

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Leandro Nicolao Buzatta

**Resistência mecânica de mini-implantes instalados em diferentes angulações.**

CURITIBA

2010

Leandro Nicolao Buzatta

Resistência mecânica de mini-implantes instalados em diferentes angulações

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. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

CURITIBA

2010

Leandro Nicolao Buzatta

Resistência mecânica de mini-implantes instalados em diferentes angulações

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Roberto Shimizu

Prof. Dr. Ulisses Vieira

Aprovado em: 27/10/2010

## Dedicatória

Dedico este trabalho à meus pais que sempre me apoiaram em meus sonhos, e a conclusão deste trabalho é mais um sonho realizado em minha vida.

## Agradecimentos

É sempre muito complicado realizar agradecimentos, por muitas, senão todas, vezes esquecemos de alguém. Então antes de realizá-los gostaria de pedir desculpa, se porventura, eu me esquecer de citar alguém que tenha contribuído de alguma maneira para realização deste trabalho.

Gostaria, em primeiro lugar, de agradecer à Deus por ser meu retiro nos momentos de dificuldades. Da mesma maneira quero agradecer aos meus pais por sempre me darem oportunidade e condições para engrandecer meu conhecimento profissional, além de me apoiarem nos momentos difíceis.

Outras pessoas muito importantes para a realização deste estudo foram os funcionários da Neodent, sempre com muita boa vontade. Foram fundamentais para a pesquisa realizada em fábrica, o pessoal da perfuração e da serragem dos blocos, além dos engenheiros responsáveis pelos testes mecânicos.

Agradeço também à todos funcionários do Ilapeo, por sempre estarem a nossa disposição com muito profissionalismo e educação, principalmente à Mari pelas fotos e à Keiler pelas radiografias.

Por último, e de maneira muito especial, quero agradecer à pessoa responsável por tudo, minha professora e orientadora Dra. Ana Cláudia Moreira Melo. Com o horário muito restrito, se dedicou de maneira integral na orientação e correção do trabalho. Sempre disponível e com muita paciência com meus questionamentos e erros.

Obrigado à todos.

## Sumário

### Resumo

1. Introdução.....	09
2. Revisão de Literatura.....	11
3. Proposição .....	40
4. Materiais e Métodos.....	41
5. Artigo Científico.....	48
6. Referências.....	66
7. Apêndice.....	69
8. Anexos.....	73

## **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da angulação de mini-implantes na resistência à tração mecânica. Vinte mini-implantes de 1,6x7 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) divididos em dois grupos foram instalados em base de osso sintético (Sawbone, Uashon Island, EUA). Os mini-implantes do grupo I foram instalados com angulação de 90° e os do grupo II de 60° . Todas as amostras foram submetidas à teste de tração em máquina de testes universal (Instron 3382) com célula de carga de 5kN. Os mini-implantes inseridos perpendiculares à base óssea suportaram forças maiores, e em média ( $236 \text{ N} \pm 40,3$ ), em relação aos angulados (média de  $231 \text{ N} \pm 22,1$ ). Porém deve-se ressaltar que 1 mini-implante perpendicular fraturou e 9 sofreram deformação estrutural enquanto os angulados não tiveram alteração alguma em sua estrutura. Concluiu-se que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência dos mini-implantes com diferentes angulações, visto que no teste ambos suportaram forças semelhantes.

Palavras-chave: resistência de materiais, procedimentos de ancoragem ortodôntica, ortodontia.

## **Abstract**

The aim of this study was evaluate the angulation effect on resistance of miniscrews to mechanical traction. Twenty miniscrews with 1,6x7 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) divided in two groups were inserted in a base of synthetic bone (Sawbones, Uashon Island, EUA). The miniscrews of group I were inserted in 90°, and the other of group II in 60°. All the samples suffered a traction test in an universal testing machine (Instron 3382) with load cell of 5kN. The miniscrews inserted perpendicular to the artificial bone base supported higher forces, and in average (236 N ± 40,3), in relation to angulated ones (average of 231 N ± 22,1). But it's important to consider that one perpendicular miniscrew fractured and the other nine presented structural deformation whereas the angulated ones had no deformation. So concluded that there was no statistically significant difference in resistance of miniscrews in different angulations, since in the test both supported similar loads.

Keywords: materials resistance, orthodontic anchorage procedure, orthodontics.

## 1. Introdução

Durante muito tempo os ortodontistas passaram por dificuldades quando havia a necessidade de movimentações dentárias complexas como mesializações, distalizações, intrusões, extrusões e verticalizações, devido à ausência de uma ancoragem considerada ideal. Isso se deve ao fato de que sempre que um movimento é necessário, a aplicação da força gera uma reação muitas vezes indesejada no dente ou grupo de dentes que serve de apoio à aplicação da força em função da 3ª lei de Newton<sup>21</sup>.

A proposta de aplicação de implantes como método de ancoragem não é recente, já em 1945, Gainsforth e Higley, de forma visionária, sugeriram a utilização de parafusos metálicos confeccionados com a liga vittalium, para obtenção de ancoragem ortodôntica, mas não obtiveram sucesso, talvez devido ao material utilizado<sup>2,20</sup>. Outro precursor da idéia de ancoragem esquelética foi Linkow, que em 1970 publicou um artigo com seis casos clínicos bem-sucedidos, nos quais foram utilizados implantes para reabilitação e como ancoragem para movimentação ortodôntica<sup>21</sup>.

Em 1997, Kanomi estabeleceu um novo marco na Ortodontia, com a introdução dos mini-implantes, que passaram a ser amplamente estudados e assim considerados como uma ancoragem indicada para movimentos complexos. A ancoragem esquelética, portanto, se baseia na dissipação da força de reação para as estruturas ósseas, eliminando efeitos adversos decorrentes destas forças indesejáveis<sup>21</sup>. Dessa forma o uso do mini-implante é de grande valia na clínica ortodôntica para que seja obtida a ancoragem ideal<sup>10</sup>.

Os mini-implantes possuem características diversas, variando em comprimento, diâmetro, altura da cinta, forma de instalação, entre outras. Eles podem chegar a ter até 2 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento, com grande variação entre marcas e até mesmo nas próprias marcas<sup>6,7,9,22,24</sup>. É importante ressaltar também que eles podem ser auto-perfurantes,

ou seja, não necessitar de perfuração prévia da loja óssea com broca, contudo, em situações de grande espessura de cortical óssea, como na mandíbula, deve ser realizada perfuração prévia à instalação do mini-implante<sup>1,24</sup>.

Diante da ampla indicação dos mini-implantes, muitos pesquisadores se interessaram em estudar os fatores que levam ao sucesso ou ao insucesso da instalação dos mini-implantes, considerando-se sucesso a manutenção do mesmo durante todo o movimento ortodôntico necessário e o insucesso, caracterizado pela perda de estabilidade das peças antes do término do movimento dentário<sup>4,6,10</sup>.

Assim muitos experimentos<sup>3,4,5,6,7,9,11,12,16,18,22,24</sup> foram realizados para avaliar essas taxas de sucesso e insucesso, estabilidade com relação ao gênero, idade, posição nas bases ósseas em cada paciente, e comparações entre as diferentes técnicas de instalação, às características diferenciadas de cada mini-implante e a carga de força aplicada sobre eles. Dentre os fatores freqüentemente encontrados como relacionados à perda de estabilidade está a instalação em mucosa alveolar e a má higienização. Segundo alguns autores<sup>4,6</sup>, higiene ruim é um fator preponderante para o insucesso dos mini-implantes, assim como gengiva inserida fina como a encontrada em região posterior de mandíbula. Alguns estudos também propuseram a realização de testes mecânicos de resistência à fratura, flexão, torção, testes de torque máximo de inserção e remoção dos mini-implantes<sup>5,7,8,9,12,14,16,17,18,22,25</sup>. Porém, apesar do grande número de experimentos com mini-implantes, ainda há algumas lacunas que devem ser preenchidas. Por exemplo, poucos estudos avaliam a resistência dos mini-implantes em função da angulação na qual são inseridos na base óssea<sup>17</sup>. Por isso nesse trabalho foram realizados testes mecânicos em uma série de mini-implantes instalados perpendiculares e inclinados em relação à base óssea, testando assim qual o comportamento deles à aplicação de cargas ortodônticas.

## **2. Revisão de Literatura**

A fim de facilitar a leitura, a revisão de literatura foi dividida em tópicos.

### **2.1 Estabilidade de Mini-Implantes**

Kanomi<sup>10</sup>, em 1997, relatou um caso clínico de ancoragem ortodôntica realizada com mini-implante. Paciente de 44 anos, sexo masculino, mordida profunda e ausência de 2° pré-molares inferiores e segundo molar superior direito. No plano de tratamento foi indicada a intrusão de incisivos inferiores. Foi instalado um mini-implante entre os ápices dos incisivos centrais inferiores e três parafusos adicionais, sob o alvéolo radicular do incisivo central superior e no local de ambos segundos pré-molares inferiores ausentes, para futura tração. Após 4 meses, os incisivos inferiores haviam sido intruídos 6mm. Não houve reabsorção radicular nem patologia periodontal e o paciente não reclamou de desconforto e ficou satisfeito com a redução da sobremordida. Portanto, segundo o autor, a utilização do mini-implante é mais ampla que implantes convencionais em aplicações ortodônticas, visto que possui um tamanho reduzido podendo ser colocado inclusive entre raízes. Segundo o autor, pode-se, portanto, intruir molares, servir de ancoragem para distalizações entre outras aplicações ortodônticas. A remoção do mini-implante é muito simples e a cicatrização ocorre normalmente.

Cheng et al.<sup>6</sup>, em 2004, realizaram um estudo para avaliar as complicações e insucessos de dispositivos de ancoragem esquelética em uma série de pacientes, associando-os aos fatores de risco. Foram observados 44 pacientes (6 homens e 38 mulheres) com um total de 140 mini-implantes instalados. A idade média era de 29 anos. Os mini-implantes apresentavam 2 mm de diâmetro e de 5 a 15mm de comprimento. A ancoragem com mini-implantes unitários (9 a 15 mm de comprimento) foram usados quando o osso interdental era

recomendado para fixação ou o osso basal vizinho tivesse mais de 2 mm de espessura disponível. Nos outros casos foram usadas miniplacas fixadas com 2 ou 3 parafusos (5 a 7 mm de comprimento). O tratamento ortodôntico foi iniciado 2 a 4 semanas após a cirurgia, a carga da força aplicada foi de 100 a 200 g e as direções das forças aplicadas foram principalmente laterais, evitando-se cargas de torção ou extrusão. Foram analisados fatores como a indicação ortodôntica, sistema e tipo de ancoragem, magnitude de força, localização dos mini-implantes e características do tecido mole no local de inserção. As seguintes características indicaram o sucesso do mini-implante ortodôntico: ausência de inflamação, ausência clínica de mobilidade, capacidade de sustentação da função de ancoragem durante o tratamento ortodôntico. Mais de 2/3 dos 140 mini-implantes foram usados para intrusão ou verticalização de molares e os outros para retração de dentes anteriores ou protração de posteriores. Ainda sobre os casos, 48 eram de mini-placas e 92 de mini-implantes, 67 eram da marca Leibinger (Freiburg, Alemanha) e 73 da marca Mondeal (Tuttlingen, Alemanha), a maioria (104 de 140) foram colocados na região posterior de maxila, 34 na região posterior de mandíbula e apenas 2 em região anterior. Os casos de infecção foram 7 e desses, 5 estavam associados à mobilidade e os outros 2 foram resolvidos com higienização e antibiótico. Mobilidade ou perda foi encontrada em 15 mini-implantes, sendo que 4 deles tiveram problemas antes da aplicação da força ortodôntica e 6 foram perdidos após menos de 1 mês de aplicação da força. Os outros cinco que falharam sofreram cargas entre 3 a 12 meses antes de terem problemas. Cento e vinte e cinco mini-implantes resistiram satisfatoriamente, obtendo-se assim 89% de sucesso. Quanto aos fatores de risco, o gênero, a idade e a magnitude de força não tiveram uma relação expressiva com as perdas, assim como a indicação ortodôntica, tipo de ancoragem, sistema usado, comprimento do mini-implante e a higiene do paciente. Já a localização anatômica e as características do tecido mole, por outro lado, tiveram importância significativa. Assim, os mini-implantes em região posterior de mandíbula e

envolvidos por gengiva não queratinizada tiveram mais falhas além de estarem predispostos a infecção (devido a maior torque de inserção e acúmulo de placa, respectivamente). Os mini-implantes tiveram menor “vida útil” que as mini-placas, mas com uma diferença não muito relevante.

Chen et al.<sup>4</sup>, em 2007, realizaram uma análise de um total de 359 mini-implantes instalados em 129 pacientes, dentre eles, 25 eram homens e 104 mulheres com média de idade de 24,5 anos. Os sistemas de ancoragem usados foram mini-placas (SAS), mini-implantes cirúrgicos e mini-implantes de ancoragem ortodôntica. As mini-placas foram fixadas com 2 ou 3 parafusos de fixação de 2 mm de diâmetro e 5 a 9 mm de comprimento. Os mini-implantes tinham 2 mm de diâmetro e de 5 a 21 mm de comprimento e os mini-implantes ortodônticos tinham 1,2 mm de diâmetro e de 4 a 10 mm de comprimento. As forças ortodônticas foram aplicadas após a cicatrização inicial com elástico em corrente e molas NiTi, sendo que essa força variava entre 100 e 300 g. Para a análise de taxa de insucesso, as forças foram divididas em 4 tipos de aplicação: apenas elástico, apenas molas NiTi, elástico com molas NiTi e elástico com alça para verticalização. Os seguintes casos foram considerados como insucesso: perda do sistema de ancoragem, infecção, dor e alterações patológicas nos tecidos adjacentes. As seguintes variáveis foram examinadas: gênero, idade, tipo de maloclusão, modalidade de tratamento, propósito do uso dos sistemas de ancoragens e o número dos mesmos por paciente, a posição de localização dos sistemas de ancoragem, além da duração de tempo desde a colocação até a aplicação da força e o tipo e comprimento dos SAS. Dos 359 dispositivos, 86 eram mini-placas, 201 mini-implantes cirúrgicos e 72 ortodônticos. A maioria dos pacientes tinha maloclusão classe I ou II de Angle, tiveram os dispositivos colocados em região posterior para retração e intrusão de dentes anteriores e tinham pares de miniimplantes. O insucesso ocorreu sempre durante o tratamento ortodôntico e quando analisados em conjunto, o insucesso dos dispositivos foi de 14,8%. Quando 1 ou

mais dos dispositivos falharam no mesmo paciente, a taxa foi de 19,5% e a falha quando comparada entre os sistemas foi mais alta em mini-implantes ortodônticos e cirúrgicos que em mini-placas. Não houve diferença significativa entre o insucesso dos dispositivos com relação ao gênero, tipo de maloclusão, tratamento de ambos ou apenas um arco e colocação por lingual ou vestibular. No entanto, o risco maior de insucesso foi encontrado em pacientes jovens, quando o implante foi colocado para retração ou protração em relação à intrusão, quando colocados no arco mandibular, quando colocados anteriores aos 2° PM e quando foram usados os sistemas de mini-implante cirúrgico ou ortodôntico. Ajustando o insucesso para outros fatores, apenas 3 foram determinados como estaticamente significativos em predizerem o insucesso dos dispositivos de ancoragem esquelética, sendo eles o tipo de dispositivo, colocação no arco mandibular e idade. Com relação à aplicação de força, não houve diferença na taxa de insucesso entre os 4 grupos de aplicação. Também foi observado que o tempo entre a instalação e a aplicação da força não interfere na taxa de insucesso, mesmo quando esse tempo permite uma osteointegração.

Kuroda et al.<sup>11</sup>, em 2007, realizaram um estudo para examinar a taxa de sucesso dos mini-implantes, associada à estabilidade dos mesmos e avaliar possíveis dores e desconfortos pós-operatórios. Foram analisados 75 pacientes com más-oclusões (12 homens e 63 mulheres com idade média de 21,8 anos). Foram utilizados 2 tipos de mini-implantes de titânio com diferentes diâmetros e comprimentos: o tipo A com 2 ou 2,3 mm de diâmetro e 7 ou 11 mm de comprimento, com a cabeça de 3 mm e o tipo B com diâmetro de 1,3 mm, comprimentos de 6, 7, 8, 10 e 12 mm, cabeça de 3 mm. Miniplacas com 2 ou 3 implantes de diâmetro de 2 mm e comprimento de 5 mm também foram usados como ancoragem esquelética. As cargas sobre as miniplacas e o mini-implantes do tipo A foram realizadas entre a 4ª e a 12ª semana após a colocação dos mesmos, já sobre os mini-implantes do tipo B as forças começaram a ser aplicadas desde o dia da cirurgia até 12 semanas após. As forças ortodônticas foram aplicadas

por meio de elástico em corrente ou molas de níquel-titânio, estimadas entre 50 e 200 g. O sucesso era considerado se forças pudessem ser aplicadas durante 1 ano ou até o tratamento ortodôntico ser finalizado. Cada paciente recebeu um questionário sobre o desconforto causado pela cirurgia, como experiência de dor (tempo, duração e intensidade), edema, dificuldade na mastigação, de fala ou de escovação. Aos que relataram dor foi perguntado se esta ocorreu imediatamente após a cirurgia, entre 1 e 12 horas após ou entre 1 e 14 dias após. Como resultado não foi encontrado diferença significativa nas taxas de sucesso entre os tipos A, B e as miniplacas, cada um deles obteve um sucesso superior a 80% e não foi encontrado nenhum contato entre os mini-implantes e as raízes dentárias. Analisando os 79 miniimplantes do tipo B, os mini-implantes usados para intrusão tiveram uma taxa de sucesso menor do que os usados para outros movimentos ortodônticos, assim como os usados em região de molar, os quais obtiveram menor sucesso em relação aos usados em região de pré-molares. Os mini-implantes do tipo A e as miniplacas mostraram similares tempos, duração e distribuição de dor. Em 95% dos pacientes do tipo A e em 100% dos casos de miniplacas, a dor foi relatada 1 hora após a cirurgia e muitos deles requisitaram medicação. No entanto apenas metade dos pacientes do tipo B relatou dor 1 hora após o procedimento cirúrgico e esse número chegou a 10% após o primeiro dia. Enquanto metade dos pacientes do tipo A continuou com dor no quinto dia. Já após 7 dias nenhum paciente do tipo B e 10% os pacientes do tipo A e de miniplacas continuaram relatando dor até o 14º dia após a cirurgia. Os pacientes do tipo B, portanto não necessitaram de medicação em momento algum após a cirurgia. A intensidade, duração, curso e distribuição da dor relatada foi similar em todos os pacientes. Também foram relatadas diferenças significativas no edema, dificuldade de falar e mastigar entre os pacientes tipo A e B e entre as miniplacas e tipo B. A dificuldade de falar e mastigar estava relacionada com a intensidade do edema. No entanto, não houve diferença significativa na dificuldade de escovação entre os 3 tipos de mini-implantes. Segundo os autores, apesar dos resultados, a

taxa de sucesso não pôde ser relacionada ao comprimento dos mini-implantes, porque esse comprimento não corresponde ao comprimento inserido no osso. Os mini-implantes do tipo B resistem até a 200g de força mesmo se tiverem inserido apenas 5mm ao osso. A dor pós-cirúrgica está bastante relacionada à realização de retalho para inserção do mini-implante.

Brettin et al.<sup>3</sup>, em 2008, realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a estabilidade e resistência de mini-implantes instalados de forma bicortical (colocado inteiramente através do alvéolo, de uma cortical a outra) comparado àqueles instalados de forma monocortical (colocado na tábua óssea vestibular ou lingual). Foram utilizadas 11 maxilas e 12 mandíbulas de cadáveres humanos. As maxilas foram seccionadas superiormente no seio maxilar e distalmente na tuberosidade da maxila para evitar algum dano ao processo alveolar ou raízes dentárias e as mandíbulas foram seccionadas aproximadamente na metade do caminho do ramo ascendente. Foram realizadas radiografias periapicais para verificar se o osso era adequado e para ver as divergências das raízes dentárias para colocação dos mini-implantes. Foram determinados 22 lugares adequados para colocação dos mini-implantes entre os primeiros e segundos pré-molares, sendo 11 nas maxilas e 11 nas mandíbulas. Os mini-implantes usados foram um total de 44 de 1,5mm de diâmetro por 15mm de comprimento e foram colocados 2 em cada hemi-mandíbula e hemi-maxila, sendo um deles mais próximo da coroa dentária e o outro mais próximo ao ápice radicular. Um dos mini-implantes foi colocado de forma bicortical e o outro monocortical. Os monocorticais foram colocados com profundidade de 4 mm de bucal para lingual e os biocorticais foram colocados com verificação visual de quando eles comessem a aparecer a face externa da tábua óssea lingual. Os mini-implantes colocados coronalmente estavam 5 mm apicalmente em relação a crista óssea interproximal e os colocados apicalmente se encontravam 4,5 mm para apical em relação aos anteriores. Eles também foram posicionados perpendicularmente ao osso e paralelos ao plano oclusal. Cada mini-implante foi submetido a forças tangenciais com cargas

perpendiculares a eles, mas paralelas ao plano oclusal. A força utilizada foi de 0.05mm por segundo e eles sofreram a carga até se moverem por 1,5 mm, o que representa clinicamente a uma mobilidade ou falha do mini-implante. A análise dos dados mostrou que a resistência da ancoragem bicortical foi significativamente maior que a monocortical quando a deflexão foi de 0,38 mm até 1,5 mm na mandíbula e de 0,14 mm até 1,5 mm para maxila. Com relação a estabilidade, foi comparado a maxila com a mandíbula em mini-implantes monocorticais. Com a variação da deflexão de 0.06 mm até 1,5 mm, a mandíbula se mostrou melhor que a maxila. E a mesma comparação foi realizada com os mini-implantes bicorticais, com a deflexão variando de 0,18 mm até 1,5 mm. Com essa comparação novamente a mandíbula se mostrou melhor que a maxila. Também foi verificada a diferença de estabilidade entre os mini-implantes coronais e apicais, tanto monocorticais como bicorticais e também entre os colocados nos lados esquerdos e direitos das mandíbulas e maxilas com nenhum resultado significativo encontrado. Em uma comparação de espessura óssea, verificou-se que quanto mais espessa a tábua óssea vestibular mais resistente será o mini-implante monocortical, já para os bicorticais não houve diferença significativa em relação a espessura do osso. Analisando outros dados, os pesquisadores perceberam que a tábua óssea vestibular é em média 0,62mm mais espessa na mandíbula do que na maxila. Apesar da diferença de espessura, não foi detectada diferença na resistência dos mini-implantes bicorticais para um ou para outro. Quanto a mobilidade, os monocorticais apresentaram maior mobilidade que os bicorticais tanto para maxila quanto para mandíbula, sendo que os bicorticais em mandíbula não apresentaram nenhum com mobilidade e na maxila 18%, enquanto os monocorticais apresentaram mobilidade em 54% dos casos na mandíbula e 90% na maxila. Assim concluiu-se que o uso do mini-implante de forma bicortical deve ser mais usado devido a grande resistência e estabilidade proporcionados.

Tsaousidis e Bauss<sup>23</sup>, em 2008, Tsaousidis e Bauss realizaram um estudo com o objetivo de examinar a influência do local de inserção nas taxas de falhas em mini-implantes ortodônticos com base em um grupo de estudo tratado de forma padronizada por um único clínico e com um único sistema de mini-implantes. Os 76 mini-implantes utilizados foram da marca LOMAS (Mondeal, Tuttlingen, Alemanha), e a instalação foi realizada por um único profissional em 59 pacientes (39 mulheres e 20 homens) com média de idade de 35,8 anos. A mais freqüente indicação do uso dos mini-implantes foi para fechamento de mordidas (n=39), intrusão (n=18), verticalização (n=10) e distalização (n=9). Destes, 20 foram instalados por vestibular e 18 em processo alveolar de palato e 38 por vestibular na mandíbula. Todos os pacientes apresentavam boa higiene oral antes da inserção do mini-implante. Cada local de inserção foi determinado fazendo-se um estudo do caso, com radiografias e achados clínicos. Os mini-implantes deveriam ter sido inseridos em pelo menos 5 mm. Os pacientes foram orientados a manter uma boa higiene e não ficar tocando a cabeça do mini-implante. Os mini-implantes utilizados eram de 7, 9 e 11mm com diâmetro de 2 mm e eles foram inseridos em região interradicular entre prés e molares. Sempre que possível a inserção foi realizada em gengiva inserida, porém em 4 pacientes em maxila e em 9 em mandíbula, devido a dificuldades anatômicas eles foram inseridos em junção mucogengival. Após a instalação eles sofreram, imediatamente, cargas equivalentes a forças ortodônticas que não ultrapassassem 200cN usando-se molas abertas ou elástico em cadeia. Os pacientes passaram por reavaliações em intervalos de 4 a 6 semanas, incluindo verificação da estabilidade do mini-implante, condição do tecido mole e progresso do tratamento ortodôntico. Inflamação peri-implante foi definida como dor ininterrupta com inchaço e necessidade de analgésicos e antibióticos. Sempre que uma inflamação fosse encontrada ou o mini-implante fosse perdido, os mini-implantes eram caracterizados como falha. O período médio de observação foi de 8 meses. A taxa de falhas total foi de 18,4%, sendo a menor taxa em região vestibular de mandíbula

(5,3%), seguido pela vestibular de maxila (20%). A maior taxa de falha foi encontrada em maxila na região do palato (44%). A sequência de falhas foi de 1 mini-implante após 5 meses, 2 após 8 meses e mais um após 9 meses na região vestibular de maxila. No palato ocorreram falhas após 1 mês de dois mini-implantes, mais quatro após 2 meses e mais dois com 3 e 6 meses de observação. Em região vestibular de mandíbula as duas falhas aconteceram nos sexto e nono mês de observação. Nas regiões vestibulares de maxila e mandíbula quando houve perda de mini-implante havia inflamação acompanhada, já no palato não houve observação de inflamação nos casos de perda. Quanto ao comprimento, oito mini-implantes de 7 mm, quatro de 9 mm e 2 de 11 mm foram perdidos. Dos 8 mini-implantes de 7 mm perdidos, sete foram colocados em palato. Comparando-se a gengiva inserida com a junção mucogengival, a primeira houve perda de 2,2% enquanto a segunda 38,5%. Conclui-se assim que a maior parte das perdas ocorreu em região palatina, provavelmente devido a uma profundidade de inserção inadequada, associada a uma exposição permanente à pressão da língua.

Moon et al.<sup>13</sup>, em 2008, realizaram este estudo com o objetivo de determinar o sucesso de mini-implantes ortodônticos e definir quais fatores estão relacionados a este sucesso quando inseridos em gengiva inserida na região vestibular posterior. Foram utilizados no estudo 209 pacientes (78 do gênero masculino e 131 do feminino), que necessitassem pelo menos 1 mini-implante superior e inferior na região vestibular posterior, totalizando um número de 480 mini-implantes. Estes mini-implantes tinham 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento e foram instalados em gengiva inserida, próximos a junção mucogengival, em uma angulação de 70° a 80° em relação ao longo eixo do dente, tanto na maxila quanto na mandíbula. Eles foram instalados por 4 clínicos e conferidos por um supervisor e para reduzir a ocorrência de erros, os 10 primeiros mini-implantes instalados por cada clínico foram desconsiderados para o estudo. Foi aplicada então uma força menor que 200g, 2 a 3 semanas

após a instalação, utilizando-se elástico em cadeia ou molas fechadas de NiTi e se o mini-implante não apresentasse mobilidade depois de 8 meses de aplicação de força o sucesso estava confirmado. Para avaliar o efeito da idade do paciente na taxa de sucesso, os pacientes foram divididos em dois grupos de acordo com a idade: pacientes jovens com menos de 18 anos (253 mini-implantes) e pacientes adultos com mais de 19 anos (227 mini-implantes). Para avaliar o sucesso quanto ao local de inserção seis grupos foram criados: mx1 – área entre 1° e 2° PM na maxila, mx2 – área entre 2° PM e 1° M maxilares, mx3 – área entre 1° e 2° M em maxila, mn1 – área entre 1° e 2° PM em mandíbula, mn2 – área entre 2° PM e 1° M em mandíbula e mn3 – área entre 1° e 2° M mandibulares. Para aferir o efeito do manejo do tecido mole na taxa de sucesso, os pacientes foram divididos em dois grupos: método com incisão e retalho e o método sem incisão. A taxa total de sucesso foi de 83,8%. O deslocamento do mini-implante aconteceu freqüentemente nos primeiros 2 meses e mais de 90% das falhas aconteceram até o quarto mês. Quando comparado com a taxa de sucesso total, não houve diferença significativa entre gênero, idade, base óssea (superior ou inferior), manejo de tecido mole e lado direito ou esquerdo. No entanto, o local de inserção mostrou uma diferença significativa na taxa de sucesso em pacientes adultos, mas não em pacientes jovens, especialmente na área entre 2° PM e 1° M inferiores onde houve maior insucesso. Concluiu-se assim que se o mini-implante resistir por mais de 4 meses de aplicação de força, ele pode ser considerado como um sucesso e estável, que o gênero, idade, base óssea, manejo de tecido mole e o lado de instalação não estão relacionados com o sucesso ou insucesso. Porém foi verificado que um fator importante em pacientes adultos é o local escolhido para colocação do mini-implante, principalmente na mandíbula sendo que entre 2° PM e 1° M há o maior índice de perda.

Wehrbein e Göllner<sup>26</sup>, 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 é provável que essas alterações tenham sido observadas devido as dificuldades 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.

Motoyoshi et al.<sup>15</sup>, em 2010, realizaram um estudo com o objetivo de determinar o torque de inserção e remoção em relação ao período em que estiveram inseridos, idade, gênero e espessura do osso cortical para identificar fatores que afetam a estabilidade inicial e em longo prazo dos mini-implantes. Foram utilizados 57 pacientes (148 mini-implantes). Destes, quatorze mini-implantes desenvolveram mobilidade e foram perdidos durante o tratamento ortodôntico, sendo excluídos do estudo. Assim o grupo final de estudo foi de 52 pacientes (10 homens, com 25 mini-implantes e 42 mulheres com 109 mini-implantes), com idade média de 26 anos. Os mini-implantes foram instalados em região vestibular posterior tanto em maxila como em mandíbula. Os mini-implantes utilizados foram de 1,6mm de diâmetro por 8mm de comprimento. A taxa de mobilidade e perda foi menor que 9,5%. Não foi encontrada diferença significativa no torque de inserção e remoção entre os lados esquerdos e direitos ou em relação a espessura do osso cortical. Também não houve diferença significativa em relação à inserção em maxila ou mandíbula, sendo que o torque de remoção foi significativamente menor em relação ao de inserção em ambas. Além disso, não houve diferença nos torques encontrados quando comparados os gêneros, porém diferenças significativas foram encontradas entre a idade e o período em que estiveram inseridos, idade e torque de inserção e período em que estiveram inseridos e torque de inserção, no entanto, não podendo ser correlacionados com o torque de remoção. O torque de inserção foi significativamente relacionado à espessura do osso cortical maxilar, mas o torque de remoção não foi relacionado à espessura de osso cortical. Assim concluiu-se que os torques de inserção e remoção tiveram uma média aproximada de 8 e 4 N.cm respectivamente. Este torque de 4 N.cm deve oferecer uma ancoragem suficiente aos mini-implantes. Também se verificou que o torque de inserção foi significativamente menor em pacientes mais velhos, provavelmente devido a menor densidade óssea, e em espessura mais finas de osso cortical maxilar, enquanto

que o torque de remoção não teve relação significativa com o torque de inserção, período em que os mini-implantes ficaram inseridos, idade, gênero ou espessura de osso cortical.

Baumgaertel<sup>1</sup>, em 2010, publicou um artigo de revisão de literatura com o objetivo de responder à questão de quando a perfuração prévia do local de inserção se torna útil, e assim fornecer um guia de preparação do mesmo. Alguns parâmetros se tornam importantes para a resolução deste assunto, como o torque de inserção, a estabilidade primária e a estabilidade secundária. A estabilidade primária é obtida logo após a inserção do mini-implante e é diretamente proporcional ao aumento do torque de inserção. A estabilidade secundária é uma resposta biológica e dependente, principalmente, da resposta do organismo. Porém ela pode ser prejudicada se o torque de inserção for muito elevado. Os valores de torque de inserção dependem da espessura da cortical óssea, que normalmente exige um torque maior que o ideal, quando muito espessa. Assim, pode-se fazer a perfuração prévia quando a cortical for espessa, reduzindo a resistência para a inserção do mini-implante. O autor concluiu que o sucesso do mini-implante ortodôntico depende de muitos fatores, como o local de inserção, tipo do implante, e protocolo de inserção. No entanto, um dos fatores que mais influenciam o sucesso é o torque de inserção, que deve ser uma força média para se obter um sucesso clínico e que pode ser melhorado realizando a perfuração prévia.

## **2.2 Ensaio Mecânicos com Mini-Implantes**

Motoyoshi et al.<sup>16</sup>, em 2006, realizaram um trabalho à cerca de qual deveria ser o torque ideal durante a colocação do mini-implante. Fizeram parte da amostra 41 pacientes, 4 homens e 37 mulheres com idades entre 13,3 e 42,8 anos. Todos os pacientes foram submetidos à cirurgia para colocação de mini-implante (124 no total) na região do osso alveolar posterior, e foi explicado a eles a possibilidade de inflamação e perda do mini-

implante. Os mini-implantes eram cônicos com 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento. Um cirurgião-dentista capacitado usou uma broca de 1,3 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento para fazer a perfuração no osso alveolar na região posterior ao 2° pré-molar ao 2° molar da maxila e/ou mandíbula. O mini-implante foi então inserido e o valor máximo de torque medido através de um torquímetro. Em seguida uma força ortodôntica inferior a 2 N foi aplicada nos mini-implantes imediatamente após a colocação. Todos os mini-implantes foram usados como ancoragem para retração de dentes anteriores em casos de extração de pré-molares. O sucesso ou insucesso do mini-implante foi avaliado 6 meses ou mais depois da colocação. O mini-implante que se mantivesse estável após 6 meses era considerado bem sucedido, e os que fossem perdidos antes dos 6 meses seriam os insucessos. Nenhum mini-implante foi perdido durante o período de aplicação de força e os pacientes estudados sofreram forças ortodônticas por mais de 2 anos. Como resultado foi visto que o sucesso do mini-implante como ancoragem foi de 85,5%, não houve significativa diferença entre a taxa de sucesso entre a mandíbula e maxila e nem entre homens e mulheres, assim como entre diversas idades. Não houve diferença na colocação dos mini-implantes do lado esquerdo ou direito, no entanto, o torque máximo de inserção foi menor nos casos de sucesso do que nos de insucesso, na mandíbula. A taxa de sucesso dos mini-implantes com torque máximo de inserção entre 5 Ncm e 10 Ncm foi significativamente maior do que os mini-implante com torque máximo de inserção de 5 Ncm ou menos ou com 10 Ncm ou mais na maxila e no montante total entre maxila e mandíbula.

Chen et al.<sup>5</sup>, em 2007, fizeram um estudo com objetivo de mensurar o torque de remoção de mini-implantes usados em pacientes ortodônticos e avaliar a correlação entre este torque de remoção e outras variáveis clínicas. Foram utilizados 46 mini-implantes instalados em 29 chineses, sendo 25 mulheres e 4 homens, com idade variando entre 18 e 53 anos com média de 28,4. As maloclusões eram diversas, sendo 16 classe I, 10 de classe II e 3 de classe

III. Dos 29 pacientes, cinco tiveram tratamento com aparelho fixo parcial para obter uma movimentação dentária local. Os outros 24 pacientes tiveram a montagem completa do aparelho para correção da maloclusão. Os mini-implantes utilizados eram de titânio e desenvolvidos para fixação de fraturas regionais craniofaciais, produzidos pela Mondeal (Tuttlingen, Alemanha) ou Leibinger (Freiburg, Alemanha), apresentando 2mm de diâmetro e 7, 11, 13, 15 e 17mm de comprimento. Os mini-implantes proporcionaram ancoragem ortodôntica suficiente para os vários objetivos no tratamento ortodôntico, incluindo retração de dentes anteriores, protração de dentes posteriores, intrusão e verticalização de molares. Todos foram instalados por vestibular na crista alveolar posterior e permaneceram estáveis sem mobilidade significativa durante o tratamento. A média de tempo entre a colocação e a aplicação de força foi de 9 semanas e o período que o mini-implante foi utilizado como ancoragem foi de 14 semanas. Ao finalizar a movimentação os mini-implantes foram removidos com o instrumento de remoção acoplado a um manômetro para obter o registro do máximo torque requerido. Os valores do torque de remoção e outras variáveis foram tabulados e analisados por meio do programa SPSS (versão 10.0; SPSS, Chicago, IL). Como resultado foi encontrado que o torque de remoção médio foi de 1,10 kg.cm (variando de 0,24 a 2,15 kg.cm), não foram encontradas diferenças significativas em relação ao gênero ou idade. Também não houve diferença significativa no torque de remoção entre os mini-implantes usados para os diferentes tipos de movimentações dentárias, incluindo intrusão, verticalização, protração e retração. Em relação ao lado esquerdo ou direito de instalação não houve diferença significativa, porém comparando-se a mandíbula com a maxila houve. A média do torque de remoção em maxila foi de 0,96 kg.cm e foi significativamente menor comparando-se com a mandíbula onde o valor encontrado foi de 1,45 kg.cm. Para investigar de que maneira o comprimento do mini-implante afetaria o torque de remoção eles foram divididos de acordo com seu comprimento e algumas diferenças foram encontradas. Os

torques de remoção para os mini-implantes de 13 mm foram menores que para os de 15 mm, de 0,75 para 1,23 respectivamente, e mini-implantes mais longos foram instalados na maxila. Os valores encontrados para torque de remoção foram em média de 0,45 kg.cm, 1,12 kg.cm e 1,04 kg.cm em mini-implantes de 13, 15 e 17 cm de comprimento respectivamente, na maxila e de 1,15 kg.cm, 1,41 kg.cm e 1,75 kg.cm para mini-implantes de 13, 11 e 15 cm de comprimento respectivamente, na mandíbula. Porém nestes últimos três grupos não se pode considerar uma diferença significativa já que na mandíbula houve uma grande variação na medição dos valores. O valor de torque de remoção foi sempre menor em mini-implantes de 13 cm de comprimento. Os resultados indicaram que o valor do torque de remoção da maioria dos mini-implantes, quando sofrem cargas imediatamente como ancoragem ortodôntica, são maiores que 0,89 kg.cm. Os valores também foram maiores em mandíbula que em maxila e o comprimento é um determinante importante especialmente na maxila. Os mini-implantes de 13 cm tiveram menor valor de torque de remoção que os de 15 cm e 17 cm, no entanto não houve diferença com relação a idade, gênero, tempo de cicatrização ou tempo em função.

Song et al.<sup>22</sup>, em 2007, realizaram um estudo baseado nas características mecânicas dos mini-implantes, principalmente na retenção, através de uma série de mensurações de torque durante a inserção e remoção de 3 diferentes tipos de mini-implantes autoperfurantes (grupo A com *design* cilíndrico puro, grupo B e C com *design* combinado entre parte cilíndrica e afunilada, sendo a parte afunilada do C 1 mm maior) em ossos artificiais com diferenças na espessura da cortical e usando um torquímetro. Foram usados mini-implantes de diferentes marcas, escolhidos com base na característica estrutural com diâmetros semelhantes, assim como o comprimento. O osso artificial usado 2 blocos de poliuretano tinham 110mm de comprimento, 10 mm de largura e 10 mm de altura, sendo que sobre eles estavam coladas lâminas de osso cortical de 1, 1,5 e 2 mm (Sawbones, Uashon Island, EUA).

O aparelho para testar o torque tinha velocidade uniforme de 3 rotações por minuto. Após a ponta do mini-implante ser colocada perpendicular ao osso artificial, ele era inserido até o fim, por meio de rotação no sentido horário pela máquina de testar o torque. Durante a inserção o torque era mensurado a cada 0.1 segundos usando um programa de computador, a força usada para que o mini-implante perfurasse o osso artificial foi de 470g e um visor indicava a inserção a cada 0,01 mm. Para cada bloco de osso cortical 10 mini-implantes foram instalados com intervalo de 10 mm. O teste de remoção foi realizado com mensurações a cada 0,1 segundos, no sentido anti-horário e de 10 mini-implantes colocados em cada grupo o teste de remoção foi mensurado em 5. Os resultados obtidos foram que quanto mais espesso o osso, maior será o tempo necessário para perfurar o mesmo e o grupo B foi o que levou o menor tempo para perfuração. Quanto ao torque máximo de inserção, esse foi maior quando havia a presença de osso cortical no grupo A, comparado ao grupo controle quando havia apenas osso medular, mas não houve diferença significativa entre a espessura de 1 e 2 mm. Já para os grupos B e C, o torque máximo de inserção (MIT) foi maior quanto maior fosse a espessura do osso e comparativamente, em seqüência do maior para o menor, nos Tipo C, Tipo B e Tipo A. Comparado ao grupo controle com apenas osso medular, o torque máximo de remoção (MRT) do grupo A foi maior na presença de osso cortical, mas não houve diferença significativa na espessura cortical de 1 para 2 mm. Já para o B e o C o MRT aumentou conforme maior fosse a espessura óssea. E nos três grupos o MRT foi menor que o MIT. Por fim, quanto maior o MIT, maior será o MRT e a diferença entre eles ou a perda de torque, porém o grupo A obteve uma menor perda de torque que os grupos B e C. Assim, a forma cônica, especialmente com o diâmetro externo aumentando é o design que mais aumenta o torque. Podemos concluir também que o efeito da espessura do osso cortical no torque de inserção difere conforme a tipo do mini-implante.

Jolley e Chung<sup>9</sup>, em 2007, realizaram um trabalho com o objetivo de testar o valor máximo de torque até fraturar de 5 marcas de mini-implantes ortodônticos. Foram utilizados 4 mini-implantes de cada marca, com as seguintes especificações: A Orlus Orthodontics Mini-Implant (1,6 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento), Dual-Top Anchor System (1,6 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento), Lomas Quattro (1,5 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento), Temporary Orthodontics Micro Anchorage System (1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento) e Ortho Implant (1,8 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento). Inicialmente foram realizadas perfurações de 1,3 mm de diâmetro e 3 mm de profundidade em blocos de policarbonato para posterior inserção dos mini-implantes rosqueáveis. Em seguida os mini-implantes foram rosqueados até a fratura ou até ser totalmente rosqueado e assim aferido o torque. Todas as marcas, exceto a Ortho implant, resultaram em fraturas, tendo então, os mini-implantes da Ortho implant, o maior valor máximo de torque de 78,24 Ncm. Em segundo lugar ficou a Orlus com 58,33 Ncm, em terceiro a Temporary Orthodontics Micro Anchorage System (TOMAS) com 32,44 Ncm, em quarto a Dual-Top com 29,72 Ncm e em quinto a Lomas Quattro com 23,26 Ncm. O autor concluiu que os mini-implantes com maiores diâmetros são os que agüentam maior torque e os de menores diâmetros agüentam menos. Outro fator que pode interferir na resistência do mini-implante é sua forma. A Orlus, por exemplo, teve uma resistência menor em relação à TOMAS por ter um formato reto, enquanto a TOMAS fabrica mini-implantes cônicos, apesar de ambos terem o mesmo diâmetro. Outros fatores também podem interferir como a pureza dos materiais da composição, especialmente em relação à qualidade do titânio.

Wang e Liou<sup>24</sup>, em 2008, estudaram a reação dos mini-implantes autoperfurantes e dos autorosqueáveis (que precisam de perfuração óssea prévia) frente à forças ortodônticas. No estudo foram utilizados 32 pacientes, do sexo feminino com mini-implantes instalados na região infrazigomática para ancoragem ortodôntica de retração em massa e intrusão dos

dentados anteriores. A idade dos pacientes variou entre 18 e 48 anos. Metade dos pacientes tinha mini-implantes autoperfurantes e a outra metade autorosqueáveis. Os mini implantes autorosqueáveis tinham 2 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento e os autoperfurantes 2 mm de diâmetro e de 10 a 14 mm de comprimento. O início da movimentação ortodôntica se deu 2 semanas após a colocação dos mini-implantes. Os resultados foram avaliados por meio de traçado cefalométrico antes e após a exposição à força ortodôntica. Não houve diferença significativa entre os dois tipos de mini-implantes quanto a idade do paciente, período de carga e magnitude de força. Os mini-implantes autorosqueáveis sofreram uma leve movimentação que variou de 1 mm para trás a 1,5 mm para frente, sendo o corpo sofrendo uma movimentação para frente de até 1,5mm e a cabeça para frente também de até 2 mm. Os autoperfurantes sofreram movimentação de 1,5 mm para trás até 1,5 mm para frente, sendo que o corpo variou de 1mm para trás até 1,6mm para frente e a cabeça de até 1,6 mm para frente. Como não houve significativa diferença no deslocamento entre os dois tipos de mini-implantes, foi avaliada a forma de deslocamento. 12,5% dos mini-implantes não tiveram deslocamento, 43,8% tiveram extrusão com inclinação controlada, 28,1% extrusão com movimento de corpo e 15,6% com extrusão e inclinação descontrolada. Movimentação horizontal foi correlacionada ao período de carga, mas não à magnitude da força e a direção da mesma. Assim conclui-se que o comportamento frente à forças ortodônticas dos dois tipos de mini-implantes é praticamente o mesmo, ambos estão sujeito a deslocamentos, que esse deslocamento está relacionado ao período exposto à força ortodôntica e que mesmo com esse deslocamento os mini-implantes se mantêm estáveis, sem mobilidade ou perda

Da Nova et al.<sup>7</sup>, em 2008, concluíram uma pesquisa sobre a avaliação do torque para inserção, remoção e fratura dos mini-implantes. Foram utilizados 20 mini-implantes autoperfurantes, sendo 10 da empresa SIN (São Paulo) e 10 da empresa Neodent (Curitiba). Todos eles com 1,6 mm de diâmetro, sendo os da SIN de 8 mm de comprimento e os da

Neodent de 7 mm. Para compor os grupos, foram utilizados cinco mini-implantes sem perfil transmucoso e 5 mini-implantes com perfil transmucoso de cada fabricante. Então a amostra foi dividida em 4 grupos: SIN sem perfil (SSP); SIN com perfil (SCP); Neodent sem perfil (NSP); Neodent com perfil (NCP). Os mini-implantes foram inseridos em tíbias de boi, cortadas transversalmente em segmentos de 15mm. Retirou-se a medula e a cortical óssea foi mensurada, assim os segmentos com no mínimo 0,9 mm de espessura foram selecionados e novamente recortados em peças quadrangulares com 10mm por lado. Assim se obteve 20 fragmentos, um para cada mini-implante que foram mantidos a 4° C por três dias, até a data dos ensaios. Os mini-implantes foram inseridos com chave de inserção acoplada ao contra-ângulo, sendo o procedimento interrompido quando ocorria o travamento do mini-implante no osso, impedindo o giro do motor. Era então utilizada a chave de torque manual, até a inserção completa do mini-implante no osso. Já a remoção foi feita com o mesmo motor, sem necessidade de uso da chave manual. Durante os ensaios o torque foi medido de maneira contínua e nesse período alguns mini-implantes sofreram fraturas, os que não fraturaram foram submetidos ao ensaio mecânico de fratura à torção. A região de fratura dos mini-implantes foi avaliada através da microscopia eletrônica de varredura. Os torques máximos de inserção dos mini-implantes na cortical de osso bovino foram de  $25,2 \pm 1,9$  Ncm,  $23,2 \pm 4,9$  Ncm,  $26,0 \pm 2,4$  Ncm e  $30,6 \pm 1,8$  Ncm para os grupos SSP, SCP, NSP e NCP, respectivamente. Dois mini-implantes do grupo NSP e dois do grupo NCP fraturaram durante a inserção e nesse caso o valor de torque máximo registrado foi obtido no momento da fratura. O torque de inserção máximo do grupo NCP foi significativamente superior ao de todos os outros grupos. Quanto ao torque máximo de remoção as médias obtidas foram as seguintes,  $17,2 \pm 4,9$  Ncm,  $17,6 \pm 7,6$  Ncm,  $16,6 \pm 7,5$  Ncm e  $25,0 \pm 5,5$  Ncm, para os grupos SSP, SCP, NSP e NCP, respectivamente. Três mini-implantes do grupo NCP fraturaram durante a remoção. Os valores de torque máximo para inserção foram maiores do que os de remoção

para todos os grupos, sendo o grupo NCP o que apresentou os maiores valores de torque para as duas variáveis. Não houve diferença significativa para o torque máximo de remoção entre os grupos. As médias para torque de fratura foi de  $35,1 \pm 4,9$  Ncm,  $35,1 \pm 2,7$  Ncm,  $27,4 \pm 1,1$  Ncm e  $30,6 \pm 1,8$  Ncm para os grupos SSP, SCP, NSP e NCP, respectivamente. Os grupos SSP e SCP apresentaram valores mais próximos entre si do que os grupos NCP e NSP. O grupo NSP apresentou a menor média para o torque de fratura e diferiu significativamente de todos os outros grupos. Os da marca SIN não apresentaram diferenças entre si, demonstrando pouca variação de resistência. Todos os grupos apresentaram microporosidades e linhas de deformação plástica causadas por deformação em torção. A tensão cisalhante calculada foi de  $1123,1 \pm 168,3$  MPa,  $1041,9 \pm 154,8$  MPa,  $1124,8 \pm 123,0$  MPa e  $1088,7 \pm 128,7$  MPa para os grupos SSP, SCP, NSP e NCP, respectivamente. Todos os mini-implantes não diferiram em relação à resistência mecânica do material com que foram confeccionados. Assim concluiu-se que o grupo NCP apresentou o maior torque de inserção e foi significativamente diferente de todos os outros grupos. O torque de remoção não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mas foi sempre menor do que os torques de inserção. Todos os grupos apresentaram fratura do tipo dúctil, em inspeção por microscopia eletrônica de varredura. Uma vez que os mini-implantes são confeccionados com o mesmo material, pode-se dizer que a diferença na forma, diâmetro e número de filetes de rosca podem afetar as características físicas do dispositivo, notadamente os torques de inserção, de remoção e de fratura.

Pithon et al.<sup>18</sup>, em 2008, realizaram um estudo para avaliação da resistência à flexão e fratura dos mini-implantes. Foram utilizados para isso 75 mini-implantes de 5 diferentes marcas, distribuídos em 5 grupos, sendo um dos grupos auto-rosqueável e os outros autoperfurantes e com pequena diferença de comprimento entre eles. Para a realização dos ensaios, foi usado osso cortical suíno de 8 mm de espessura e 10 cm de comprimento onde

fora inseridos os mini-implantes. Esses blocos foram mantidos em solução salina, em uma geladeira à 8°C e depois de 7 dias foram removidos e mantidos por 12 horas em temperatura ambiente. Os mini-implantes foram colocados de forma perpendicular ao tecido ósseo e imediatamente após a inserção dos mini-implantes, os corpos-de-prova foram levados à máquina universal de ensaios mecânicos para realização dos testes. O teste de resistência flexural foi realizado em uma máquina universal de ensaios mecânicos Emic DL 10.000 (São José dos Pinhais, Brasil) operando a uma velocidade 0,5mm/min, através de ponta ativa em cinzel. A força foi aplicada na cabeça dos mini-implantes para deformá-los em 0,5, 1,0, 1,5, 2,0 mm e até a fratura dos mesmos. As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do programa SPSS 13.0. Como resultado foi encontrada deformação em todos os mini-implantes avaliados. Os do grupo S (SIN) com 1,6mm de diâmetro, 6 mm de comprimento e autoperfurantes foram os que necessitaram de maior força para que ocorresse a deformação. E os menores valores para deformação foram encontrados nos grupos M (Mondeal) com 1,5 mm de diâmetro, 7 mm de comprimento e autoperfurantes e no N ( Neodent) com 1,6 mm de diâmetro, 7 mm de comprimento e autoperfurantes. Os grupos I (INP) com 1,5 mm de diâmetro, 6 mm de comprimento e autoperfurantes e T (Titanium Fix) com 1,5 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento, auto-rosqueáveis deformaram menos e fraturaram antes da deformação de 2 mm. Para a força de fratura, os mini-implantes do grupo S foram estaticamente superiores aos demais, seguido do grupo M. Os menores valores foram alcançados pelos grupos T e N, que não apresentaram diferenças estatísticas entre si. O grupo M necessitou maior deformação para fraturar, seguido do grupo N e S, respectivamente. Por sua vez, os grupos I e T fraturaram antes mesmo de deformar os 2 mm propostos pelo trabalho. Assim conclui-se que todos os mini-implantes testados estão aptos para utilização na ancoragem ortodôntica, visto que a força ortodôntica usada é muito pequena comparada aos testes.

Lim et al.<sup>12</sup>, em 2008, fizeram um ensaio mecânico a fim de avaliar o torque máximo de instalação (MIT) de mini-implantes, desde a fase inicial até a fase final de inserção e as mudanças que a forma, o diâmetro e o comprimento podem ocasionar. Foram usados 115 mini-implantes cilíndricos e cônicos, todos com 1,5mm de diâmetro. Foi usado um bloco de osso artificial da marca Sawbones (Pacific Research Laboratories Inc, Wash) cortados em 1,0, 1,5 e 2,0mm. Sobre os blocos foram colados placa rígida e sólida de poliuretano, representando a cortical óssea. Os mini-implantes foram apoiados perpendicularmente ao osso artificial e inseridos, na velocidade de 3 RPM, utilizando um dispositivo para mensurar o torque no sentido horário de forma que os valores de torque eram registrados a cada 0,1 segundos usando um programa de computador. Para permitir uma força vertical suficiente para perfurar o osso cortical, uma força de 470g foi aplicada pelo aparelho. No osso cortical de 1,5 mm de espessura, o MIT foi maior conforme fosse maior o comprimento, tanto nos mini-implantes cilíndricos como cônicos. Com relação ao diâmetro, o MIT também foi maior conforme maior fosse o diâmetro. Em todos os mini-implantes, o MIT cresceu com o aumento da espessura do osso cortical, com exceção do 1508C que teve diferença do osso de 1 para o de 1,5mm de espessura, porém não houve diferença do osso de 1,5 para o de 2mm de espessura. E no geral, houve uma diferença maior no MIT entre os ossos de espessura 1 para 1,5mm do que de 1,5 para 2mm de espessura. Conclui-se assim que para os dois tipos de mini-implantes o MIT será maior conforme maior for o comprimento dos mesmos, assim como maior for o diâmetro. O MIT também será maior conforme maior for a espessura de osso cortical, e o aumento do MIT será maior ainda principalmente nos mini-implantes cônicos. Assim, um aumento do diâmetro do mini-implante pode eficientemente reforçar a estabilidade inicial, mas lembrando que a proximidade com a raiz da área implantada deve ser sempre considerada.

Reicheneder et al.<sup>19</sup>, em 2008, realizaram um estudo com o objetivo de simular *in vitro* as condições clínicas de aplicação de força em diferentes mini-implantes ortodônticos para quantificar o *stress* de flexão e torção. A composição dos 3 mini-implantes usados foi analisada por um aparelho de microanálise em raios-x. Os testes foram feitos em 10 exemplares de cada tipo de mini-implante e a aplicação da carga seguindo a seguinte seqüência correspondente à aplicação clínica: carga torsional correspondente a inserção manual de até 5mm abaixo do fim da rosca, colocação de 5 roscas em um bloco (Fuji Rock, GC Europe, Leuven, Belgium) com distância entre eles de 0,5 a 2 mm para simular variação clínica na profundidade de inserção e aplicação de 5 N de carga no slot. Para determinar a deformação plástica foi mensurada a altura da canaleta ao plano de referência. Como resultado foi visto que os mini-implantes que não sofreram carga torsional não apresentaram deformação plástica na aplicação de carga de flexão, porém pelo contrário, todos os outros mini-implantes avaliados que sofreram torção exibiram uma deformação permanente após a aplicação de carga de flexão. Para a maioria dos mini-implantes a deformação foi de 0,15mm para os inseridos profundamente e 0,25mm para os inseridos mais rasos. Embora os mini-implantes usados tivessem a mesma composição, as propriedades mecânicas podem variar devido a diferenças no aquecimento do tratamento durante a fabricação e/ou devido à contaminação por gases na liga de metal. No entanto, é razoável presumir que a diferença observada também pode ser influenciada pela diferença de *design* das roscas.

Gracco et al.<sup>8</sup>, em 2009, realizaram um estudo com o objetivo de analisar a distribuição do *stress* ao redor do mini-implante ortodôntico inserido na maxila, durante a inserção e durante a aplicação da força, e determinar o *stress* causado por diferentes comprimentos de mini-implante e para diferentes graus de osseointegração ocorridos na interface mini-implante/osso. Foram utilizados blocos de resina epóxica de dimensão 50x40mm e 15mm de espessura, então foram realizadas perfurações de 1,2mm de diâmetro e

determinada a força de inserção de 500 rpm. Os mini-implantes foram inseridos até que toda parte rosqueável estivesse dentro da resina e uma coluna retangular permitiu que os mini-implantes fossem inseridos perpendicularmente à superfície da resina. Um sistema de refrigeração foi usado para evitar superaquecimento do bloco. Os mini-implantes utilizados eram de 1,5 mm de diâmetro e comprimentos de 7, 9, 11 e 14 mm e então forças de 0 (apenas *stress* causado pela inserção), 0,5, 1,5 e 2 N foram aplicadas sobre a cabeça dos mini-implantes. Para análise do *stress* foi usado um polarioscópio que utiliza uma luz branca polarizada e faz análise fotoelástica. Como não havia informação suficiente a respeito da osseointegração na interface osso/mini-implante, diferentes níveis de osseointegração foram hipotetizadas. Para cada grupo de comprimentos diferentes de mini-implantes três análises foram feitas. Na primeira foi suposto que houve uma total osseointegração da superfície do mini-implante. Na segunda não houve osseointegração alguma. E no terceiro caso foi simulada uma osseointegração parcial. A análise fotoelástica mostrou que para forças ortodônticas iniciais moderadas (até 0,5 N), pequenas diferenças em relação ao *stress* foram produzidas nos diferentes mini-implantes, já as forças iniciais pesadas (1,5 e 2 N) devem ser evitadas especialmente usando mini-implantes de 14 e 7 mm de comprimento. A aplicação de forças de 2 N em mini-implantes de 14 mm de comprimento pode levar a uma crítica condição de fratura. Outro resultado encontrado neste estudo foi que aparentemente o comprimento ideal do mini-implante é o de 9mm. Valores máximos de *stress* foram computados em mini-implantes menores que 9 mm e resultaram em condições críticas de mobilidade dos mini-implantes. Para os mini-implantes maiores que 9 mm a chance de ocorrer um *stress* é menor, mas eles podem levar a um alto risco de lesão de estruturas anatômicas. Quanto à osseointegração, verificou-se que o ideal seria que houvesse uma osseointegração parcial, o que leva a menores níveis de *stress* que uma osseointegração total e também facilitaria a remoção do mini-implante.

Morarend et al.<sup>14</sup>, 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-manbibus 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 foram utilizados 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 à crista óssea alveolar e o mais apical a 4,5 mm mais apical em relação ao mais coronal. Os monocorticais foram inseridos em 4 mm 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 à 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.

Wang et al.<sup>25</sup>, 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 irrompido. 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 irrompido. Foram utilizados 32 mini-implantes Aarhus (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 a maior correlação com a densidade óssea e a menor correlação com espessura de osso cortical. Sobre a força de arrancamento, ela foi maior estatisticamente no grupo de cães adultos que em adolescentes.

Buschang et al.<sup>17</sup>, em 2010, publicaram um estudo que teve como objetivo avaliar os efeitos da orientação na inserção do mini-implante ortodôntico em relação à estabilidade e resistência a falhas na interface osso-implante. Assim o estudo buscou responder aos seguintes questionamentos: Qual a quantidade máxima de força que pode ser aplicada sobre um mini-implante em mandíbula humana? Pode o direcionamento da força aplicada afetar a carga máxima? Pode a orientação do longo eixo do mini-implante em relação à superfície óssea e a direção da aplicação da força afetar a estabilidade do implante e sua resistência a falhas? Para realização dos testes foram utilizadas nove mandíbulas de cadáveres humanos, sendo três de indivíduos do gênero feminino e seis do gênero masculino com idades entre 48 e 81 anos, todos sem conhecimento de terem sofrido alguma doença óssea. Então foram confeccionadas bases de acrílico, que foram adaptadas na porção lingual do corpo e inferior do ramo, permitindo uma fixação rígida da mandíbula ao equipamento de teste e proporcionando uma posição da superfície de inserção perpendicular à linha de ação de força para o teste de tração e paralela à linha de ação de força no teste de cisalhamento. Os mini-implantes usados foram da IMTEC (Ardmore, Okla, EUA) e apresentavam 6mm de comprimento e 1,8mm de diâmetro, eles foram instalados no córtex vestibular das mandíbulas em angulações de 90° e 45° em relação à base óssea. Para realização dos testes foram separados 9 subgrupos com 10 mini-implantes cada, sendo 3 subgrupos para o teste de tração e os outros 6 grupos restantes para o de cisalhamento. Dos 6 grupos restantes para o teste de cisalhamento, 3 deles sofreram cisalhamento paralelo ao eixo de máxima dureza do osso e os outros 3 paralelo ao eixo de mínima dureza do osso, que é perpendicular ao eixo de máxima dureza do osso. O teste de tração consiste em avaliar os mini-implantes em 3 orientações:

colocados ortogonalmente à superfície vestibular, angulados em 45° ao longo do eixo de máxima dureza do osso e angulados em 45° ao longo do eixo de mínima dureza do osso, sempre com a linha de ação de força de 90° em relação à base óssea. Para ambos os grupos do cisalhamento, os mini-implantes foram colocados em 3 posições: ortogonal à superfície óssea, angulados em 45° a favor da linha de cisalhamento e angulados em 45° opostos a linha de cisalhamento. Todos os mini-implantes no cisalhamento sofreram forças ao longo da superfície óssea e paralelos ao eixo de máxima e mínima dureza do osso. Assim a força máxima para falha no teste de tração e cisalhamento e a espessura cortical foram aferidas em cada situação. Foram realizadas perfurações prévias, apenas em região cortical, com a ajuda de um guia fabricado para garantir a orientação apropriada para inserção dos mini-implantes. Assim, concluiu-se que os mini-implantes que sofrem carga em direção ao seu longo eixo têm a maior estabilidade e resistência à falhas em relação aos angulados em sentido contrário à linha de ação de força. Verificou-se ainda que um mini-implante que perca sua estabilidade primária e se desloque ainda suporta a aplicação de cargas que não sejam no mesmo sentido de inserção, no entanto isto pode gerar um dano ao osso localizado próximo ao mini-implante, dano este maior que se o mesmo acontecesse em um mini-implante que sofresse carga sobre seu longo eixo.

### **3. Proposição**

#### **Objetivo Geral**

Avaliar o comportamento de mini-implantes de ancoragem ortodôntica à aplicação de forças.

#### **Objetivo Específico**

- Comparar, por meio de ensaio mecânico de tração, a resistência à aplicação de forças horizontais em mini-implantes instalados em 90° e 60° em relação à superfície óssea.

#### 4. Materiais e Métodos

A amostra do presente estudo constou de 20 mini-implantes, igualmente divididos em dois grupos experimentais:

- Grupo I – Mini-implantes de 1,6x7mm cinta média (Neodent, Curitiba, Brasil) instalados com ângulo de 90° em relação à base óssea.
- Grupo II - Mini-implantes de 1,6x7mm cinta média (Neodent, Curitiba, Brasil) instalados com ângulo de 60° em relação à base óssea.

Os ensaios foram realizados utilizando-se corpos-de-prova constituídos de mini-implantes instalados com diferentes angulações (90° e 60°) em bloco de osso sintético laminado (170x120x42mm) composto por um bloco de poliuretano sólido rígido (ASTM F-1839-08) (Tab. 1) e lâmina de epóxi preenchida por fibras com 2mm de espessura (Tab. 1) (Figura 1 A e B) (Sawbones, Uashon Island EUA).

Tabela 1 - Valores de densidade, compressão e tensão da medular e da cortical do osso artificial.

	Compressão				Tensão	
	Densidade		Resistência	Módulo	Resistência	Módulo
	Pcf	g/cc	Mpa	Mpa	Mpa	Mpa
<b>Medular</b>	30	0,48	18	45	12	592
<b>Cortical</b>	102	1,64	157	16,7	106	160



Figura 1: (A) Bloco de osso sintético laminado (170x120x42mm). (B) Bloco de osso sintético laminado, evidenciando a espessura menor representando a cortical e a maior representando a medular.

Para instalação dos mini-implantes inicialmente foi realizada a perfuração com profundidade de 7mm com broca específica de diâmetro inferior ao do mini-implante a ser instalado (1,3mm), com velocidade de 150RPM. A fim de que as perfurações permitissem a instalação dos mini-implantes com as angulações supracitadas, foi utilizada a máquina Veker VK-406 (Alemanha) e uma broca de tungstênio com as mesmas características de uma broca cirúrgica, mas não esterilizada (Figuras 2 e 3 A e B).



Figura 2: Máquina Veker VK-406 e seu comando

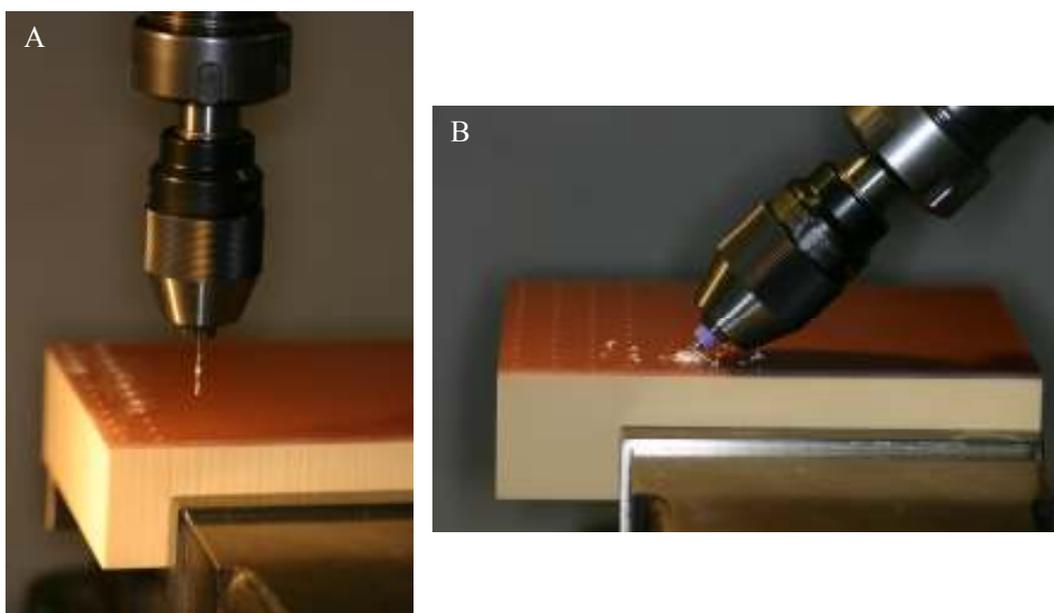


Figura 3: (A) Perfuração perpendicular ao osso artificial. (B) Perfuração angulada.

Após a perfuração (Figura 4), a base óssea foi dividida em blocos (Figura 5), por meio da máquina de corte Dualcut (Starret, Itú, Brasil) e os mini-implantes foram instalados com chave tufo manual (Neodent, Curitiba, Brasil), até que duas roscas se mantivessem descobertas (Figura 6). O final da instalação (até recobrimento total das roscas) foi realizado com torquímetro digital (Lutron, modelo TQ-8800) a fim de registrar-se o torque máximo de inserção.

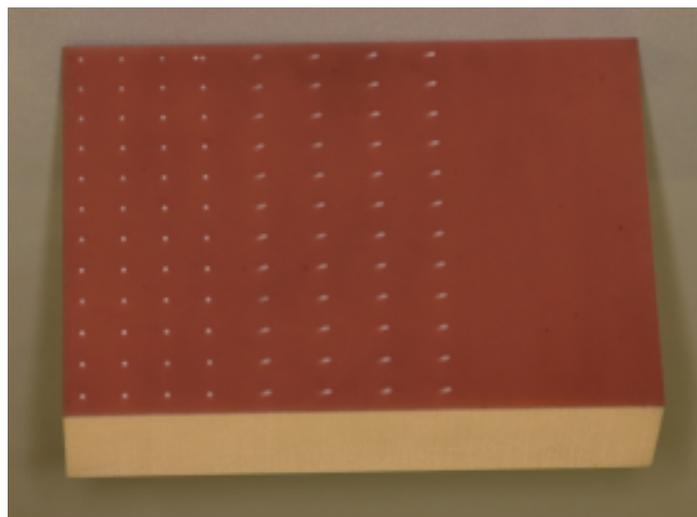


Figura 4: Bloco após as perfurações.

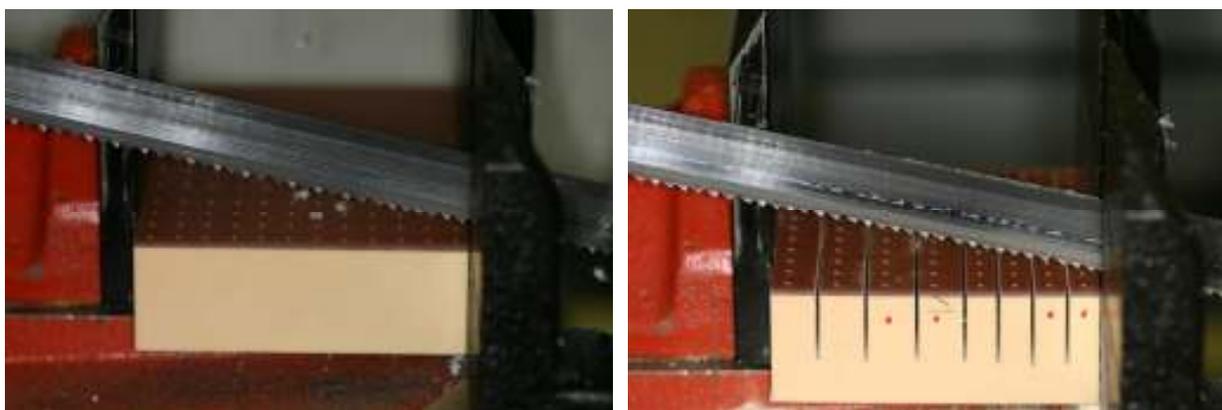


Figura 5: Serragem para separar os blocos nos quais foram instalados cada mini-implante, serra Dual Cut.

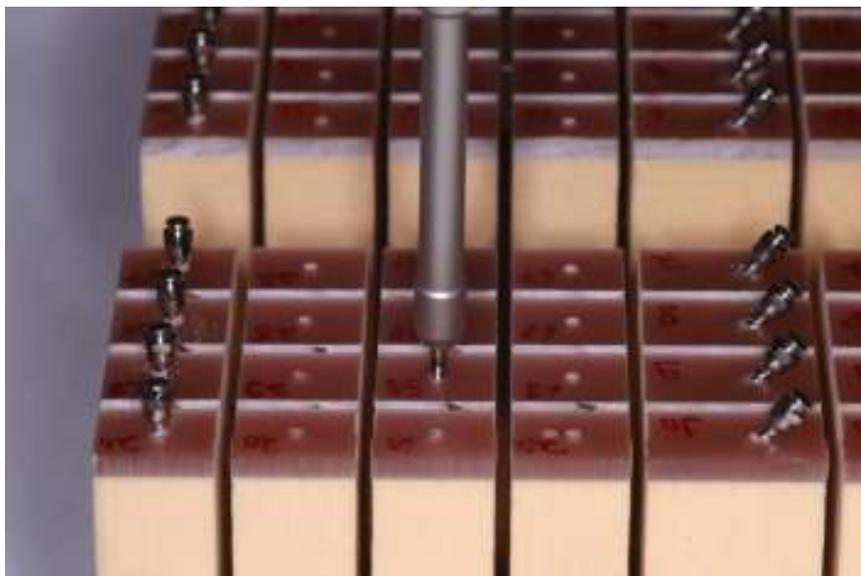


Figura 6: Mini-implantes sendo inseridos na base óssea.

Imediatamente após confecção dos corpos-de-prova, as amostras foram avaliadas por radiografias digitais (Sirona, Charlotte, EUA) a fim de comprovar a angulação correta (obtida pelo programa Sidexis XG) e integridade dos mini-implantes. A fim de identificar a angulação em relação à base de osso sintético, foram traçadas duas linhas horizontais, correspondentes ao limite superior e inferior da lâmina representando a cortical e uma linha representando o longo eixo do mini-implante. Dessa forma era obtido o ângulo de instalação dos mini-implantes (Figuras 7 A e B).

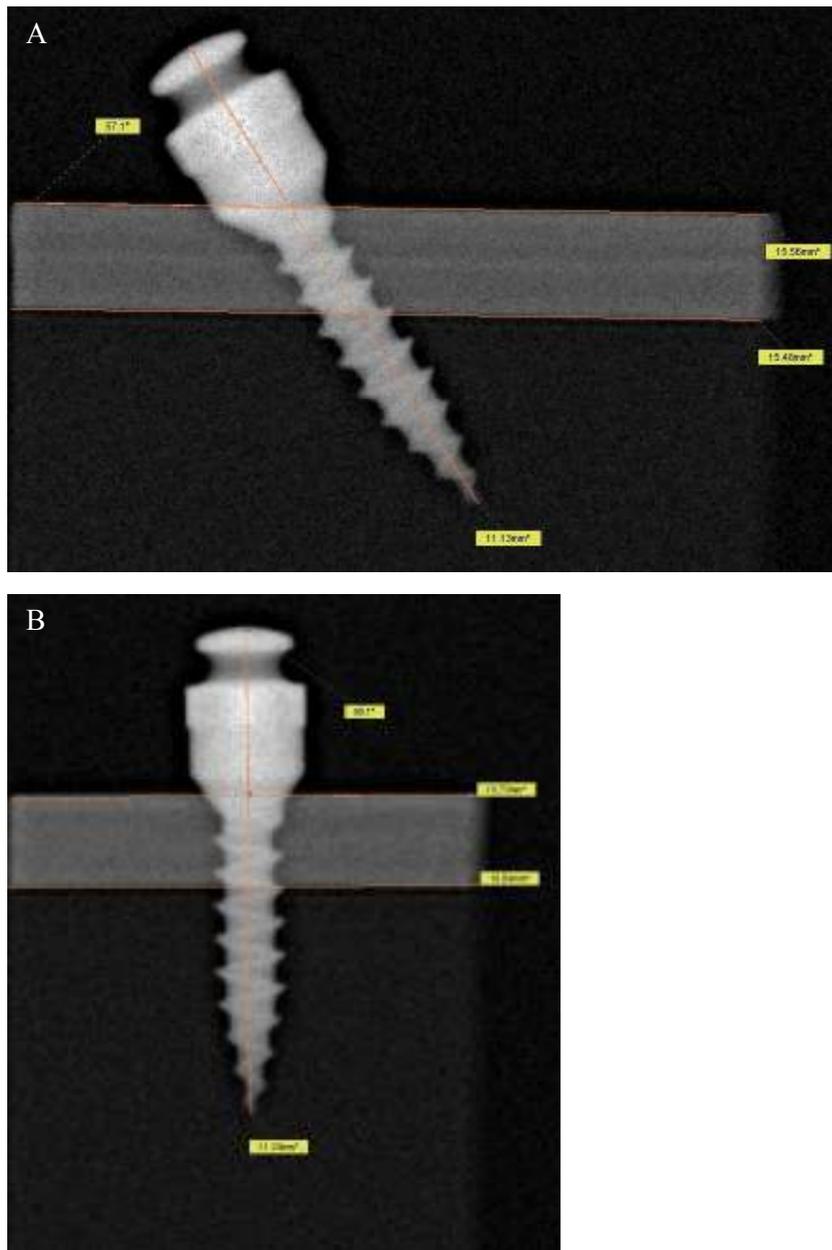


Figura 7: (A) Imagem demonstrando a integridade e avaliação da angulação do mini-implante em 60°. (B) Imagem demonstrando integridade e angulação do mini-implante em 90°.

Em seguida foi utilizada a máquina de testes universal Instron 3382 (Norwood, EUA) (Figura 8) com célula de carga de 5kN. Os corpos-de-prova foram estabilizados por morsa durante os ensaios, e na cabeça do mini-implante foram aplicadas cargas crescentes, perpendiculares aos mini-implantes instalados em 90° e no sentido do longo eixo de inserção

dos mini-implantes instalados em  $60^\circ$ , para ocorrer deformação ou de 0,5, 1,0, 1,5 e 2,0mm, ou até a fratura com velocidade de 0,5mm/min.



Figura 8 - Máquina de testes universal Instron 3382.

Após realização dos testes, as amostras foram novamente avaliadas por radiografias digitais (Sirona, Charlotte, EUA) a fim de comprovar o efeito da aplicação das cargas sobre a integridade dos mini-implantes.

## 5. Artigo Científico

O presente artigo foi preparado segundo as normas da revista OrtodontiaSPO.

Resistência mecânica de mini-implantes instalados em diferentes angulações

Autores:

Leandro Nicolao Buzatta

- Aluno de Especialização em Ortodontia do ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

Ana Cláudia Moreira Melo

- Mestre e Doutora em Ortodontia pela UNESP/Araraquara  
- Professora do Curso de Especialização em Ortodontia do ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

Roberto Hideo Shimizu

- Mestre e Doutor em Ortodontia pela UNESP/Araraquara  
- Professor do Curso de Especialização em Ortodontia do ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

Alexsander Luis Golin

- Mestre em Engenharia Mecânica pela PUC-PR.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da angulação de mini-implantes na resistência à tração mecânica. Vinte mini-implantes de 1,6x7 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) divididos em dois grupos foram instalados em base de osso sintético (Sawbone, Uashon Island, EUA). Os mini-implantes do grupo I foram instalados com angulação de 90° e os do grupo II de 60° . Todas as amostras foram submetidas à teste de tração em máquina de testes universal (Instron 3382) com célula de carga de 5kN. Os mini-implantes inseridos perpendiculares à base óssea suportaram forças maiores, e em média ( $236 \text{ N} \pm 40,3$ ), em relação aos angulados (média de  $231 \text{ N} \pm 22,1$ ). Porém deve-se ressaltar que 1 mini-implante perpendicular fraturou e 9 sofreram deformação estrutural enquanto os angulados não tiveram alteração alguma em sua estrutura. Concluiu-se que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência dos mini-implantes com diferentes angulações, visto que no teste ambos suportaram forças semelhantes.

Palavras-chave: resistência de materiais, procedimentos de ancoragem ortodôntica, ortodontia.

## Introdução

Durante muito tempo os ortodontistas passaram por dificuldades quando havia a necessidade de movimentações dentárias complexas como mesializações, distalizações, intrusões, extrusões e verticalizações, devido à ausência de uma ancoragem considerada ideal. Isso se deve ao fato de que sempre que um movimento é necessário, a aplicação da força gera uma reação muitas vezes indesejada no dente ou grupo de dentes que servem de apoio à aplicação desta força, em função da 3ª lei de Newton<sup>1</sup>.

No fim dos anos 90 um autor<sup>2</sup> estabeleceu um novo marco na Ortodontia, com a introdução dos mini-implantes, sendo o primeiro autor a publicar um caso clínico com ancoragem esquelética, sendo que esta passou a ser amplamente estudada e assim considerada como uma ancoragem ideal para movimentos complexos. A ancoragem esquelética, portanto, se baseia na dissipação da força de reação para as estruturas ósseas, eliminando efeitos adversos decorrentes destas forças indesejáveis<sup>1</sup>. Dessa forma o uso do mini-implante é de grande valia na clínica ortodôntica para que seja obtida uma boa ancoragem esquelética<sup>2</sup>.

Os mini-implantes possuem características diversas, variando em comprimento, diâmetro, altura da cinta, forma de instalação, entre outras. Eles podem chegar a ter até 2 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento, com grande variação entre marcas e até mesmo nas próprias marcas<sup>3-4-5-6-7</sup>. Em relação a esta variação de diâmetro e espessura, é importante ressaltar que os mini-implantes mais longos e mais espessos são os que têm maior estabilidade, e um trabalho que se destaca neste aspecto é o de um autor<sup>8</sup>, que comparou a instalação dos mini-implantes monocorticais e bicorticais. Ele concluiu que os instalados em bicortical são mais estáveis, porém é possível conseguir bons resultados quanto à estabilidade em instalação monocortical, aumentando-se a espessura do mini-implante<sup>8,9</sup>. É importante ressaltar também que os mini-implantes podem ser auto-perfurantes, ou seja, não necessitar de perfuração prévia da loja óssea com broca, contudo, em situações de grande espessura de cortical óssea, como na mandíbula, deve ser realizada perfuração prévia à instalação do mini-implante<sup>7,10</sup>.

Assim muitos experimentos<sup>3-4-5-6-7-8,11-12-13-14-15-16</sup> foram realizados para avaliar essas taxas de sucesso e insucesso, estabilidade com relação ao gênero, idade, posição nas bases ósseas em cada paciente, e comparações entre as diferentes técnicas de instalação, às características diferenciadas de cada mini-implante e à carga de força aplicada sobre eles. Alguns estudos propuseram a realização de testes mecânicos de resistência à fratura, flexão,

torção, testes de torque máximo de inserção e remoção dos mini-implantes<sup>4-5-6,9,12,14-15-16-17-18-19</sup>.

Porém, apesar do grande número de experimentos com mini-implantes, ainda há algumas lacunas que devem ser preenchidas. Por exemplo, poucos estudos avaliam a resistência dos mini-implantes em função da angulação na qual são inseridos na base óssea<sup>18</sup>. Por isso nesse trabalho foram realizados testes mecânicos em uma série de mini-implantes instalados perpendiculares e inclinados em relação à base óssea, testando assim qual o comportamento deles frente à aplicação de cargas ortodônticas.

### Materiais e Métodos

A amostra do presente artigo constou de 20 mini-implantes, igualmente divididos em dois grupos experimentais. Ao grupo I pertenceram os mini-implantes de 1,6x7mm de cinta média (Neodent, Curitiba, Brasil) instalados em 90° em relação à base óssea e ao grupo II, mini-implantes de 1,6x7mm de cinta média (Neodent, Curitiba, Brasil), porém instalados em 60° em relação à base óssea.

Os ensaios foram realizados utilizando-se corpos-de-prova constituídos de bloco de osso sintético laminado (170x120x42mm) composto por um bloco de poliuretano sólido rígido (ASTM F-1839-08) (Tabela 1) (Figura 1A) e lâmina de epóxi preenchida por fibras com 2mm de espessura (Sawbones, Uashon Island, EUA) (Tabela 1) (Figura 1B).

Tabela 1. Valores de densidade, compressão e tensão da medular e da cortical do osso artificial.

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

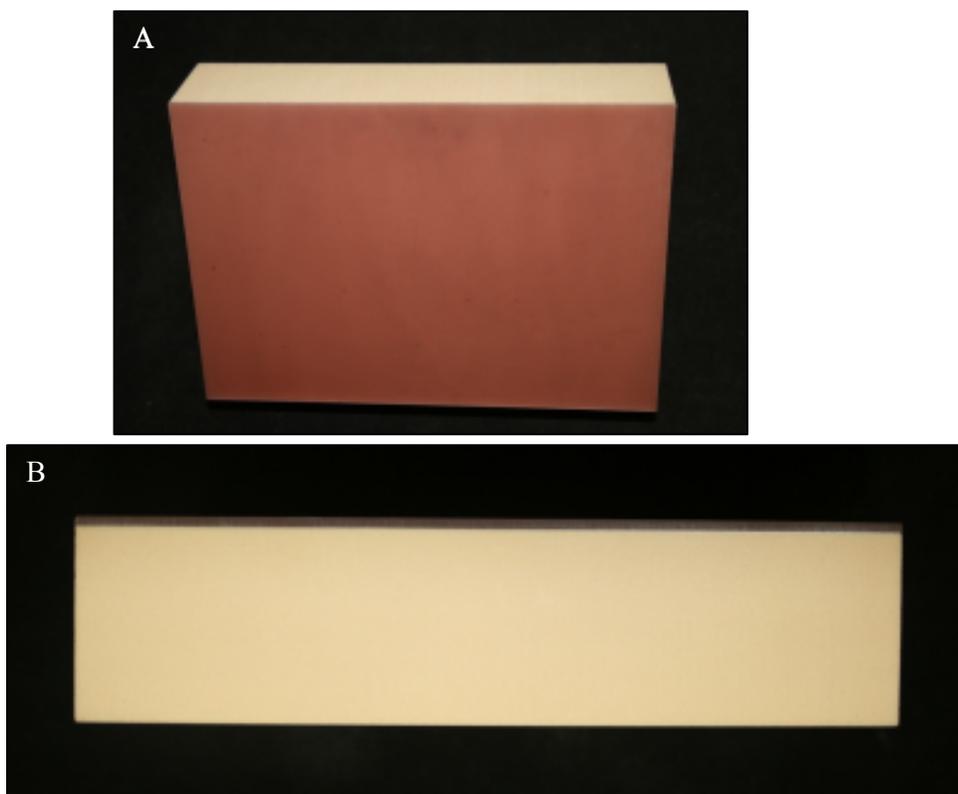


Figura 1: (A) Bloco de osso sintético laminado (170x120x42mm). (B) Bloco de osso sintético laminado, evidenciando a espessura menor representando a cortical e a maior representando a medular.

Para instalação dos mini-implantes, inicialmente foi realizada a perfuração com profundidade de 7mm com broca específica de diâmetro inferior ao do mini-implante a ser instalado (1,3mm), com velocidade de 150RPM (Figura 2). A fim de que as perfurações permitissem a instalação dos mini-implantes com as angulações supracitadas, foi utilizada a máquina Veker VK-406V (Alemanha) com uma broca de tungstênio, com as mesmas características de uma broca cirúrgica mas não estéril.

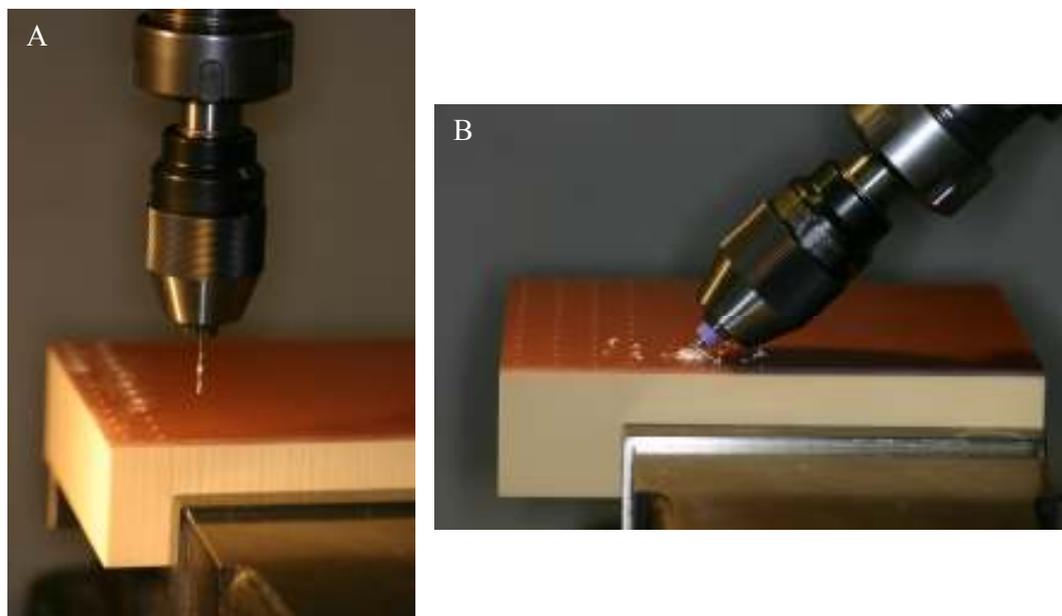


Figura 2: (A) Perfuração perpendicular ao osso artificial. (B) Perfuração em 60 °.

Após a perfuração, a base óssea foi dividida em blocos e os mini-implantes foram instalados com chave tufo manual (Neodent, Curitiba, Brasil), até que duas roscas se mantivessem descobertas (Figura 3). O final da instalação (até recobrimento total das roscas) foi realizado com torquímetro digital (Lutron, modelo TQ-8800) a fim de registrar-se o torque final de inserção.



Figura 3. Mini-implantes sendo inseridos

Imediatamente após confecção dos corpos-de-prova, as amostras foram avaliadas por radiografias digitais (Sirona, Charlotte, EUA) a fim de comprovar a angulação correta (obtida pelo programa Sidexis XG) e a integridade dos mini-implantes. Foram traçadas duas linhas horizontais, correspondentes ao limite superior e inferior da lâmina representando a cortical e

uma linha representando o longo eixo do mini-implante. Dessa forma a angulação do mini-implante em relação à base óssea era determinada (Figuras 4 A e B). E em seguida foi utilizada a máquina de testes universal Instron 3382 (Norwood, EUA) com célula de carga de 5kN. Os corpos-de-prova foram estabilizados por morsa durante os ensaios, e na cabeça do mini-implante foram aplicadas cargas crescentes, perpendiculares aos mini-implantes instalados em 90° e no sentido do longo eixo de inserção dos mini-implantes angulados em 60°, para ocorrer deformação de 0,5, 1,0, 1,5, 2,0mm ou até a fratura, com velocidade de 0,5mm/min (Figura 5)

Os dados obtidos foram dispostos em forma de tabela e gráfico e encaminhados para avaliação estatística.

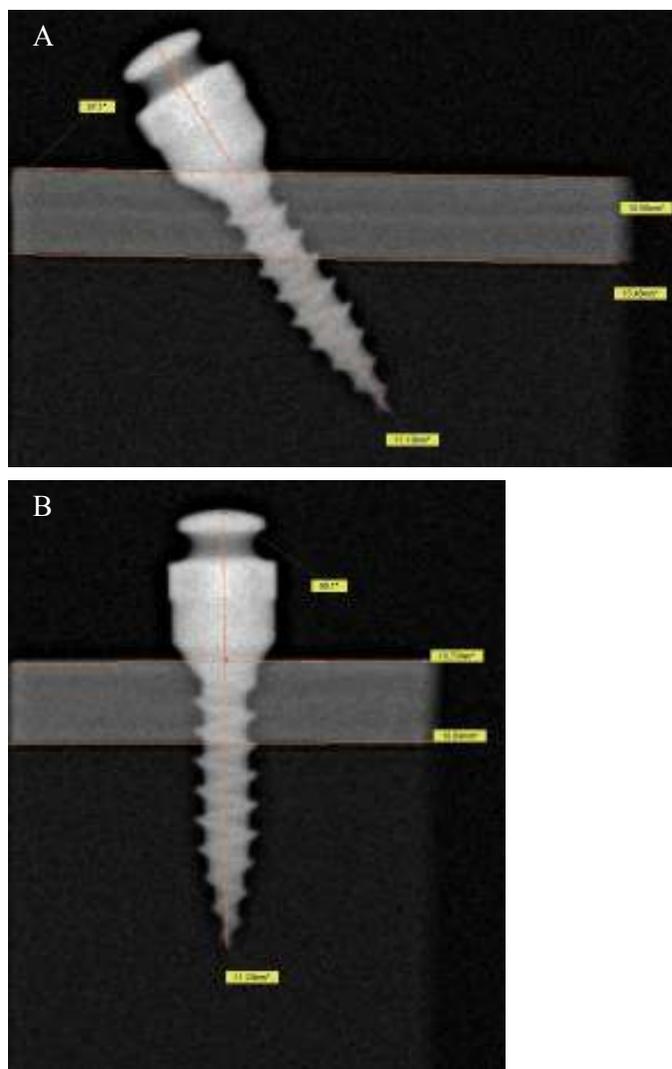


Figura 4: (A) Radiografia demonstrando integridade e angulação do mini-implante angulado. (B) Radiografia digital comprovando integridade e angulação do mini-implante perpendicular.

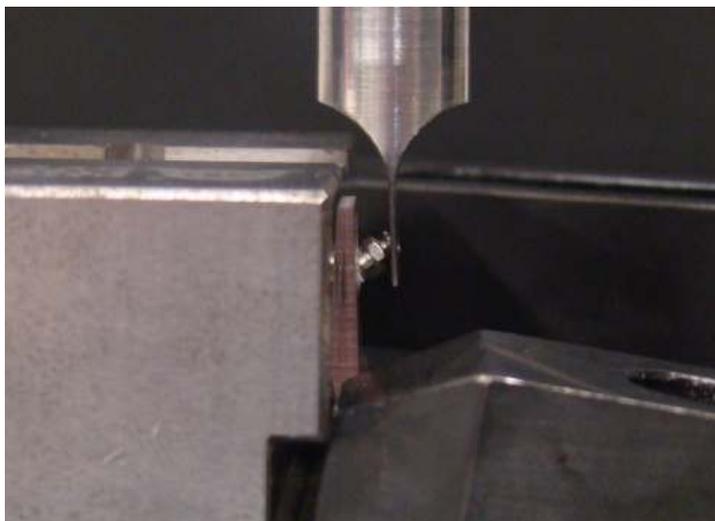


Figura 5. Teste de tracionamento sendo realizado

Após realização dos testes, as amostras foram novamente avaliadas por radiografias digitais (Sirona, Charlotte, EUA) a fim de comprovar o efeito da aplicação das cargas na integridade dos mini-implantes.

### Resultados

Os dados obtidos com relação ao torque de inserção estão expressos na tabela 2.

Tabela 2. Valores de Torques Máximo e Mínimo de Inserção, Média e Desvio Padrão

Angulação	Torque mínimo	Torque máximo	Média	Desvio Padrão
60°	31 N.cm	37 N.cm	33,56N.cm	2,30
90°	23 N.cm	33 N.cm	27,89 N.cm	3,02

As imagens radiográficas indicaram, após os testes, que os mini-implantes instalados angulados se mantiveram íntegros, enquanto os inseridos perpendiculares à base óssea apresentaram uma fratura e os outros 9 se deformaram (Figuras 6 A, B e C).

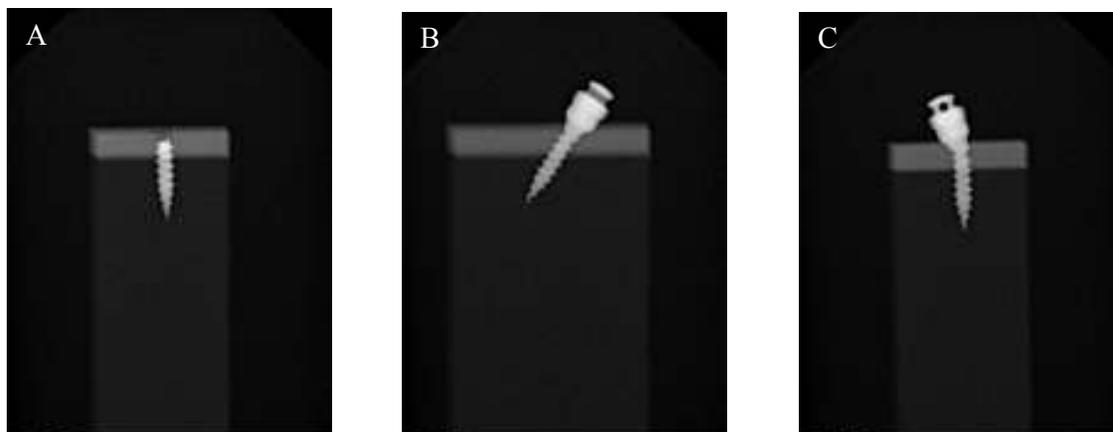


Figura 6: (A) Mini-implante fraturado. (B) Mini-implante íntegro. (C) Mini-implante deformado.

Os resultados de força máxima e de extensão de tração máxima encontram-se nas tabelas 3 e 4 respectivamente. Para a comparação das angulações em relação à força máxima, foi considerado o teste t de Student para amostras independentes. Já a comparação em relação à extensão máxima de tração foi realizada considerando-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Valores de  $p < 0,05$  indicariam significância estatística.

Em relação a força máxima testou-se a hipótese nula de que as duas angulações de instalação do mini-implante (60 graus e 90 graus) têm a mesma média de força máxima. Os valores máximos, mínimos e médios encontrados foram de 265,2 N, 195,2 N e 231,3 respectivamente para os mini-implantes inseridos em 60 graus e 303,5 N, 169,6 N e 236,1 N respectivamente para os mini-implantes inseridos em 90 graus. O resultado do teste indicou que não existe diferença significativa entre as angulações de 60 graus e 90 graus em relação à média de força máxima

Já com relação a extensão de tração máxima, testou-se a hipótese nula de que as duas angulações de instalação do mini-implante (60 graus e 90 graus) têm resultados iguais de extensão de tração máxima. O resultado do teste indicou que não existe diferença significativa entre as angulações de 60 graus e 90 graus em relação à média de extensão de tração máxima.

Tabela 3. Valores relacionados à força máxima.

Ângulo	Força máxima						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
60°	10	231,3	228,1	195,2	265,2	22,1	
90°	10	236,1	227,5	169,6	303,5	40,3	0,747

\* Teste t de Student para amostras independentes,  $p < 0,05$

Tabela 4. Valores referentes à extensão de tração máxima.

Ângulo	Extensão de tração máxima						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
60°	10	1,85	2,00	1,35	2,00	0,23	
90°	10	1,39	1,00	0,96	2,00	0,51	0,063

\* Teste não-paramétrico de Mann-Whitney,  $p < 0,05$

### Discussão

A ancoragem esquelética por meio do uso de mini-implantes tem sido amplamente utilizada na Ortodontia<sup>1,3,11,13</sup>. Contudo, alguns questionamentos ainda se fazem necessários a fim de melhorar cada vez mais o sucesso na utilização de tais dispositivos.

Uma dúvida freqüente diz respeito a angular ou não os mini-implantes durante sua instalação. Clinicamente, a instalação angulada permite maior distanciamento em relação às raízes de dentes adjacentes ao local de instalação. Por outro lado, ao angular os mini-implantes há um maior contato de roscas com a cortical óssea, o que conseqüentemente gera maior torque de inserção. Tal observação está de acordo com os valores de torque máximo obtidos na presente amostra, 33,56N.cm nos mini-implantes instalados angulados e 27,89 N.cm naqueles instalados perpendiculares, ambos sem qualquer alteração estrutural dos mini-implantes, comprovados por radiografias digitais realizadas antes dos testes. O torque de inserção será maior quanto maior for o comprimento e diâmetro e quanto mais cônico for o mini-implante<sup>5,14-15</sup>, além de maior espessura de cortical<sup>14</sup>. Os valores obtidos nesse trabalho para o torque são semelhantes aos encontrados na literatura<sup>5,14-15</sup>, principalmente ao de alguns autores<sup>4</sup> que realizaram um teste com mini-implantes de mesmo diâmetro, comprimento e

marca que os utilizados na presente pesquisa e, apesar de realizar os testes em osso bovino, chegaram a um valor de torque médio de 28 N, praticamente o mesmo valor que o encontrado em nosso experimento. Entretanto os valores obtidos no presente estudo são inferiores àqueles observados por outro autor<sup>20</sup>, ao utilizar mini-implantes semelhantes (1,6 x 7mm, Neodent, Curitiba, Brasil). Uma possível explicação é a perfuração do comprimento total do mini-implante (7mm) invadindo a medular, apesar de clinicamente ser, normalmente, indicada a perfuração apenas do osso cortical. Talvez esta alteração na metodologia do presente estudo tenha levado à valores de força máxima de tração menores já que a estabilidade estaria prejudicada, devido a falta de resistência no momento de inserção<sup>7,10</sup>.

É importante ressaltar que estes valores encontrados para o torque de inserção, são bem elevados e até desnecessários clinicamente. Isto fica evidenciado em um artigo publicado por alguns autores<sup>15</sup> em que a conclusão obtida foi que o torque ideal para inserção deve ser entre 5 e 10 N.cm e que torques menores que 5 N.cm e maiores que 10 N.cm prejudicam a estabilidade do mini-implante.

Após a análise dos resultados obtidos nos testes mecânicos, foi observado que os mini-implantes instalados perpendiculares à base óssea obtiveram valores máximos maiores até o deslocamento ou fratura em relação aos angulados, mesmo resultado obtido por um grupo de autores<sup>18</sup>, mas com uma pequena diferença, o que pode ser creditada ao tamanho da amostra utilizada na pesquisa.

No estudo de alguns autores<sup>18</sup> os valores máximos de tração até a falha foi em média 342 N para os instalados perpendicularmente, valores superiores aos resultados obtidos no presente estudo (média de 236 N). Uma possível explicação para esta diferença pode ser a perfuração prévia no comprimento total do mini-implante, diferentemente do estudo citado anteriormente onde a perfuração prévia foi apenas na cortical, já que as dimensões dos mini-implantes eram semelhantes nos dois estudos. Outra diferença entre os dois experimentos é que no presente estudo decidiu-se pela utilização de blocos de osso sintético enquanto que os outros autores<sup>18</sup> decidiram pela realização dos testes utilizando-se osso de cadáver humano.

A decisão pela realização dos testes em osso sintético está de acordo com a *American Standard Specification and Test Method* (ASTM) F 543-02 para testes de mensuração de propriedades mecânicas de parafusos metálicos instalados em osso. Ainda, a ASTM F-1839-08 afirma que “A uniformidade e propriedades consistentes do poliuretano rígido torna este material ideal para testes comparativos de parafusos em ossos e outros materiais e instrumentos médicos” Alguns autores<sup>6</sup> afirmaram que a utilização de osso artificial em testes

mecânicos apresenta como vantagem a uniformidade da espessura da cortical e densidade óssea.

Para os mini-implantes angulados em 45 graus, eles<sup>18</sup> encontraram 253 N de média de tração máxima de força, valor mais próximo ao do presente trabalho que em média foram de 231 N. Neste caso, os valores se aproximaram porque utilizou-se uma angulação de 60 graus, se aproximando mais dos 90 graus, enquanto que os outros autores<sup>18</sup> trabalharam com uma angulação de 45 graus. Avaliando-se os resultados dos dois trabalhos percebe-se que, até ocorrer a falha, a força máxima aplicada é maior quanto maior for o ângulo de inserção.

No entanto, observa-se nesse estudo que durante a aplicação da força, os mini-implantes perpendiculares apresentaram deformação estrutural e foi encontrada até uma fratura, enquanto que os angulados não sofreram alteração estrutural evidente. Desta maneira, apesar dos mini-implantes instalados perpendiculares apresentarem valor máximo de tração maior que os angulados até a falha, eles apresentaram falhas estruturais, em contrapartida os angulados apenas se deslocaram na cortical. Informação semelhante foi encontrada por alguns autores<sup>16</sup>, quando realizaram um teste para aferir a força necessária para se fraturar mini-implantes instalados perpendicularmente. Foram utilizados mini-implantes da marca Neodent (Curitiba, Brasil), a mesma utilizada nesse trabalho e com metodologia semelhante. Apesar de apresentar um resultado parecido com o presente trabalho, como a deformação em todas as peças, o valor médio encontrado por outros autores<sup>16</sup> ao fraturar foi de, aproximadamente, 119 N. No presente trabalho encontrou-se forças médias de 236 N e, ainda assim, apenas um foi fraturado. Uma possibilidade para esta diferença é que esses autores<sup>16</sup> utilizaram osso suíno, que pode ser mais denso que o osso artificial utilizado nessa pesquisa, provocando a fratura com uma força mais leve, já que o mini-implante, ao ser submetido à uma carga, se desloca com mais dificuldade em um osso mais denso e uma alavanca é formada com maior facilidade resultando na fratura antes de haver algum deslocamento.

O comportamento diferente dos mini-implantes angulados com relação à ausência de deformação estrutural pode ser devido à força de tração da carga estar sendo aplicada na mesma direção do longo eixo de inserção, facilitando assim uma tendência de remoção e proporcionando um deslocamento, ao invés de alteração estrutural ou fratura. Com relação aos mini-implantes inseridos perpendicularmente, a força de tração horizontal pode ter provocado uma alavanca na região da base óssea que separava a parte inserida da não inserida do mini-implante, provocando a deformação estrutural ou fratura apresentados nesse estudo e no de outros autores<sup>16</sup>.

Com relação a extensão da tração máxima, os mini-implantes perpendiculares obtiveram resultados menos padronizados, isto quer dizer que cada um respondeu com uma força máxima de tração em um momento diferente no gráfico, já os angulados tiveram um desvio padrão menor obtendo as forças de tração máxima próximas umas das outras durante o período de deslocamento da célula de carga.

Apesar de não ser possível reportar os resultados encontrados no presente estudo fielmente para a clínica ortodôntica, é interessante observar que os valores encontrados para força máxima são extremamente superiores aos utilizados nos pacientes. Esses valores foram superiores a 200 N ou 20 Kg, enquanto no paciente as forças utilizadas se limitam a poucas gramas. Desta maneira fica comprovada a eficiência e segurança dos mini-implantes com relação à mecânica ortodôntica, mostrando que as falhas, se ocorrerem, acontecerão durante a instalação ou remoção e dificilmente acontecerão durante a realização da mecânica.

### **Conclusão**

A partir do objetivo proposto, conclui-se que os mini-implantes instalados em 90° e 60° apresentaram uma resistência semelhante aos testes de tração, não havendo diferença estatisticamente significativa. Os mini-implantes instalados em 60° foram submetidos à força de tração na mesma direção do seu longo eixo, facilitando sua remoção ou deslocamento, proporcionando uma ausência de falhas estruturais observadas radiograficamente. Já os mini-implantes instalados em 90° sofreram deformações estruturais e ocorreu uma fratura.

## **Mechanical resistance of miniscrews inserted in different angles.**

### **Abstract**

The aim of this study was evaluate the angulation effect on resistance of miniscrews to mechanical traction. Twenty miniscrews with 1,6x7 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) divided in two groups were inserted in a base of synthetic bone (Sawbones, Uashon Island, EUA). The miniscrews of group I were inserted in 90°, and the other of group II in 60°. All the samples suffered a traction test in an universal testing machine (Instron 3382) with load cell of 5kN. The miniscrews inserted perpendicular to the artificial bone base supported higher forces, and in average (236 N ± 40,3), in relation to angulated ones (average of 231 N ± 22,1). But it's important to consider that one perpendicular miniscrew fractured and the other nine presented structural deformation whereas the angulated ones had no deformation. So concluded that there was no statistically significant difference in resistance of miniscrews in different angulations, since in the test both supported similar loads.

Keywords: materials resistance, orthodontic anchorage procedure, orthodontics.

### Referências Bibliográficas

1. Shimizu RH, Andrighetto AR, Melo ACM, Silva MAD, Silva SU, Shimizu IA, Silva RD. Ancoragem Esquelética em Ortodontia. 1ª edição. São Paulo: Santos; 2010.
2. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31:763–7.
3. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:100-6.
4. Da Nova MFP, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2008;5:76-87.
5. Jolley TH, Chung C-H. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod.* 2007;6:326-8.
6. Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang J-C. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;6:979-85.
7. Wang Y-C, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;1:38-43.
8. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:625-35.
9. 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 Aug;136(2):224-9.

10. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:825-9.
11. Chen Y-J, Chang H-H, Huang C-Y, Hung H-C, Lai EH-H, Yao C-CJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin. Oral Impl. Res.* 2007;18:768-75.
12. Chen Y-J, Chen Y-H, Lin L-D, Yao C-CJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage – A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;21:283-9.
13. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Yamamoto-Takano T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:9-15.
14. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;2:234-40.
15. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implan Res.* 2006;17:109-14.
16. Pithon MM, Nojima LI, Nojima MG, Ruellas ACO. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *Dental Press Ortodon. Ortop. Facial* 2008;5:128-33.
17. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2009;31:12-20.
18. 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;137:91-9.
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 Jan;137(1):100-7.

20. Delatorre D. Avaliação da resistência ao torque de inserção em mini-implantes de ancoragem ortodôntica com diferentes diâmetros [dissertação]. Campinas: São Leopoldo Mandic; 2009.

## 6. Referências

1. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137:825-9.
2. Blocks MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(3):251-8.
3. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:625-35.
4. Chen Y-J, Chang H-H, Huang C-Y, Hung H-C, Lai EH-H, Yao C-CJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:768-75.
5. Chen Y-J, Chen Y-H, Lin L-D, Yao C-CJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage – A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;21:283-9.
6. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:100-6.
7. Da Nova MFP, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2008;5:76-87.
8. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2009;31:12-20.

9. Jolley TH, Chung C-H. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod.* 2007;6:326-8.
10. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31:763-7.
11. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Yamamoto-Takano T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:9-15.
12. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;2:234-40.
13. Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008;78(1):101-6.
14. 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.
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;137:588.e1-588.e5.
16. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implan Res.* 2006;17:109-14.
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;137:91-9.

18. Pithon MM, Nojima LI, Nojima MG, Ruellas ACO. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *Dental Press Ortodon. Ortop. Facial* 2008;5:128-33.
19. Reicheneder C et al. Mechanical loading of orthodontic miniscrews – significance and problems: an experimental study. *Biomed Tech.* 2008;53:242-5.
20. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86:95-111.
21. Shimizu RH, Andrighetto AR, Melo ACM, Silva MAD, Silva SU, Shimizu IA, Silva RD. *Ancoragem Esquelética em Ortodontia.* 1ª edição. São Paulo: Santos; 2010.
22. Song Y-Y, Cha J-Y, Hwang J-C. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;6:979-85.
23. Tsaousidis G, Bauss O. Influence of insertion site on the failure rates of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop.* 2008;69:349-56.
24. Wang Y-C, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;1:38-43.
25. 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;137:100-7.
26. Wehrbein H, Göllner P. Do palatal implants remain positionally stable under orthodontic load? A clinical radiologic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:695-9.

## **7. Apêndice**

### **1. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os resultados de força máxima e de extensão de tração máxima foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação das angulações em relação à força máxima, foi considerado o teste t de Student para amostras independentes. Esta comparação em relação à extensão de tração máxima foi realizada considerando-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. No teste de força máxima foi utilizado um teste paramétrico (t de Student) porque a variável teve uma distribuição simétrica (curva em forma de sino), já o teste de extensão de tração máxima não atendeu a exigência, por isso foi utilizado um teste não-paramétrico (Mann-Whitney) correspondente ao t de Student. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística.

### **2. RESULTADOS**

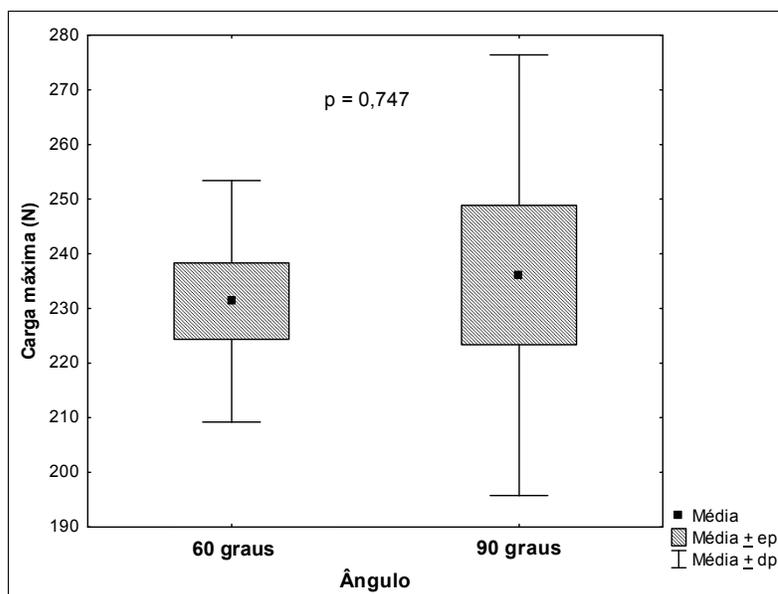
#### **2.1 Variável: força máxima**

Testou-se a hipótese nula de que as duas angulações de instalação do mini-implante (60 graus e 90 graus) têm a mesma média de força máxima, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os resultados de média, mediana, valor mínimo, valor máximo e desvio padrão da força máxima de acordo com a angulação.

Ângulo	Força máxima						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
60°	10	231,3	228,1	195,2	265,2	22,1	
90°	10	236,1	227,5	169,6	303,5	40,3	0,747

\* Teste t de Student para amostras independentes,  $p < 0,05$

O resultado do teste indicou que não existe diferença significativa entre as angulações de 60 graus e 90 graus em relação à média de força máxima. O gráfico abaixo ilustra os resultados obtidos.



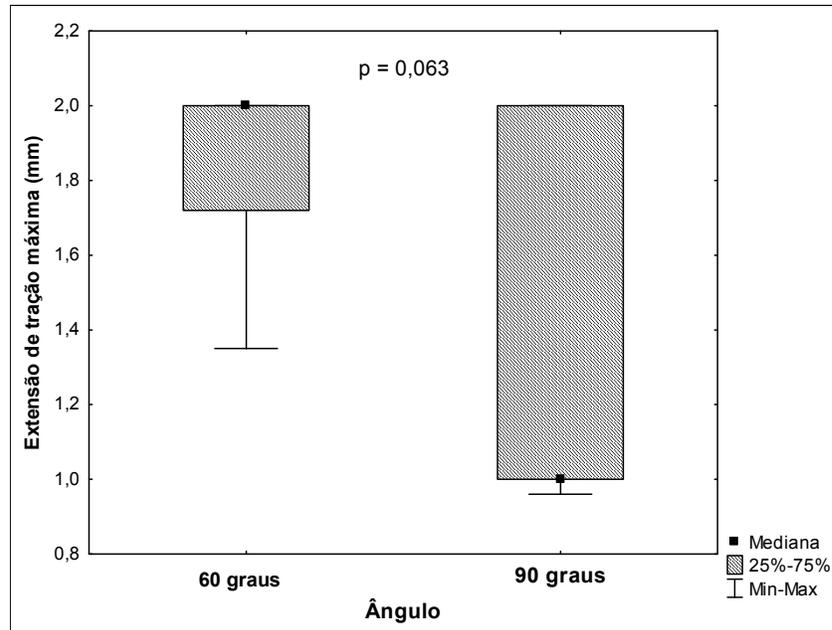
## 2.2 Variável: extensão de tração máxima

Testou-se a hipótese nula de que as duas angulações de instalação do mini-implante (60 graus e 90 graus) têm resultados iguais de extensão de tração máxima, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os resultados de média, mediana, valor mínimo, valor máximo e desvio padrão da extensão de tração máxima de acordo com a angulação.

Ângulo	Extensão de tração máxima						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
60°	10	1,85	2,00	1,35	2,00	0,23	
90°	10	1,39	1,00	0,96	2,00	0,51	0,063

\* Teste não-paramétrico de Mann-Whitney,  $p < 0,05$

O resultado do teste indicou que não existe diferença significativa entre as angulações de 60 graus e 90 graus em relação à média de extensão de tração máxima. O gráfico abaixo ilustra os resultados obtidos.



## **8. Anexo**

Normas para publicação: Revista OrtodontiaSPO

[http://www.ortociencia.com.br/revista\\_ortodontiaspo/pdf/normas\\_v43n3.pdf](http://www.ortociencia.com.br/revista_ortodontiaspo/pdf/normas_v43n3.pdf)