

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO ORTODONTIA

THIAGO MARTINS MEIRA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MINI-IMPLANTES
ORTODÔNTICOS EM DIFERENTES ANGULAÇÕES**

CURITIBA
2010

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

M514c
2010 Meira, Thiago Martins
 Comportamento biomecânico de mini-implantes ortodônticos em diferentes
 angulações / Thiago Martins Meira ; orientador, Hiroshi Maruo. – 2010.
 67 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2010
Inclui bibliografias

1. Ortodontia. 2. Biomecânica. 3. Odontologia. I. Maruo, Hiroshi.
II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação
em Odontologia. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.643

THIAGO MARTINS MEIRA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MINI-IMPLANTES
ORTODÔNTICOS EM DIFERENTES ANGULAÇÕES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito à obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Hiroshi Maruo

CURITIBA
2010

*“Coração de estudante
Há que se cuidar da vida
Há que se cuidar do mundo
Tomar conta da amizade
Alegria e muito sonho
Espalhados no caminho
Verdes, plantas, sentimento
Folha, coração, juventude e fé”*

(Milton Nascimento)

À Jesus Cristo

Um homem que dedicou a vida por mim e por todos. Cada vez que conheço mais sobre seus ensinamentos me torno uma pessoa mais forte e mais perto de Deus.

À minha mãe Dolores

Uma professora admirável que além de nos educar dentro de casa, foi sempre minha inspiração dentro das salas de aula. Hoje sei que ganhei dela o amor pelo ensino e me espelho nela para me tornar aos menos um pouco do que ela foi e é, como pessoa e como educadora.

À meu pai Antônio

Meu herói, meu amigo, meu pai. Um grande homem, minha referência. Esta dissertação de mestrado é muito pouco diante de tudo que ele faz por nossa família.

À minha querida avó Maria Regina

Que há poucos anos se alfabetizou e que ano passado numa conversa me contou do sonho incansável e da dificuldade de educar seus filhos, dentre eles minha mãe. Percebi que é por causa dela que hoje eu estou aqui.

DEDICO

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Hiroshi Maruo

Meu professor orientador. No passar destes dois anos de convivência aprendi muito com ele. Obrigado pela confiança em mim depositada, pela amizade e por estar junto comigo na realização deste trabalho. Sua contribuição para meu crescimento pessoal e profissional é muito importante para mim e agradeço de coração.

À Maiara Medeiros Ronsani

Alguém que completou minha vida. Minhas dificuldades se tornaram fáceis a seu lado, não só na criação e realização deste trabalho, mas para todos os momentos compartilhados. Para ela o meu amor e a minha gratidão.

Aos meus irmãos Milena, Túlio e Mirella

Por me apoiarem e me incentivarem. Pensar neles me fortalece muito. O amor que sinto por todos eles aumenta minha dedicação em tudo que faço.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná pela oportunidade de realizar este Curso de Mestrado.

Ao Diretor do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Prof. Sérgio Vieira, por todo o esforço, apoio e atenção dispensados à todos do curso.

À Prof^a Elisa Souza Camargo pelo ótimo convívio, disponibilidade e atenção em transmitir seus ensinamentos. Ela é exemplo de força, dedicação e responsabilidade.

Ao Prof. Odilon Guariza Filho uma pessoa especial e um professor inesquecível. Seus ensinamentos com paciência e simplicidade formaram muito do que sou e serei na minha vida profissional.

Ao Prof. Orlando Tanaka por me despertar para subjetividade da Ortodontia, o que faz meu amor por esta especialidade crescer a cada dia. Ele é um exemplo de profissional que une filosofia, arte e ciência à nossa profissão.

Aos meus colegas da 7^a Turma do Mestrado, por dividirem bons e maus momentos e permanecerem juntos se respeitando até o fim. Todos são especiais e deixarão saudades: Alinne Ulbrich Mores Rymovicz, Ana Leticia Rocha Avila, Cristina Hepp, Denise Odete Manarelli, Dolores Fátima Campos Navarro, Gabriela Pinto Molina da Silva, Ismael Signori, Lilian Mary Karakida e Maria Cecilia Galacini Añez.

Ao colega e amigo de Mestrado Lourenço Cattani, que interrompeu o curso para servir a Aeronáutica. Ele foi sempre um bom companheiro, prestativo e também deu bastante força para todos do Mestrado.

Ao Prof. José Vinicius Bolognese Maciel que esteve por perto nos orientando e transmitindo seus ensinamentos.

Ao Prof. Sérgio Aparecido Ignácio pela competência, dedicação e atenção na realização da análise estatística e interpretação dos resultados deste trabalho.

À todos os funcionários da Clínica de Odontologia da PUCPR, às moças da limpeza, pessoal da esterilização, secretaria, clínicas e laboratórios foram presença diária e fizeram um esforço exclusivamente para nós.

Ao Curso de Engenharia Mecânica da PUCPR pela disponibilidade dos laboratórios.

À Prof. Vula Papalexiou que contribuiu com sugestões importantes para este trabalho e anda de mãos dadas com a Ortodontia da PUCPR.

Ao Prof. Luiz Fernando Pereira pelo apoio e sugestões dadas ao projeto desta pesquisa.

À Neodent pela doação dos mini-implantes e pelo apoio sem restrições oferecido a esta pesquisa. Agradeço especialmente à Alexsander Luis Golin pela criação da garra utilizada no ensaio mecânico; à Newton James Willians pela perfuração e corte do bloco ósseo; à Flavio Haruo Clemente de Oliveira por auxiliar a inserção e mensuração dos torques de inserção; e à Laiz Valgas pela disponibilização da máquina de ensaios mecânicos.

Ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, especialmente à Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Coordenadora Científica, que acreditou neste projeto e à Fabrina de Castro pela atenção e eficiência oferecida.

À todos meus amigos da Bahia que me deram força, especialmente Agnaldo Viana Pereira Neto e Anucha de Sá Barros que vieram até minha casa em Curitiba para me visitarem e me abraçarem.

Aos meus familiares que me apoiam muito, especialmente meu cunhado Sérgio Dantas Barbosa que é Cirurgião Dentista e esteve sempre por perto torcendo pelo meu sucesso.

À secretária do Programa de Pós-Graduação da PUCPR Neide Reis Borges pelo carinho, alegria e muita atenção, ela é uma pessoa muito iluminada.

Aos amigos que ganhei de presente em Curitiba, Péricles Pontes Vasconcellos Neto, Paulo Roberto Cauca Rymovicz, Pedro Tozzi e Antonio Everton Pinho Vasconcellos. Eles me deram força neste caminho e com eles dividi bons momentos.

Aos colegas do Doutorado na área de Ortodontia da PUCPR, pelos momentos compartilhados.

SUMÁRIO

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS	2
PÁGINA TÍTULO	3
RESUMO	4
INTRODUÇÃO	5
OBJETIVO	8
MATERIAIS E MÉTODO	9
RESULTADOS	14
DISCUSSÃO	16
CONCLUSÕES	20
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	21
FIGURAS	24
TABELAS	28
2. ARTIGO EM INGLÊS	31
TITLE PAGE	32
ABSTRACT	33
INTRODUCTION	34
MATERIAL AND METHODS	35
RESULTS	37
DISCUSSION	39
CONCLUSIONS	43
REFERENCES	43
FIGURES	46
TABLES.....	48
ANEXO I – GRÁFICOS	51
ANEXO II – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO NO PERIÓDICO <i>AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS</i>....	55

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA DE TÍTULO

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS EM DIFERENTES ANGULAÇÕES

Thiago Martins Meira

Mestrando em Odontologia, Área de Concentração Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Hiroshi Maruo

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Área de Concentração Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

Autor para correspondência:

Prof. Dr. Hiroshi Maruo
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Mestrado em Odontologia – Ortodontia
Rua Imaculada Conceição, 1155.
CEP 80215-901. Curitiba, Paraná – Brasil.
Fone: 55 (41) 3271-1637
Fax: 55 (41) 3271-1405
E-mail: h.maruo@pucpr.br

RESUMO

Introdução: O objetivo do presente estudo foi avaliar o torque de inserção, força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com mini-implantes ortodônticos em diferentes angulações. **Materiais e Método:** 102 mini-implantes foram inseridos à 90°, 60° e 45° em relação à superfície de osso sintético. O pico do torque de inserção foi mensurado e os mini-implantes foram alinhados com a máquina de testes mecânicos para registrar a força de arrancamento axial. A superfície de osso cortical em contato com cada mini-implante foi mensurada após o arrancamento e, posteriormente, foi conduzida a análise estatística com os testes ANOVA, Tukey HSD, Games Howell e o teste de correlação de Pearson. **Resultados:** O grupo 45° obteve torque de inserção significativamente maior comparado ao grupo 90° ($p < 0.05$). Houve aumento estatisticamente significativo dos valores médios da superfície de osso cortical em contato com o mini-implante entre os três grupos ($p < 0.05$). Observou-se correlação negativa entre angulação e superfície de osso cortical em contato ($r = -0,95$, $p < 0.05$) e correlação positiva entre força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato ($r = 0,34$, $p < 0.05$). **Conclusões:** Mini-implantes mais inclinados em relação à superfície do osso oferecem maior torque de inserção e maior contato com o osso cortical. Quanto maior a superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, maior é a força de arrancamento axial.

Palavras-chave: procedimentos de ancoragem ortodôntica; torque; resistência à tração.

INTRODUÇÃO

Desde que foram propostos por Kanomi (1997), os mini-implantes de titânio vêm sendo largamente utilizados para se conseguir máxima ancoragem ortodôntica (GARFINKLE et al., 2008). Comparados a outros tipos de sistemas de ancoragem esquelética, como implantes dentários e mini-placas, os mini-implantes possuem vantagens tais como, pouca limitação anatômica para inserção, procedimento menos traumático, possibilidade de aplicação de carga imediata e baixo custo (LABANAUSKAITE et al., 2005; SU et al., 2009).

O sucesso de qualquer implante em promover ancoragem definitiva depende da sua estabilidade (PICKARD et al., 2010). A estabilidade do implante imediatamente após a sua inserção é chamada estabilidade primária (WILMES, DRESCHER, 2009). Alguns fatores relevantes que podem afetar a estabilidade primária dos mini-implantes são, a qualidade do osso (MOTOYOSHI et al., 2007), o design do implante (WILMES, OTTENSTREUER, DRESCHER, 2008) o método de inserção (SU et al., 2009), a espessura do osso cortical (ONO et al., 2008) e a angulação do mini-implante (INABA, 2009).

Estudos relatam que mini-implantes inclinados em relação à superfície do osso proporcionam maior contato com o osso cortical (UCKAN et al., 2001; DEGUCHI et al., 2006), o que resulta num aumento da retenção mecânica do mini-implante e da sua estabilidade (WILMES, SU, DRESCHER, 2008; INABA 2009; MONNERAT et al., 2009). Motoyoshi et al. (2007) estudaram em tomografias computadorizadas a relação entre a espessura do osso cortical, o torque de inserção dos mini-implantes e a taxa de sucesso dos mesmos. Encontraram que a taxa de sucesso foi maior no grupo com torque de inserção entre 8 e 10 Ncm, e que a média de falhas foi maior quando a espessura do osso cortical foi menor que 1,0 mm.

O estudo de Deguchi et al. (2006) utilizando tomografia computadorizada cone beam, mensurando apenas a cortical óssea numa angulação de 30°, 45° e 90°, sugere que a melhor angulação para colocação de mini-implantes na maxila é a de 30° em relação ao longo eixo do dente, para que haja maior contato do mini-implante com o osso cortical.

Estudos laboratoriais e clínicos têm utilizado a mensuração do torque de inserção como método para avaliar a estabilidade primária de mini-implantes ortodônticos (WILMES, SU, DRESCHER, 2008; MOTOYOSHI et al., 2006). Neste sentido, Wilmes, Su, Drescher (2008) estudaram, em íliacos de suínos, o torque de inserção de mini-implantes em angulações de 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90° em relação à superfície do osso e constataram que mini-implantes inseridos entre 60° e 70° em relação à superfície óssea obtiveram torques de inserção maiores comparados aos mini-implantes inseridos perpendicularmente ao osso. Porém, os mini-implantes mais inclinados em relação ao osso, inseridos em angulações menores como 30°, revelaram os menores torques de inserção.

Um método para avaliação da performance biomecânica de mini-implantes é o teste de arrancamento axial (HUJA et al., 2005; SALMÓRIA et al., 2008). Huja et al. (2005) estudaram a relação da força de arrancamento axial de mini-implantes inseridos em diferentes locais da maxila e da mandíbula de cães com a espessura de osso cortical, e encontraram correlação estatisticamente significativa entre essas variáveis. Da mesma forma, Salmória et al. (2008) estudaram a correlação entre as variáveis torque de inserção, espessura da cortical óssea inicial e final e força de arrancamento axial aos 0, 15 e 60 dias após a inserção de mini-implantes ortodônticos, e encontraram correlação estatisticamente significativa entre as variáveis força de arrancamento e espessura de osso cortical.

Embora testes como os de arrancamento axial e de cisalhamento produzam forças que excedem substancialmente àquelas tipicamente aplicadas na Ortodontia, esses testes fornecem informações importantes em relação à estabilidade primária e características do material dos mini-implantes (PICKARD et al., 2010). Petrey et al. (2010) realizaram um trabalho utilizando osso artificial de poliuretano, avaliando a variação da angulação dos mini-implantes na sua retenção mecânica e constataram que a angulação mais retentiva é 90° em relação ao osso. Os mini-implantes foram posicionados a 90°, 45° e 135° em relação à superfície do osso e submetidos à cargas laterais de tracionamento. A falha dos mini-implantes angulados a 45° e 135° ocorreu em níveis semelhantes de forças utilizadas na Ortodontia.

Considerando a importância da utilização de mini-implantes na Ortodontia, mais pesquisadores continuam a trabalhar nesta mesma abordagem (PICKARD et al., 2010), e percebe-se que ainda não existe consenso na literatura, evidenciando assim, a necessidade de mais estudos sobre o comportamento mecânico de mini-implantes ortodônticos em diferentes angulações.

OBJETIVO

Objetivo geral

Avaliar o torque de inserção, a força de arrancamento axial e a superfície de osso cortical em contato com mini-implantes ortodônticos em diferentes angulações.

Objetivos específicos

Verificar a relação entre:

- Torque de inserção e inclinação do mini-implante na superfície óssea.
- Superfície de osso cortical em contato com o mini-implante e inclinação deste na superfície óssea.
- Torque de inserção e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante.
- Superfície de osso cortical em contato com o mini-implante e força de arrancamento axial.

MATERIAIS E MÉTODO

Inserção dos mini-implantes. Cento e dois mini-implantes auto-perfurantes de titânio grau 5 (Ti-6Al-4V), medindo 1,6 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento, da marca Neodent® (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil) foram inseridos em osso sintético (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA), orientados em três diferentes angulações em relação à superfície óssea. Conforme a angulação foram divididos em três grupos: 90°, 60° e 45° (n=34). Inicialmente, foram realizadas perfurações prévias para guiar a inserção dos mini-implantes. A profundidade dessas perfurações foi de 3 mm (WILMES, DRESCHER, 2009), com diâmetro de 1,3 mm (SALMÓRIA et al., 2008). Este procedimento foi executado por uma máquina fresadora a 600 rpm e as diferentes angulações foram programadas manualmente através de uma escala de angulação no referido equipamento. Posteriormente, os mini-implantes foram inseridos até o início da última rosca da parte ativa com chave manual Neodent® (Fig 1, A, pág. 24). O rosqueamento final foi realizado com torquímetro manual digital Lutron TQ-8800 (Lutron Electronic Enterprise Co., Ltd, Taipei, Taiwan) até que o início da porção cônica do perfil transmuscoso atingisse a cortical óssea (Fig 1, B, pág. 24). O pico do torque de inserção foi registrado em Newton centímetro (Ncm).

Osso sintético. O osso utilizado é formado por uma espuma sólida rígida de poliuretano. A Sociedade Americana para Testes e Materiais (*American Society for Testing and Materials* - ASTM) desenvolveu a ASTM F-1839-08 (1997), onde consta que a uniformidade e as propriedades consistentes da espuma rígida de poliuretano tornam este material ideal para testes comparativos de parafusos ósseos e outros dispositivos e instrumentos médicos. Suas dimensões consistem de uma camada de 40 mm, com densidade de 0.24 g/cm³ (15 pcf) simulando osso medular e 1,5 mm com densidade de 0.64 g/cm³ (40 pcf) simulando osso cortical, totalizando um bloco de 120 X 170 X 41,5 mm. A utilização deste material para realização de testes

mecânicos com mini-implantes ortodônticos está descrita em estudos prévios (PETREY et al., 2010; BRINLEY et al., 2010).

O planejamento das perfurações foi feito através de demarcações no bloco ósseo. Foi reservada uma área de 10 X 10 mm para cada mini-implante do grupo 90° e de 15 X 10 mm para os mini-implantes dos grupos 60° e 45°. Um maior espaço foi projetado para os mini-implantes inclinados para garantir sua total inserção no osso. Sob as demarcações foram realizados cortes de 20 mm de profundidade com a finalidade de separar parcialmente os blocos ósseos para posterior montagem dos corpos de prova (Fig 2, A e B, pág. 24). Após a inserção e mensuração do torque nos diferentes grupos (Fig 3, A, B e C, pág 24), a base de cada bloco ósseo foi seccionada com disco diamantado para troquel Dhpro (REF DTR 45, Dhpro Tecnologia Profissional, distribuído por Rhadartrade Comercial Importadora de Peças Ltda, Paranaguá, PR, Brasil), assim, os segmentos do bloco ósseo ficaram individualizados, redimensionados em 10 X 10 X 20 mm e 10 X 15 X 20 mm, e contendo 1 mini-implante.

Mensuração da angulação. Para mensurar com precisão a angulação final dos mini-implantes, cada segmento ósseo foi radiografado individualmente com filme periapical Kodak® IP- 21 Insight.

O cabeçote do aparelho de Raio X (HELIODENT *Vario*, Sirona, Bensheim, Alemanha) foi posicionado perpendicular a um móvel de superfície plana a 10 cm de distância. Sobre o móvel foi demarcada a área de incidência direta do feixe de radiação para facilitar e padronizar o local de posicionamento dos filmes radiográficos (Fig 4, A, pág. 25). Lâminas de chumbo identificadas com o número dos corpos de prova foram interpostas entre o filme e o segmento ósseo contendo o mini-implante (Fig 4, B, pág. 25). Desta maneira obteve-se um melhor contraste do osso artificial além de identificação satisfatória da radiografia. As tomadas radiográficas foram realizadas com as configurações de 70 kVp, 10 mA e exposição de 0.80 segundos. Após o processamento, as imagens radiográficas foram digitalizadas e a angulação dos mini-implantes em relação à cortical foi mensurada através do software

MB-Ruler[®] 4.0 (Markus Bader - MB-Softwaresolutions, Hamburg, Deutschland) (Fig 4, C, pág. 25). Todas as angulações foram mensuradas 2 vezes por um mesmo examinador e a média obtida entre as duas mensurações foi o valor final considerado.

Dispositivos. Uma garra em titânio desenvolvida e projetada pela Neodent[®] foi utilizada para apreensão dos mini-implantes. Seu contorno interno possui a impressão negativa da cabeça do mini-implante e sua porção superior é composta por uma rosca de aço padrão M6 que permite o acoplamento do dispositivo à máquina de ensaios mecânicos. Desta maneira, ao apreender o mini-implante, o seu longo eixo permanece no mesmo sentido da aplicação da carga de tração na máquina de ensaios mecânicos (Fig 5, A, pág. 25). A ASTM F1691-96 (1997) preconiza este alinhamento para que somente a força de arrancamento no sentido axial seja registrada.

A garra foi utilizada, primeiramente, para auxiliar a inclusão do bloco ósseo em resina acrílica autopolimerizável durante o preparo dos corpos de prova. Um dispositivo, semelhante ao utilizado por Salmória et al. (2008), foi construído para que os corpos de prova fossem confeccionados (Fig 5, B, pág. 25). O dispositivo é composto por dois blocos – superior e inferior – de secção retangular em alumínio, com dimensões de 80 mm x 51 mm x 13 mm, paralelos ao solo. Duas hastes de secção circular, constituídas de aço inox com diâmetro de 10 mm e 110 mm de comprimento, servem como pilares para o encaixe dos blocos de alumínio. A base é o bloco inferior e possui uma rosca padrão M6 para adaptação de um anel de aço inox com dimensões de 32 mm x 4 mm x 20 mm. O bloco superior contém uma rosca padrão M6 no centro, para rosqueamento da garra descrita previamente. Em sua parte lateral há outra rosca com o mesmo diâmetro para acoplar um parafuso com a função de fixar o dispositivo na posição desejada durante a autopolimerização da resina acrílica.

Confecção dos corpos de prova. Tubos PVC com 25 mm de comprimento e 32 mm de diâmetro (Tigre S/A, Joinville, SC, Brasil) foram posicionados sobre mármore vaselinado e pequena quantidade de resina

acrílica (Jet Classico[®]) foi dispensada em seu interior. Assim, obteve-se uma fina camada de aproximadamente 2 mm que serviu como fundo para o tubo. Em seguida, quantidade maior de resina acrílica foi manipulada segundo recomendações do fabricante e dispensada dentro do tubo PVC, agora posicionado dentro do anel metálico do dispositivo.

O mini-implante inserido no bloco ósseo foi apreendido pela garra e incluído na resina acrílica de maneira que o mini-implante não fosse atingido (Fig 6, A, pág. 26). Este conjunto foi imerso parcialmente em água fria para dissipar a reação exotérmica durante a polimerização. Após a presa da resina acrílica (aproximadamente 20 minutos) o mini-implante foi desconectado da garra e o corpo de prova estava pronto para ser submetido ao teste de arrancamento (Fig 6, B, pág. 26).

Teste de arrancamento. O teste de arrancamento axial foi realizado numa Máquina de Ensaios Universal Instron[®] 3382 (Instron Corp, Canton, Mass) com célula de carga de 5 kN a uma velocidade constante de 0,5 mm/min (Fig 7 A, pág. 26). O corpo de prova foi ajustado e preso por uma morsa enquanto o mini-implante estava conectado com a garra acoplada à máquina de ensaios mecânicos (Fig 7 B, pág. 26). A força máxima de arrancamento, que segundo Inceoglu, Ferrara e McLain (2004) é a máxima força que a interface osso-parafuso pode resistir antes da falência, foi obtida e registrada para cada mini-implante em Newton (N).

Mensuração da superfície de osso cortical em contato com o mini-implante. Após o teste de arrancamento, todos os mini-implantes foram cuidadosamente removidos com chave manual Neodent[®] através do movimento contrário ao de sua inserção. Os corpos de prova foram seccionados no centro da loja óssea deixada pelo mini-implante (HUJA et al., 2005) com utilização de um disco diamantado para troquel Dhpro (REF DTR 45, Dhpro Tecnologia Profissional, distribuído por Rhadartrade Comercial Importadora de Peças Ltda, Paranaguá, PR, Brasil) adaptado a uma máquina cortadeira (Knebel Produtos Dentários LTDA, Porto Alegre, RS, Brasil). Uma das metades desta secção na qual a cortical óssea era melhor visualizada foi

examinada através de um microscópio ótico Olympus BX-60, sob um aumento de 50x. Para mensuração superfície de cortical óssea que esteve em contato com os mini-implantes foi utilizado o software Omnimet (Buehler- Worldwide Headquarters, Lake Bluff, IL) que registrou os valores em milímetros (mm). A mensuração foi realizada nos dois lados do sítio criado pela remoção do mini-implante e calculada a média. Este procedimento foi repetido 2 vezes, pelo mesmo examinador, em todos os corpos de prova para garantir a fidelidade dos resultados. A média obtida entre as duas mensurações representou a superfície de osso cortical em contato (Fig 8, A, B, C, pág. 27).

Análise estatística. Todos os dados foram avaliados em relação à homogeneidade de variância segundo angulação pelo Teste de Levene e analisados pelos testes ANOVA a um critério, teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para variâncias homogêneas e teste de comparações múltiplas de Games-Howell para variâncias heterogêneas, bem como o coeficiente de correlação de Pearson utilizando o pacote estatístico SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). O nível de significância adotado foi de 5%.

RESULTADOS

De acordo com a mensuração da angulação dos mini-implantes, para o grupo 90°, segundo o teste t de Student para única amostra, seu valor médio não diferiu de 90° ($89,82 \pm 0,79^\circ$) em relação à superfície do bloco ósseo ($p>0.05$). Já para os grupos 60° e 45°, houve diferença nos valores médios obtidos ($p<0.05$), sendo que, para a amostra analisada, o valor médio encontrado foi de 65° ($64,77 \pm 2,00^\circ$) e 49° ($48,85 \pm 1,58^\circ$), respectivamente. Baseado no intervalo de confiança de 95% e coeficiente de variação de Pearson de 3% os testes estatísticos foram realizados considerando os valores médios de cada grupo. A média, o desvio padrão, o intervalo de confiança, valor mínimo e máximo e o coeficiente de variação de Pearson de cada grupo está demonstrado na Tabela 1 (pág. 28).

O teste de homogeneidade de Levene mostrou serem homogêneas as variáveis torque de inserção e força de arrancamento e para essas variáveis foi aplicado o teste Tukey HSD para comparações múltiplas. Para a variável superfície de osso cortical em contato com o mini-implante foi utilizado o teste Games-Howell pela heterogeneidade da variável.

Ao se comparar os valores médios das variáveis torque de inserção, força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, o teste estatístico ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($p<0.05$). A média, o desvio padrão, o intervalo de confiança e o valor mínimo e máximo dessas variáveis, dentro de cada grupo, está demonstrado na Tabela 2 (pág.28).

Segundo o teste Tukey HSD houve diferença estatisticamente significativa entre os valores médios de torque de inserção dos grupos 90° e 45° ($p<0.05$). O mesmo não foi observado quando comparado os grupos 90° e 60°, nem 60° e 45° entre si ($p>0.05$). O grupo 45° obteve a maior média de torque de inserção ($2,96 \pm 0,71$ Ncm), seguido pelo grupo 60° ($2,60 \pm 0,97$ Ncm) e 90° ($2,36 \pm 0,86$ Ncm), como mostra a Tabela 3 (pág.29).

Para os valores médios da força de arrancamento axial dos mini-implantes, o teste Tukey HSD revelou diferença estatisticamente significativa

entre os grupos 90° e 45° ($p < 0.05$). Comparando os grupos 90° e 60° e os grupos 60° e 45° entre si, não foi observado diferença estatisticamente significativa ($p > 0.05$). O grupo 45° obteve a maior média de força de arrancamento axial ($175,01 \pm 45,22$ N), seguido pelo grupo 60° ($153,57 \pm 43,63$ N) e 90° ($133,55 \pm 41,29$ N), como mostra a Tabela 3 (pág.29). Como para execução do teste de arrancamento axial os mini-implantes foram alinhados com o eixo da máquina de ensaios mecânicos, a angulação em si foi eliminada. Neste caso, apenas a superfície de osso cortical em contato com o mini-implante proporcionado pelas diferentes angulações foi levada em consideração para a interpretação dos dados.

O teste Games-Howell mostrou diferença estatisticamente significativa dos valores médios da superfície de osso cortical em contato com o mini-implante para os três grupos, 90°, 60° e 45° ($p < 0.05$). No grupo 45°, a média da superfície de osso cortical em contato com o mini-implante foi maior ($2,09 \pm 0,05$ mm), seguido do grupo 60° ($1,72 \pm 0,04$ mm) e 90° ($1,51 \pm 0,02$ mm), como mostra a Tabela 4 (pág.29).

Para analisar as possíveis correlações entre as variáveis torque de inserção, força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson ($p \leq 0.05$) (Tabela 5, pág.30).

Houve uma correlação negativa muito forte e estatisticamente significativa entre angulação e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante ($r = -0,95$, $p < 0.05$) e uma correlação negativa fraca entre angulação e torque de inserção ($r = -0,30$, $p < 0.05$) (Tabela 5, pág.30).

Para os pares de variáveis força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, houve uma correlação positiva regular e estatisticamente significativa ($r = 0,34$, $p < 0.05$) e uma correlação positiva fraca entre torque de inserção e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante ($r = 0,29$, $p < 0.05$) (Tabela 5, pág.30).

DISCUSSÃO

Considerando que a inclinação dos mini-implantes ortodônticos pode influenciar na sua estabilidade primária, os estudos que envolvem esta abordagem são de suma importância na aplicação clínica destes dispositivos de ancoragem.

Os estudos são atuais e envolvem diferentes aspectos (PICKARD et al., 2010). Assim Petrey et al. (2010), também utilizando osso artificial de poliuretano, analisaram a retenção mecânica variando a angulação de mini-implantes em relação à superfície óssea, mas submetendo à cargas laterais de tracionamento. No presente trabalho foi analisado o comportamento mecânico de mini-implantes ortodônticos inseridos em diferentes angulações, porém, submetidos à cargas paralelas ao seu longo eixo.

Após a mensuração das angulações dos mini-implantes nas radiografias periapicais, pôde-se perceber que para o grupo de 90°, segundo o teste t para única amostra, seu valor médio não diferiu de 90° ($89,82 \pm 0,79$ graus) em relação à superfície do bloco ósseo ($p > 0.05$). Já para os grupos de 60° e 45°, houve diferença nos valores médios obtidos em relação à angulação utilizada nas perfurações prévias ($p < 0.05$). Sendo assim, para a amostra analisada, o valor médio encontrado foi de 65° ($64,77 \pm 2,00^\circ$) e 49° ($48,85 \pm 1,58^\circ$), para os grupos 60° e 45° respectivamente. Inaba (2009), num estudo em coelhos, relata uma variação de $88.7 \pm 2.77^\circ$ para grupos de 90°, $56.8 \pm 2,69^\circ$ para grupos de 60° e $127.0 \pm 5.44^\circ$ para 120°. Wilmes et al. (2008) inseriram mini-implantes em ilíacos de suínos em 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90° em relação à superfície do osso e também encontraram variação nos valores das angulações. Estes dados revelam a sensibilidade da técnica de inserção dos mini-implantes ortodônticos, e que para fins de pesquisa, o método de mensuração de suas angulações deve ser bastante preciso.

Os mini-implantes são projetados para converter torque de inserção em força de compressão entre o osso e o implante e um maior torque reflete num contato osso-implante mais estreito, o que aumenta a sua estabilidade primária

(BRINLEY et al., 2010). O presente estudo mostrou que, em osso artificial, no grupo 45°, os mini-implantes obtiveram torques de inserção significativamente maiores comparados ao grupo 90° ($p < 0.05$). Apesar de ter havido aumento da média do torque de inserção no grupo 60° comparado ao 90°, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0.05$). Estes resultados sugerem que ao inclinar o mini-implante em relação à superfície do osso gera um aumento do seu torque de inserção e uma maior estabilidade primária pode ser adquirida. Wilmes et al. (2008), num estudo utilizando íliacos de suínos, também afirmam que inclinando o mini-implante pode-se aumentar seu torque de inserção. Esses autores relatam que para se obter maior torque de inserção, os mini-implantes devem ser inclinados entre 60° e 70° em relação à superfície óssea, porém, observaram que mini-implantes mais inclinados como à 30° em relação ao osso obtiveram os menores torques de inserção. Esta última afirmação não está em acordo com os resultados do presente estudo, já que foi observado um aumento progressivo do torque de inserção à medida que o mini-implante estava mais inclinado em relação à superfície do osso.

Embora os resultados do presente estudo mostrem ter havido um aumento nos valores de torque de inserção no grupo 45°, a média geral desses valores foi de $2,96 \pm 0,71$ Ncm. No estudo clínico de Motoyoshi et al. (2006), foi observado que uma maior taxa de sucesso dos mini-implantes estava relacionada à torques de inserção entre 5 e 10 Ncm. Esta discrepância de valores pode ser devido ao fato do presente estudo ter sido realizado em ambiente laboratorial e inserindo mini-implantes em osso sintético. O método e o padrão para mensuração do torque de inserção também podem ter influenciado a diferença nos resultados.

Do ponto de vista clínico, pode ser interessante o aumento do torque de inserção para que haja melhor estabilidade primária do mini-implante. Porém, torques de inserção muito elevados, acima de 10 Ncm, podem prejudicar a estabilidade do mini-implante levando a um maior índice de falhas (Motoyoshi et al, 2006). Num estudo de Motoyoshi et al (2010), onde estudaram a estabilidade em longo prazo de mini-implantes ortodônticos, constataram que um torque de 4 Ncm pode ser suficiente para ancoragem ortodôntica.

O modelo de osso sintético utilizado neste estudo foi escolhido apenas para realização de testes mecânicos, mais especificamente, para simular o osso fresco ou vivo. A espuma rígida de poliuretano é um material de teste que tem sido utilizado para avaliação de mini-implantes ortodônticos (PETREY et al., 2010; BRINLEY et al., 2010). As vantagens deste material em relação à outros materiais utilizados para testes, tais como os ossos de cadáver, são a sua consistência de lote para lote, e para simular o osso medular e cortical são tipicamente mais homogêneos e menos anisotrópicos (CALVERT et al., 2010).

Nossos resultados revelaram uma correlação estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre torque de inserção e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante. Motoyoshi et al. (2010), num estudo utilizando tomografias computadorizadas, também encontraram relação entre o torque de inserção de mini-implantes ortodônticos e a espessura de osso cortical na região posterior da maxila. Segundo Motoyoshi et al (2007) a estabilidade de mini-implantes ortodônticas é facilitada em áreas com espessura de osso cortical com 1,0 mm ou mais.

Monnerat et al. (2009) estudaram através de tomografia computadorizada os locais e angulações ideais para colocação de mini-implantes e relataram que com um ângulo de inserção menor, haverá maior contato entre o mini-implante e osso cortical e o resultado será maior retenção mecânica para o implante. No presente estudo, foi observado aumento estatisticamente significativo dos valores médios da espessura de osso cortical entre os três grupos de angulações avaliados, 90°, 60° e 45° e correlação muito forte entre a angulação e a espessura de osso cortical ($r = -0,95$, $p < 0.05$). Neste caso foi possível perceber que quanto mais inclinado o mini-implante em relação à superfície do osso, maior foi o contato deste com o osso cortical. Deguchi et al. (2006) afirmam que a melhor angulação para colocação de mini-implantes na maxila é a de 30° em relação ao longo eixo do dente, para que haja maior contato do mini-implante com o osso cortical. Segundo estes mesmo autores, comparados aos mini-implantes perpendiculares ao longo eixo do dente, angulando os mini-implantes em aproximadamente 30°, aumenta em até 1,5 vezes o contato com o osso cortical. Por outro lado, Kim et al. (2009)

afirmam que mini-implantes muito inclinados em relação ao longo eixo do dente, podem dificultar a colocação de acessórios e aumentar o risco de perfuração do seio maxilar e recomendam uma angulação de menos de 45° em relação à uma linha perpendicular ao longo eixo do dente o que equivaleria a uma angulação acima que 45° tomando como referência o longo eixo do dente e a superfície do osso.

Num estudo clínico, Park et al. (2006) utilizam angulações entre 30° e 45° para mini-implantes na maxila e de 10° a 20° para mini-implantes colocados na área posterior da mandíbula. Segundo esses autores a razão para colocar os mini-implantes nessas angulações é reduzir o risco de contato com as raízes dos dentes sem diminuir o comprimento do parafuso e aumentar o contato dos mini-implantes com o osso cortical. Em adição, Inaba (2009) em seu estudo em coelhos relatou que a mobilidade de mini-implantes inclinados foi significativamente menor que os inseridos perpendicularmente à superfície óssea e sugerem que, na clínica, mini-implantes inclinados em relação à superfície do osso terão maior estabilidade primária proporcionando melhor ancoragem para o tratamento ortodôntico.

Com relação ao teste de arrancamento axial, os valores médios do grupo 45° foram significativamente maiores comparados ao grupo 90° ($p < 0.05$). Como para execução do teste de arrancamento, os mini-implantes foram alinhados com o eixo da máquina de ensaios mecânicos, a angulação em si foi eliminada e apenas superfície de contato dos mini-implantes com o osso cortical proporcionado pelas diferentes angulações foi levada em consideração. O grupo 45° obteve maiores valores de superfície de osso cortical em contato com o mini-implante em relação ao grupo 90° ($p < 0.05$). Também houve uma correlação positiva regular entre força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante ($r = 0,34$, $p < 0.05$). Neste caso pode-se inferir que quanto maior o contato do mini-implante com o osso cortical maior é a sua força de arrancamento axial. Huja et al. (2005) investigaram a força de arrancamento axial de mini-implantes em relação ao local de colocação utilizando cães e também encontraram correlação positiva entre a espessura de osso cortical em contato com o mini-implante e a força de arrancamento axial. Da mesma forma, Salmória et al. (2008) verificaram

correlação positiva entre força arrancamento axial e a espessura da cortical óssea inicial e final de mini-implantes ortodônticos 0, 15 e 60 dias após sua inserção.

Os resultados deste estudo sugerem que mini-implantes inclinados em relação à superfície óssea, no ponto de vista biomecânico, podem oferecer maior estabilidade primária em comparação aos mini-implantes inseridos perpendicularmente à superfície do osso. Considerando áreas onde a espessura de osso cortical é reduzida, este benefício pode ser bastante importante para otimizar o desempenho clínico destes dispositivos e oferecer melhor ancoragem.

CONCLUSÕES

- A angulação do mini-implante em relação à superfície óssea influencia o torque de inserção, a força de arrancamento axial, assim como a superfície de osso cortical em contato.
- O torque de inserção aumenta à medida que se inclina o mini-implante em relação à superfície do osso.
- Quanto mais inclinado o mini-implante em relação à superfície óssea, maior é o contato deste com o osso cortical.
- O torque de inserção aumenta à medida que se aumenta a superfície de osso cortical em contato com o mini-implante.
- Quanto maior a superfície de osso cortical em contato com o mini-implante maior é a força de arrancamento axial.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997 Nov;31(11):763-7.
2. Garfinkle JS, Cunningham LL Jr, Beeman CS, Kluemper GT, Hicks EP, Kim MO. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 May;133(5):642-53.
3. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija*. 2005;7(4):128-32.
4. Su YY, Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. Comparison of self-tapping and self-drilling orthodontic mini-implants: an animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):404-11.
5. 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 Jan;137(1):91-9.
6. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2009 Jul;79(4):609-14.
7. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):779-84.
8. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2008 Jan;69(1):42-50.
9. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Apr;37(4):334-40. Epub 2008 Mar 4.
10. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci*. 2009 Sep;51(3):347-53.
11. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus

- osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2001 Aug;39(4):266-8.
12. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Jun;129(6):721.e7-12.
 13. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2008 Nov;78(6):1065-70.
 14. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Apr;135(4):428.e1-9; discussion 428-9.
 15. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Feb;17(1):109-14.
 16. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Mar;127(3):307-13.
 17. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jun;133(6):790.e15-22.
 18. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod*. 2010 Jul;80(4):446-53.
 19. American Society for Testing and Materials. ASTM F1839, standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. West Conshohocken: ASTM; 1997.
 20. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod*. 2009 Nov;79(6):1156-61.
 21. Allen RF, Baldini NC, Donofrio PE, Gutman EL, Keefe E, Kramer JG. Standard test method for determining axial pull-out strength of medical

- screws (F1691-96). Annual Book of ASTM Standards medical devices and services, v. 13.01, Easton, USA: West Conshohocken, 1997.
22. Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J.* 2004 Sep-Oct;4(5):513-8.
 23. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med.* 2010 May;21(5):1453-61. Epub 2010 Feb 17.
 24. 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 May;137(5):588.e1-5; discussion 588-9.
 25. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA, Nelson G. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 May;135(5):635-41.
 26. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Jul;130(1):18-25.

FIGURAS

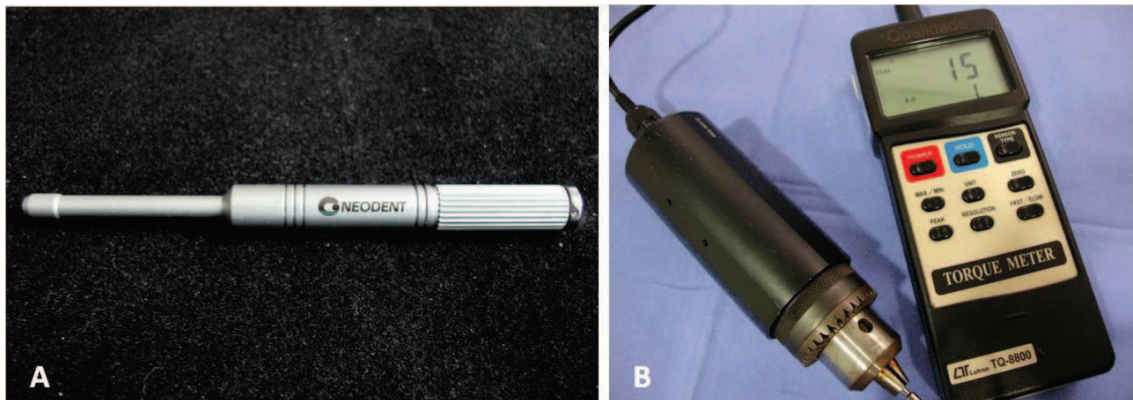


Figura 1. Chave manual Neodent® (A); Torquímetro digital (B).

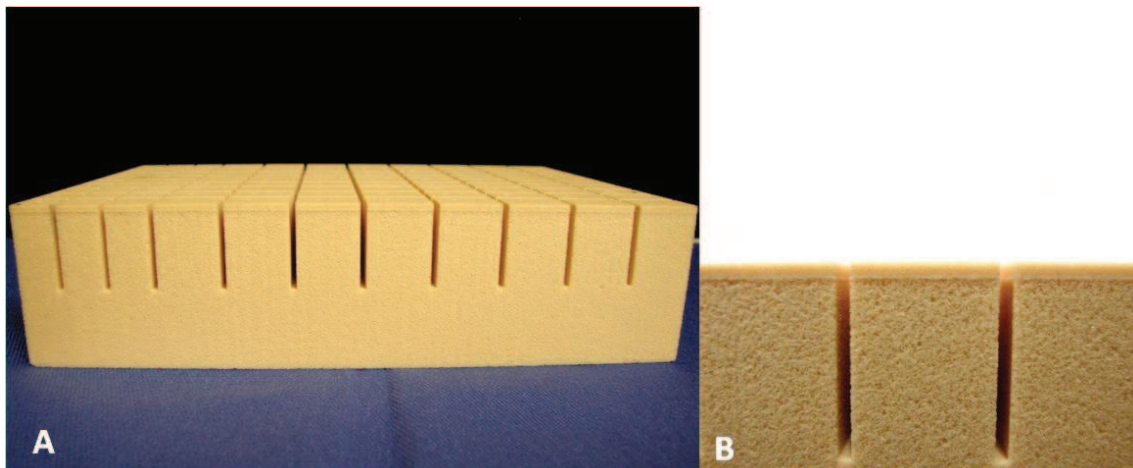


Figura 2. Bloco de osso sintético com cortes para demarcar as áreas de inserção individuais (A); Vista aproximada do osso cortical e osso medular (B).



Figura 3. Mini-implantes do grupo 90° (A); Mini-implantes do grupo 60° (B); Mini-implantes do grupo 45° (C).

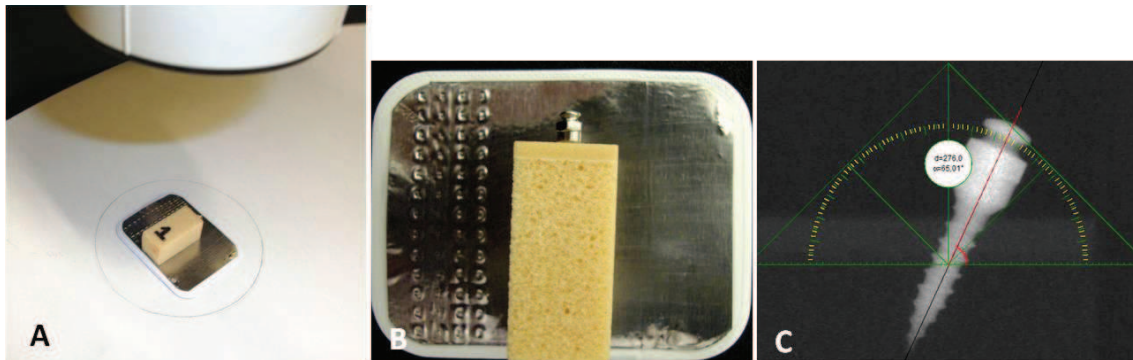


Figura 4. Posicionamento padronizado para obtenção da imagem radiográfica (A); Lâmina de chumbo interposta entre o filme e o segmento ósseo contendo o mini-implante (B); Mensuração da angulação dos mini-implantes em relação ao osso cortical (C).

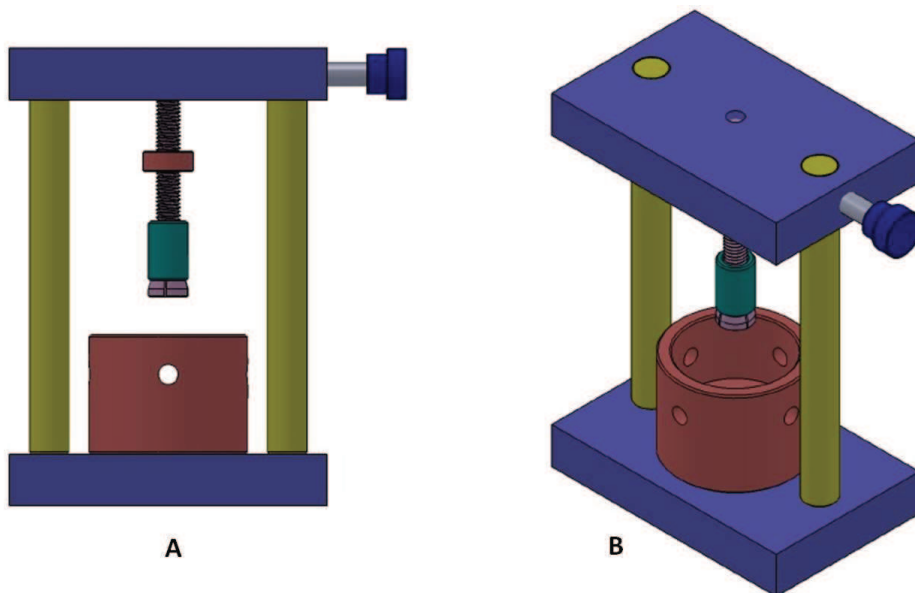


Figura 5. Desenho que ilustra o dispositivo de inclusão do segmento ósseo na resina acrílica, com destaque para a garra rosqueada no bloco superior (A); desenho que ilustra o dispositivo numa vista oblíqua (B).

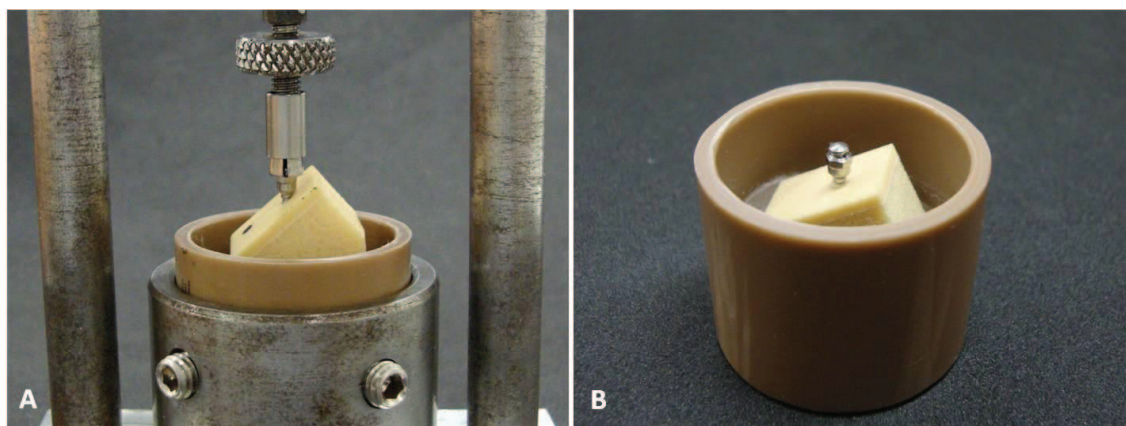


Figura 6. Mini-implante apreendido pela garra para inclusão no acrílico (A); Corpo de prova (B).

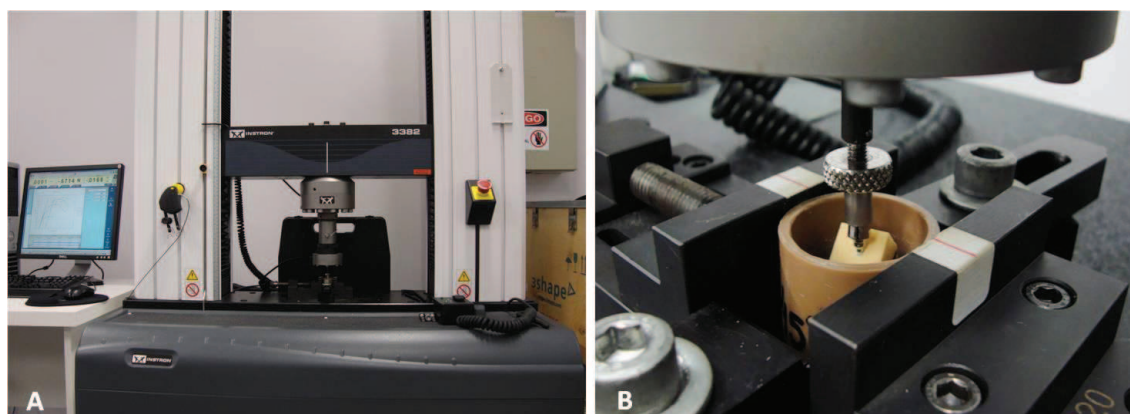


Figura 7. Máquina de Ensaios Universal Instron® 3382 (A); Mini-implante apreendido pela garra para o teste de arrancamento axial (B).

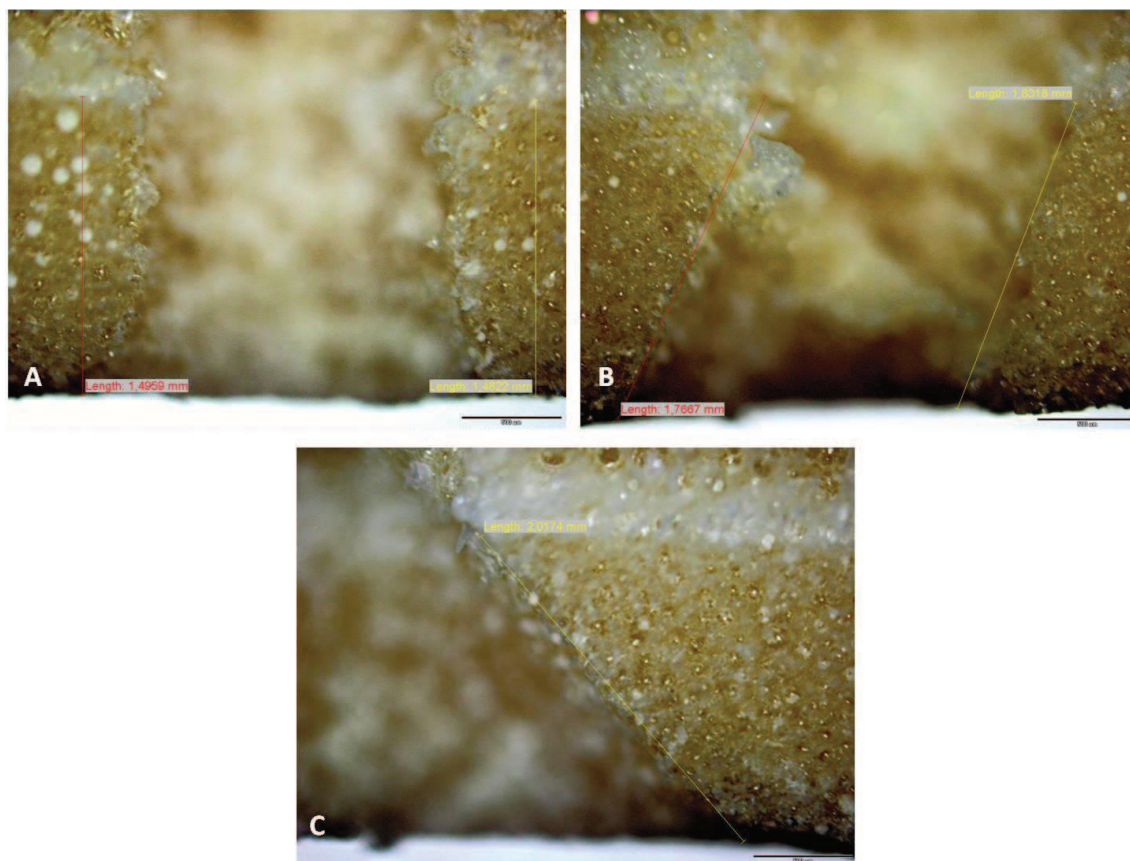


Figura 8. Mensuração da superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, grupo 90° (A); 60° (B); e 45° (C).

TABELAS

Tabela 1. Estatísticas descritivas da mensuração das angulações, PUCPR – 2010

Grupo	n	Média	D.P.	Mínimo	Máximo	C.V. (%)	I.C. de 95 % para média	
							Limite mínimo	Limite máximo
90°	34	89.82	0.79	88.37	91.68	0.88	89.55	90.10
60°	34	64.77	2.00	58.64	67.99	3.08	64.08	65.47
45°	34	48.85	1.58	46.48	52.79	3.24	48.30	49.40

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: (D.P.) Desvio padrão, (C.V.) Coeficiente de Variação de Pearson, (I.C.) Intervalo de confiança.

Tabela 2. Estatísticas descritivas para as variáveis torque de inserção, força de arrancamento axial e superfície de osso cortical em contato com o mini-implante, PUCPR – 2010

Variável	Grupo	n	Média	D.P.	Mínimo	Máximo	I.C. de 95 % para média	
							Limite mínimo	Limite máximo
TI	90°	34	2.36	0.86	1.00	4.00	2.06	2.65
	60°	34	2.60	0.97	0.80	4.20	2.26	2.94
	45°	34	2.96	0.71	1.30	4.20	2.72	3.21
FAA	90°	34	133.55	41.29	85.98	227.64	119.14	147.96
	60°	34	153.57	43.63	74.93	219.25	138.35	168.79
	45°	34	175.01	45.22	112.00	262.44	159.23	190.79
OCC	90°	34	1.51	0.02	1.47	1.56	1.50	1.52
	60°	34	1.72	0.04	1.65	1.84	1.71	1.74
	45°	34	2.09	0.05	1.99	2.19	2.07	2.11

Fonte: Dados da pesquisa.

Legenda: (D.P.) Desvio padrão, (I.C.) Intervalo de confiança, (TI) Torque de inserção, (FAA) Força de arrancamento axial, (OCC) superfície de osso cortical em contato com o mini-implante.

Tabela 3. Comparações múltiplas de TUKEY HSD para as variáveis torque de inserção e força de arrancamento axial, PUCPR – 2010

Variáveis	Grupos	Média	TI			FAA		
			90°	60°	45°	90°	60°	45°
TI	90°	2.36			0.011*			
	60°	2.60						
	45°	2.96	0.011*					
FAA	90°	133.55						0.000*
	60°	153.57						
	45°	175.01				0.000*		

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: (TI) Torque de inserção, (FAA) Força de arrancamento axial.

Nota: Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$).

Tabela 4. Comparações múltiplas de Games-Howell para a variável espessura de osso cortical, PUCPR – 2010

Variáveis	Grupos	Média	OCC		
			90°	60°	45°
OCC	90°	1.51	0.000*	0.000*	0.000*
	60°	1.72	0.000*	0.000*	0.000*
	45°	2.09	0.000*	0.000*	0.000*

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: (OCC) superfície de osso cortical em contato com o mini-implante.

Nota: Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$).

Tabela 5. Análise de Correlação de Pearson para amostras emparelhadas para angulação e as variáveis torque de inserção, força de arrancamento axial e espessura de osso cortical, PUCPR – 2010

Pares de variáveis	N	r	Valor p
Angulação e TI	102	-0.299	0.002*
Angulação e FAA	102	-0.374	0.000*
Angulação e OCC	102	-0.947	0.000*
TI e FAA	102	0.085	0.396
TI e OCC	102	0.287	0.003*
FAA e OCC	102	0.338	0.001*

Fonte: Dados da pesquisa

Legenda: (TI) Torque de inserção, (FAA) Força de arrancamento axial, (OCC) superfície de osso cortical em contato com o mini-implante

Nota: Diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$).

2. ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS AT DIFFERENT INSERTION ANGLES

Thiago Martins Meira, DDS

Graduate Dentistry Program – Orthodontics

Master of Science Student

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

Hiroshi Maruo, DDS, MSD, PhD

Senior Professor, Graduated Dentistry Program - Orthodontics

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil.

Corresponding author:

Hiroshi Maruo, DDS, MSD, PhD

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Mestrado em Odontologia – Ortodontia

Rua Imaculada Conceição, 1155.

CEP 80215-901. Curitiba, Paraná – Brazil.

Phone: 55 (41) 3271-1637

Fax number: 55 (41) 3271-1405

E-mail: h.maruo@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to evaluate the insertion torque, axial pull-out strength and surface area of cortical bone in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. **Methods:** 102 mini-implants were inserted at 90°, 60° and 45° to the surface of synthetic bone. Peak insertion torque was measured, and the mini-implants were aligned with the mechanical testing machine to record the axial pull-out strength. The cortical bone surface in contact with each mini-implant was measured after the pull-out test and then conducted statistical analyses. **Results:** The 45° group had a significantly higher insertion torque when compared to the 90° group ($p<0.05$). There was a statistically significant increase in the average of cortical bone surface in contact with mini-implant (CBSC) between the three groups ($p<0.05$). We observed a negative correlation between the angulation and the CBSC ($r=-0.95$, $p<0.05$) and a positive correlation between the axial pull-out strength and the CBSC ($r=0.34$, $p<0.05$). **Conclusions:** Mini-implants more inclined to the surface of the bone provide greater insertion torque and an increased contact with the cortical bone. The greater the CBSC, the greater the axial pull-out strength.

INTRODUCTION

The success of any implant in promoting permanent anchorage depends on its stability.¹ The stability of the implant immediately after insertion is denoted as primary stability.² Some relevant factors that may affect the primary stability of orthodontic mini-implants (OMIs) are bone quality,³ implant design,⁴ insertion method,⁵ cortical bone thickness⁶ and insertion angle.⁷

Studies have reported that mini-implants inclined in relation to the bone surface provide greater contact with the cortical bone,^{8,9} resulting in increased mechanical retention and stability of the implant.^{7,10,11} Motoyoshi et al.³ used Computed Tomography (CT) to study the relationship between the cortical bone thickness, the insertion torque of mini-implants and their success rate. These authors found that the success rate was higher in the group with insertion torque between 8 and 10 Ncm and that average failure was greater when the cortical bone thickness was less than 1.0 mm.

The study by Deguchi et al.⁹ using cone beam-computed tomography, which measured cortical bone at angles of 30°, 45° and 90°, has suggested that the best angle for mini-implant placement in the maxilla is at 30° of the long axis of the tooth to allow for greater contact of the mini-implant with cortical bone.

Clinical and laboratory studies have measured insertion torque as a method to evaluate the primary stability of OMIs.^{10,12} Furthermore, Wilmes et al.¹⁰ have examined the insertion torque of mini-implants in the iliac bones of pigs at angles of 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° and 90° from the surface of the bone. These authors found that mini-implants inserted between 60° and 70° from the bone surface obtained higher insertion torques compared to the mini-implants inserted perpendicularly to the bone. However, the mini-implants more inclined to the bone, such as 30°, showed the least insertion torque.

One method for evaluating the biomechanical performance of mini-implants is the axial pull-out test.^{13,14} Huja et al.¹³ have studied the relationship between the axial pull-out strength of mini-implants inserted in different locations of the maxillae and mandibles of dogs and cortical bone thickness and have found a statistically significant correlation among these variables. Likewise, Salmoria et al.¹⁴ have examined the correlation among the insertion torque, cortical bone thickness and initial and final axial pull-out strength at 0,

15 and 60 days after the insertion of OMI and have found statistically significant correlations between pull-out strength and cortical bone thickness.

Even though pull-out and shear tests produce forces that substantially exceed those typically applied in Orthodontics, they provide important information regarding the primary stability and material characteristics of mini-implants.¹ A previous study by Petrey et al.,¹⁵ conducted using artificial polyurethane bone, has demonstrated that the most effective mini-implant insertion angle for mechanical retention is 90° to the bone surface. They placed the mini-implants at 90°, 45° and 135° from the bone surface and subjected them to lateral traction loads. The failure of the extreme angles of 45° and 135° was found to occur within orthodontic force levels.

Considering the importance of using mini-implants in Orthodontics, more researchers are still working on this same approach,¹ and yet there is no consensus in the literature, highlighting the need for further studies on the mechanical behavior of OMIs at different angulations.

The aim of this study was to evaluate the insertion torque, the axial pull-out strength and the surface of cortical bone in contact with OMIs at different angulations.

MATERIAL AND METHODS

One hundred two self-drilling titanium mini-implants (Neodent®, Curitiba, Brazil), of 1.6 mm diameter and 7 mm length, were inserted into synthetic bone (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA) at three different insertion angles. Three groups were formed according to the angulation (n=34): 90°, 60° and 45° (Fig 1, A, B, C). The initial drilling was performed at a 3-mm depth² and a 1.3-mm diameter.¹⁴ This procedure was performed with a milling machine at 600 rpm, and the angulation were set manually according to a scale of angles in this equipment. The final tapping was done with a manual digital torque wrench Lutron TQ-8800 (Lutron Electronic Enterprise Co., Ltd, Taipei, Taiwan) to register the peak insertion torque in Newton centimeter (Ncm).

The bone used consists of solid rigid polyurethane foam. According to the ASTM standard F-1839-08,¹⁶ the homogeneity and consistent properties of

rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bone screws. The dimensions consist of a 40-mm layer with a density of 0.24 g/cm³ or 15 pcf (simulating cancellous bone) and a 1.5-mm layer with a density of 0.64 g/cm³ or 40 pcf (simulating cortical bone). The use of this material to perform mechanical tests with OMI has been described in previous studies.^{15,17}

In each bone block, we demarcated an area of 10 X 10 mm for each mini-implant of the 90° group and an area of 15 X 10 mm for the mini-implants in the 60° and 45° groups. A larger space was designed for the inclined mini-implants, to ensure full integration into the bone. Under the demarcations, cuts 20 mm in depth were made to separate part of the bone blocks for subsequent mounting of the specimens. After insertion and measurement of the insertion torque, the base of each bone block was cutted with a diamond disc to individualize the segments of the bone block containing one mini-implant.

To accurately measure the final angulation of the mini-implants, each bone segment was radiographed individually with Kodak® Insight IP-21 periapical film. The radiographic images were scanned, and the angle of the mini-implants in relation to the cortical bone was measured using MB-Ruler® 4.0 software (Markus Bader - MB-Softwaresolutions, Hamburg, Deutschland) (Fig 2).

A titanium claw was designed to sieze the mini-implants. Its inner contour had a negative impression of the head of the mini-implant, and its upper portion was composed of a steel screw that allows coupling of the device to the mechanical testing machine. Thus, when seizing the mini-implant, the long axis remained in the same direction of tensile load application in the mechanical testing machine. The ASTM F1691-96¹⁸ advocates this alignment so that only pull-out strength in the axial direction is recorded.

A device similar to that used by Salmoria et al.¹⁴ was built to prepare the specimen. The mini-implant inserted into the bone block was grasped by the claw and embedded in autopolymerizing acrylic resin inside a PVC tube that was 25 mm in length and 32 mm in diameter. Care was taken to avoid the mini-implant contact with the acrylic resin. This setup was partially immersed in cold

water to dissipate the exothermic reaction during polymerization. After acrylic resin setting, the mini-implant was disconnected from the claw, and the specimen was ready for the pull-out test.

The axial pull-out test was conducted in a universal testing machine Instron[®] 3382 (Instron Corp, Canton, Mass) with a load cell of 5 kN at a constant speed of 0.5 mm/min. The maximum pull-out strength was obtained and recorded in Newtons (N) for each mini-implant.

After pull-out tests the specimens were sectioned through the center of the mini-implant hole.¹³ One half of this section was examined under a 50x magnification with an Olympus BX-60 optical microscope, and measurements of cortical bone surface in contact with mini-implant (CBSC) were carried out using Omnimet software (Buehler- Worldwide Headquarters, Lake Bluff, IL) (Fig 3, A, B, C). The two sides of the site created by the removal of the mini-implants were measured and averaged. This procedure was repeated twice, and the average obtained represented the CBSC.

Statistical analysis. Student's t-test for single samples was used to evaluate the measurement of mini-implant angulation. All data were assessed for homogeneity of variance according to angulation by the Levene test and analyzed by one-way ANOVA, the Tukey HSD multiple comparisons test for homogeneity of variances, the Games-Howell multiple comparisons test for heterogeneous variances and the Pearson correlation coefficient, using the SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) statistical package. The level of significance was set as 5%.

RESULTS

According to Student's t-test for single samples, in the 90° group, the average value did not differ from 90° ($89.82 \pm 0.79^\circ$) in relation to the surface of the bone block ($p > 0.05$). In the 60° and 45° groups, the mean values significantly differed from the intended angle ($p < 0.05$), as the sample averages were 65° ($64.77 \pm 2.00^\circ$) and 49° ($48.85 \pm 1.58^\circ$), respectively. Based on a confidence interval of 95% and a Pearson's coefficient of variation of 3%, the

statistical tests were performed using the average values for each group (Table I). The means, medians, standard deviations, and confidence intervals for each variable are shown in Table II.

The ANOVA revealed significant difference between the mean values for insertion torque (IT), axial pull-out strength (APS) and CBSC ($p < 0.05$).

According to Tukey's HSD test (Table III), there was a statistically significant difference between the mean IT values of the 90° group and the 45° group ($p < 0.05$). The same was not observed when comparing the 90° and 60° groups or the 60° and 45° groups ($p > 0.05$). The 45° group had the highest mean for IT (2.96 ± 0.71 Ncm), followed by the 60° (2.60 ± 0.97 Ncm) and 90° (2.36 ± 0.86 Ncm) groups (Table II).

For the mean values of APS, the Tukey HSD (Table III) revealed a statistically significant difference between the 90° and 45° groups ($p < 0.05$). The same was not observed when comparing the 90° and 60° groups or the 60° and 45° groups ($p > 0.05$). The 45° group had the highest mean of APS (175.01 ± 45.22 N), followed by the 60° (153.57 ± 43.63 N) and 90° (133.55 ± 41.29 N) groups (Table II).

The Games-Howell test (Table IV) showed a statistically significant difference in the mean values of CBSC among the three groups ($p < 0.05$). In the 45° group, the mean of CBSC was higher (2.09 ± 0.05 mm), followed by the 60° (1.72 ± 0.04 mm) and 90° (1.51 ± 0.02 mm) groups (Table II).

There was a statistically significant and very strong negative correlation between the angulation and the CBSC ($r = -0.95$, $p < 0.05$) and a weak negative correlation between angulation and IT ($r = -0.30$, $p < 0.05$) (Table V).

There was a significant regular positive correlation between APS and the CBSC ($r = 0.34$, $p < 0.05$). There was a significant positive, but weak, correlation between IT and CBSC ($r = 0.29$, $p < 0.05$) (Table V).

DISCUSSION

Considering that the inclination of OMI can influence their primary stability, studies involving this approach are of paramount importance in the clinical application of these anchorage devices.

Studies are current and involve different aspects.¹ Thus, also using artificial bone made of polyurethane, Petrey et al.¹⁵ analyzed the mechanical retention by varying the angulation of mini-implants at the bone surface, but with samples subjected to lateral loads of traction. In the present study, we analyzed the mechanical behavior of OMIs inserted at different angulation however subjected to parallel loads along the long axis.

The angulations of the mini-implants were measured using periapical radiography and were compared to the intended implantation angle by the Student's t-test for a single sample. For the 90° group, the mean value did not differ among implants positioned at 90° ($89.82 \pm 0.79^\circ$) to the surface of the bone block ($p > 0.05$). However, for the 60° and 45° groups, there were differences in the average values in relation to the angulation used in the initial drilling ($p < 0.05$). Thus, for the analyzed sample, the mean values were 65° ($64.77 \pm 2.00^\circ$) and 49° ($48.85 \pm 1.58^\circ$) for the 60° and 45° groups, respectively. In a study with rabbits, Inaba⁷ has reported variation of $88.7 \pm 2.77^\circ$ for the 90° group, $56.8 \pm 2.69^\circ$ for the 60° group and $127.0 \pm 5.44^\circ$ for the 120° group. Wilmes et al.¹⁰ inserted mini-implants into pig iliac bone at 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° and 90° from the surface of the bone and also found variation in angulation values. These data demonstrate the sensitivity of the insertion technique of the OMIs and that the method of angulation measurement must be very precise for research purposes.

Mini-implants are designed to convert insertion torque to compression force between the bone and the implant. A higher torque reflects narrower bone-implant contact, which increases the implant's primary stability.¹⁷ In artificial bone, the present study showed that the mini-implant insertion torques in the 45° group were significantly higher compared to those of the 90° group ($p < 0.05$). Although the average IT increased in the 60° group, there was no

statistically significant difference compared to the 90° group ($p>0.05$). These results suggest that tilting the mini-implant insertion angle to the bone surface generates an increase in insertional torque, allowing greater primary stability. In a study using pig iliac, Wilmes et al.¹⁰ have also asserted that the insertion torque can be increased by tilting the mini-implant. These authors reported that mini-implants should be inclined between 60° and 70° from the bone surface to achieve greater insertion torque. However, the authors also observed that the most inclined mini-implants (with a 30° angle to the bone) had the lowest insertion torques. The latter statement is not in agreement with the results of this study because we observed a progressive increase in insertion torque as the degree of inclination with respect to the bone surface increased.

Although the results of this study demonstrated an increase of insertion torque values in the 45° group, the general mean of these values was 2.96 ± 0.71 Ncm. In the clinical study by Motoyoshi et al.,¹² a higher rate of success observed among mini-implants was related to insertion torques between 5 and 10 Ncm. This discrepancy in values may be because this study was conducted in the laboratory and involved the insertion of mini-implants into synthetic bone. The method and standard for the measurement of insertion torque may also have influenced the difference in results.

From a clinical standpoint, it might be interesting to increase the insertion torque to achieve a mini-implant with improved primary stability. However, very high insertion torque, above 10 Ncm, may affect the stability of the mini-implant, leading to a higher failure rate.¹² Motoyoshi et al.,¹⁹ who studied the long-term stability of OMI, have found that a 4 Ncm torque may be sufficient for orthodontic anchorage.

The synthetic bone model used in this study was chosen only for mechanical testing and, more specifically, to simulate fresh or live bone. Rigid polyurethane foam is a test material that has been used for the evaluation of OMI.^{15,17} The advantages of this material compared to other materials used for testing, such as bones from cadavers, are its consistency from batch to batch,

increased homogeneity and decreased anisotropy when simulating cortical and medullary bone.²⁰

Our results revealed a statistically significant correlation ($p < 0.05$) between IT and the CBSC. In a study using CT scans, Motoyoshi et al.¹⁹ have also found a relationship between the insertion torque of OMI and the thickness of cortical bone in the posterior maxilla. According to Motoyoshi et al.,³ the stability of OMIs is facilitated in areas with cortical bone thickness of 1.0 mm or more.

Monnerat et al.¹¹ have used CT to study the sites and ideal angulations for the placement of mini-implants and have reported that there is increased contact between the mini-implant and cortical bone with a lower insertion angle, resulting in greater mechanical retention for the implant. In our study, we found a statistically significant increase in the mean values of CBSC in each of the three angle groups evaluated (90° , 60° and 45°) and a very strong correlation between angulation and CBSC ($r = -0.95$, $p < 0.05$). In this case, it was possible to understand that the greater the degree of mini-implant inclination to the bone surface, the greater its contact with the cortical bone. Deguchi et al.⁹ have demonstrated that the best angulation for the placement of mini-implants in the maxilla is 30° to the long axis of the tooth, which allows for greater contact of the mini-implant with the cortical bone. They also reported that angling the mini-implants at approximately 30° , as compared to angling the mini-implant perpendicular to the long axis of the tooth, increases the contact with cortical bone approximately 1.5 times. Furthermore, Kim et al.²¹ have claimed that mini-implants that are very inclined in relation to the long axis of the tooth may difficult to apply various traction materials and might increase the danger of maxillary sinus perforation. The authors recommend an angulation of less than 45° to a line perpendicular to the long axis of the tooth, which would amount to an angle of up to 45° with respect to the long axis of the tooth and the bone surface.

In a clinical study, Park et al.²² used insertion angles between 30° and 45° for mini-implants in the maxilla and 10° to 20° for mini-implants placed in the rear area of the mandible. According to these authors, the reason to place

mini-implants at these angulations is to reduce the risk of contact with the roots of the teeth without reducing the length of the screw, thereby increasing the degree of mini-implant contact with cortical bone. Inaba⁷ has reported that the mobility of inclined mini-implants is significantly smaller than that of implants inserted perpendicularly to the bone surface and suggests that, in the clinic, mini-implants inclined in relation to the bone surface will have greater primary stability, providing better anchorage for orthodontic treatment.

With respect to the axial pull-out test, the average values of the 45° group were significantly higher compared to those of the 90° group ($p < 0.05$). As for implementation of the pull-out test, the mini-implants were aligned with the axis of the mechanical testing machine; the angulation itself was eliminated and only the contact of mini-implants with cortical bone provided by the different angles was taken into account. The 45° group showed higher CBSC values as compared to the 90° group ($p < 0.05$). There was also a regular positive correlation between APS and CBSC ($r = 0.34$, $p < 0.05$). In this case, we can infer that the greater the contact of the mini-implant with cortical bone, the greater its axial pull-out strength. Huja et al.¹³ have investigated the axial pull-out strength of mini-implants in relation to the site of implantation in a study performed using dogs. The authors found a positive correlation between cortical bone thickness in contact with mini-implant and axial pull-out strength. Likewise, Salmoria et al.¹⁴ have found a positive correlation between axial pull-out strength and the initial and final cortical bone thicknesses of orthodontic mini-implant at 0, 15 and 60 days after insertion.

These study results suggest that mini-implants inclined in relation to the bone surface, from the biomechanical point of view, may offer greater primary stability in comparison to mini-implants inserted perpendicularly to the bone surface. Considering areas where the thickness of cortical bone is reduced, this advantage could optimize the clinical performance of these devices and provide better anchorage.

CONCLUSIONS

- The angulation of the mini-implant to the bone surface influences the IT, the APS, and the CBSC.
- The IT increases as the mini-implant is inclined on the surface of the bone.
- The more inclined the mini-implant is to the bone surface, the greater its contact with cortical bone.
- The IT increases as the CBSC increases.
- The larger the CBSC, the greater the APS.

REFERENCES

1. 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 Jan;137(1):91-9.
2. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2009 Jul;79(4):609-14.
3. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):779-84.
4. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*. 2008 Jan;69(1):42-50.
5. Su YY, Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. Comparison of self-tapping and self-drilling orthodontic mini-implants: an animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):404-11.

6. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Apr;37(4):334-40. Epub 2008 Mar 4.
7. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci*. 2009 Sep;51(3):347-53.
8. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2001 Aug;39(4):266-8.
9. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Jun;129(6):721.e7-12.
10. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2008 Nov;78(6):1065-70.
11. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Apr;135(4):428.e1-9; discussion 428-9.
12. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Feb;17(1):109-14.
13. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Mar;127(3):307-13.
14. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jun;133(6):790.e15-22.
15. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod*. 2010 Jul;80(4):446-53.
16. American Society for Testing and Materials. ASTM F1839, standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material

- for testing orthopaedic devices and instruments. West Conshohocken: ASTM; 1997.
17. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod*. 2009 Nov;79(6):1156-61.
 18. Allen RF, Baldini NC, Donofrio PE, Gutman EL, Keefe E, Kramer JG. Standard test method for determining axial pull-out strength of medical screws (F1691-96). *Annual Book of ASTM Standards medical devices and services*, v. 13.01, Easton, USA: West Conshohocken, 1997.
 19. 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 May;137(5):588.e1-5; discussion 588-9.
 20. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 May;21(5):1453-61. Epub 2010 Feb 17.
 21. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA, Nelson G. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 May;135(5):635-41.
 22. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Jul;130(1):18-25.

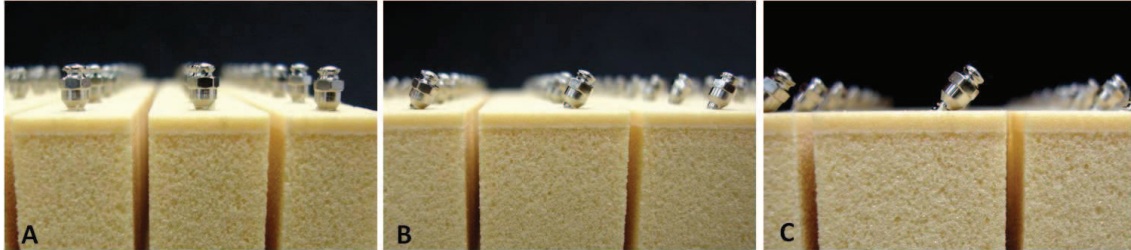
FIGURES

Fig 1. Orthodontic mini-implants: **A**, 90° group; **B**, 60° group; **C**, 45° group.

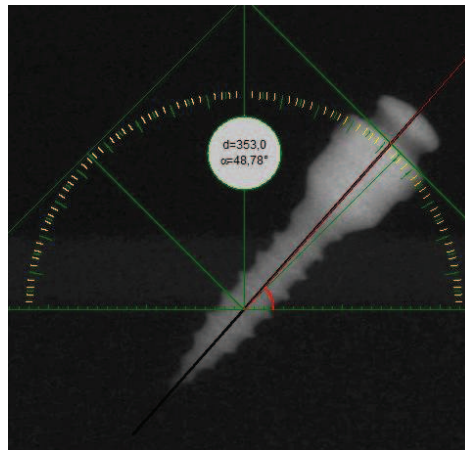


Fig 2. Measurement of the angulation of the mini-implant in relation to the cortical bone.

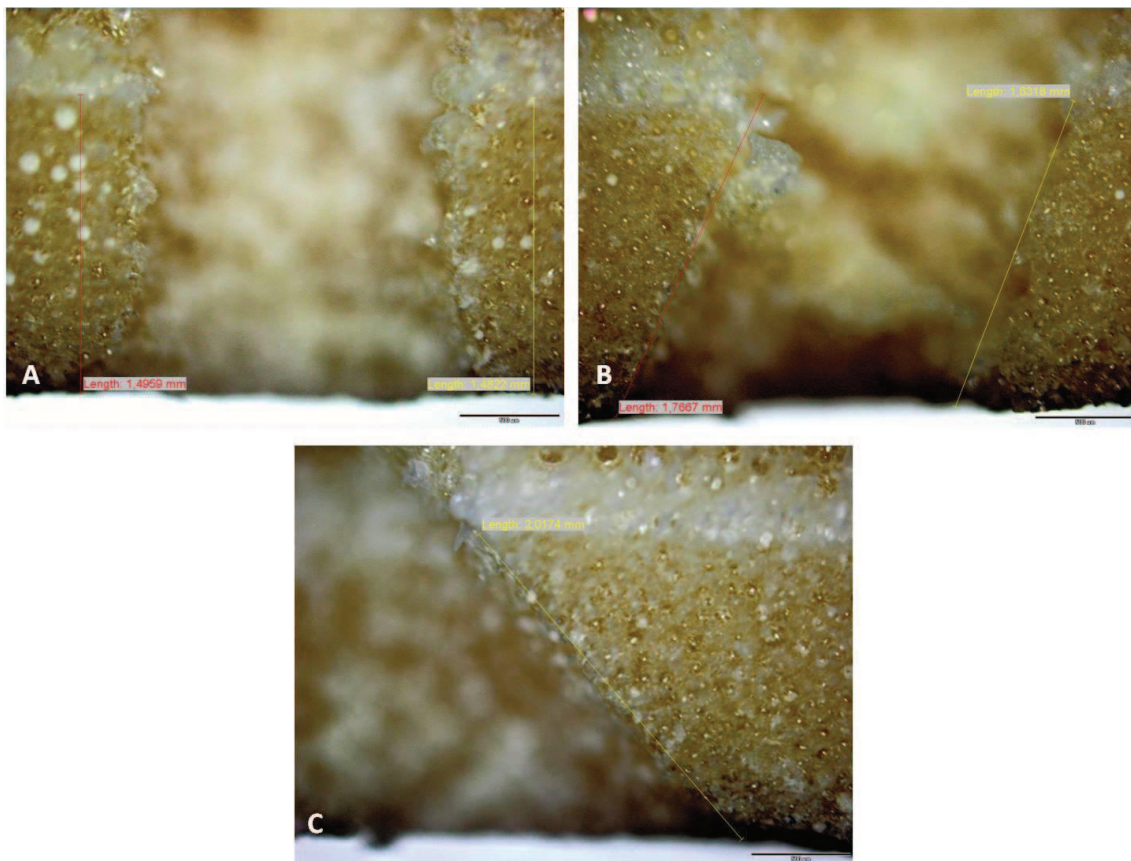


Fig 3. Measurement of cortical bone surface in contact with the mini-implant: **A**, 90° group; **B**, 60° group; **C**, 45° group.

TABLES

Table I. Descriptive statistics of angulation measurement

<i>Group</i>	<i>n</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>CV (%)</i>	<i>Confidence interval (95 %)</i>	
							<i>Lower limit</i>	<i>Upper limit</i>
90°	34	89.82	0.79	88.37	91.68	0.88	89.55	90.10
60°	34	64.77	2.00	58.64	67.99	3.08	64.08	65.47
45°	34	48.85	1.58	46.48	52.79	3.24	48.30	49.40

CV, coefficient of variation.

Table II. Descriptive statistics of variables IT, APS and CBSC

<i>Variable</i>	<i>Group</i>	<i>n</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Confidence interval (95 %)</i>	
							<i>Lower limit</i>	<i>Upper limit</i>
IT (Ncm)	90°	34	2.36	0.86	1.00	4.00	2.06	2.65
	60°	34	2.60	0.97	0.80	4.20	2.26	2.94
	45°	34	2.96	0.71	1.30	4.20	2.72	3.21
APS (N)	90°	34	133.55	41.29	85.98	227.64	119.14	147.96
	60°	34	153.57	43.63	74.93	219.25	138.35	168.79
	45°	34	175.01	45.22	112.00	262.44	159.23	190.79
CBSC (mm)	90°	34	1.51	0.02	1.47	1.56	1.50	1.52
	60°	34	1.72	0.04	1.65	1.84	1.71	1.74
	45°	34	2.09	0.05	1.99	2.19	2.07	2.11

IT, Insertion torque; APS, Axial pull-out strenght; CBSC, cortical bone surface in contact with mini-implant.

Table III. Tukey HSD multiple comparisons for IT and APS

Variables	Groups	Mean	IT			APS		
			90°	60°	45°	90°	60°	45°
IT	90°	2.36			0.011*			
	60°	2.60						
	45°	2.96	0.011*					
APS	90°	133.55						0.000*
	60°	153.57						
	45°	175.01				0.000*		

IT, Insertion torque; APS, Axial pull-out strenght; CBSC, cortical bone surface in contact with mini-implant.

*Significant at $P < 0.05$.

Table IV. Games-Howell multiple comparisons for CBSC

Variables	Groups	Mean	CBSC		
			90°	60°	45°
CBSC	90°	1.51	0.000*	0.000*	0.000*
	60°	1.72	0.000*	0.000*	0.000*
	45°	2.09	0.000*	0.000*	0.000*

CBSC, cortical bone surface in contact with mini-implant.

*Significant at $P < 0.05$.

Table V. Pearson correlation analysis for paired samples for angulation and the variables IT, APS and CBSC

<i>Variables pairs</i>	<i>n</i>	<i>r</i>	<i>P value</i>
Angulation and IT	102	-0.299	0.002*
Angulation and APS	102	-0.374	0.000*
Angulation and CBSC	102	-0.947	0.000*
IT and APS	102	0.085	0.396
IT and CBSC	102	0.287	0.003*
APS and CBSC	102	0.338	0.001*

IT, Insertion torque; *APS*, Axial pull-out strenght; *CBSC*, cortical bone surface in contact with mini-implant.

*Significant at $P < 0.05$.

ANEXO I – GRÁFICOS

Gráfico 1 - Correlação de amostras pareadas entre as variáveis angulação e superfície de osso cortical em contato, PUCPR 2010

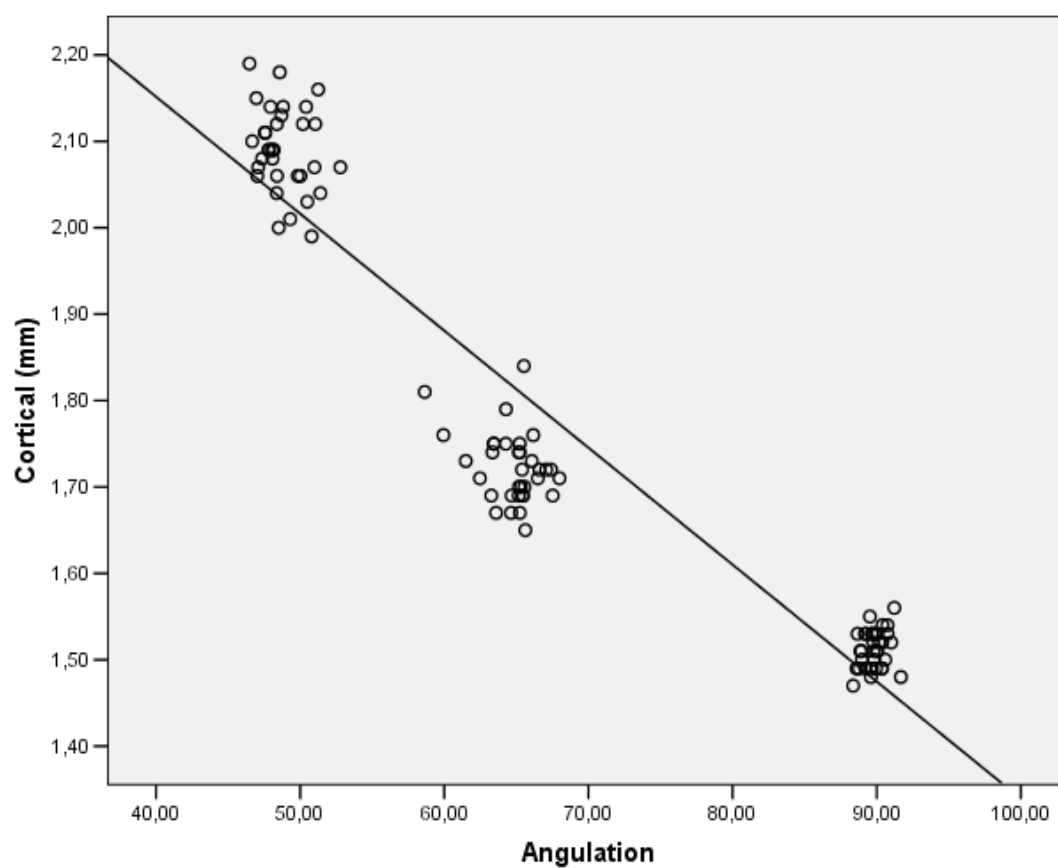


Gráfico 2 - Correlação de amostras pareadas entre as variáveis angulação e torque de inserção, PUCPR 2010

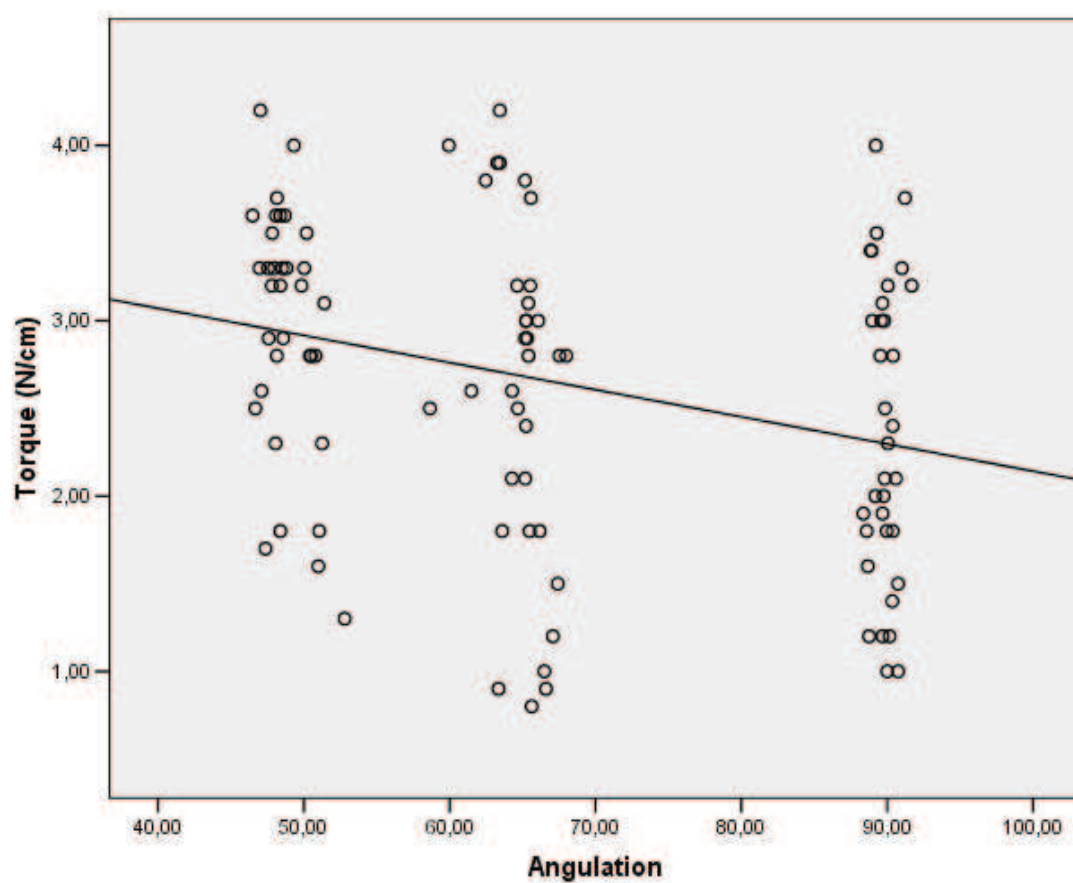


Gráfico 3 - Correlação de Pearson entre as variáveis superfície de osso cortical em contato com o mini-implante e força de arrancamento axial, PUCPR 2010

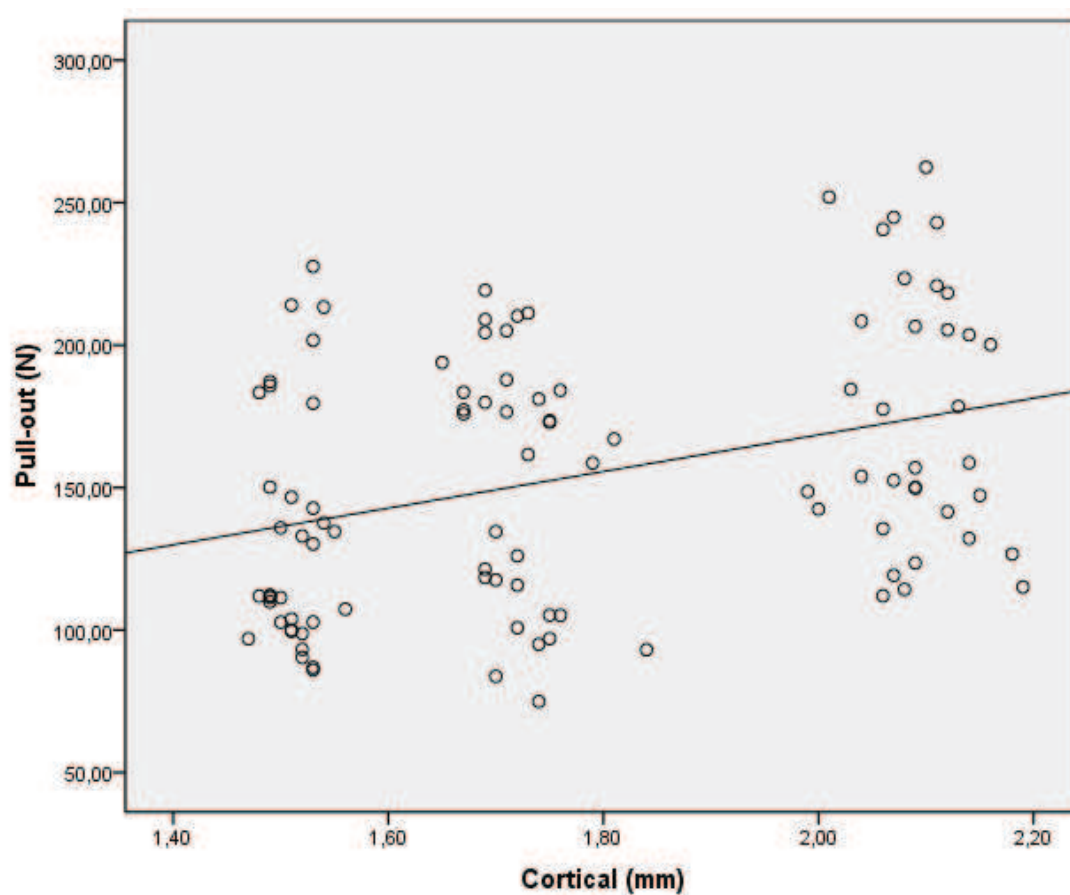
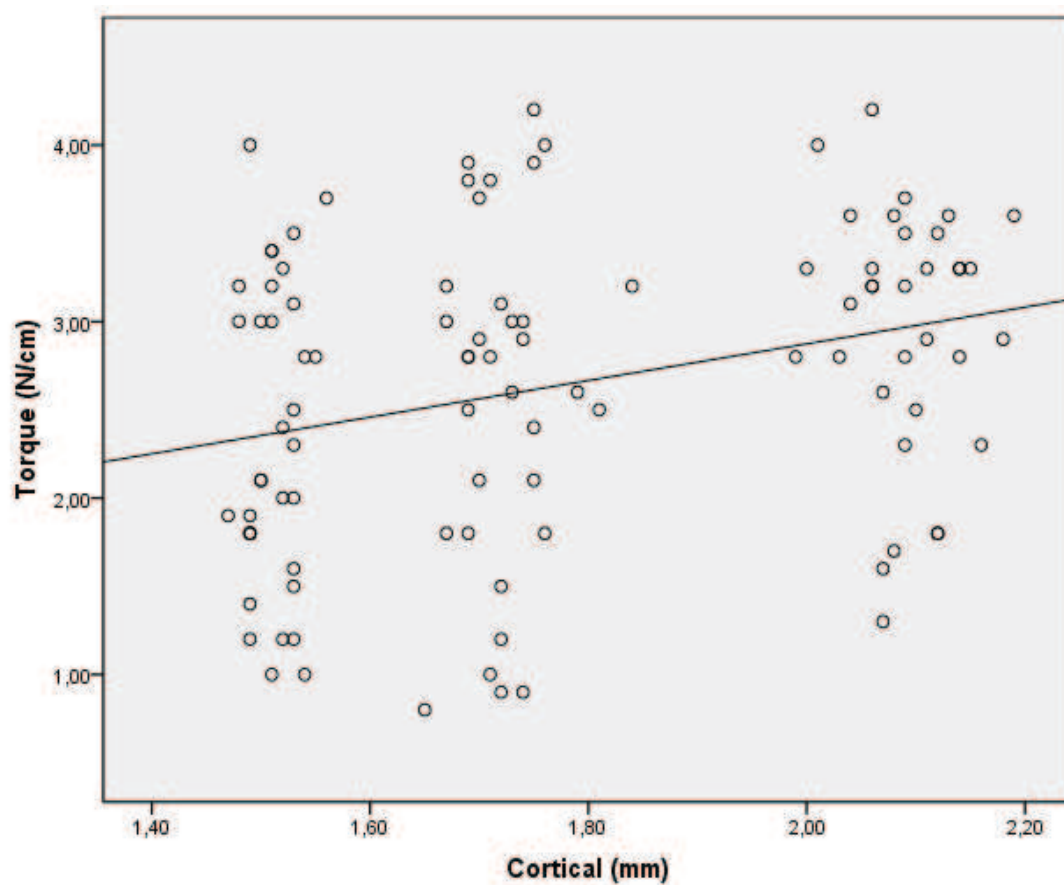


Gráfico 4 - Correlação de Pearson entre as variáveis superfície de osso cortical em contato com o mini-implante e torque de inserção, PUCPR 2010



ANEXO II – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO NO PERIÓDICO *AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS*

Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the Elsevier Editorial System (EES), an online manuscript submission and review system.

To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** EES website: ees.elsevier.com/ajodo.

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
 University of Washington
 Department of Orthodontics, D-569
 HSC Box 357446
 Seattle, WA 98195-7446
 Telephone (206) 221-5413 (206) 221-5413
 E-mail: vgkokich@u.washington.edu

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo . Organize your submission as follows.

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.
2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.
3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); ➡ <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.
4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.
5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright

holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

*"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript **[insert title of article here]** to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material."* Scan the printed [copyright release](#) and submit it via EES.

8. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. Institutional Review Board approval. For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram. This information can be downloaded from www.prisma-statement.org.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram. This information can be downloaded from www.consort-statement.org.

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via EES.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A high quality manuscript must include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, treatment alternatives, treatment progress, and treatment results; and discussion. The submitted figures must include extraoral and intraoral photographs and dental casts, panoramic radiographs, cephalometric radiographs, and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate. Complete Case Report Guidelines can be downloaded from Case Report Guidelines

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Letters to the Editor must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the submission.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending

upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA 98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

____ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

____ Abstract

____ Article proper, including references and figure legends

____ Figures, in TIF or EPS format

____ Tables

____ [Copyright release statement](#), signed by all authors

____ Photographic consent statement(s)

____ Conflict of interest statement

____ Permissions to reproduce previously published material

Updated February 2011