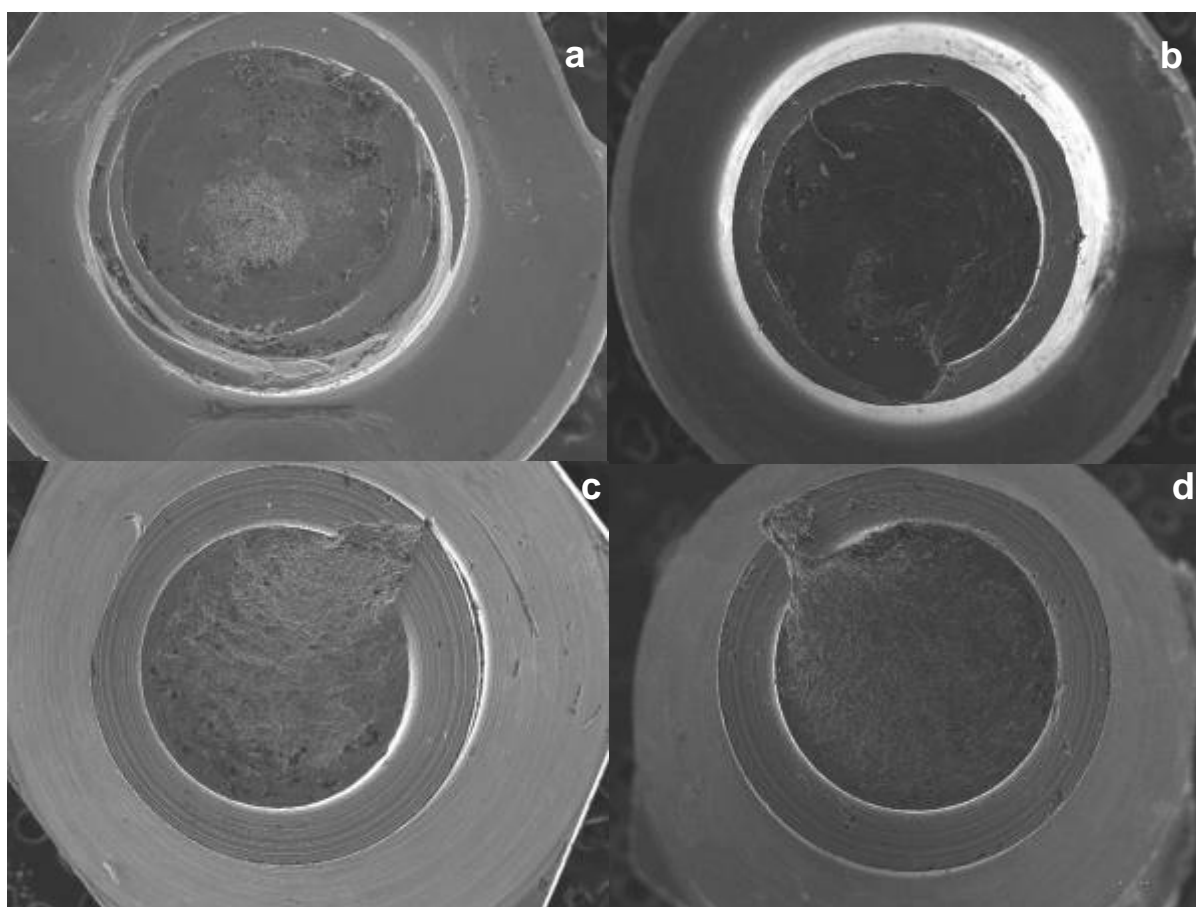


Figura 12- Superfície de fratura dos miniimplantes observada em MEV com aumento de 500x. Miniimplante do grupo SSP (a), SCP (b), NSP (c) e NCP (d). Estas imagens foram utilizadas para classificar o tipo de fratura ocorrido. Todas foram do tipo dúctil, caracterizado pelas linhas de cisalhamento geradas pela torção. As fotos são representativas para cada grupo.

5 DISCUSSÃO

A seleção dos materiais odontológicos é baseada em resultados obtidos em ensaios mecânicos, observações empíricas e experiência clínica (ELIAS; LOPES, 2007). Os miniimplantes ortodônticos foram descritos pela primeira vez por Kanomi em 1997 e, desde então vêm sendo utilizados clinicamente, sendo apresentados com as mais diversas formas e dimensões. Poucos são os estudos avaliando o desempenho biomecânico destes dispositivos. O conhecimento destas informações pode prover melhores formas de implantes, menor possibilidade de falha clínica e melhores orientações para o seu uso clínico (HUJA *et al.*, 2005).

As dimensões reduzidas dos miniimplantes permitem sua inserção em diversas áreas na cavidade bucal, mas aumentam a possibilidade de deformação durante o emprego e a fratura durante a inserção ou remoção (ELIAS; GUIMARÃES; MULLER, 2005). Neste estudo, miniimplantes ortodônticos foram analisados quanto a sua resistência durante a inserção e remoção em cortical de osso bovino, e ao serem submetidos à torção até a sua fratura.

Para se determinar a resistência mecânica de um material, assim como outras características, como, por exemplo, ductilidade, dureza e tenacidade, deve-se realizar ensaios mecânicos que possam avaliar o desempenho deste produto em serviço (ELIAS; LOPES, 2007). Por isso, os miniimplantes neste estudo foram avaliados no estado em que são comercializados.

Escolheu-se miniimplantes de duas das principais empresas nacionais, que possuíam as dimensões mais semelhantes. Todos os miniimplantes apresentavam o mesmo diâmetro, de 1,6 mm, que foi considerada uma dimensão adequada para ser usada em todas as áreas indicadas na cavidade bucal. De acordo com Sung *et al.* (2007), os miniimplantes de 1,2 mm e 1,6 mm de diâmetro têm dimensões suficientes para serem colocados em qualquer local na boca. A mandíbula, por possuir espessura óssea adequada e cortical densa, tem boa aceitação de miniimplantes de 1,2 e 1,3 mm de diâmetro. Quando o osso cortical é menos denso ou quando forças maiores são necessárias, miniimplantes com diâmetro de 1,4 e 1,6 mm podem melhorar a retenção.

Além disso, a escolha por um diâmetro maior (1,6 mm) teve como objetivo obter valores de torque maiores. Foi verificado por Elias, Guimarães e Muller (2005), ao comparar dois tipos de miniimplantes do mesmo fabricante com diâmetros

diferentes, que quanto maior o diâmetro do miniimplante, maior o seu torque de inserção, já que o torque é proporcional a área de contato do miniimplante com o osso.

A presença ou ausência de perfil transmucoso foi uma das variáveis analisadas no presente trabalho. Segundo Araújo *et al.* (2006), o objetivo do perfil transmucoso é manter a saúde dos tecidos periimplantares, principalmente em áreas com pequena faixa de gengiva inserida, pois a ausência de inflamação é fator que contribui para a melhor estabilidade do miniimplante. O perfil transmucoso pode variar entre 0,5 e 4 mm, e a escolha deve ser feita de acordo com a espessura da mucosa da região onde o miniimplante será instalado. Foram escolhidos miniimplantes sem e com perfil transmucoso de 2 mm para os dois fabricantes, isto é, com a maior variação possível, pois este é o maior perfil transmucoso fabricado pela empresa Neodent.

O comprimento escolhido foi o mais próximo entre as empresas, 7 mm para o da Neodent e 8 mm para o da SIN. As duas empresas não fabricam miniimplantes com os mesmos comprimentos.

O sucesso da utilização de miniimplantes ortodônticos está relacionado a sua estabilidade primária após a instalação. A estabilidade primária depende, principalmente, da forma do implante e da qualidade óssea do hospedeiro. O apoio em osso cortical é essencial para que haja estabilidade primária, pois a pequena espessura desse tipo de osso resulta em falha na utilização de miniimplantes (ARAÚJO, 2007).

A tíbia bovina foi escolhida para os ensaios de inserção e remoção de miniimplantes devido à quantidade de cortical encontrada nesse osso. A espessura da cortical permitiu a inserção completa da parte ativa do miniimplante em osso de alta densidade.

Elias, Guimarães e Muller (2005), estudaram o torque de inserção e de remoção de miniimplantes em dois diferentes tipos de osso, na tíbia de coelho com densidade baixa e na tíbia bovina com densidade alta. Observou-se que os miniimplantes possuem resistência à torção superior ao torque de instalação em cortical de elevada densidade, e já que os ossos da mandíbula ou da maxila humana possuem resistência mecânica intermediária às dos ossos ensaiados, os miniimplantes avaliados suportariam o torque de inserção em qualquer tipo de osso da cavidade oral humana.

Apesar dos miniimplantes avaliados no presente estudo serem autoperfurantes, uma perfuração prévia do mesmo comprimento do miniimplante e de menor diâmetro (1,3 mm) foi realizada em todas as peças, antes da inserção dos dispositivos. De fato, Elias, Guimarães e Muller (2005) aconselham a realização de perfuração inicial em ossos de densidade alta.

Os valores médios para o torque máximo de inserção obtidos neste estudo variaram de 30,6 a 23,2 Ncm (Tabela 1). Motoyoshi *et al.* (2005), por outro lado, obtiveram valores de torques para inserção, em pacientes, muito mais baixos do que os observados neste estudo, variaram de 7,2 a 13,5 Ncm. Elias, Guimarães e Muller (2005) obtiveram para miniimplantes de 1,5 mm, torque médio de inserção de 9,6 Ncm em cortical de coelhos e 12,6 Ncm em cortical bovina, sendo também muito inferiores aos valores encontrados neste estudo. Os miniimplantes com 2,0 mm de diâmetro quando inseridos em cortical bovina, apresentaram torque médio de inserção de 23,2 Ncm, portanto mais próximo aos valores obtidos neste estudo. Apenas Wilmes *et al.* (2006) obtiveram valores muito próximos aos encontrados neste trabalho, que variaram de 41,3 a 23,4 Ncm, mesmo tendo sido inseridos em ossos de pelve de porcos, com cortical óssea muito menos espessa do que a utilizada neste estudo. É importante notar, entretanto, que as dimensões dos miniimplantes naquele trabalho e no presente eram bem próximas.

Na análise comparativa, observou-se que não houve diferença significativa dos valores dos torques de inserção entre miniimplantes de três grupos, SCP, SSP e NSP. No entanto, todos os grupos apresentaram diferença significativa quando comparados ao grupo NCP (Tabela 2). Os miniimplantes do grupo NCP apresentaram maiores valores médios de torque para sua inserção. A presença do perfil transmucoso, e portanto a maior distância do ponto de aplicação de força, poderia justificar este achado. No entanto, o mesmo comportamento não foi observado com o grupo SCP, como seria esperado.

Os valores médios para o torque máximo de remoção obtidos neste estudo variaram de 25,0 (grupo NCP) a 16,6 Ncm (grupo NSP) (Tabela 1) e não houve diferença significativa entre os grupos (Tabela 2). Elias, Guimarães e Muller (2005) avaliaram o torque de remoção de miniimplantes comerciais com 6,0 mm de comprimento e diâmetros de 1,5 e 2,0 mm e encontraram valores de 5,4 Ncm para a cortical de coelho e 6,8 Ncm na cortical bovina para os miniimplantes de 1,5 mm de diâmetro. Os miniimplantes com 2,0 mm de diâmetro só foram testados em cortical

bovina e apresentaram torque de remoção de 12,0 Ncm. Estes valores foram inferiores aos encontrados neste estudo, mesmo para os miniimplantes com maior diâmetro. Porém os miniimplantes utilizados por Elias, Guimarães e Muller (2005) eram mais curtos (6 mm) e não foram inseridos apenas em cortical óssea.

Assim como para o torque de inserção, o grupo NCP obteve os maiores valores de torque de remoção, o que mostra que também houve maior dificuldade em removê-los do osso. Apenas a presença ou ausência de perfil transmucoso parece não afetar os torques de inserção ou remoção, uma vez que só o grupo NCP apresentou valores significativos, enquanto que o grupo SCP não apresentou diferenças, mas fica claro que os miniimplantes do grupo NCP apresentaram maior dificuldade para inserção e remoção do osso.

Ao comparar valores de torque de inserção e de remoção em miniimplantes, Elias, Guimarães e Muller (2005) observaram que o torque de remoção é menor do que o torque de inserção independente do tipo de cortical ou do diâmetro dos miniimplantes. Neste estudo, foi realizada a comparação entre os valores de torque de inserção e de remoção entre os miniimplantes do mesmo grupo, e também se observou torques de remoção sempre menores do que os torques de inserção (Tabela 1 e Gráfico 1). Porém, apenas o grupo SSP apresentou diferença significativa entre a média de torque de inserção e a média de torque de remoção. (Tabela 3). Houve maior variação para os torques de remoção do que para os de inserção, como pôde ser observado pelos desvios-padrões, o que pode explicar o fato de apenas um grupo apresentar diferença significativa.

Durante os ensaios de inserção dois miniimplantes dos grupos NSP e NCP fraturaram e os outros três do grupo NCP também quebraram durante os ensaios de remoção. Nenhum miniimplante dos grupos SSP e SCP fraturou nestes ensaios. Os grupos NSP e NCP apresentaram os maiores torques de inserção, o que pode explicar as fraturas. A presença do perfil transmucoso parece não afetar o valor dos torques de inserção para os grupos da SIN, mas parece existir diferença entre os da Neodent (Tabela 2). O fato de mais miniimplantes do grupo NCP terem fraturado durante os ensaios de remoção corroboram com os achado de MELSEN (2005). Ao submeter parafusos a análise de estresse verificou ser este o momento de maior ocorrência de fraturas de miniimplantes.

Após a realização dos ensaios de inserção e remoção dos miniimplantes, foi realizado o ensaio de torção, a fim de avaliar o torque máximo que esses

miniimplantes suportariam até a sua fratura e observar se haveria diferença entre os três grupos restantes (SSP, SCP e NSP), já que todos os miniimplantes do grupo NCP já haviam fraturado nos ensaios anteriores. Para os miniimplantes fraturados utilizou-se o valor do torque obtido no momento da fratura.

Os torques médios de fratura variaram entre 35,14 (grupo SSP) e 27,42 Ncm (grupo NSP) (Tabela 4). No estudo de Elias, Guimarães e Muller (2005) os parafusos com 1,5 mm de diâmetro apresentaram torque de fratura de 18,7 e os de 2mm, 52,3 Ncm. Os resultados encontrados nesta pesquisa estaria entre os valores observados por estes autores, estando mais próximos dos miniimplantes com 1,5 mm. O aumento no diâmetro do parafuso gera maior resistência à fratura do mesmo.

Os grupos SSP e SCP apresentaram torques de fratura muito próximos, enquanto que os grupos NSP e NCP apresentaram valores muito discrepantes, como foi verificado na análise comparativa (Tabela 5). Novamente a presença do perfil transmucoso apresentou diferença para os miniimplantes da Neodent, sendo o parafuso sem perfil transmucoso menos resistente à fratura. Isto não foi observado entre os miniimplantes da SIN.

Para todas as variáveis avaliadas, os grupos da marca SIN apresentaram valores muito semelhantes, enquanto que os da Neodent foram discrepantes e quase sempre estatisticamente diferentes entre si (Tabelas 1 e 4). Fica então evidente haver diferenças entre os miniimplantes de fabricantes diferentes. Para verificar se a resistência mecânica do material de fabricação era semelhante entre os grupos, os miniimplantes foram submetidos a avaliação microscópica das suas superfícies fraturadas. No ensaio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) observou-se que, em todos os grupos, a superfície de fratura apresentava microporosidades e linhas de deformação plástica causadas pela deformação em torção, caracterizando que todos os miniimplantes apresentaram fratura do tipo dúctil, ou seja, com deformação plástica. Essa característica mostra que, provavelmente, todos os miniimplantes estudados são compatíveis quanto ao material (Figura 14).

A tensão cisalhante calculada e a tensão normal calculada obtidas no momento da fratura permitem verificar com precisão se o material de fabricação do miniimplante é semelhante. Para se calcular estas tensões, todos os miniimplantes, inclusive os que fraturaram nos ensaios de inserção ou remoção, tiveram suas superfícies analisadas ao microscópio óptico, onde foram realizadas as medidas do

diâmetro da região de fratura do miniplante. Alguns valores foram também comparados aos obtidos no MEV, para evitar erros. Os valores encontrados de tensão cisalhante calculada e tensão normal calculada (Tabela 6) não tiveram diferença estatística significativa entre os grupos (Tabela 7). A tensão cisalhante e a tensão normal calculadas representam o comportamento mecânico do material. Portanto, não foi observada diferença na resistência mecânica entre os materiais empregados pelas diferentes empresas para a confecção dos seus miniplantes.

Uma vez que não foi determinada diferença na resistência mecânica dos miniplantes, nem na morfologia da superfície de fratura, nem na estrutura óssea em que estavam sendo inseridos, as diferenças na resistência ao torque observadas podem estar relacionadas à forma do miniplante.

Para se calcular a tensão cisalhante foi necessário medir o diâmetro dos miniplantes, sem contar a rosca, o que pode ser denominado de alma do parafuso. Pôde-se perceber que o aumento do diâmetro de seção transversal da superfície de fratura foi acompanhado pelo aumento do torque de fratura (Tabela 6). O diâmetro divulgado pelo fabricante é o diâmetro total do miniplante, sendo também a informação clínica necessária para se saber o quanto de espaço o dispositivo irá ocupar. Mas através dos resultados aqui relatados pode-se perceber que existe diferença no diâmetro da alma nos diferentes grupos avaliados. Sendo assim, a forma do miniplante é uma variável que deve ser considerada ao se avaliar a resistência mecânica deste produto.

Em observação macroscópica dos miniplantes utilizados neste estudo, observou-se uma diferença visível nas características dos miniplantes dos diferentes fabricantes, especialmente no número e na proximidade dos filetes das roscas (Figura 1). Essa observação pôde ser comprovada em imagens feitas no MEV da estrutura dos miniplantes (Figura 13). O maior número de filetes de roscas e a maior proximidade entre eles geram maior imbricação mecânica e conseqüentemente maior resistência na inserção do miniplante no osso.

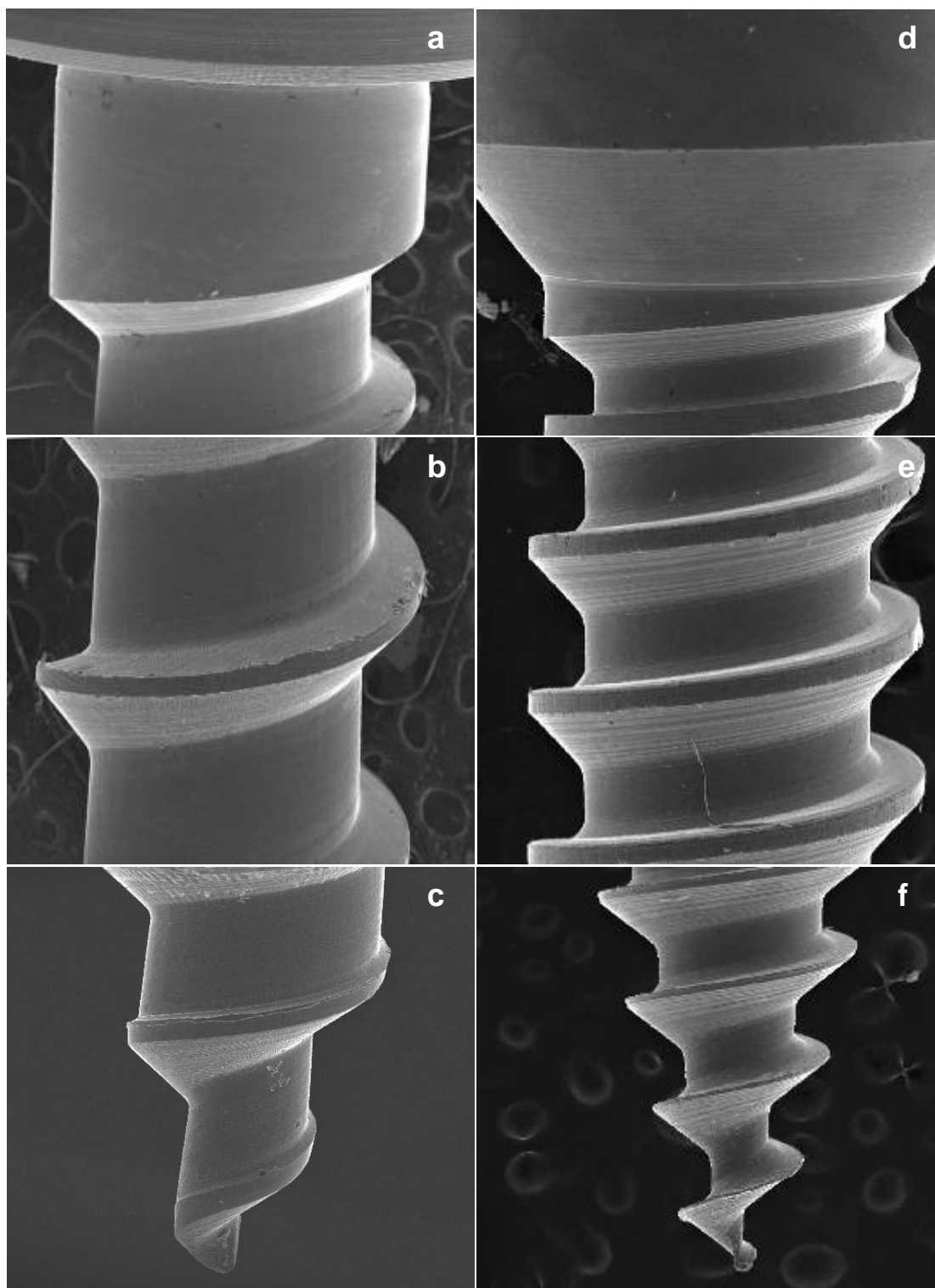


Figura 13- Perfil de miniimplantes com 1,6 mm de diâmetro observados no MEV em aumento de 500x. As figuras (a), (b) e (c) miniimplante SIN e as figuras (d), (e) e (f) miniimplante da Neodent, sendo respectivamente parte superior, média e ponta ativa do corpo do parafuso. Todas as áreas apresentam dimensões diferentes apesar dos miniimplantes terem 1,6 mm de diâmetro total. O número dos filetes de roscas, a altura dos filetes das roscas e as pontas ativas são diferentes.

É compreensível que o desenho do miniimplante possa ser modificado de modo a se obter a maior estabilidade primária possível, aumentando-se o número de roscas e por conseguinte a interface osso/implante. Em contrapartida, este aumento em estabilidade primária pode incorrer em torques de inserção ou remoção muito altos e conseqüentemente em fraturas. Parafusos com diâmetros muito finos não devem possuir o mesmo número de roscas que parafusos mais espessos, devido a sua baixa resistência à fratura.

Fraturas de miniimplantes durante a inserção ou na aplicação de força ortodôntica podem ser um problema grave, impedindo até mesmo futura movimentação dentária. A literatura atual possui muita informação clínica, no entanto pouco se sabe sobre as características ideais para morfologia dos miniimplantes. Com a crescente utilização deste dispositivo, que surgiu para facilitar o tratamento de casos complicados e resolver problemas como a dificuldade de ancoragem e a falta de cooperação do paciente, sugere-se que novas pesquisas sejam feitas buscando melhorar e adaptar a forma dos miniimplantes à sua melhor utilização nas diversas aplicações clínicas que se propõem no tratamento ortodôntico.

Observou-se que, além da diferença no diâmetro da alma do parafuso, também há diferenças entre a altura e a forma dos filetes das roscas dos miniimplantes das duas empresas avaliadas (Figura 13). Porém, como estes aspectos não foram analisados de maneira mais detalhada, sugerimos que seja necessária a padronização ou adequação de todas as estruturas deste produto. Ou seja, ao se projetar um miniimplante, deve-se dar atenção ao diâmetro da alma, forma, tamanho, e forma e proximidade dos filetes das roscas.

6 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O torque de inserção dos miniimplantes avaliados variou de 23,3 a 30,6 Ncm. O grupo NCP apresentou o maior torque de inserção e foi significativamente diferente de todos os outros grupos.
2. O torque de remoção dos miniimplantes avaliados variou de 16,6 a 25 Ncm e não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mas foi sempre menor do que os torques de inserção.
3. Os torques de fratura variaram entre 26,5 a 43,8 Ncm. O grupo NCP diferiu significativamente de todos os outros grupos apresentando a menor resistência à fratura. Os miniimplantes da marca SIN (grupos SSP e SCP) não apresentaram diferença entre si, demonstrando pouca variação de resistência.
4. Todos os grupos apresentaram fratura do tipo dúctil em inspeção por microscopia eletrônica de varredura, demonstrando haver compatibilidade no material de confecção dos miniimplantes, apesar de serem de fabricantes diferentes. Isto foi confirmado pela ausência de diferença na tensão cisalhante máxima calculada entre os grupos.
5. Os miniimplantes da Neodent apresentaram, em geral, comportamento diferente dos da SIN. Uma vez que os parafusos são confeccionados com o mesmo material, pode-se dizer que a diferença na forma, diâmetro da alma e número de filetes de roscas podem afetar o comportamento mecânico do dispositivo, notadamente os torques de inserção, de remoção e de fratura.

REFERÊNCIAS

- ANGLE, E.H. *Malocclusion of the teeth*. 7th ed. Philadelphia: S.S.White Dental Manufacturing Company, 1907. 628 p.
- ARAÚJO, T.M.; NASCIMENTO, M.H.A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M.C. Ancoragem esquelética em ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul-ago 2006.
- ARAÚJO, T.M. Ancoragem Esquelética com Miniimplantes. In: LIMA FILHO, R. M.A. e BOLOGNESE, A.M. *Ortodontia: Arte e Ciência*. 1ª. Ed., Maringá: Dental Press Editora, 2007. Cap. 19, p. 393-448.
- BAE, S.M.; PARK, H.S.; KYUNG, H.M.; KWON, O.W.; SUNG, J.H. Clinical Application of Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 36, n. 5, p.298-302, May. 2002.
- BAKER, R.W.; GUAY, A.H.; PETERSON Jr., H.W. Current concepts of anchorage management. *Angle Orthod*. Appleton, v. 42, n. 2, p. 129-38, Apr. 1972.
- BERENS, A.; WIECHMANN, D.; DEMPF, R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop*. München, v. 67, n.6, p.450-8. Nov. 2006.
- BEZERRA, F.; VILLELA, H.; LABOISSIÈRE Jr., M.; DIAZ, L. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos de titânio. Planejamento e protocolo cirúrgico (Trilogia – Parte I). *Implant News*. São Paulo, v. 1, n. 6, p. 469-75, nov./dez. 2004.
- BLOCK, M.S.; HOFFMAN, D.R. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *St. Louis*, v. 107, n. 3, p. 251-8, Mar. 1995.
- CARANO, A.; TESTA, M. The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 30, n. 7, p. 374-80, Jul. 1996.
- CARANO, A.; VELO, S.; LEONE, P.; SICILIANI, G. Clinical Applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 39, n. 1, p. 9-24, Jan. 2005.
- CHUNG, K.R.; KIM, S.H.; KOOK, Y.A. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 38, n. 9, p. 487-8, Sep. 2004.
- COSTA, A.; RAFFAINI, M; MELSEN, B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, Lombard, v. 13, n. 3, p. 201-9, 1998.
- CREEKMORE, T.D.; EKLUND, M.K. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 17, n. 4, p. 266-9, Apr. 1983.
- DEGUCHI, T.; TAKAMO-YAKAMOTO, T.; KANOMI, R.; HARTSFIELD, J.K. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. Alexandria, v. 82, n. 5, p. 377-81, May. 2003.
- ELIAS, C.N., GUIMARÃES, G.S., MULLER, C.A. Torque de inserção e de remoção de miniparafusos ortodônticos. *Rev Bras Implantod*. Rio de Janeiro, v. 11, n. 3, p. 5-8, 2005.
- ELIAS, C.N; LOPES, H.P. *Materiais Dentários*. 1a. ed., São Paulo: Livraria Santos Editora, 2007, 266 p.

- FAVERO, L.; BROLLO, P.; BRESSAN, E. Orthodontic anchorage with specific fixture: Related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* St. Louis, v. 122, n. 1, p. 84-94, Jul. 2002.
- FAVERO, L.G.; PISONI, A.; PAGANELLI, C. Removal torque of osseointegrated mini-implants: an *in vivo* evaluation. *Eur J Orthod.* Oxford, v. 29, n. 5, p. 443-48, Oct. 2007.
- FRIBERG, B.; SENNERBY, L.; GRONDAHL, K.; BERGSTROM, C.; BACK, T.; LEKHOLM, U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Impl Res.* Bruxelles, v. 6, n. 6, p. 213-219, Dec. 1995.
- GAINSFORTH, B.L.; HIGLEY, L.B. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg.* St. Louis, v. 31, n. 8, p. 406-17, Aug. 1945.
- GIANCOTTI, A.; MUZZI, F.; SANTINI, F.; ARCURI, C. Miniscrew Treatment of Ectopic Mandibular Molars. *J Clin Orthod.* Boulder, v. 37, n. 7, p. 380-83, Jul. 2003.
- GIANCOTTI, A.; ARCURI, C.; BARLATTANI, A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* St. Louis, v. 126, n. 1, p. 113-17, Jul. 2004.
- GRAY, J.B.; STEEN, M.E.; KING, G.J.; CLARK, A.E. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod.* St. Louis, v. 83, n. 4, p. 311-17, Apr. 1983.
- GRAY, J.B.; SMITH, R. Transitional Implants for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod.* Boulder, v.34, n. 11, p. 659-66, Nov. 2000.
- HEDAYATI, Z.; HASHEMI, S.M.; ZAMIRI, B.; FATTAHI, H.R. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Rosemount, v. 36, n. 7, p. 588-92, Jul. 2007.
- HILGERS, J.J. The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod.* Boulder, v. 26, n. 11, p. 706-14, Nov. 1992.
- HUJA, S.S.; LITSKY, A.S.; BECK, M.F.; JOHNSON, K.A.; LARSENE, P.E. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* St. Louis, v. 127, n. 3, p. 307-13, Mar. 2005.
- KANOMI, R. Mini-Implants for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod.* Boulder, v. 31, n. 11, p. 763-67, Nov. 1997.
- KLOEHN, S.J. Evaluation of cervical anchorage force in treatment. *Angle Orthod.* Appleton, v.31, n.2, p.91-104, Apr. 1961.
- KURODA, S.; SUGAWARA, Y.; DEGUCHI, T.; KYUNG, H.M.; TAKANO-YAMAMOTO T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* . St. Louis, v.131, n.1, p. 9-15, Jan. 2007.
- KURODA, S.; YAMADA, K.; DEGUCHI, T.; HASHIMOTO, T.; KYUNG, H.M.; TAKANO-YAMAMOTO, T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* St. Louis, Sup. 1, v. 131, n. 4, p. S68-S71, Apr. 2007.
- KYUNG, H.M.; PARK, H.S.; BAE, S.M.; SUNG, J.H.; KIM, I.B. Development of Orthodontic Micro-Implants for Intraoral Anchorage. *J Clin Orthod.* Boulder, v. 37, n. 6, p. 321-28, Jun. 2003.

LABOISSIÈRE Jr., M.; VILLELA, H.; BEZERRA, F.; LABOISSIÈRE, M.; DIAZ, L. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos. Protocolo para aplicação clínica (Trilogia – Parte II). *Implant News*. São Paulo, v. 2, n. 1, p. 37-46, jan./fev. 2005.

LEE, J.S.; PARK, H.S.; KYUNG, H.M. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. *J Clin Orthod*. Boulder, v.35, n.10, p.643-7, Oct. 2001.

LIN, J.C.; LIOU, E.J. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. Boulder, v.37, n.12, p.676-81, Dec. 2003.

LINKOW, L.I. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod*. Milwaukee, v. 18, n. 4, p. 149-54, Dec. 1969.

LIU, E.J.W.; PAI, B.C.J.; LIN, J.C.Y. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. St. Louis, v. 126, n. 1, p. 42-47, Jul. 2004.

MAINO, B.G.; BERDNAR, J.; PAGIN, P.; MURA, P. The Spider screw for Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod*. Boulder, v.37, n. 2, p. 90-97, Feb. 2003.

MELSEN, B.; PETERSEN, J.K.; COSTA, A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 32, n. 3, p. 154-8, Mar. 1998.

MELSEN, B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod*. Boulder, v. 39, n. 9, p. 539-547, Sep. 2005.

MIYAWAKI, S.; KOYAMA, I.; INOUE, M.; MISHIMA, K.; SUGAWARA, T.; TAKANO-YAKAMOTO, T. 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.373-8, Oct. 2003.

MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; UEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res*, Bruxelas, v. 17, n. 1, p. 109-114, Feb. 2006.

NANCE, H.N. The limitations of orthodontic treatment in the permanent dentition. *Am J Orthod Oral Surg*. St. Louis, v.33, n.4, p.253-301, 1947.

OHMAE, M.; SAITO, S.; MOROHASHI, T.; SEKI, K.; QU, H.; KANOMI, R.; YAMASAKI, K.; OKANO, T.; YAMADA, S.; SHIBASAKI, Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. St. Louis, v.119, n.5, p.489-97, May. 2001.

PARK, H.S.; BAE, S.M.; KYUNG, H.M.; SUNG, J.H. Micro-Implants Anchorage for Treatment of Skeletal Class I Bialveolar Protusion. *J Clin Orthod*. Boulder, v.35, n.7, p. 417-22, Jul. 2001.

PARK, H.S. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants. *Kor J Orthod*. Seoul, v. 32, n. 6, p. 435-441, 2002.

PARK, H.S.; KWON, T.G. Sliding mechanics with micro-screw implant anchorage. *Angle Orthod*. Appleton, v.74, n.5, p. 703-10, Oct. 2004.

PARK, H.S.; JEONG, S.H.; KWON, O.W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. St. Louis, v.130, n.1, p.18-25, Jul. 2006.

PROFFIT, W.R.; FIELDS, H.W. *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St Louis: CV Mosby, 1999. 742p.

REITAN, K. Biomechanical principles and reactions. In: GRABER T.M., SWAIN B. F. *Current orthodontic concepts and techniques*, Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1975.

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, n.2, p.95-111, Aug. 1984.

ROBERTS, W.E.; HELM, F.R.; MARSHAL, K.J.; GONGLOFF, R.K. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod*. Appleton, v. 59, n. 4, p. 247-56, Dec. 1989.

ROBERTS, W.E.; MARSHAL, K.J.; MOSZARY, P.G. Rigid endosseous implants utilized as anchorage to protact molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod*. Appleton, v. 60, n. 2, p. 135-52, Summer. 1990.

ROBERTS, W.E.; NELSON, C.L.; GOODACRE, C.J. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod*. Boulder, v. 28, n. 12, p. 693-704, Dec. 1994.

ROBERTS, W.E.; ARBUCKLE, G.R. Rate of mesial translation of mandibular molars using implant-anchored mechanics. *Angle Orthod*. Appleton, v. 66, n. 5, p. 331-338, Oct. 1996.

SHAPIRO, P.A.; KOKICH, V.G. Uses of implants in Orthodontics. *Dent Clin North Am*. Philadelphia, v. 32, n. 3 , p. 539-50, Jul. 1988.

SHERMAN, A.J. Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. *Am J Orthod*. St. Louis, v.74, n. 1, p. 79-87, Jul. 1978.

SKEGGS, R.M.; BENSON, P.E.; DYER, F. Reinforcement of anchorage during orthodontic brace treatment with implants or other surgical methods. *Cochrane Database Syst Rev*. Chichester, v.18, n.3, CD005098, Jul. 2007.

SMITH, J.R. Bone dynamics associated with the controlled loading of bioglass-coated aluminium endosteal implants. *Am J Orthod*. St. Louis, v. 76, n. 6, p. 618-36, Dec. 1979.

SUBTELNY, J.D.; SAKUDA, M. Muscle function, oral malformation, and growth changes. *Am J Orthod*. St. Louis, v. 52, n. 7, p. 495-517, Jul. 1966.

SUNG, J.H.; KYUNG, H.M.; BAE, S.M.; PARK, H.S.; KWON, O.W.; McNAMARA Jr., J.A. *Mini-implantes*. 1a. Ed., Napoleão: Nova Odessa, 2007.

THUROW, R.C. Craniomaxillary orthopedic correction with en masse dental control. *Am J Orthod*. St. Louis, v. 68, n. 6, p. 601-24, Dec. 1975.

TSENG, Y.C.; HSIEH, C.H.; CHEN, C.H.; SHEN, Y.S.; HUANG, I.Y.; CHEN C.M. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Guildford v. 35, n.8, p. 704-07, Aug. 2006.

TURLEY, P.K.; KEAN, C.; SCHUR, J.; STEFANAC, J.; GRAY, J.; HENNES, J.; POON, L.C. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod*. Appleton, v. 58, n. 2, p. 151-62, Apr. 1988.

UMEMORI, M.; SUGAWARA, J.; MITANI, H.; NAGASAKA, H.; KAWAMURA H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* St. Louis, v. 115, n. 2, p. 166-74, Feb. 1998.

VEGO, L. Early orthopedic treatment for Class III skeletal patterns. *Am J Orthod.* St. Louis, v.70, n.1, p.59-69, Jul. 1976.

WILMES, B.; RADEMACHER, C.; OLTHOFF, G.; DRESCHER, D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofac Orthoped.* München, v. 67, n. 3, p. 162-174, May. 2006.

WIECHMANN, D.; MEYER, U.; BÜCHTER, A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res.* Berne, v. 18, n. 2; p. 263-67, Apr. 2007.

WILMES, B.; SU, Y.Y.; SADIGH, L.; DRESCHER, D. Pre-drilling Force and Insertion Torques during Orthodontic Mini-implant Insertion in Relation to Root Contact. *J Orofac Orthop.* Freiburg, v. 69, n. 1, p. 51-58, Jan. 2008.