

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Carolina Guimarães Castro

Influência da angulação de instalação de mini-implantes curtos na resistência
a tração, deslocamento máximo e torque de inserção

CURITIBA

2010

Carolina Guimarães Castro

Influência da angulação de instalação de mini-implantes curtos na resistência
a tração, deslocamento máximo e torque de inserção

Monografia apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Especialista em Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu
Co-orientadora: Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

CURITIBA

2010

Carolina Guimarães Castro

Influência da angulação de instalação de mini-implantes curtos na resistência a tração,
deslocamento máximo e torque de inserção

Presidente da banca (orientador): Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Augusto Andrighetto

Prof. Dr. Ulisses Coelho

Aprovada em: 22/09/2010

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, José Gaspar e Maria Clara, e ao meu irmão, Eduardo, que mesmo à distância, sempre conseguiram estar presentes; ao meu noivo, Vitor, que é o meu porto seguro aqui em Curitiba.

Agradecimentos

Agradeço a Maysa, Edivaldo, Giana e Samuel por fazerem parte da minha família.

A todos os professores e colegas de turma, especialmente aos que se tornaram grandes amigos, por todo conhecimento construído durante o curso e pelas boas risadas que demos.

Agradeço ao meu orientador e a minha co-orientadora pela oportunidade de realização desta pesquisa.

Aos engenheiros da fábrica Neodent, que se dispuseram à execução, com seriedade, deste trabalho.

À Neodent, pela doação do material utilizado.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	10
2. Revisão de literatura	13
3. Proposição.....	36
4. Materiais e métodos	37
5. Artigo científico	44
6. Referências	63
7. Apêndices	65
8. Anexo	70

Lista de Figuras e Tabelas

Figura 1 – Mini-implante de 1,6mm de diâmetro e 5mm de comprimento (Neodent).....	37
Figura 2 – Bloco de osso laminado sintético com camadas medular e cortical unidas.	37
Tabela 1 – Valores de densidade, compressão e tensão das camadas medular e cortical do osso sintético laminado.	38
Figura 3 – Posicionamento da máquina (A) e da broca (B) nas perfurações em angulação de 90°.....	39
Figura 4 – Posicionamento da máquina e da broca (A, C), por meio do cabeçote (B), nas perfurações em angulação de 45°.....	39
Figura 5 – Guia torneado com marcação de 5 e 7mm.....	40
Figura 6 – Mini-implantes posicionados a 90° na perfuração (A) e instalados até a segunda rosca cervical por meio de chave manual (B).....	40
Figura 7 – Mini-implantes posicionados a 45° nas perfurações (A) e instalados até a segunda rosca cervical (B).....	41
Figura 8 – Amostra do grupo de 90° durante o teste de tração (A – início e B – final do teste)....	41
Figura 9 – A – Amostras do grupo de 90° após o teste de tração; B – Detalhe da fratura do terço cervical do mini-implante....	63

Lista de Abreviaturas

°: grau

mm: milímetro

N: Newton

N.cm: Newton centímetro

g: gramas

n: número de amostras

%: por cento

g/cc: gramas por centímetro cúbico

pcf: libras por pé cúbico (unidade de medida de densidade comum nos Estados Unidos)

Mpa: Mega Pascal

C.V.: Coeficiente de Variação de Pearson

p: nível de significância

Resumo

Diante do fato que o diâmetro e o comprimento de mini-implantes parecem não contribuir para a taxa de falha dos mesmos, parece pertinente a avaliação da resistência e do deslocamento máximos de mini-implantes mais curtos, em diferentes angulações de inserção, privilegiando a facilidade de instalação sem comprometimento da estabilidade de ancoragem e da saúde das estruturas anatômicas adjacentes. Vinte mini-implantes de 5mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro foram instalados em angulações de 45° e 90° e testados, por meio de tração, até a falha. Os dados de resistência e deslocamentos máximos e de torque de inserção foram tabulados e comparados estatisticamente. Diferença estatisticamente significativa entre as inclinações foi observada para cada variável estudada. A análise do Coeficiente de correlação de Pearson para o grupo com inclinação de 45°, revelou que existe correlação linear positiva e forte entre carga máxima e deslocamento máximo, enquanto que para o grupo com inclinação de 90°, observou-se correlação linear positiva e forte entre carga máxima e torque de inserção. Pode-se afirmar que os mini-implantes angulados a 45° apresentaram maior valor médio de resistência máxima a tração que os mini-implantes instalados a 90°, porém, com ambos os valores acima de cargas aplicadas clinicamente em movimentações ortodônticas.

Palavras-chave: Procedimentos de Ancoragem Ortodôntica; Tração; In Vitro.

Abstract

Since the fact that the diameter and length of mini-implants do not appear to contribute to the failure rate of the same, it seems pertinent to evaluate the resistance and the maximum displacement of shorter mini-implants at different insertion angles, focusing on ease of installation without compromising stability anchor and health of adjacent anatomical structures. Twenty mini-implants of 5 mm length and 1.6 mm in diameter were installed at angles of 45° and 90° and tested by means of traction until the failure. The data of resistance and maximum displacement and insertion torque were tabulated and compared statistically. Statistically significant difference between the slopes was observed for each variable. The analysis of Coefficient of Pearson correlation for the group with an inclination of 45°, showed that there is a strong positive linear correlation between maximum load and maximum displacement, while for the group with an inclination of 90°, there was positive linear correlation and strong between load and maximum torque of insertion. It can be said that mini-implants angled 45° had higher average maximum tensile strength than mini-implants placed at 90°, however, with both values above loads applied clinically in orthodontic movement.

Key-words: Orthodontic Anchorage Procedures; Traction; In Vitro

1. Introdução

Embora não seja um conceito terapêutico novo, o uso de mini-implantes para obtenção de uma ancoragem absoluta tem se tornado, recentemente, mais popular em abordagens clínicas ortodônticas. O modo de ancoragem facilitada por esses sistemas associa dois conceitos interessantes, o de utilização temporária ao de ancoragem absoluta. As propriedades acima, juntamente com sua relativa simples aplicação, têm aumentado sua popularidade, estabelecendo-os como uma opção de tratamento necessária em casos complexos, que muitas vezes seriam impossíveis de serem tratados. Estes dispositivos apresentam como vantagens: inserção e remoção não requerem procedimento cirúrgico avançado, em contraste com outros meios disponíveis, tais como implantes, mini-placas e *onplants*, podendo ser instalados pelo próprio ortodontista; não há necessidade de procedimentos clínicos/laboratoriais complexos, como fabricação de guias acrílicos ou transferência com precisão da posição do implante para modelos de gesso, para facilitar uma inserção segura e precisa; podem receber aplicação de força imediatamente, reduzindo o tempo total de tratamento; permitem uma variedade de posições para inserção; a característica de ancoragem absoluta elimina efeitos colaterais sobre os dentes adjacentes; são de fácil remoção; o custo é relativamente baixo. Como desvantagens podem apresentar: dano aos tecidos adjacentes ou lesões radiculares durante a inserção; inflamação dos tecidos peri-implantares e conseqüente falha do mini-implantes, especialmente diante de má-higiene oral; pode haver custo adicional para o paciente em casos que um cirurgião é indicado para instalação do dispositivo (PAPADOPOULOS & TARAWNEH, 2007).

Diversos estudos têm sido realizados em busca da relação de fatores de diferentes naturezas com as taxas de sucesso/insucesso destes dispositivos. Basicamente, pode-se pensar que esses fatores estão relacionados ao próprio mini-implante, envolvendo sua geometria, propriedades mecânicas, posicionamento em

relação à base óssea, tempo e direção da aplicação de força, e/ou ao hospedeiro ou sítio receptor do dispositivo, como quantidade e qualidade ósseas, espessura de mucosa, qualidade de higienização, entre outros. Pensando na geometria do mini-implante, o diâmetro do mini-implante parece ser um fator de maior significância que o comprimento na redução de tensões na maxila e no aumento de estabilidade ortodôntica (JIANG et al., 2009). Ainda analisando a geometria, o formato cônico, especialmente com maior diâmetro cervical, é a geometria que mais colabora para o aumento de torque (SONG, CHA & HWANG, 2007), sugerindo maior estabilidade primária que os tipos de mini-implantes cilíndricos (FLORVAAG et al., em 2010).

Segundo Wang et al. (2010) a estabilidade do mini-implante durante o tratamento depende da densidade óssea, do tecido mole peri-implante, do desenho do mini-implante, da técnica cirúrgica e da aplicação de carga, sendo que a densidade óssea é a chave para o sucesso. Diferenças significantes na espessura de cortical óssea podem ser notadas entre bases ósseas e entre regiões da mesma base óssea: as regiões anteriores (maxilar e mandibular) apresentam camadas corticais mais finas (em torno de 1,3mm) enquanto na região posterior mandibular valores em torno de 2,41mm foram observados (HUJA et al., 2005). Apesar de alguns autores afirmarem que, em geral, a força de arrancamento tem maior correlação com a densidade óssea e a menor correlação com espessura de osso cortical (WANG et al., 2010), outros encontraram fraca correlação positiva entre diferentes espessuras da camada cortical e resistência ao arrancamento (HUJA et al., 2005). Diante do risco de lesionar estruturas anatômicas durante a instalação e da variação do tipo de mucosa, o palato pode ser considerado um local adequado para a colocação de mini-implantes ortodônticos. Além de fácil acesso para instalação, o palato apresenta cobertura de mucosa queratinizada com conseqüente menor susceptibilidade a inflamação (KANG et al., 2007). Portanto, o local de instalação do dispositivo depende diretamente do movimento ortodôntico pretendido. Dessa forma, artificios como inclinação do mini-implante, buscando o afastamento de raízes e/ou

outras estruturas anatômicas podem ser recomendáveis para o sucesso da técnica. Mini-implantes que são inclinados em relação à superfície óssea tendem a ter sua estabilidade primária aumentada, resultando em melhor ancoragem para o tratamento ortodôntico. Tem sido demonstrado que a estabilidade dos mini-implantes imediatamente após a instalação é significativamente menor para aqueles posicionados a 90° em relação à superfície óssea (INABA, 2009).

Diante do fato que o diâmetro e o comprimento de mini-implantes parecem não contribuir para a taxa de falha dos mesmos (WU, KUANG & WU, 2009), parece pertinente a avaliação da resistência de mini-implantes mais curtos, em diferentes angulações de inserção, sem comprometimento da estabilidade de ancoragem e da saúde das estruturas anatômicas adjacentes.

2. Revisão de literatura

Huja et al., em 2005, investigaram se a resistência ao arrancamento de mini-implantes em bases ósseas varia de acordo com o local de inserção em maxila e mandíbula. Cinquenta e seis mini-implantes de titânio (2mm de diâmetro e 6 mm de comprimento) foram instalados em quatro cães da raça beagle (14 dispositivos por cão) dentro de 30 minutos depois que foram sacrificados. Foram posicionados obtendo ancoragem monocortical, em lugares pré-determinados nas regiões anterior, média e posterior da maxila e mandíbula. Foram instalados através da mucosa, sem incisão prévia. As bases ósseas foram divididas em blocos ósseos contendo um parafuso cada, e, estes, preparados para o teste mecânico. Os blocos ósseos continham no mínimo 4mm de tecido ósseo ao redor do parafuso. Para o teste de arrancamento, os mini-implantes foram alinhados com o longo eixo do dispositivo da máquina, evitando qualquer movimento de flexão além da força axial. O teste foi realizado com velocidade de 0,05mm/s e o pico de força máxima até a fratura foi registrado. Após o teste, os blocos foram seccionados para avaliação da espessura de cortical óssea em microscópio. Todos os dados obtidos foram submetidos a análise estatística com nível de significância de 0,05 e uma análise de regressão foi utilizada para estudar a relação entre a resistência ao arrancamento e a espessura de cortical óssea. Os autores observaram diferenças estatisticamente significantes entre os locais examinados: a região mandibular anterior (incisivos/caninos) apresentou o menor valor médio de resistência, enquanto a região posterior mandibular apresentaram o maior valor médio. Houve uma tendência a maior resistência para ambas as bases ósseas na região posterior, quando comparada a respectiva anterior. Diferenças significantes na espessura de cortical óssea também foram notadas: as regiões anteriores (maxilar e mandibular) apresentaram as camadas corticais mais finas (em torno de 1,3mm) enquanto na região posterior mandibular valores em torno de 2,41mm foram observados. A análise de regressão entre os valores de resistência e a espessura de cortical óssea resultou em um coeficiente de Pearson de

0,39. Os autores discutem que apesar de fraca, essa correlação positiva pode ser a justificativa para os diferentes valores de resistência de acordo com os locais de instalação e suas respectivas diferentes espessuras de cortical óssea. Os valores de arrancamento obtidos (variação de 134,5 a 388,3N) foram maiores que as forças requeridas para movimentação ortodôntica.

Kim et al., em 2006, avaliaram a espessura de secções vestibulo-palatinas de regiões interdentais de dentes posteriores e de regiões na sutura mediana palatina com o objetivo de fornecer uma referência padronizada para a instalação de mini-implantes ortodônticos. Para medir a espessura de tecidos moles e de osso cortical, maxilas de 23 cadáveres coreanos foram descalcificadas e amostras transversais vestibulo-palatinas foram obtidas. Para mensuração na região palatina, cadáveres com pré-molares e molares foram selecionados, enquanto que para análise da região incisal, foram selecionados cadáveres com plano oclusal maxilar intacto, isto é, no mínimo com incisivos e primeiros molares presentes. Estas amostras foram obtidas a partir de três regiões com a sutura palatina mediana como referência: a área interdental entre o primeiro e segundo pré-molares (grupo 1), a área interdental entre o segundo pré-molare e o primeiro molar (grupo 2), e a área interdental, entre o primeiro e o segundo molares (grupo 3). A espessura de tecidos mole e duro foi mensurada em 5 áreas paralelas a junção cimento-esmalte e em 6 regiões de tecido mole incluindo a papila incisal na região palatina, perpendicularmente ao plano oclusal. Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística. Em todos os grupos, os tecidos moles vestibulares apresentaram maior espessura nas posições mais distante e mais próxima da junção amelocementária e menos espessa no meio. A espessura de tecido mole palatino aumentou gradualmente a partir da junção amelocementária para a região apical em todos os grupos. O osso cortical vestibular foi mais espesso nas regiões mais próxima e o mais distante da junção amelocementária e menos espesso no meio dos grupos 1 e 2. A espessura de osso cortical palatina foi maior 6mm na região apical a junção

amelocementária nos grupos 1 e 3, e 2mm apical a junção amelocementária no grupo 2. Ao longo da sutura palatina mediana, a mucosa palatina permaneceu com espessura uniforme de 1mm na região posterior à papila incisiva. Os autores concluíram que a colocação cirúrgica de mini-implantes para ancoragem ortodôntica na região de molar superior exige análise da característica óssea do local e do ângulo de inclinação com base nas características anatômicas.

Papadopoulos e Tarawneh, em 2007, publicaram uma revisão de literatura sobre o uso de mini-implantes como ancoragem esquelética temporária em tratamentos ortodônticos. Comentaram que embora não seja um conceito terapêutico novo, o uso de mini-implantes para obtenção de uma ancoragem absoluta tem se tornado, recentemente, mais popular em abordagens clínicas ortodônticas. O modo de ancoragem facilitada por esses sistemas associa dois conceitos interessantes, o de utilização temporária ao de ancoragem absoluta. As propriedades acima, juntamente com sua relativa simples aplicação, têm aumentado sua popularidade, estabelecendo-os como uma opção de tratamento necessária em casos complexos, que muitas vezes seriam impossíveis de serem tratados. Os autores objetivaram com esta revisão, apresentar e discutir o desenvolvimento, uso clínico, benefícios e desvantagens dos mini-implantes como meios para ancoragem esquelética absoluta, mas temporária, para aplicações ortodônticas. Os autores concluíram que estes dispositivos apresentam como vantagens: inserção e remoção não requerem procedimento cirúrgico avançado, em contraste com outros meios disponíveis, tais como implantes, mini-placas e onplants, podendo ser instalados pelo próprio ortodontista; não há necessidade de procedimentos clínicos/laboratoriais complexos, como fabricação de guias acrílicos ou transferência com precisão da posição do implante para modelos de gesso, para facilitar uma inserção segura e precisa; podem ser carregados imediatamente, reduzindo o tempo total de tratamento; permitem uma variedade de posições para inserção; a característica de ancoragem absoluta elimina efeitos colaterais sobre os dentes adjacentes; são de fácil

remoção; o custo é relativamente baixo. Como desvantagens apresentaram: dano aos tecidos adjacentes ou lesões radiculares durante a inserção; inflamação dos tecidos peri-implantares e conseqüente falha do mini-implantes, especialmente diante de má-higiene oral; pode haver custo adicional para o paciente em casos que um cirurgião é indicado para instalação do dispositivo.

Song, Cha e Hwang, em 2007, avaliaram o efeito da espessura de osso cortical no torque máximo de inserção e remoção de diferentes tipos de mini-implantes auto-perfurantes e determinaram se o torque depende da geometria do parafuso. Três tipos diferentes de mini-implantes (1 cilíndrico [CI] e 2 cônicos [Ta] [Tb]) foram inseridos, por meio de um testador de torque sob velocidade constante de 3 rotações por minuto, em blocos ósseos experimentais com diferentes espessuras de osso cortical (1,0, 1,5 e 2mm). Foi utilizado um bloco ósseo experimental artificial (Sawbones) com as seguintes dimensões totais (cortical e medular): 110mm de altura, 10mm de largura e 10mm de comprimento. A camada cortical foi unida a medular por meio de adesivo a base de acrilato. As propriedades mecânicas das camadas cortical e medular eram, respectivamente, densidade de 1,7 e 0,64g/cc, resistência a compressão de 120 e 37MPa, módulo de compressão 7600 e 943MPa, resistência a tração de 90 e 16MPa, e módulo de tração de 12.400 e 1190MPa. Para inserção, uma carga constante de 470g foi determinada no eixo rotacional axial para promover força perpendicular suficiente para o mini-implante perfurar a cortical óssea. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística. Os resultados demonstraram que a espessura de cortical óssea teve pouca influência nos valores de torque máximo de inserção e remoção para CI. No entanto, para Ta e Tb, o torque máximo de inserção aumentou proporcionalmente a espessura de cortical. O torque máximo de inserção de Tb foi maior em todas as situações. CI demonstrou menor perda de torque em todas as espessuras de cortical e um maior tempo de remoção comparado a Ta e Tb. Houve relação significativa entre espessura de cortical óssea, torque máximo de inserção e remoção, e tempo de implantação em cada

tipo de mini-implante. Os autores concluíram que o formato cônico, especialmente com maior diâmetro cervical, é a geometria que mais colabora para o aumento de torque. O efeito da espessura de cortical óssea durante a inserção é dependente do tipo de mini-implante. Como as diferentes geometrias de rosca apresentaram diferentes torques de inserção com o aumento da espessura do osso cortical, o desenho do parafuso adequado deve ser escolhido de acordo com a espessura cortical no local do mini-implante.

Kang et al., em 2007, afirmaram que o palato é um local adequado para a colocação de mini-implantes ortodônticos, por diferentes razões, tais como fácil acesso, baixo risco de lesionar estruturas anatômicas durante a instalação e presença de cobertura de mucosa queratinizada com conseqüente menor susceptibilidade a inflamação. Os autores realizaram estudo com objetivo de avaliar a espessura do osso do palato, fornecendo um guia mais confiável para a seleção do local mais apropriado para instalação de mini-implantes. Registros de tomografia computadorizada de 18 indivíduos (9 homens, 9 mulheres), com idade variante entre 18 e 35 anos, foram utilizados para medir a espessura do osso na região posterior palatina e sua proximidade com o forame incisivo. A espessura do osso foi medido em 80 coordenadas com intervalos regulares médio-laterais e ântero-posteriores ao longo da sutura palatina mediana. Depois dos valores médios, valores mínimos e máximos foram obtidos para todo o grupo e para os grupos masculino e feminino. A comparação médio-lateral e ântero-posterior foi realizada, e as diferenças entre os gêneros foi avaliada. As variações individuais foram tão grandes que tomografias computadorizadas de alta resolução foram recomendadas para a segurança dos dados. Diferenças significativas foram observadas entre os grupos masculino e feminino. A área palatina mediana há 1 mm da sutura sagital apresentou maior espessura de osso disponível em todo o palato. A espessura tende a diminuir lateralmente e posteriormente. Mapas de espessura média óssea palatal foram feitos para a comparação visual dos locais de colocação e para a seleção do comprimento dos

mini-implantes. Os autores concluíram que quando um mini-implante pode desviar-se da área palatina mediana por mais de 1 mm, recomendou-se que não seja posicionado muito posteriormente ou que seja usado um mini-implante mais curto.

Lim, Cha e Hwang, em 2008, realizaram estudo com objetivo de determinar a variação do torque de inserção de mini-implantes de acordo com o comprimento, diâmetro e forma do parafuso. O torque máximo de inserção (MIT) foi mensurado utilizando um testador de torque sob velocidade constante de 3 rotações por minuto. Foram testados mini-implantes cilíndricos e cônicos, com diferentes comprimentos, diâmetros, passos de rosca e formatos (cilíndrico e cônico). As amostras foram inseridas em bloco ósseo artificial (Sawbones) com diferentes espessuras de camada de osso cortical (1,0, 1,5 e 2,0mm). Para inserção, foi fixada uma carga de 470g no eixo rotacional. Os dados foram analisados estatisticamente. Os resultados mostraram que o torque de inserção aumentou significativamente com o aumento do comprimento e do diâmetro externo do parafuso. Uma análise do torque de inserção revelou que mini-implante cilíndrico apresentou maior torque de inserção antes da completa instalação dos mini-implantes, enquanto o parafuso cilíndrico mostrou um torque de inserção maior na instalação da parte final das roscas. O torque de inserção foi afetado pelo diâmetro externo, comprimento e forma, nessa ordem. Os autores concluíram que o aumento do diâmetro do mini-implantes pode, de forma eficiente, reforçar a estabilidade inicial do mini-implante, portanto a proximidade de raízes, no local de inserção, deve ser considerada

Wehrbein e Göllner, em 2009, determinaram a estabilidade posicional e a taxa de sucesso de dispositivos de ancoragem temporária posicionados na palatina, variando o comprimento (4 ou 6mm). Vinte e dois pacientes (14 mulheres), com idade entre 21 e 62 anos, foram incluídos no estudo. Cada paciente recebeu um dispositivo (Orthosystem, Straumann) posicionado na sutura mediana palatina. Seis pacientes receberam implantes

com 4mm de comprimento e 16 pacientes, implantes de 6mm. Diferentes movimentos ortodônticos foram utilizados (mesialização e distalização de dentes posteriores, retração e protrusão de dentes anteriores, entre outros). Telerradiografias padronizadas foram realizadas imediatamente após a instalação e ao final do tratamento, para análise de qualquer movimentação do implante. Os traçados cefalométricos foram sobrepostos na espinha nasal anterior e posterior para análise de alterações na angulação e posição do implante durante o tratamento. Os parafusos também foram avaliados clinicamente. Os parâmetros analisados foram: mobilidade, som durante percussão, angulação do parafuso (ângulo entre linha espinha nasal anterior - ANS - e posterior - PNS - e o eixo do implante) e posição do implante (distância entre o eixo do implante e espinha nasal posterior na linha ANS-PNS em milímetros). Foi observado que 2 dos 22 implantes apresentaram mobilidade durante o período de cicatrização (primeiras 10-12 semanas após a instalação). Assim, a taxa de sucesso foi 91%. Os outros 20 dispositivos palatinos que não apresentaram mobilidade durante a cicatrização (10-12 semanas) ou durante o período de carregamento (18 meses e 1 semana) foram avaliados radiograficamente. A média das diferenças entre as telerradiografias inicial e final foi 0,5 graus de alteração na angulação do implante e -0,6mm para mudanças na posição do implante. Os autores comentaram que seja provável que essas alterações tenham sido observadas devido as imprecisões na identificação das estruturas na telerradiografia, e não devido ao próprio movimento dos parafusos, já que nenhuma mobilidade foi registrada. Conclui-se que um dispositivo palatino foi suficiente como ancoragem estacionária para diferentes mecânicas na maxila em condições clínicas de carga. A taxa de sucesso foi 91%. A perda de implantes ocorreu durante o período de cicatrização.

Inaba, em 2009, investigou a estabilidade inicial de mini-implantes posicionados perpendicularmente ou inclinados em relação à base óssea em diferentes direções de tração. Mini-implantes de titânio (diâmetro de 1,4mm e comprimento de 4,0mm) foram inseridos inclinados (60 e 120 graus) ou perpendiculares (90 graus) à superfície de ossos

nasais de coelhos. Os dispositivos foram carregados com força aproximada de 2N durante 2 semanas, por meio de molas fechadas de NiTi entre 2 mini-implantes. O grau de mobilidade nos lados de tração e não-tração foi avaliado, por meio do dispositivo Periotest, imediatamente após a instalação e após 2 semanas de tração. O tecido ósseo com os mini-implantes foi isolado, e o contato entre o osso e o parafuso foi examinado em microscópio eletrônico. O contato osso-parafuso foi avaliado por meio da mensuração do contato em comprimento osso-implante (BIL) e da razão do contato osso-implante ($BIR = BIL/\text{comprimento de superfície do implante em cortical óssea} \times 100$). Os dados foram analisados estatisticamente. O autor relatou que não houve perda de mini-implantes, mas 8, do total de 30 dispositivos, estavam em contato com osso intranasal, caracterizando bicorticalização. Dessa forma, como o estudo visou fixações monocorticais, estes 8 mini-implantes foram excluídos. Além disso, outras 6 amostras foram perdidas durante o preparo morfométrico, restando 16 blocos para mensuração. O ângulo entre os mini-implantes posicionados com inclinação de 60 graus e a superfície óssea foi de $56,8^\circ \pm 2,69^\circ$ (n=6); com 120 graus de inclinação, $127^\circ \pm 5,44^\circ$ (n=5); com 90 graus, $88,7^\circ \pm 2,77^\circ$ (n=5). Não houve diferença estatisticamente significativa na espessura de cortical óssea entre os grupos 60°, 120° e 90°, e a espessura média foi de $1,0 \pm 0,23\text{mm}$. A estabilidade dos mini-implantes imediatamente após a instalação foi significativamente menor para aqueles posicionados a 90°; da mesma forma, as mensurações após 2 semanas indicaram maior estabilidade para os mini-implantes posicionados a 60° e 120°, sem diferença entre estes. Os mini-implantes inclinados em 60° mostraram BIL estatisticamente maior que aqueles posicionados perpendicularmente. No entanto, o mesmo não ocorre quando se comparou os inclinados a 120° e 90°. Diante disso, o autor discute a limitação do pequeno número de amostras. Não houve diferença estatisticamente significativa para BIR entre as angulações, apesar de, para os dispositivos inclinados em 60° e 120°, ter sido 64,23% e 56,30%, respectivamente, enquanto que para os posicionados a 90°, ter sido 54,48%. O autor concluiu que a

mobilidade de mini-implantes posicionados de forma angulada (60° e 120°) na superfície óssea foi significativamente menor que daqueles posicionados perpendicularmente. No entanto, não houve diferença estatística na mobilidade entre os inclinados em direção ou direção oposta à força aplicada. Assim, na prática clínica, implantes que são inclinados em relação à superfície óssea tendem a ter sua estabilidade primária aumentada, resultando em melhor ancoragem para o tratamento ortodôntico.

Morarend et al., em 2009, avaliaram o efeito do diâmetro do mini-implante na resistência a forças de ancoragem, especificamente comparando diâmetros maiores de mini-implantes monocorticais com diâmetros menores e diâmetros maiores de mini-implantes bicorticais com diâmetros menores. Foram utilizadas 24 maxilas e 24 mandíbulas de cadáveres humanos. O local de inserção dos mini-implantes foi entre 1 e 2 pré molar. No primeiro experimento (diâmetros maiores versus diâmetros menores em ancoragem monocortical), 48 mini-implantes de titânio (KLS Martin, Jacksonville, Fla) foram colocados em 12 hemi-mandíbulas e 12 hemi-maxilas. Foram dois grupos de mini-implantes, um de mini-implantes de maior diâmetro (2,5x17mm) em número de 24 elementos e outro de menor diâmetro (1,5x15mm) também em número de 24. No segundo experimento foi utilizado os mesmos materiais do primeiro experimento mas inseridos bicorticalmente. Para cada bloco, foram colocados dois parafusos, um posicionado mais apicalmente e outro mais coronalmente. O mais coronal foi colocado 5mm apicalmente em relação a crista osse alveolar e o mais apical a 4,5 mm mais apical em relação ao mais coronal. Os monocorticais foram inseridos em 4mm de profundidade e os bicorticais foram observados visualmente. Todos eles foram inseridos perpendicularmente a face vestibular e paralelos ao plano oclusal. Para reproduzir a força ortodôntica, cada mini-implante foi submetido a força tangencial aplicada perpendicularmente ao longo eixo do parafuso. A velocidade de aplicação de força foi de 0,05 mm por segundo. Durante a aplicação de força houve um deslocamento de 0,6mm do parafuso, o que, por meio de estudos pilotos, representa um deslocamento adequado

sem falha na interface mini-implante/osso. Os mini-implantes foram removidos e o osso seccionado na mesial e distal na região da colocação para visualização e mensuração da espessura óssea. Dois achados principais resultaram deste estudo in-vitro. O primeiro foi que os mini-implantes mais largos monocorticais promovem uma ancoragem aumentada comparado aos de menor diâmetro. O segundo foi que os mini-implantes mais finos bicorticais promovem uma resistência igual ou até mesmo maior que os mais largos monocorticais. Além do mais, o osso mandibular oferece uma resistência maior que o maxilar. Houve também um achado curioso, onde não houve diferença significativa no posicionamento mais coronal ou mais apical para um aumento da resistência, porém aconselha-se que seja mais coronal para não colocar em mucosa, onde há mais risco de inflamação, além do mais, coronalmente ele fica mais próximo do centro de resistência, favorecendo a biomecânica. Clinicamente, a vantagem de usar um mini-implante de maior diâmetro monocortical é que as forças são mais bem distribuídas pelo osso, com menor concentração de tensão, por isso quando perde-se um mini-implante é interessante colocar um de maior diâmetro na hora da recolocação. Uma observação importante deste estudo, portanto, é que quando há limitação em usar um mini-implante de maior diâmetro, pode-se usar um de menor bicorticalizando-o, especialmente em pacientes com espessura óssea fina.

Woods et al. (2009) avaliaram o efeito do tempo e força de carregamento, bem como a localização do mini-implante, no contato osso-implante (BIC) de mini-implantes submetidos a (1) carregamento imediato versus tardio (26 dias), (2) 50 versus 25 gramas de carga e (3) 25 gramas em maxila versus em mandíbula. Os mini-implantes foram instalados em sete cães da raça beagle, masculinos e esqueleticamente maduros, acompanhados durante um período de 110 dias. Um total de 8 mini-implantes (quatro aleatoriamente considerados experimentais e quatro, controles, sem carregamento), foram instalados em cada animal. O efeito de carregamento imediato versus tardio foi testado em maxila usando uma carga constante de 25 gramas. Na mandíbula, o efeito

das duas diferentes cargas (25 e 50 gramas) foi testado com carregamento imediato dos respectivos mini-implantes experimentais. Como os mini-implantes, em ambas as bases ósseas, foram imediatamente carregados com 25 gramas, a maxila e a mandíbula também foram comparadas. Todos os dispositivos foram instalados no osso alveolar vestibular da região anterior, perpendicularmente a superfície óssea. A mobilidade foi avaliada com a escala 0-3 ponto antes do preparo histológico das amostras. Uma análise morfométrica foi realizada sob microscopia de luz em secções descalcificadas. O percentual BIC foi medido em três níveis (coronal, médio e apical) dos mini-implantes. Os dados de BIC foram comparados estatisticamente. Níveis de mobilidade foram detectados em 3 dos 56 (5,4%) mini-implantes, os quais faziam parte dos grupos controles e não apresentaram nenhum BIC. Todos os mini-implantes estáveis mostraram algum BIC. No entanto, a variação em BIC foi grande, variando de 2,2 a 100%. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) para os valores de BIC para o tempo de aplicação da carga, a quantidade de carga aplicada, ou a localização do mini-implante. Houve uma tendência para menor BIC em nível coronal, mas as diferenças entre os níveis não foram estatisticamente significantes. Dentro dos limites deste estudo, conclui-se que o tempo e a quantidade de carga e o local de instalação do mini-implante não afetaram BIC. Além disso, parece que quantidades limitadas de osseointegração já são suficientes para garantir a estabilidade de mini-implantes.

Motoyoshi et al., em 2009a, investigaram a distribuição de tensões no osso ao redor dos mini-implantes ortodônticos por meio do método de elementos finitos sob diferentes direções de carga, buscando identificar fatores de risco para o afrouxamento dos mini-implantes. Modelos tridimensionais foram construídos com mini-implantes convencionais e ausência de roscas na cervical, com o osso cortical 1 ou 3 milímetros de espessura. O diâmetro dos mini-implantes simulados foi de 1,6mm. O modelo com mini-implante com ausência de roscas na cervical objetivou simular uma situação de quando o mini-implante é inserido além do comprimento de roscas. A força tração de 3N foi

simulada em quatro direções de (uma para cada lado do bloco ósseo simulado, 0°, 90°, 180° e 270°) sempre paralelas a superfície óssea. Em todos os modelos foi observada concentração de tensão na margem óssea na direção de aplicação da força. A tensão de compressão variou de -31 a -55 MPa, dependendo da direção de carregamento. No modelo com mini-implante sem roscas na cervical, observou-se a redução de concentração de tensões. Os autores discutem que a concentração de tensões na margem óssea são fatores contribuintes para a falha do implante, por meio de perda de estabilidade. Para reduzir o efeito negativo da anisotropia mecânica, sugerem que um novo modelo de mini-implante deveria ser desenhado com uma superfície lisa na região que fica em contato com a margem óssea, ou ainda, que durante a inserção de mini-implantes convencionais, estes deveriam ser inseridos mais profundamente. A diferença de espessura óssea não teve influência no padrão de distribuição de tensões no osso marginal.

Motoyoshi et al., em 2009b objetivaram investigar a influência biomecânica de osso ao redor do mini-implante, da proximidade da raiz e da espessura de cortical óssea como possíveis causas para a elevada taxa de insucesso em mandíbula. Foram gerados quatro modelos para análise por elementos finitos: o mini-implante não tocando em qualquer estrutura adjacente, há 1mm de distância da membrana periodontal; o mini-implante tocando a superfície da membrana periodontal; parte da rosca do mini-implante incorporada à membrana periodontal; o mini-implante tocando a superfície radicular. O efeito da espessura do osso cortical foi avaliada com valores de 1, 2 e 3 mm. Na primeira situação, quando o mini-implante se encontrava há 1mm da membrana periodontal, os autores observaram um valor máximo de tensão de von Mises menor que 20MPa no osso cortical ao redor do dispositivo ortodôntico. As tensões aumentaram com a diminuição da distância entre o mini-implante e a raiz. Quando o mini-implante tocou a raiz, as tensões aumentaram dramaticamente para 140MPa ou mais, e a reabsorção óssea poderia ser prevista nesses casos. Esta simulação confirmou que o toque do mini-implante na raiz é

o maior fator causador de falhas, segundo os autores. No caso de parte do mini-implante envolto pela membrana periodontal, foi observado um ponto de concentração de tensões no valor de 25MPa ou mais, o que corresponde a tensões relacionadas a reabsorção óssea. Na avaliação do efeito da espessura de cortical na concentração de tensões no osso ao redor do mini-implante, em todos os modelos as tensões para cortical de 2mm foram maiores que para as de 1 e 3mm, representando maior risco para reabsorção óssea e conseqüente falha do mini-implante. Dessa forma, os autores concluíram que para reduzir a chance de falha, especialmente em mandíbula, é importante que o mini-implante não toque a superfície de raízes adjacentes. Sugeriram que a inclinação de mini-implantes corrobora com esse pensamento, já que diminuiu a profundidade de inserção e, conseqüentemente, a chance de contato com a raiz.

Wu, Kuang e Wu, em 2009, avaliaram as taxas e os fatores associados com a estabilidade de mini-implantes utilizados para ancoragem ortodôntica. Foram incluídos 166 pacientes (35 do gênero masculino e 131 do feminino) que tinham consecutivamente recebido mini-implantes para ancoragem ortodôntica no Setor de Ortodontia e Pediatria, no Hospital de Taiwan, no período de janeiro de 2001 a dezembro de 2006. Um total de 414 mini-implantes com diâmetros variando de 1,2 a 2,0mm foram avaliados após instalação em diferentes regiões (área interdental, palato, área edêntula e de retromolar). As variáveis clínicas para análise foram divididas em fatores relacionados com o hospedeiro e com o mini-implante. Mini-implantes que fossem mantidos para ancoragem ortodôntica por mais de seis meses foram considerados bem sucedidos, enquanto que os foram perdidos durante o tratamento antes de 6 meses, ou fraturaram durante a inserção, foram considerados falha. A análise estatística foi utilizada para avaliar a taxa de falha e identificar possíveis fatores associados. A taxa global de insucesso foi de 10,1% (42 de 414 parafusos) com carregamento ortodôntico por mais de 6 meses. A maioria das falhas foi devido a afrouxamento e ocorreu nas primeiras duas semanas. Diferenças nas taxas de insucesso total para a maxila e mandíbula (9,3% e 16,3%, respectivamente) não foram

estatisticamente significativas. A menor taxa de falha foi encontrada na maxila, com diâmetros de implante igual ou inferior a 1,4mm. O lado esquerdo apresentou menor taxa de falhas que a direita (6,7% versus 13,9%), mas nenhuma diferença foi encontrada entre os locais de instalação dos mini-implantes. Diâmetro e comprimento pareceram não contribuir para a taxa de falha dos dispositivos. Os fatores comprimento e tipo de mini-implantes, idade e gênero também não foram associados com insucesso mini-implante. Os autores concluíram que o uso de mini-implantes para ancoragem é confiável. A taxa de sucesso foi 89,9%. A seleção cuidadosa de diâmetro para locais diferentes é essencial. Na maxila um diâmetro de mini-implante igual ou inferior a 1,4mm é recomendado, enquanto que na mandíbula um diâmetro maior que 1,4mm é sugerido para uma melhor ancoragem ortodôntica. Cuidados de higiene dos locais de implantação também devem ser enfatizados para o sucesso em longo prazo de mini-implantes.

Em 2009, Jiang et al., objetivaram avaliar variações contínuas e simultâneas de diâmetro e comprimento de mini-implantes e identificar suas dimensões ótimas na regiões posterior de maxila, por meio de análise de elementos finitos tri-dimensional. Uma secção posterior de maxila com mini-implante foi modelada, contendo uma fina camada de osso cortical, caracterizando osso tipo III segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985). A geometria do mini-implante usado foi referente a um modelo cilíndrico rosqueável. As variáveis estudadas foram o diâmetro (1,0 a 2,0mm) e o comprimento (6,0 a 16,0mm). Foi simulada uma ancoragem perpendicular com interface friccional entre o mini-implante e o osso, simulando o carregamento imediato. Uma carga de 2N horizontal foi aplicada na cabeça do mini-implante paralelamente a face vestibular da maxila, simulando um tratamento clínico de retração dentária. Nove modelos foram gerados (diâmetro = 1,0; 1,5; 2,0mm; comprimento = 6,0; 11,0; 16,0mm). Os autores afirmaram que, apesar de ter sido uma análise simplificada, duas importantes conclusões podem ser citadas: o diâmetro do mini-implante foi um fator de maior significância que o comprimento na redução de tensões na maxila e no aumento de estabilidade ortodôntica;

e do ponto de vista biomecânico, em região posterior da maxila, a instalação de um mini-implante com diâmetro excedendo 1,5mm e com o maior comprimento é a opção mais segura.

Wang et al., em 2010, realizaram estudo objetivando obter a força de arrancamento de mini-implantes instalados em região anterior de mandíbula em cachorros adultos e jovens, analisar a estrutura peri-mini-implante óssea usando tomografia microcomputadorizada e explorar a correlação entre a força de arrancamento e as variáveis da estrutura óssea peri-mini-implante. Foram utilizados 16 beagles machos, divididos em dois grupos de acordo com idade e idade dental, com oito em cada grupo. A idade média dos cachorros adultos era de 23 a 24 meses e pesando em média 13 a 14 kg, seus terceiros molares já haviam irrompidos. Os cachorros do grupo adolescente tinham aproximadamente 9 meses de idade e entre 8 kg e 8,5kg; seus segundos e terceiros molares não haviam irrupcionados. Foram utilizados 32 mini-implantes Arhus (Tuttlingen, Alemanha) de 1,6mm de diâmetro e 6mm de comprimento. Em cada cachorro foram instalados 2 mini-implantes, alguns minutos antes da morte. Eles foram colocados no lado esquerdo e direito simetricamente em região anterior de mandíbula. Quando os cachorros foram mortos, suas mandíbulas foram removidas e seccionadas em blocos pequenos contendo um mini-implante envolvidos por pelo menos 4 mm de tecido sem tecido mole. Apesar de todos os mini-implantes terem sido testados com o método de arrancamento, apenas 29 blocos foram analisados. Os valores de densidade óssea foram de $781,94 \pm 21,46$ mg de hidroxiapatita (HA) por centímetro quadrado em cachorros adultos e $713,61 \pm 13,08$ em adolescentes, uma diferença estatística significativa entre os dois grupos. Os valores da relação volume relativo de osso por volume total de osso (BV/TV) foi de $0,62 \pm 0,33$ em adultos e $0,57 \pm 0,2$ para adolescentes, havendo também uma diferença estatística significativa. Não houve diferença estatística significativa entre a espessura de osso cortical. E houve diferença estatística significativa entre as forças de arrancamento encontradas, sendo $218,40 \pm$

24,5 N para os cachorros adultos e $130,82 \pm 2,2$ N para os adolescentes. No geral, a força de arrancamento tem maior correlação com a densidade óssea e a menor correlação com espessura de osso cortical. A estabilidade do mini-implante durante o tratamento depende da densidade óssea, tecido mole peri-implante, desenho do mini-implante, técnica cirúrgica e aplicação de carga. Sendo que a densidade óssea é a chave para o sucesso. Sobre a força de arrancamento, ela foi maior estatisticamente no grupo de cães adultos que em adolescentes. É sabidamente reconhecido que a qualidade do osso alveolar e o contato osso-metal são fatores importantes para a estabilidade. No presente estudo, os mini-implantes foram inseridos da mesma maneira, e com o contato osso-metal semelhantes, o que elimina suas influências. Por isso as diferenças encontradas provavelmente tenham sido causadas pela diferença na qualidade óssea. Foi observado que há uma grande relação entre o comprimento do mini-implante e a força de arrancamento; e outro fator que está altamente relacionado a aumento da força de arrancamento é a estabilidade e o tempo de cicatrização antes da aplicação da força ortodôntica.

Lee et al., em 2010, investigaram as características de sobrevivência e os fatores de risco de mini-implantes ortodônticos por meio de análise de sobrevivência. Cento e quarenta e um pacientes ortodônticos (tratados a partir de 1 de outubro de 2000 até 29 de novembro de 2007) foram incluídos neste estudo longitudinal. Um total de 260 mini-implantes ortodônticos jateados (partículas grandes) e parcialmente condicionados com ácido foram instalados entre o segundo pré-molar e primeiro molar superiores. Falhas dos implantes foram registradas como dados eventuais, enquanto que implantes foram removidos devido o término do tratamento e aqueles que não foram removidos durante o período do estudo foram registrados como dados censurados. Um método não paramétrico foi utilizado para visualizar a função de risco, e curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier foram geradas para identificar as variáveis associadas com a falha dos mini-implantes. Dos 260 implantes, 22 falharam. A função estatística de risco para falha

do implante mostrou que o risco é maior imediatamente após a instalação. A função de sobrevida mostrou que o tempo médio de sobrevida de mini-implantes ortodônticos é suficiente para tratamentos ortodônticos relativamente longos. O modelo estatístico de risco proporcional identificou que o aumento da idade é um fator decisivo para a sobrevivência do implante. Os autores concluíram que a diminuição do padrão de função de risco sugeriu osseointegração gradual de mini-implantes ortodônticos. Quando os implantes são instalados em paciente jovem, um cuidado especial é necessário para diminuir o aumento da probabilidade de falha, especialmente imediatamente após a instalação.

Florvaag et al., em 2010, compararam cinco tipos de mini-implantes, comercialmente disponíveis, para ancoragem esquelética em relação a influência das propriedades biomecânicas em sua estabilidade primária. Foram incluídos neste estudo um total de 196 mini-implantes auto-rosqueáveis e auto-perfurantes com um diâmetro de 2 mm (ou o maior diâmetro fornecido pelo fabricante em questão), comprimento de rosca de 10 mm, ou o maior miniparafuso fornecido pelos fabricantes. Os tipos de parafusos testados foram o FAMI 2, Orlus mini-implant, T.I.T.A.N. Pin, tomas-pins e Vector TAS. Medidas de torque de inserção e remoção, e ensaios de arracamento nas direções axial (0 graus), angulado 20 graus e angulado 40 graus, bem como uma série de testes com e sem perfuração prévia do orifício piloto foi realizada. Pelas cabeças de fêmur de bovinos terem a mesma densidade mineral óssea (DMO), foram utilizadas como material ósseo-teste. Maiores torques de inserção foram encontrados para os mini-implantes cilíndrico FAMI 2, para o cônico Orlus e para o Vector TAS (com valores médios de 39,2 Ncm, 32,1 Ncm e 49,5 Ncm) que para o cilíndrico T.I.T.A.N. pin e tomas-pins. A inserção sem perfuração prévia aumentou significativamente os torques de inserção de todos os cinco mini-implantes. Os autores observaram diferenças estatisticamente significativas entre os cinco parafusos nos ensaios de arrancamento. Existiram diferenças altamente significativas entre as direções axial (0 graus) e com ângulo de 20 graus, que não foram

aparentes no ângulo de arrancamento de 40 graus. Comparado com as forças de arrancamento (carga) na direção axial, os valores de carga dos mini-implantes cilíndricos diminuíram acentuadamente em função do ângulo (até -46,6%). A redução da força de tração em conjunto com o aumento do ângulo foi muito menos pronunciada nos parafusos cônicos (-0,8% para -29,0%). O tomaz-pins demonstrou os maiores valores de força de tração e de rigidez durante os ensaios. Um total de cinco tomaz-pins, dois mini-implantes Orlus um FAMI 2 fraturaram durante os ensaios de tração. Os autores concluíram que os resultados de medições do torque de inserção sugerem que um desenho cônico proporcionará maior estabilidade primária que os tipos de mini-implantes cilíndricos. A superioridade do desenho cilíndrico do parafuso foi evidente nos ensaios de tração. Todos mini-implantes aumentaram sua estabilidade primária com inserção sem perfuração prévia com broca. Os parafusos tomaz-pins, embora biomecanicamente superiores aos outros mini-implantes foram mais propensos à fratura.

Kim et al., em 2010, investigaram a taxa de sucesso de mini-implantes palatinos usados como ancoragem ortodôntica para vários tipos de movimentos dentários e a relação entre alguns fatores e a taxa de sucesso. Cento e vinte e oito pacientes receberam um total de 210 mini-implantes posicionados na sutura palatina e, sagitalmente, entre mesial e distal do primeiro molar superior. Força ortodôntica foi aplicada imediatamente com elásticos, e foram conferidas com intervalos de 3 semanas. Dois tipos de mini-implantes auto-perfurantes de mesmo comprimento com diâmetros diferentes foram utilizados: um com 1,5mm de diâmetro e 5,0mm de comprimento (KLS-Martin) e outro com 2,0mm de diâmetro e comprimento de 5,0mm (Orthoplant). Apesar de alguns pacientes terem sido tratados com 1 mini-implante, a maioria dos pacientes, especialmente jovens, foi tratada com 2 mini-implantes esplintados. Para examinar os fatores que afetaram o sucesso clínico, dez variáveis clínicas foram investigadas: curva de aprendizado do operador (determinada pelo cálculo da taxa de sucesso de mini-implantes instalados pelo operador em 4 períodos de 18 meses cada), gênero, idade,

área (palato médio ou posterior), período total de tratamento com mini-implantes, esplintagem, diâmetro dos mini-implantes, tipo de movimento dentário realizado (distalização, mesialização, intrusão, retração dos dentes anteriores, e combinações) e variáveis representando relação entre as bases ósseas (ANB, FMA, Sn-GoGn). Os autores relataram que 15 dos 128 pacientes perderam no mínimo 1 mini-implantes, caracterizando uma taxa de sucesso de 88,20%. Dezoito dos 197 mini-implantes falharam, caracterizando taxa de sucesso de 90,80%. O tempo médio de falha foi 3 meses e meio após o início do tratamento. Análise de regressão lógica não mostrou associação estatisticamente significativa entre a taxa de sucesso e as seguintes variáveis: gênero, período total de tratamento, diâmetro, tipo de movimento dentário e variáveis representando relações esqueléticas sagitais e verticais. Seis dos 51 mini-implantes instalados em 27 homens falharam e caracterizaram uma taxa de sucesso de 88,2%. Enquanto que em 101 mulheres, 12 dos 146 mini-implantes falharam, representando uma taxa de sucesso de 91,8%. A taxa de sucesso para os mini-implantes com 2mm foi discretamente maior que para aqueles com 1,5mm (91,9% e 89,0%, respectivamente). Houve associação estatisticamente significativa entre a taxa de sucesso e as seguintes variáveis: curva de aprendizado do operador, idade, área, e esplintagem. A diferença da curva de aprendizado do operador, que indica a experiência ao longo do tempo, revelou que quanto maior a experiência maior a taxa de sucesso alcançada. Durante os primeiros 18 meses, quando o operador não estava acostumado ao procedimento de instalação de mini-implantes no palato, 9 de 36 mini-implantes falharam, apresentando taxa de sucesso de 75%. Esta taxa foi menor que a encontrada nos últimos períodos (91,2% a 97,9%); a taxa de sucesso aumentou para mais que 95% após o terceiro período de 18 meses. Em relação a idade, a análise estatística mostrou que pacientes com mais idade apresentaram maior taxa de sucesso. Essa diferença pode ser atribuída a diferença de densidade óssea, já que em adolescentes a calcificação óssea pode não estar completa, ou ainda porque em alguns adolescentes foi indicada a instalação na região mais

posterior do palato. O fator mais importante contribuinte para a taxa de sucesso na região do palato médio foi a esplintagem, sugerindo maior estabilidade nesses casos. O aumento da estabilidade tem sido relatado para os mini-implantes de maior diâmetro. Teoricamente, porque a força aplicada é distribuída a maior área óssea, resultando em menor pressão. Entretanto, no presente estudo, não foi notada diferença entre os diâmetros, provavelmente devido a excelente qualidade e quantidade ósseas que podem ter mascarado a influência do diâmetro. Os resultados também indicaram que a duração do período sob carregamento não influenciou a taxa de sucesso. Os autores concluíram que a curva de aprendizado do operador, a idade do pacientes, a área de instalação e a esplintagem dos parafusos são fatores que influenciam na taxa de sucesso dos mini-implantes.

Motoyoshi et al., em 2010, examinaram fatores que possam afetar a estabilidade inicial e a longo prazo de mini-implantes. Foram avaliados os torques de inserção e remoção de 134 mini-implantes (1,6mm de diâmetro e 8mm de comprimento) instalados na face vestibular de osso alveolar posterior. Além disso analisou-se a relação entre torques de inserção e remoção, idade, gênero e espessura de osso cortical. Um torquímetro foi utilizado para mensuração dos valores de pico dos torques. Imediatamente após a instalação, uma carga menor que 2N foi aplicada aos mini-implantes. Os valores médios de torque de inserção e remoção foram, respectivamente, 8 e 4Ncm. Um torque de 4Ncm sugere uma ancoragem suficientemente estável para mini-implantes. Não houve correlação significativa entre os torques de inserção e remoção. O torque de inserção pode ser significativamente relacionado a idade e espessura de osso cortical na maxila, enquanto que o de remoção não se correlacionou significativamente com nenhum dos fatores.

Lin et al., em 2010, investigaram os efeitos relativos de alterações na osseointegração osso/mini-implante e a influência de características de geometria

(comprimento e diâmetro do mini-implante, forma da rosca, material constituinte, diâmetro da cabeça, e comprimento da cabeça exposta na resposta biomecânica da inserção de mini-implantes, por meio de análise de elementos finitos não-linear. O fator fisiológico foi simulado em dois níveis de interface mini-implante/osso, condições de total ou nenhuma (carga imediata) osseointegração. Os autores encontraram que para valores de deformação na cortical óssea, o material do mini-implante (63%), comprimento da cabeça exposta (24%) e o diâmetro do mini-implante (7%) foram os principais determinantes da magnitude da deformação. A deformação óssea aumentou proporcionalmente a exposição da cabeça do mini-implante e inversamente proporcional ao diâmetro do mini-implante. Partindo do princípio que a deformação é aceita como um estímulo mecânico para a remodelação óssea em torno do mini-implante, os autores discutem que um desenho ideal do mini-implante que consiga evitar a falha e minimizar os valores de deformação no osso circundante é o principal ponto de discussão. Foi observada diminuição nos valores de deformação para diâmetros maiores: um mini-implante com pequeno diâmetro, como 1,2mm, tem uma chance considerável de perder potencial de ancoragem quando aplicada sobre ele uma força ortodôntica pesada. Embora a deformação óssea tenha diminuído quando o diâmetro do mini-implante aumentou, o risco de atingir raízes aumenta em áreas interdentais quando escolhe-se um mini-implante com maior diâmetro. Os resultados da simulação sugeriram que um mini-implante pode ser carregado imediatamente, sem prejuízo para a resposta mecânica (deformação) óssea. O principal efeito do comprimento do mini-implante (1%) é a quantidade de superfície de contato entre a cortical e o parafuso. Portanto, esse fator (espessura de cortical) não foi investigado nesta simulação in vitro, dessa forma, a sua influência sobre a deformação óssea não pode ser considerada.

Crismani et al., em 2010, revisaram relatos de acompanhamentos clínicos publicados até setembro de 2007, envolvendo no mínimo 30 mini-implantes, por meio de levantamento bibliográfico na base de dados Medline. Examinaram parâmetros como

gênero, idade, localização e método de instalação, comprimento e diâmetro do dispositivo, tempo e quantidade de carga aplicada. Os dados coletados foram analisados estatisticamente e representados por meio de gráficos. Os autores encontraram quatorze estudos dentro dos critérios supracitados, incluindo, no total, 452 pacientes e 1519 mini-implantes. A taxa de sucesso dos estudos avaliados variou de 59,4% a 100%, definindo a taxa de sucesso média de 83,6%. O número de pacientes tratados variou de 13 a 129, com número de mini-implantes variando de 30 a 273, por estudo. O comprimento dos dispositivos variou de 4 a 21mm e o diâmetro de 1 a 2,3mm. Todos os estudos descreveram o método e a localização de instalação; cirurgias com e sem retalho foram relatadas. A partir da coleta dos dados verificou-se que 958 mini-implantes foram usados em maxila e apresentaram taxa média de sucesso de 89%. Em mandíbula, 508 mini-implantes, com taxa média de sucesso de 79,6%, foram instalados. Os dados relacionados ao tempo de carregamento variaram entre imediato (até 48 horas) e 149 dias. A quantidade de carga variou de 50 a 400cN (centi-Newton). Os autores concluíram que em todos os artigos analisados, foram descritas taxas de sucesso suficientes para o tratamento ortodôntico. Esta revisão também demonstrou que mini-implantes com 1,2mm de diâmetro e, no mínimo, 8mm de comprimento, são preferíveis, pois além de serem estáveis, minimizam o risco de dano radicular durante a instalação. A maxila mostrou-se mais adequada para os mini-implantes. Quanto ao protocolo de instalação, os dados não foram conclusivos para recomendações definitivas. Diante da comparação das taxas de sucesso, o método sem retalho deve ser escolhido, pois é menos invasivo e provoca menos desconforto do paciente. Como opções de carregamento, o imediato e o tardio são opções viáveis, e o maior tempo de espera não significa maior estabilidade do dispositivo para forças até 200cN.

Pickard et al., em 2010, realizaram estudo com objetivo de determinar o efeito da orientação de instalação de mini-implantes na resistência à falha na interface osso-parafuso. Mini-implantes, com 6mm de comprimento e 1,8mm de diâmetro, foram

instalados na cortical vestibular de nove mandíbulas de cadáveres humanos, em ângulos de 45° e 90° em relação à superfície do osso. As amostras foram testadas, por meio de *pull-out* e cisalhamento, em três diferentes direções de aplicação de força, definindo 9 subgrupos (n=10): 3 testados por *pull-out* e 6 por cisalhamento, sendo 3 cisalhados paralelamente ao eixo de mínima rigidez óssea e 3 perpendicularmente ao eixo de máxima rigidez óssea. Nos testes de *pull-out* os mini-implantes foram posicionados ortogonalmente a superfície óssea, inclinados em 45° ao longo do eixo máximo de rigidez óssea, e 45° ao longo do eixo mínimo de rigidez óssea, enquanto a força sempre foi aplicada perpendicularmente a superfície óssea. Nos testes de cisalhamento, ao longo dos eixos máximo e mínimo de rigidez óssea, os mini-implantes foram posicionados ortogonalmente a superfície óssea, inclinados a 45° na mesma direção da linha de força cisalhante e inclinados a 45° na direção oposta a linha de força. As áreas selecionadas para instalação dos mini-implantes foram na cortical vestibular do corpo das mandíbulas. Os dados foram tabulados e submetidos a análise estatística, com nível de significância de $P < 0,05$ para todos os testes. Os mini-implantes alinhados em 90°, testados por meio de *pull-out*, apresentaram a maior resistência à falha ($342 \pm 80,9\text{N}$) que todos os outros grupos. Nos testes de cisalhamento, os implantes que foram inclinados na mesma direção que a linha de força foram os mais estáveis e apresentaram a maior força até a falha ($253 \pm 74,05\text{N}$). Os implantes inclinados na direção oposta da linha de força foram os menos estáveis e com menor valor médio de resistência ($87 \pm 27,2\text{ N}$) à falha. Os autores concluíram que quanto mais o longo eixo do mini-implante se aproxima da linha de força aplicada, maior a estabilidade do implante e maior a sua resistência à falha.

3. Proposição

Objetivo geral

Avaliar a resistência a falha de mini-implantes, de 5,0mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro, instalados a 90° e 45 ° em relação à superfície óssea, por meio de teste de tração.

Objetivos específicos

1. Avaliar a influência da angulação de instalação, 45° e 90°, de mini-implantes ortodônticos na resistência máxima a falha.
2. Avaliar a influência da angulação de instalação, 45° e 90°, de mini-implantes ortodônticos no deslocamento máximo.
3. Avaliar a influência da angulação de instalação, 45° e 90°, de mini-implantes ortodônticos no torque de inserção.
4. Avaliar se existe correlação estatisticamente diferente de zero entre as 3 variáveis analisadas, considerando cada inclinação.

4. Materiais e métodos

Este estudo caracteriza-se como uma pesquisa *in vitro*.

Um total de 20 mini-implantes ortodônticos com 1,6mm de diâmetro e 5,0mm de comprimento (Neodent, Curitiba, Brasil) (Figura 1) foi dividido em dois grupos, variando a inclinação do eixo de inserção na superfície óssea: 45° e 90°. O bloco ósseo utilizado (Sawbones Pacific Research Laboratories, Inc., Washington, USA) caracteriza-se como um osso sintético laminado (170x120x42mm) composto por um bloco de poliuretano sólido rígido (ASTM F-1839-08) unido a uma lâmina de epóxi preenchida por fibras com 2mm de espessura (Figura 2, Tabela 1).



Figura 1 – Mini-implante de 1,6mm de diâmetro e 5mm de comprimento (Neodent)

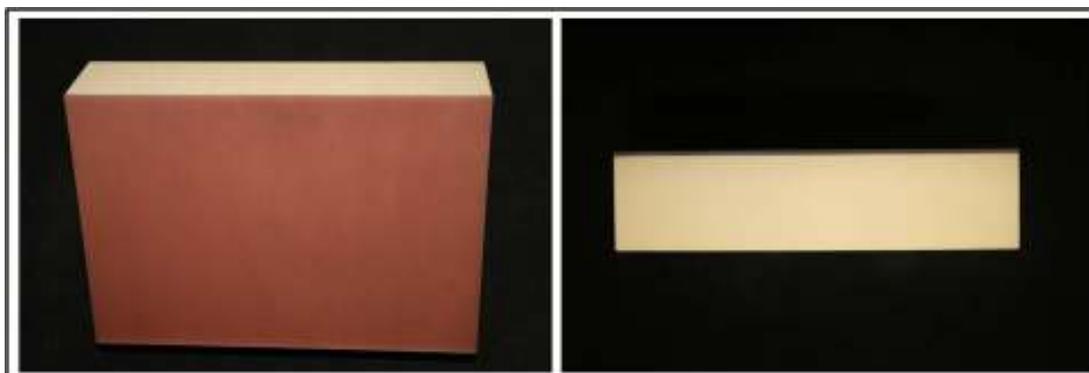


Figura 2 – Bloco de osso laminado sintético com camadas medular e cortical unidas.

Tabela 1 – Valores de densidade, compressão e tensão das camadas medular e cortical do osso sintético laminado.

Osso artificial	Densidade		Resistência	Módulo	Resistência	Módulo
	Pcf	g/cc	<i>Compressão</i>		<i>Tração</i>	
			MPa		MPa	
Medular	30	0,48	18	45	12	592
Cortical	102	1,64	157	16,7	106	160

Uma planilha para orientação das perfurações foi desenhada sobre o bloco ósseo de forma que, após o corte das amostras, cada mini-implante estivesse rodeado por, no mínimo, 1mm de osso em todas as regiões.

As perfurações foram realizadas por um técnico treinado em máquina Vecker VK-406V (Vecker, Alemanha) com broca de metal duro utilizada para perfuração mecânica, em velocidade de 1000RPM. A padronização dos ângulos de 90° (Figura 3) e 45° (Figura 4) foi definida pelo cabeçote da máquina. A profundidade e o diâmetro das perfurações foram de 5mm e de 1,3mm, respectivamente. Para aferição da profundidade atingida pela broca, um guia torneado foi construído no mesmo diâmetro da broca com uma marcação em 5mm (Figura 5).

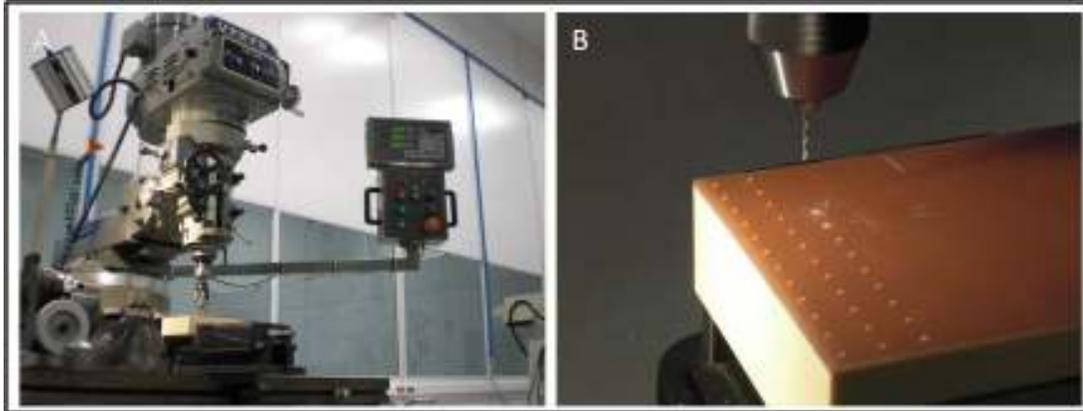


Figura 3 – Posicionamento da máquina (A) e da broca (B) nas perfurações em angulação de 90°.

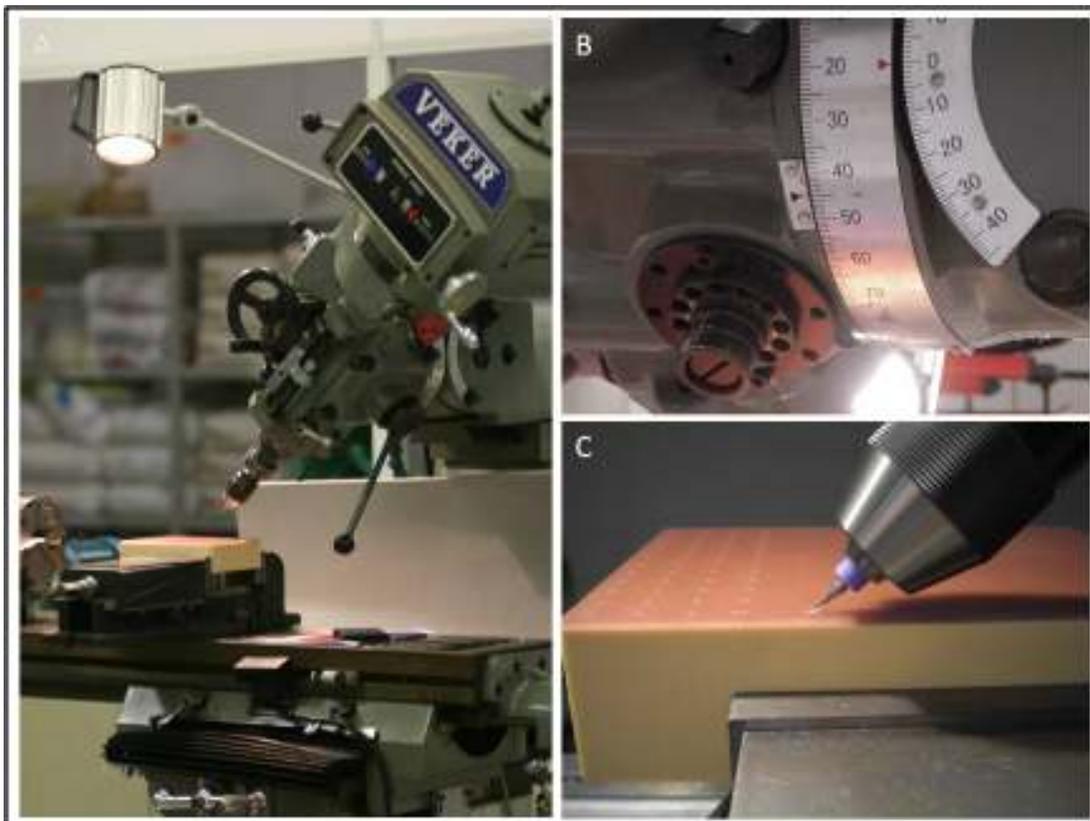


Figura 4 – Posicionamento da máquina e da broca (A, C), por meio do cabeçote (B), nas perfurações em angulação de 45°.

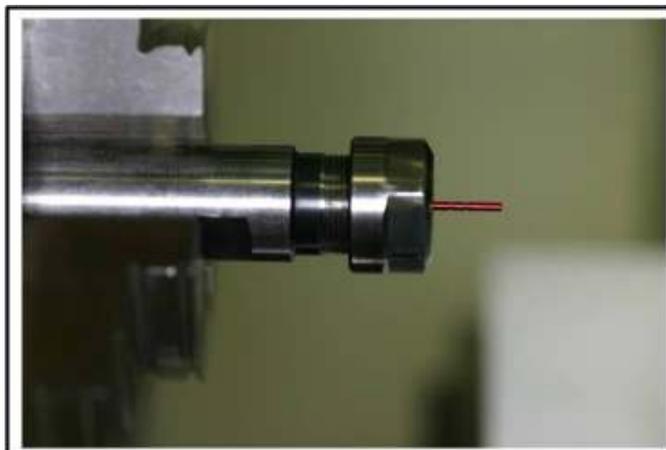


Figura 5 – Guia torneado com marcação de 5 e 7mm.

Após a perfuração, foi realizado o corte do bloco em máquina de serra (Starret, São Paulo, Brasil). O corte foi aprofundado de forma que as amostras não se soltassem nesse momento da pesquisa. Os mini-implantes foram instalados até a última rosca, por um único operador, associando chave manual (Neodent) e torquímetro digital TQ-680 (Instrutherm, São Paulo, Brasil). Para padronização, a segunda rosca cervical de todos os mini-implantes foi marcada com marcador para retroprojektor. Definiu-se que até essa marcação os parafusos seriam instalados com a chave manual (Figuras 6 e 7) e, a partir daí, com o torquímetro digital. Todos os valores de torque de inserção foram registrados.

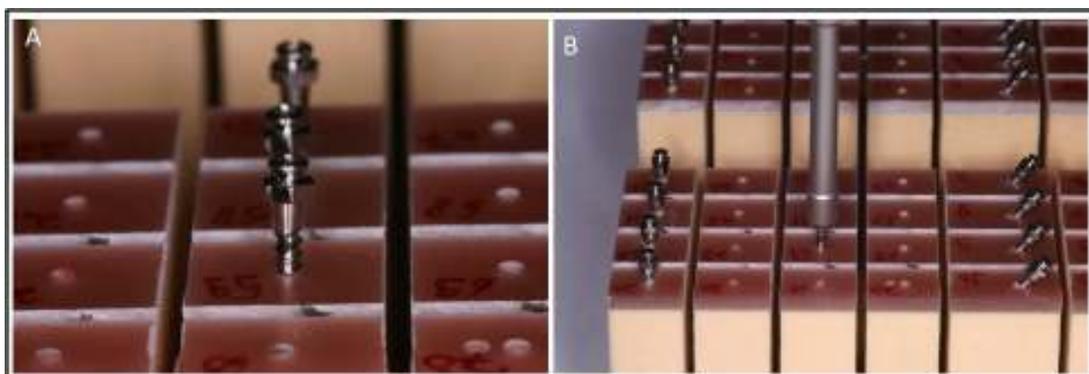


Figura 6 – Mini-implantes posicionados a 90° na perfuração (A) e instalados até a segunda rosca cervical por meio de chave manual (B).

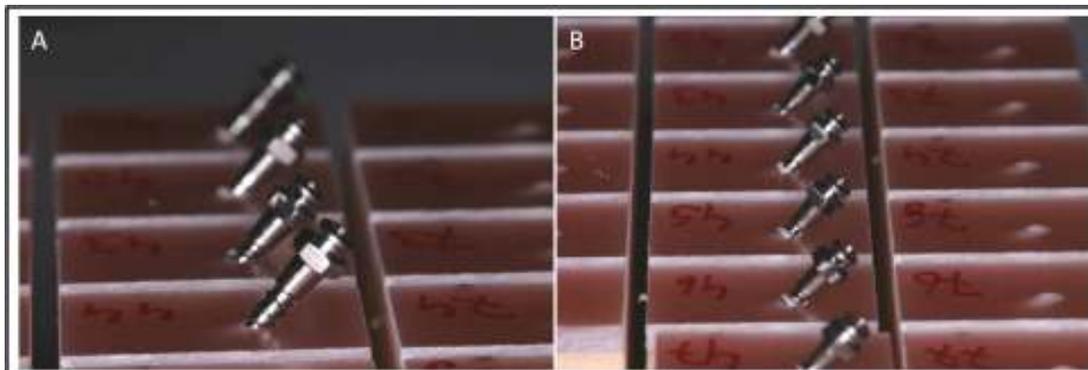


Figura 7 – Mini-implantes posicionados a 45° nas perfurações (A) e instalados até a segunda rosca cervical (B).

As amostras foram separadas com auxílio de serra manual (JON Comércio de Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil). Após a separação, todas as amostras foram radiografadas em RaioX Digital (Heliodent Vario, SIRONA Dental Systems GmbH) para aferição dos ângulos de inserção. Posteriormente foram testadas em máquina Instron Modelo 3382 (Instron Corporation, Norwood, USA) em teste de arrancamento, com força vertical de tração, sob velocidade de 0,5mm/min (Figura 8), até a falha da amostra (Figura 9).

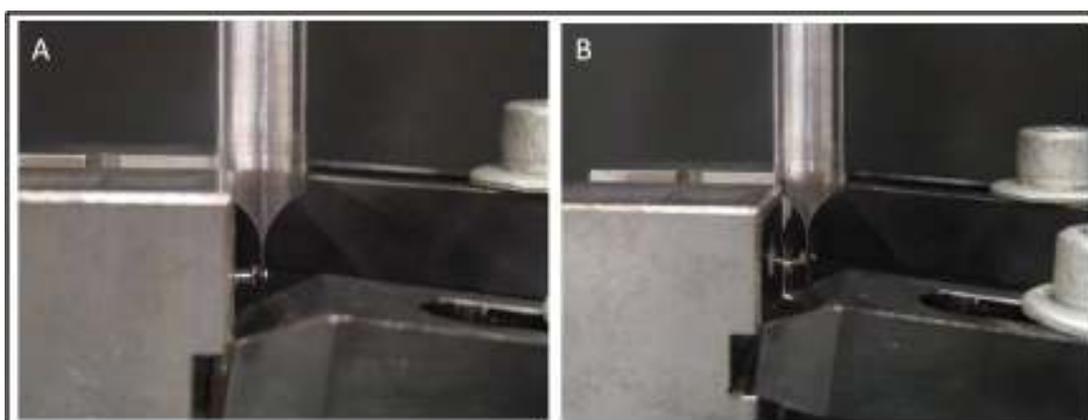


Figura 8 – Amostra do grupo de 90° durante o teste de tração (A – início e B – final do teste).

A carga máxima (N) e o deslocamento máximo (mm) foram registrados. As amostras foram novamente radiografadas para avaliação da ocorrência de fratura nos mini-implantes. Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Planejamento Estatístico

A partir dos objetivos estabelecidos na presente pesquisa definiu-se as seguintes hipóteses:

1. Para cada uma das 3 variáveis analisadas existe distribuição normal dos dados, tanto para a inclinação a 45 graus quanto para a inclinação a 90 graus?
2. Para cada uma das 3 variáveis analisadas existe homogeneidade de variâncias entre as duas inclinações?
3. Para cada uma das 3 variáveis analisadas, existe homogeneidade de variâncias dentro de cada tipo de inclinação?
4. Existe diferença estatisticamente significativa nos valores médios das 3 variáveis analisadas com relação ao grau de inclinação (45 graus e 90 graus)?
5. Existe correlação estatisticamente diferente de zero entre as 3 variáveis analisadas, considerando cada inclinação?

A verificação da primeira hipótese foi realizada com o auxílio do teste de normalidade de Shapiro-Wilk, ao nível de significância de 0,05.

A verificação da segunda hipótese foi realizada com o auxílio do teste de homogeneidade de variâncias de Levene, ao nível de significância de 0,05.

A verificação da terceira hipótese foi realizada com o auxílio do cálculo do coeficiente de variação de Pearson C.V. (%). Se C.V.(%) for menor ou igual a 20%, a distribuição é dita muito homogênea. Quando C.V.(%) é maior que 20% e menor ou igual a 30%, a distribuição é dita homogênea. Finalmente, se C.V.(%) for maior que 30%, a distribuição é dita heterogênea.

A verificação da quarta hipótese foi realizada com o auxílio do teste t de Student para amostras independentes ($p < 0,05$), uma vez que os dois tipos de inclinação (45 graus e 90 graus) apresentaram distribuição normal.

A verificação da quinta hipótese foi realizada através do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson ($p < 0,05$), visando avaliar o grau de associação entre todos os pares de variáveis analisadas, para cada inclinação, uma vez que todas as variáveis apresentaram distribuição normal. Quando o valor do coeficiente de correlação de Pearson r é menor que 0,30, a correlação entre as duas variáveis é dita fraca. Quando r é maior ou igual a 0,30 e menor que 0,70, a correlação é dita regular. Se r for maior ou igual a 0,70 e menor que 0,90, a correlação é dita forte. Finalmente, se r for maior ou igual a 0,90, a correlação é dita muito forte.

5. Artigo científico

Segundo normas da *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*

1. Title Page:

Influência da angulação de instalação de mini-implantes curtos na resistência a tração, deslocamento máximo e torque de inserção

Carolina Guimarães Castro, Mestre em Odontologia (UFU), aluna do curso de Especialização em Ortodontia (ILAPEO).

Ana Cláudia Melo, Mestre e Doutora em Ortodontia (UNESP), professora do curso de Especialização em Ortodontia (ILAPEO).

Roberto Hideo Shimizu, Mestre e Doutor em Ortodontia (UNESP), coordenador e professor do curso de Especialização em Ortodontia (ILAPEO).

Autor correspondente:

Roberto Hideo Shimizu

Rua Jacarezinho, 656 – Mercês – Curitiba/PR – Brasil – CEP: 80.710-150

Telefone/Fax: 5541 3595-6000

e-mail: robertoshimizu@yahoo.com.br

2. Resumo:

Introdução: Diante do fato que o diâmetro e o comprimento de mini-implantes parecem não contribuir para a taxa de falha dos mesmos, parece pertinente a avaliação da resistência e do deslocamento máximos de mini-implantes mais curtos, em diferentes angulações de inserção, privilegiando a facilidade de instalação sem comprometimento da estabilidade de ancoragem e da saúde das estruturas anatômicas adjacentes.

Métodos: Vinte mini-implantes de 5mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro foram instalados em angulações de 45° e 90° e testados, por meio de tração, até a falha. Os dados de resistência e deslocamentos máximos e de torque de inserção foram tabulados e comparados estatisticamente. **Resultados:** Diferença estatisticamente significativa entre as inclinações foi observada para cada variável estudada. A análise do Coeficiente de correlação de Pearson para o grupo com inclinação de 45°, revelou que existe correlação linear positiva e forte entre carga máxima e deslocamento máximo, enquanto que para o grupo com inclinação de 90°, observou-se correlação linear positiva e forte entre carga máxima e torque de inserção. **Conclusão:** Os mini-implantes angulados a 45° apresentaram maior valor médio de resistência máxima a tração que os mini-implantes instalados a 90°, porém, com ambos os valores acima de cargas aplicadas clinicamente em movimentações ortodônticas.

3. Manuscrito:

Introdução e revisão de literatura

Diversos estudos têm sido realizados buscando a relação de fatores de diferentes naturezas com as taxas de sucesso/insucesso de mini-implantes ortodônticos. Basicamente, pode-se pensar que esses fatores estão relacionados ao próprio mini-implante, envolvendo sua geometria, propriedades mecânicas, posicionamento em relação à base óssea, tempo e direção de carregamento, e/ou ao hospedeiro ou sítio receptor do dispositivo, como quantidade e qualidade ósseas, espessura de mucosa, qualidade de higienização, entre outros.

Pensando na geometria do mini-implante, o diâmetro do mini-implante parece ser um fator de maior significância que o comprimento na redução de tensões na maxila e no aumento de estabilidade ortodôntica (1). Portanto, o toque do mini-implante na raiz é considerado o maior fator causador de falhas, uma vez que, quando esta situação é simulada computacionalmente, as tensões aumentaram dramaticamente para 140MPa ou mais, e a reabsorção óssea poderia ser prevista nesses casos. Dessa forma, sugere-se que para reduzir a chance de falha é importante que o mini-implante não toque a superfície de raízes adjacentes. A decisão de inclinação de mini-implantes durante a instalação corrobora com esse pensamento, já que diminuiu a profundidade de inserção e, conseqüentemente, a chance de contato com a raiz (2).

A estabilidade do mini-implante durante o tratamento depende da densidade óssea, do tecido mole peri-implante, do desenho do mini-implante, da técnica cirúrgica e da aplicação de carga, sendo que a densidade óssea é a chave para o sucesso Segundo (3). Diferenças significantes na espessura de cortical óssea podem ser notadas entre bases ósseas e entre regiões da mesma base óssea: as regiões anteriores (maxilar e mandibular) apresentam camadas corticais mais finas (em torno de 1,3mm) enquanto na região posterior mandibular valores em torno de 2,41mm foram observados (4). Apesar

de alguns autores afirmarem que, em geral, a força de arrancamento tem maior correlação com a densidade óssea e a menor correlação com espessura de osso cortical (3), outros encontraram fraca correlação positiva entre diferentes espessuras da camada cortical e resistência ao arrancamento (4).

Diante do fato que o diâmetro e o comprimento de mini-implantes parecem não contribuir para a taxa de falha dos mesmos (5), parece pertinente a avaliação da resistência e do deslocamento máximos de mini-implantes mais curtos, em diferentes angulações de inserção, privilegiando a facilidade de instalação sem comprometimento da estabilidade de ancoragem e da saúde das estruturas anatômicas adjacentes. Nesse contexto, gera-se a hipótese que a inclinação de 45° durante a instalação não influencie na resistência máxima a tração e no deslocamento máximo de mini-implantes de 5,0mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro, quando comparada a instalação perpendicular em relação a base óssea.

Material e métodos

Este estudo caracteriza-se como uma pesquisa *in vitro*.

Um total de 20 mini-implantes ortodônticos com 1,6mm de diâmetro e 5,0mm de comprimento (Neodent, Curitiba, Brasil) foi dividido em dois grupos, variando a inclinação do eixo de inserção na superfície óssea: 45° e 90°. O bloco ósseo utilizado (Sawbones Pacific Research Laboratories, Inc., Washington, USA) caracteriza-se como um osso sintético laminado (170x120x42mm) composto por um bloco de poliuretano sólido rígido (ASTM F-1839-08) unido a uma lâmina de epóxi preenchida por fibras com 2mm de espessura (Tabela 1).

Uma planilha para orientação das perfurações foi desenhada sobre o bloco ósseo de forma que, após o corte das amostras, cada mini-implante estivesse rodeado por, no mínimo, 1mm de osso em todas as regiões.

As perfurações foram realizadas por um técnico treinado em máquina Vecker VK-406V (Vecker, Alemanha) com broca de metal duro utilizada para perfuração mecânica, em velocidade de 1000RPM. A padronização dos ângulos de 90° e 45° (Figura 1) foi definida pelo cabeçote da máquina. A profundidade e o diâmetro das perfurações foram de 5mm e de 1,3mm, respectivamente. Para aferição da profundidade atingida pela broca, um guia torneado foi construído no mesmo diâmetro da broca com uma marcação em 5mm.

Após a perfuração, foi realizado o corte do bloco em máquina de serra (Starret, São Paulo, Brasil). O corte foi aprofundado de forma que as amostras não se soltassem nesse momento da pesquisa. Os mini-implantes foram instalados até a última rosca, por um único operador, associando chave manual (Neodent) e torquímetro digital TQ-680 (Instrutherm, São Paulo, Brasil). Para padronização, a segunda rosca cervical de todos os mini-implantes foi marcada com marcador para retroprojektor. Definiu-se que até essa marcação os parafusos seriam instalados com a chave manual e, a partir daí, com o torquímetro digital. Todos os valores de torque de inserção foram registrados.

As amostras foram separadas com auxílio de serra manual (JON Comércio de Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil). Após a separação, todas as amostras foram radiografadas em RaioX Digital (Heliodent Vario, SIRONA Dental Systems GmbH) para aferição dos ângulos de inserção. Posteriormente foram testadas em máquina Instronn (Instron Corporation, Modelo 3382, Norwood, USA) em teste de arrancamento, com força vertical de tração, sob velocidade de 0,5mm/min, até a falha da amostra. A carga máxima (N) e o deslocamento máximo (mm) foram registrados. As amostras foram novamente radiografadas para avaliação da ocorrência de fratura nos mini-implantes.

Os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Resultados

A angulação média dos mini-implantes foi de 46,08° e 89,56° para os grupos inclinado e perpendicular, respectivamente. Todos os mini-implantes do grupo perpendicular fraturaram durante o teste (Figura 2), enquanto que os inclinado apresentaram uma redução média na angulação de 4,58° (Figura 3) caracterizando maior proximidade do mini-implante com a cortical.

Por meio do Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk para as variáveis segundo inclinação, onde valor $p > 0,05$ indica que a variável apresenta distribuição normal, as três variáveis (resistência máxima, deslocamento máximo e torque de inserção) apresentaram distribuição normal para as duas inclinações (Tabela 2).

Por meio do Teste de Homogeneidade de Variâncias de Levene segundo Inclinação, onde valor $p > 0,05$ indica que as variáveis apresentam homogeneidade de variâncias segundo Inclinação, verificou-se que: a variável deslocamento máximo na inclinação 45 graus apresenta distribuição homogênea, uma vez que $C.V.(%) < 30\%$, e as demais variáveis apresentam distribuição muito homogênea, uma vez que $C.V.(%) < 20\%$ (Tabelas 3 e 4).

Pelo Teste t de Student para amostras independentes admitindo variâncias homogêneas, as três variáveis apresentam diferença estatisticamente significativa nos valores médios segundo inclinação, uma vez que $p < 0,05$ (Tabela 5 e Figura 4).

A análise do Coeficiente de correlação de Pearson para o grupo com inclinação de 45°, revelou que existe correlação linear positiva e forte entre carga máxima e deslocamento máximo, uma vez que $p < 0,05$. E que não existe correlação entre carga x torque e deslocamento x torque, uma vez que $p > 0,05$ (Tabela 6).

Para o grupo com inclinação de 90°, Coeficiente de correlação de Pearson permitiu observar correlação linear positiva e forte entre carga máxima e torque de

inserção, uma vez que $p < 0,05$. E ausência de correlação entre carga x deslocamento e deslocamento x torque, uma vez que $p > 0,05$ (Tabela 7).

Quando se observa o Diagrama de Dispersão entre Carga máxima e Deslocamento máximo considerando as duas inclinações (45° e 90°), na inclinação de 90° , valores de carga entre 120 e 200N (mais baixos) geraram deslocamento mais alto (entre 2 e 4mm), enquanto que para a inclinação 45° , valores de carga entre 220 e 280N, geraram deslocamento máximo abaixo de 1,7m (Figura 5).

Na análise do Diagrama de Dispersão entre Torque de Inserção e Carga máxima considerando as duas inclinações (45° e 90°), observa-se que na inclinação de 90° , valores de torque de inserção entre 11 e 16N.cm (mais baixos) geraram carga máxima mais baixas (entre 135 e 194N), enquanto que para a inclinação 45° , valores de torque de inserção entre 15 e 19N.cm, geraram carga máxima mais alta (entre 165 e 280N) (Figura 6).

Discussão

A hipótese do trabalho foi rejeitada, uma vez que mini-implantes inclinados a 45° durante a instalação apresentaram maior valor médio de resistência tração e menor valor médio de deslocamento máximo que os mini-implantes instalados perpendicularmente a base óssea.

Avaliando a influência de diferentes aspectos biomecânicos envolvidos nas taxas de insucesso de mini-implantes, a diminuição da distância entre mini-implante e raiz dentária aumentou progressivamente os valores de tensão entre estas estruturas. Na simulação da situação clínica com parte do mini-implante envolto pela membrana periodontal, ainda sem tocar a raiz, foi observado um ponto de concentração de tensões no valor de 25MPa ou mais, o que corresponde a tensões relacionadas a reabsorção óssea (2). Portanto, não tocar a estrutura radicular, não é a única preocupação para o

alcance do sucesso do tratamento ortodôntico, uma vez que a falha biomecânica do sistema inviabilizaria a ancoragem para movimentação. Pensando em determinar a orientação de instalação de mini-implantes na resistência à falha na interface osso-parafuso, Pickard et al. (6) concluíram que quanto mais o longo eixo do mini-implante se aproxima da linha de força aplicada, maior a estabilidade do implante e maior a sua resistência à falha. Dessa maneira, quando se avalia a relação longo eixo do mini-implante x linha de força para cada grupo do presente estudo, verifica-se que os resultados encontrados corroboram com a conclusão supracitada. A orientação das roscas à linha de aplicação de carga pode ser um dos fatores decisivos para essa observação, uma vez que o paralelismo entre rosca e linha de força prejudica a resistência a tração. Esse conceito, apesar de ter sido obtido por meio de ensaios laboratoriais, pode ser aplicado para o sucesso clínico de mini-implantes (6). Além da análise relacionada à orientação das roscas, deve-se considerar que nos mini-implantes inclinados a 45°, uma porção sem roscas foi inserida na camada cortical (,Figura 7). Estudo por meio de análise por elementos finitos indicou que presença de mini-implante sem roscas na cervical resulta em redução de concentração de tensões na interface parafuso/margem óssea (7); dessa forma, pode-se pensar em menor concentração de tensões de compressão nessa área, o que resultou em maior resistência a força antes da falha. Em concordância com os resultados de Pickard et al. (6), quanto mais próximo o longo eixo do mini-implante e a direção da força aplicada, maior a área de distribuição de força e maior a resistência a falha. À medida que o ângulo entre a linha de aplicação de força e o longo eixo do mini-implante aumenta, existe um aumento de concentração de tensões em áreas desfavoráveis, como ângulos agudos, na interface osso/mini-implante. No entanto, cabe a discussão que o menor valor de força máxima entre todas as amostras testadas no presente estudo foi de 135,44N (ou, aproximadamente, 13.700gF), caracterizando uma força muito acima das ortodônticas aplicadas clinicamente.

Considerando a área de contato entre parafuso e osso para as amostras de ambos os grupos, em desenho esquemático respeitando as medidas reais das estruturas (figura 7), pode-se verificar que, linearmente ou quando observado em um plano, o implante inclinado apresenta 40,5% a mais de contato entre osso cortical e superfície do mini-implante. É sabido que quanto maior a área sob a qual acontece o carregamento ortodôntico, maior a força que pode ser aplicada sem o sistema exceder seu limite de deformação (6). Partindo do princípio que a deformação é aceita como um estímulo mecânico para a remodelação óssea em torno do mini-implante, discute-se que um desenho ideal do mini-implante que consiga evitar a falha e minimizar os valores de deformação no osso circundante é o principal ponto de avaliação da resposta biomecânica do sistema (8). Nesse contexto, os mini-implantes posicionados a 45° atenderam a estes dois critérios, uma vez que apresentam maior resistência média a falha e menor deslocamento médio máximo.

Além de apresentarem carga máxima média maior, nenhuma amostra do grupo de 45° apresentou linha de fratura, verificada por meio de radiografia após o teste. Enquanto que no grupo perpendicular todos os mini-implantes fraturaram. Apesar da não-fratura destes últimos, foi observado um grande decréscimo dos valores de carga, caracterizando a falha do sistema. Um acontecimento parecido, nomeado de “falha primária”, já foi observado por outros autores (6), com a diferença que no presente estudo não foi observada a recuperação desta carga. Esta diferença pode ser justificada pela presença de corticais vestibular e lingual no estudo de Pickard et al. (6). Pois após essa “falha primária”, caracterizada pela rotação do mini-implante, o ápice do mini-implante encontra a camada cortical óssea lingual, criando um novo ponto de fulcro. Apesar desta recuperação de carga, os autores (6) afirmaram que quando a carga máxima a falha excede a carga alcançada antes da “falha primária”, a diferença entre os valores é discreta.

Observou-se que a 45°, não existe correlação estatisticamente significativa entre carga máxima e torque de inserção ($r = 0,2435$ e $p = 0,4977$, tabela 6). Por outro lado, a 90°, existe correlação estatisticamente significativa entre carga máxima e torque de inserção ($r = 0,7171$ e $p = 0,0196$, tabela 7). O diagrama de dispersão entre torque de inserção e carga máxima considerando as duas inclinações confirma esse resultado. Basta observar que, na primeira parte entre 10 e 16N.cm (90°), à medida que aumenta o torque a carga aumenta e os pontos estão próximos de uma reta. Já entre 16 e 20N.cm (45°), observa-se que para valor de 16N.cm tem-se cargas desde 170N até aproximadamente 300N. Portanto, para 90°, aumentando o torque aumenta a carga, porém em níveis menores que a 45°, uma vez que a 45°, os valores médios de carga são maiores que a 90°. Já quando se observa a inclinação de 45°, isso não se mostra verdadeiro, uma vez que ocorreram variações muito grande na carga para um mesmo valor de torque ou aumento de torque e redução na carga, evidenciando a não existência de correlação entre torque e carga à 45°.

Conclusões

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1. Os mini-implantes inclinados a 45° apresentaram valor médio de resistência máxima a tração estatisticamente maior que os mini-implantes instalados a 90°, com ambos os valores acima de cargas aplicadas clinicamente em movimentações ortodônticas
2. Os mini-implantes instalados a 90° apresentaram maior valor médio de deslocamento máximo que os inclinados a 45°, com diferença estatisticamente significativa.
3. Houve diferença estatisticamente significativa entre os valores médios de torque de inserção, com maiores valores para os mini-implantes instalados a 45°.

4. Houve correlação linear positiva e forte, considerando a inclinação 45°, entre carga máxima e deslocamento máximo.
5. Existiu correlação linear positiva e forte, considerando a inclinação 90°, entre carga máxima e torque de inserção.
6. A partir dos resultados obtidos, pode-se afirmar que a angulação a 45° do mini-implante durante sua instalação é uma alternativa viável na busca da preservação das estruturas adjacentes, como raízes dentárias, sem comprometimento da resistência a falha do sistema.

Referências

1. Jiang L, Kong L, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 2009;(40)11:1124-30.
2. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(4):363-8.
3. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):100-7.
4. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(3):307-13.
5. Wu TY, Kuang SH, Wu CH. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(8):1595-9.
6. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(1):91-9.
7. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(9):972-7.
8. Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech*. 2010 Epub ahead of print.

4. Figuras

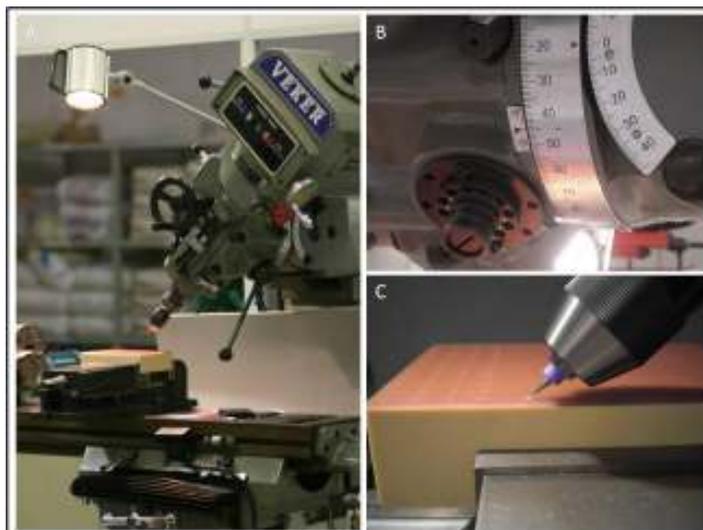


Figura 1 – Posicionamento da máquina e da broca (A, C), por meio do cabeçote (B), nas perfurações em angulação de 45°.

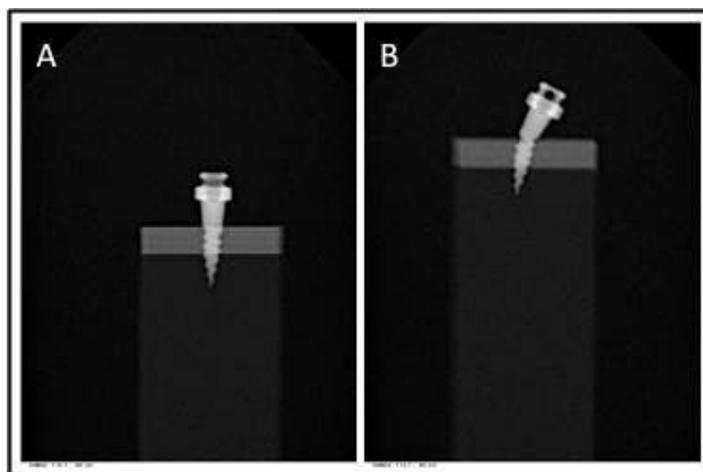


Figura 2 – Radiografias de amostra do grupo perpendicular antes (A) e após (B) o teste

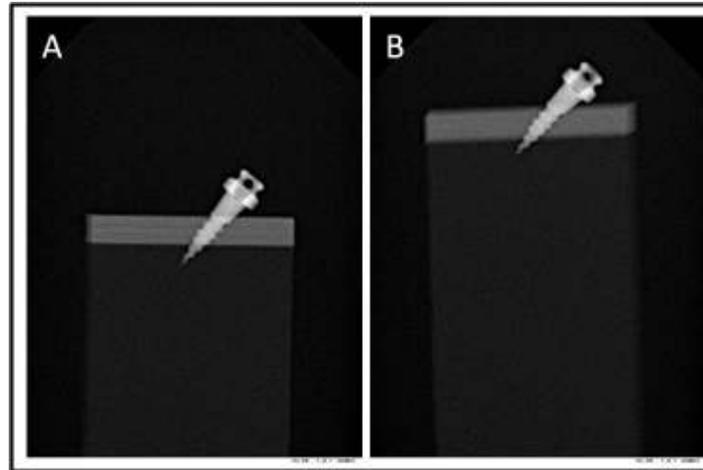


Figura 3 – Radiografias de amostra do grupo inclinado antes (A) e após (B) o teste

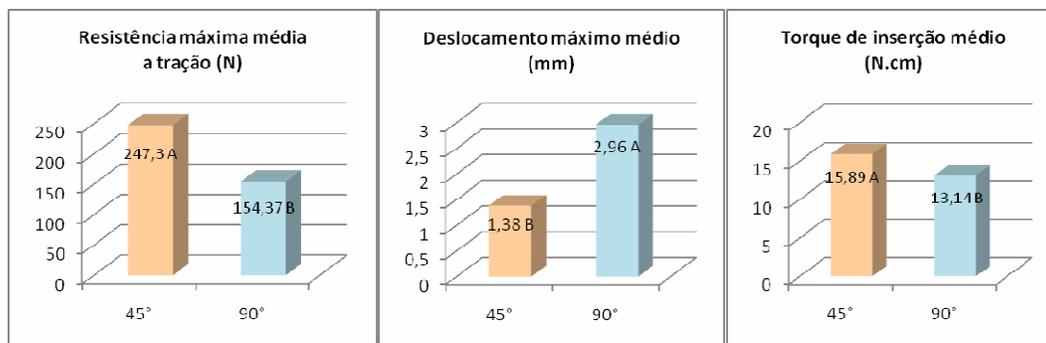


Figura 4 – Valores médios de resistência máxima, deslocamento máximo e torque de inserção com categorias estatísticas.

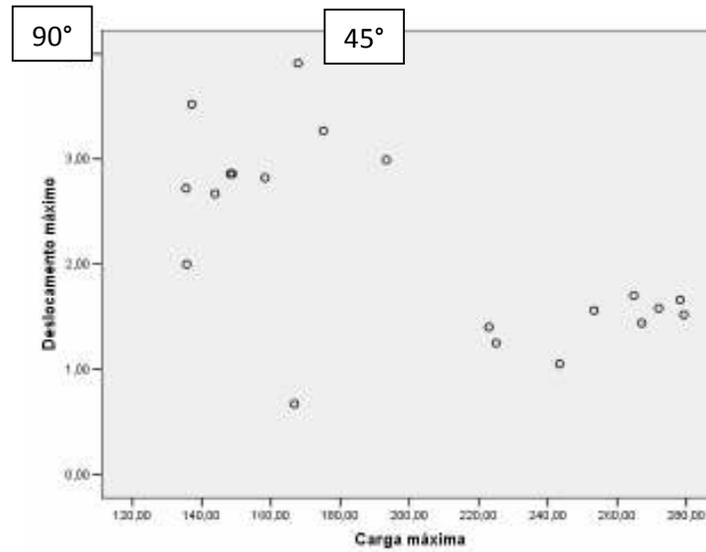


Figura 5 - Diagrama de Dispersão entre Carga máxima (N) e Deslocamento máximo (mm) considerando as duas inclinações (45° e 90°).

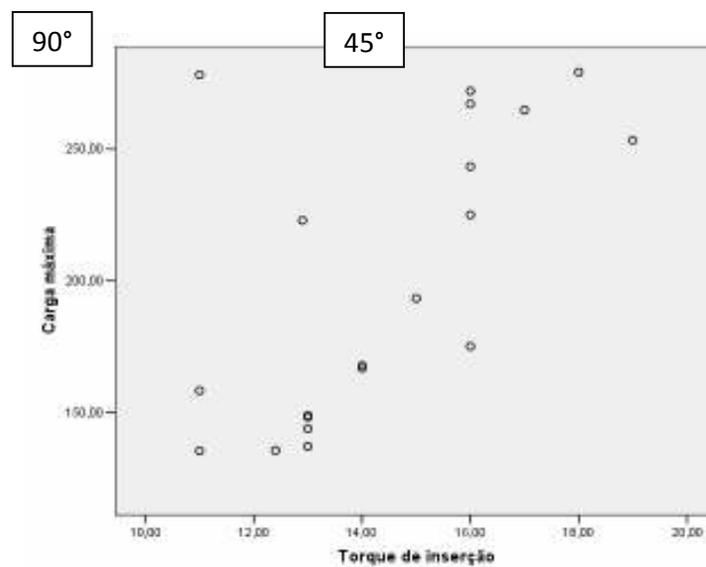


Figura 6 - Diagrama de Dispersão entre Torque de Inserção (N.cm) e Carga máxima (N) considerando as duas inclinações (45° e 90°).

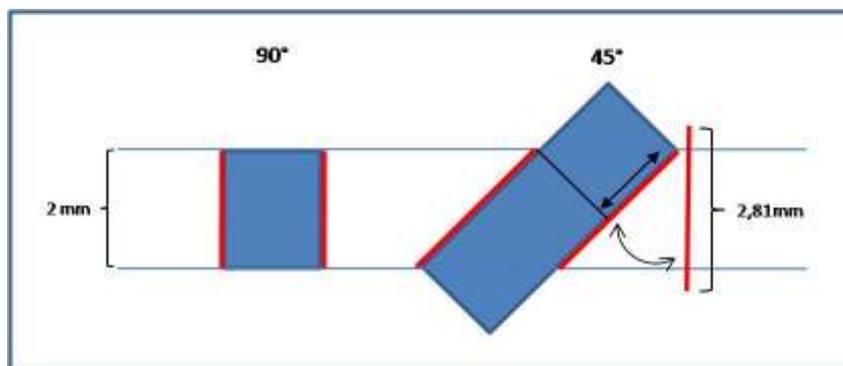


Figura 7 – Desenho esquemático da quantidade de superfície de contato entre os mini-implantes e a camada de osso cortical para as angulações de 90° e 45°, respectivamente.

5. Tabelas

Tabela 1 – Valores de densidade, compressão e tensão das camadas medular e cortical do osso sintético laminado.

Osso artificial	Densidade		Resistência	Módulo	Resistência	Módulo
	Pcf	g/cc	Compressão		Tração	
			MPa		MPa	
Medular	30	0,48	18	45	12	592
Cortical	102	1,64	157	16,7	106	160

Tabela 2 - Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk para as variáveis segundo inclinação.

Valor $p > 0,05$ indica que a variável apresenta distribuição normal.

Variável	Inclinação	Estatística	G.L.	Valor p
Carga máxima	45°	0,8473	10	0,0540
	90°	0,8945	10	0,1907
Deslocamento máximo	45°	0,8643	10	0,0857
	90°	0,9490	10	0,6567
Torque de inserção	45°	0,9377	10	0,5275
	90°	0,9248	10	0,3988

Tabela 3 - Teste de Homogeneidade de Variâncias de Levene segundo inclinação. Valor

$p > 0,05$ indica que as variáveis apresentam homogeneidade de variâncias segundo

Inclinação

Variável	Estatística	G.L.1	G.L.2	Valor p
Carga máxima	2,1007	1	18	0,16443
Deslocamento máximo	1,1228	1	18	0,30333
Torque de inserção	1,3360	1	18	0,26286

Tabela 4 - Estatísticas descritivas das variáveis carga máxima, deslocamento máximo e torque de inserção segundo inclinação

Variável	Inclinação	n	Média	Mediana	Desvio Padrão	C.V. (%)	Intervalo Confiança		Mínimo	Máximo
							L.I.	L.S.		
Carga máxima	45°	10	247,30	259,10	34,83	14,08	222,38	272,21	166,78	279,25
	90°	10	154,37	148,56	19,24	12,46	140,61	168,13	135,44	193,33
Deslocamento máximo	45°	10	1,38	1,48	0,32	22,95	1,16	1,61	0,67	1,70
	90°	10	2,96	2,86	0,52	17,49	2,59	3,33	2,00	3,91
Torque de inserção	45°	10	15,59	16,00	2,38	15,26	13,89	17,29	11,00	19,00
	90°	10	13,14	13,00	1,57	11,94	12,02	14,26	11,00	16,00

Tabela 5 - Teste t de Student para amostras independentes admitindo variâncias homogêneas ($p < 0,05$ indica diferença estatisticamente significativa nos valores médios segundo inclinação).

	t	df	Valor p	Diferença Média	Interv. Confiança 95% para a Diferença Média		Poder do Teste
					L.I.	L.S.	
Carga máxima	7,3857	18	0,0000	92,93	66,49	119,36	1,0000
Deslocamento máximo	-8,2180	18	0,0000	-1,58	-1,98	-1,18	1,0000
Torque de inserção	2,7186	18	0,0141	2,45	0,56	4,34	0,7296

Tabela 6 - Coeficiente de correlação de Pearson para o grupo com inclinação de 45° ($p < 0,05$).

Variável	n	Correlação	Valor p
Carga máxima x Deslocamento máximo	10	0,8730	0,0010
Carga máxima x Torque de inserção	10	0,2435	0,4977
Deslocamento máximo x Torque de inserção	10	0,1634	0,6520

Tabela 7 - Coeficiente de correlação de Pearson para o grupo com inclinação de 90°
($p < 0,05$).

Variável	n	Corelação	Valor p
Carga máxima x Deslocamento máximo	10	0,4112	0,2378
Carga máxima x Torque de inserção	10	0,7171	0,0196
Deslocamento máximo x Torque de inserção	10	0,4473	0,1949

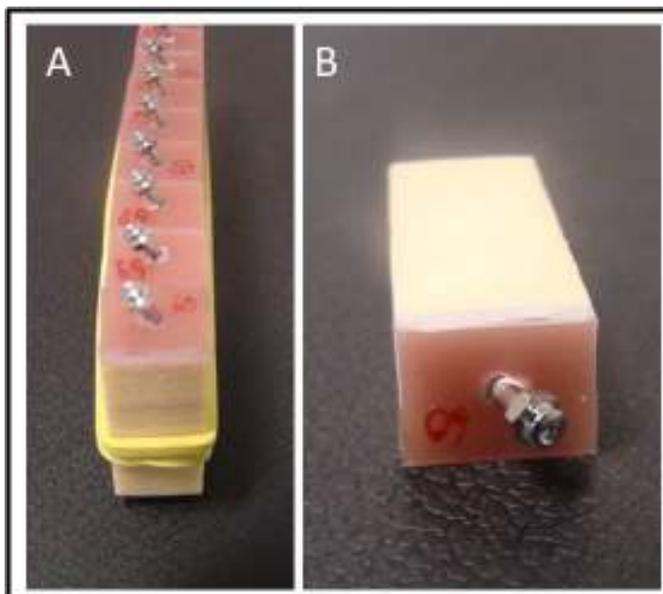
6. Referências

1. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):108-13.
2. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, Mischkowski RA. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop.* 2010;71(1):53-67.
3. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(3):307-13.
4. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci.* 2009 Sep;51(3):347-53.
5. Jiang L, Kong L, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 2009;(40)11:1124-30.
6. Kang S, Lee SJ, Ahn SJ, Heo MS, Kim TW. Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Apr;131(4 Suppl):S74-81.
7. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(2):177-82.
8. Kim YH, Yang SM, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA et al.. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):66-72.
9. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):194-9.
10. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;78(2):234-40.
11. Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech.* 2010 May 11. [Epub ahead of print]
12. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(2):224-9.
13. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009a;38(9):972-7.

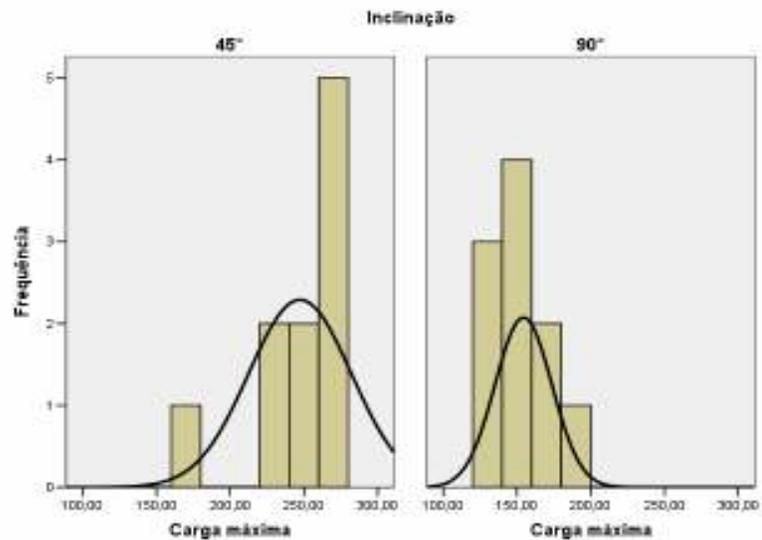
14. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009b;38(4):363-8.
15. Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Okazaki K, Shigeeda T, Shimizu N. Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(5):588.e1-5; discussion 588-9.
16. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103(5):6-15.
17. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):91-9.
18. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;77(6):979-85.
19. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(1):100-7.
20. Wehrbein H, Göllner P. Do palatal implants remain positionally stable under orthodontic load? A clinical radiologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(5):695-9.
21. Woods PW, Buschang PH, Owens SE, Rossouw PE, Opperman LA. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod.* 2009;31(3):232-40.
22. Wu TY, Kuang SH, Wu CH. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(8):1595-9.

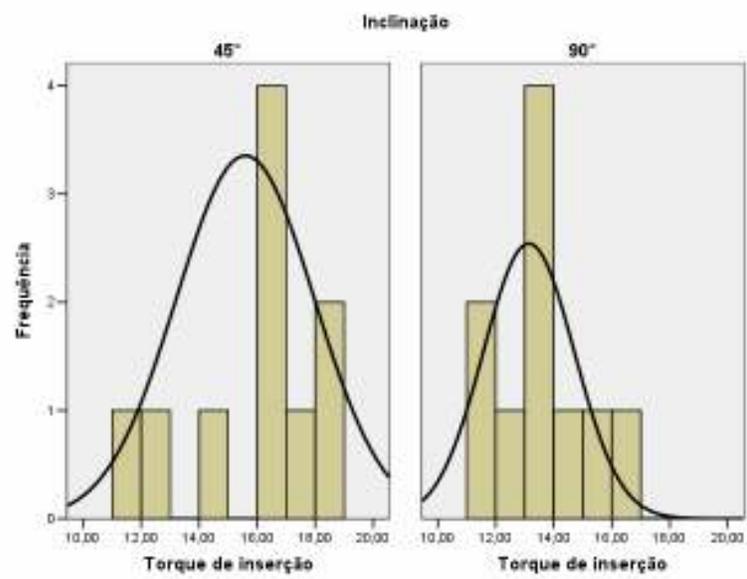
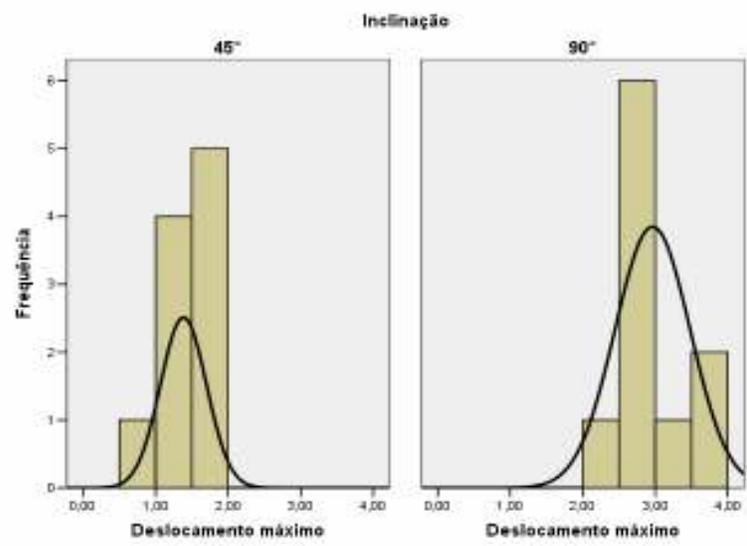
7. Apêndice

7.1 Figura 9 – A – Amostras do grupo de 90° após o teste de tração; B – Detalhe da fratura do terço cervical do mini-implante.

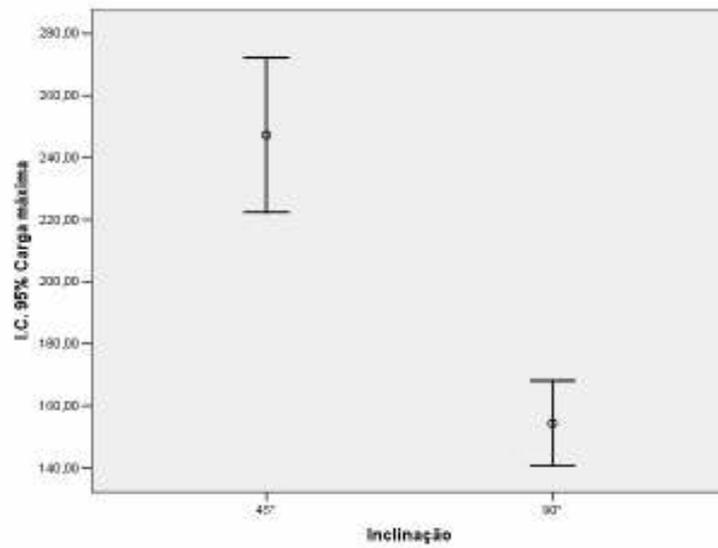


7.2 Representação gráfica de acordo com o Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk para as variáveis segundo inclinação.

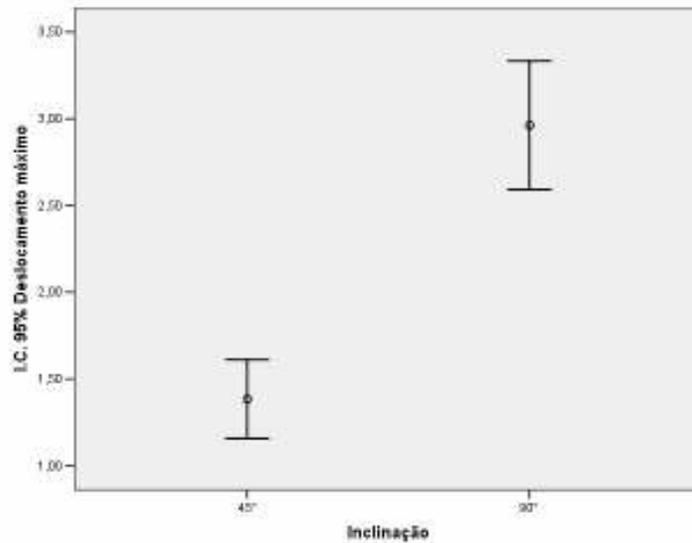




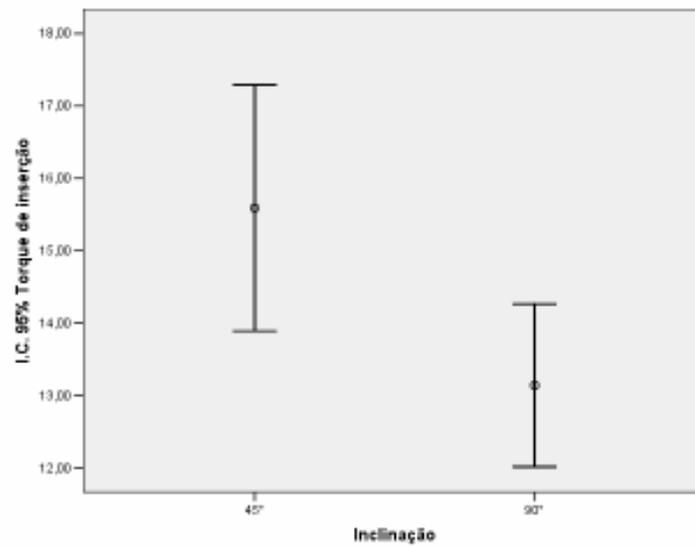
7.3 Intervalo de Confiança 95% para a média da Carga máxima segundo Inclinação



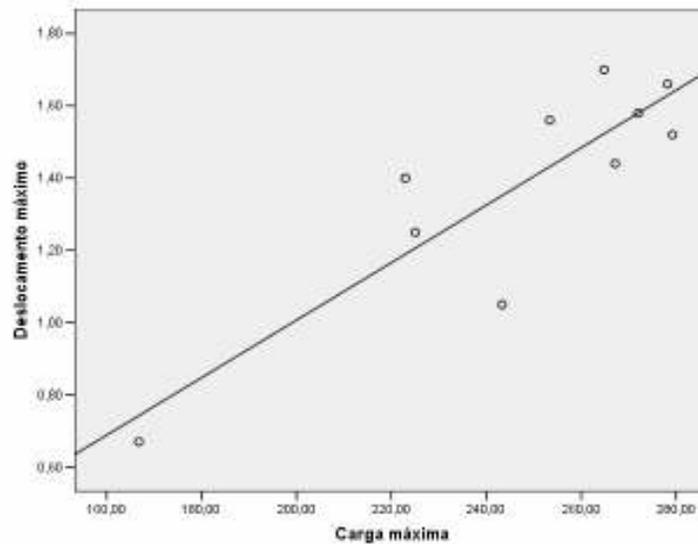
7.4 - Intervalo de Confiança 95% para a média do Deslocamento máximo segundo Inclinação



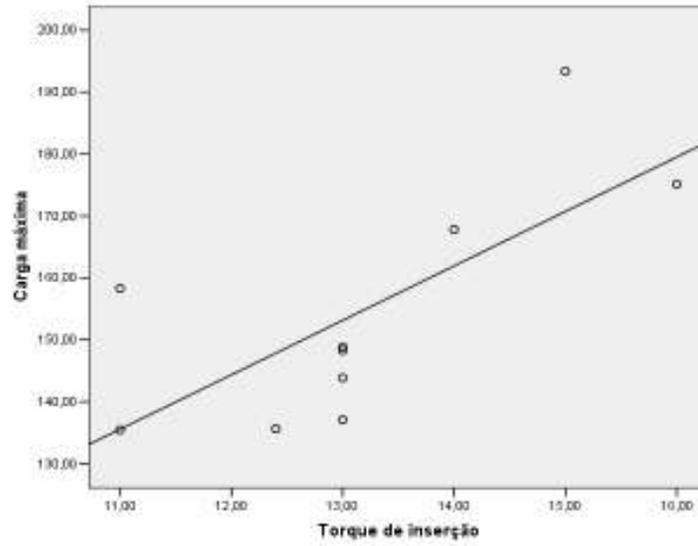
7.5 - Intervalo de Confiança 95% para a média do Torque de Inserção segundo Inclinação



7.6 - Diagrama de Dispersão entre Carga máxima e Deslocamento máximo para inclinação de 45°



7.7 - Diagrama de Dispersão entre Torque de Inserção e Carga máxima para inclinação de 90°



8. Anexo

Normas para publicação do artigo científico

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

<http://www.ajodo.org/authorinfo>