

ELAYNE CRISTINA TODESCATO DOS SANTOS SOARES

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA FORÇA DE ARRANCAMENTO DE UM  
MINI-IMPLANTE NACIONAL**

CAMPO GRANDE  
2014

ELAYNE CRISTINA TODESCATO DOS SANTOS SOARES

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA FORÇA DE ARRANCAMENTO DE UM  
MINI-IMPLANTE NACIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo

CAMPO GRANDE  
2014

FOLHA DE APROVAÇÃO

ELAYNE CRISTINA TODESCATO DOS SANTOS SOARES

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA FORÇA DE ARRANCAMENTO DE UM  
MINI-IMPLANTE NACIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Resultado \_\_\_\_\_

Campo Grande (MS), \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. José Luiz Guimarães Figueiredo  
Orientador, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS)

---

Avaliador 1 - Prof. Dr. Paulo Humaitá de Abreu  
Faculdade de Odontologia de Lins - FOL

---

Avaliador 2- Prof. Dr. José Carlos Mendonça  
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

## DEDICATÓRIA

Aos meus filhos, **Guilherme e Mariana**: não me canso de olhar para vocês, nunca, jamais me cansarei. Por isso, tenho vocês sempre comigo no peito, nos sonhos, nas orações. Agradeço por todos os sorrisos, todos os abraços que lhes dei, que ganhei... agradeço cada minuto que juntos estamos! Não me canso, jamais me cansarei, de expressar esse amor tão profundo que em meu peito para sempre guardarei.

Ao meu marido, **José Wanderley**, por todo o amor, carinho e compreensão nos dias de ausência dedicados ao estudo. Seu incentivo e todo o seu companheirismo foram essenciais para a concretização deste trabalho. Obrigada por existir em minha vida. Amor eterno.

Aos meus pais, **Hamilton e Nilce**: ter um pai e uma mãe presentes é como ter a luz que guia o peregrino durante a sua longa jornada, que ajuda a escolher o melhor caminho, oferece o conforto e o calor, dá abrigo e segurança nos momentos mais difíceis da vida. Minha gratidão por vocês jamais poderá ser demonstrada com palavras. Obrigada por fazerem parte de mim, da pessoa que sou hoje.

À toda minha **família: irmã, cunhados, cunhadas, sogro, sogra, sobrinhos, afilhadas e afilhado**. A força, o carinho e o incentivo de vocês fazem os meus dias ainda mais felizes. Obrigada por sempre estarem ao meu lado.

Aos **amigos** que, mesmo não tendo o mesmo sangue, são pessoas essenciais como nossa família. Obrigada por todo o carinho e incentivo.

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por iluminar meu caminho e me dar forças para concluir mais uma etapa da minha vida;

Ao meu orientador, **Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo**, por todo seu carinho, dedicação, orientação e paciência durante toda esta jornada. Obrigada pelo incentivo, pelos conselhos, pela amizade e por todos os seus ensinamentos e sabedoria;

A todos os **professores** do Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, por todos os seus ensinamentos e dedicação;

Aos **colegas**, por tornarem este trabalho ainda mais prazeroso. Obrigada pela ajuda, torcida e amizade.

Aos ilustres professores que gentilmente aceitaram compor a banca da defesa, como o **Prof. Dr. Paulo Humaitá de Abreu** e **Prof. Dr. José Carlos Mendonça**, por todo o seu conhecimento e ajuda, bem como aos colegas que compuseram a banca da qualificação, nas pessoas do **Dr. Eduardo Fialho de Almeida Braga** e do **Dr. Walter Leonardo Siqueira Zaia**, por todo carinho e dedicação à correção deste trabalho.

Às funcionárias **Áurea** e **Vera**, por todo o carinho e atenção, bem como a todos os **funcionários**, por sua prestatividade, disposição e simpatia. Obrigada.

À empresa **Dentfix**<sup>®</sup> por toda a confiança depositada em mim, através da pessoa do **Prof. Dr. Mário Roberto Perussi**, que em todos esses anos de amizade demonstrou o quão competente é através do seu trabalho honesto e digno de orgulho. Obrigada por tudo!

À **Mirian Costa** e **todas as pessoas** que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho através de seu apoio, torcida, ajuda e carinho. Obrigada!

“A maior recompensa para o trabalho do homem não é o que ele ganha com isso, mas o que ele se torna com isso”.

John Ruskin

## RESUMO

SOARES ECTS. **Avaliação *in vitro* da força de arrancamento de um mini-implante nacional.** Campo Grande, MS, 2014. [Dissertação – Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

A estabilidade é um dos elementos protagonistas do bom desempenho de um mini-implante e a avaliação do potencial da peça em oferecer bom enbricamento ósseo tem sido procedida com êxito nas testagens de arrancamento ou tração. Os resultados mostram correlação significativa com a capacidade das peças em se envolverem no tecido implantar e tendem a retratar objetivamente o interesse clínico da estabilidade primária em testes *in vitro*. O objetivo deste estudo foi realizar um teste mecânico normatizado (ASTM F543, 2007) de um mini-implante ortodôntico brasileiro (*Cross Basic*, 1,6 mm x 11,2 mm, *Dentfix*<sup>®</sup>, *Allied Titanium Ltda.*, Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil) de resistência primária à remoção. A metodologia do estudo consistiu na aplicação e análise de teste mecânico de tração unidirecional aplicado aos mini-implantes (n=5) em substrato artificial padrão (espuma de poliuretana 40 PCF, ASTM F1839, 2008), com posterior análise de média entre o desempenho das unidades testadas, desvio-padrão e incerteza. O mini-implante avaliado apresentou resultado superior à maioria dos estudos considerados na literatura do levantamento (média de 276 N), superior também à demanda fisiológica. Isso sugere bom potencial de enbricamento primário no substrato testado, que reproduz com maior densidade a condição óssea natural e atendimento ao interesse clínico de estabilidade imediata. A resistência elevada à remoção apresentada pela peça no ensaio de arrancamento foi atribuída à eficiência do *layout* de roscas adicionado ao formato cilíndrico de ponta lancinante que abre caminho no substituto ósseo e oferece travamento natural após a instalação, o que amplia a resistência da peça à remoção e oferece maior estabilidade primária.

Palavras-chave: Ortodontia Corretiva; Implantes Dentários; Procedimentos de Ancoragem Ortodôntica.

## ABSTRACT

SOARES ECTS. ***In vitro* evaluation of pullout strength in mini-screw implants manufactured in Brazil.** Campo Grande, MS, Brazil, 2014. [Master's thesis – Graduate Program in Health and Development in Midwest Brazil, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Stability is a key element in the performance of mini-screw implants, whose ability to ensure good bone engagement has been successfully evaluated in pullout tests, revealing a significant correlation with the potential of these devices to adhere to surrounding tissue—a feature of clinical interest with regard to primary stability and its potential, in tests conducted *in vitro*. The purpose of this study was to perform a standardized mechanical test of primary pullout resistance (ASTM F-543, 2007) in an orthodontic mini-screw implant manufactured in Brazil (Cross Basic, 1.6 mm × 11.2 mm, Dentfix<sup>®</sup>, Allied Titanium Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, SP). The method consisted in subjecting five specimens in standard artificial substrate (40 PCF polyurethane foam, ASTM F-1839, 2008) to unidirectional pullout mechanical testing, with subsequent analysis of means, standard deviations, and uncertainty degrees. The implants proved superior (mean, 276 N) to those examined in other studies, exceeding physiological requirements and suggesting good primary engagement to the substrate tested, which reproduces, at higher density, the conditions found in natural bone. The implants also met clinical requirements for prompt stability. The high pullout resistance shown by the devices can be attributed to their thread design and sharp-pointed cylindrical shape—an effective combination for insertion into natural bone substrate, ensuring natural locking and increasing pullout resistance, with consequent improvement in primary stability.

Keywords: Orthodontics corrective, Dental Implants, Orthodontic Anchorage Procedures.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Partes de um mini-implante (A, cabeça; B, perfil transmucoso; C, ponta ativa) e modelos variados, cilíndricos, cônicos, com desenhos convencionais de cabeça e adaptações para ancoragem, inclusive braquete (GOMES, 2011, p. 17).....	20
Figura 2 - Geometrias comuns de apresentação dos mini-implantes. A primeira peça, cônica e a segunda, cilíndrica, com seus formatos e disposições particulares (DOBRANSKI et al., 2010, p. 406).....	21
Figura 3 - Processo de formação de hélice, em que: $d_p$ (diâmetro primitivo); $d$ (diâmetro máximo); $d_r$ (diâmetro menor), $p$ (passo) (NORTON, 2004, p. 760).....	22
Figura 4 - Mini-implante Ortodôntico <i>Cross Basic</i> 1,6 mm x 11,2 mm - Dentfix® (Allied Titanium Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil). .....	34
Figura 5 - Ilustração do ensaio de arrancamento de mini-implante.....	37
Figura 6 - Esquematização de Máquina universal de ensaios e foto ilustrativa (TELECURSO, 2000; SOLOSTOCKS, 2014) .....	37
Figura 7 - Resultados do teste de arrancamento.....	39
Figura 8 - Mini-implantes utilizados como corpos de prova (CP) após o ensaio...	40
Figura 9 - Curvas de Força (N) x Deslocamento (mm) obtidas nos ensaios .....	46

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Dimensões nominais do mini-implante .....	34
Quadro 2 - Instrumentos aplicados no ensaio estático de arrancamento de mini-implante .....	37

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Resultado do teste de arrancamento .....	39
Tabela 2 -	Síntese de desempenho em testes de arrancamento da literatura coletada e avaliação do mini-implante testado.....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT:	Associação Brasileira de Normas Técnicas
Al:	Alumínio
ASTM:	<i>American Society for Testing and Materials</i> (Sociedade Americana de Testagens e Materiais)
CAPES:	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
Co:	Company (companhia)
CP:	Corpo de Prova
Cr-Co:	Cromo-Cobalto
CREA:	Conselho Regional de Engenharia, Arquitetura e Agronomia
DAT:	Dispositivos de Ancoragem Temporária
ELI:	<i>Extra Low Interstitial</i> (Extra-Baixa Intersticialidade)
g/cm <sup>3</sup> :	Gramas por centímetro cúbico
H:	Profundidade de inserção
IEC:	<i>International Engineering Consortium</i> (Comissão Eletrotécnica Internacional).
INMETRO:	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
ISO:	<i>International Organization for Standardization</i> (Organização Internacional para a Padronização)
L:	Altura
mm:	Milímetro
N:	Newton, mas também corresponde em algumas etapas à força.
NBR:	Norma Brasileira
ONIP:	Organização Nacional da Indústria do Petróleo
PCF:	<i>Pound per Cubic Foot</i> (Libra por Polegada Cúbica)
REBLAS:	Rede Brasileira de Laboratórios Analíticos em Saúde
REMESP:	Rede Metrológica de São Paulo
RPM:	Rotações Por Minuto
S:	Espaço de pressão
Ti:	Titânio
Ti-Cp:	Titânio Comercialmente Puro

U: Incerteza

UFMS: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

V: Vanádio

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>18</b>
<b>3 OBJETIVO .....</b>	<b>32</b>
<b>3.1 Objetivo Geral.....</b>	<b>32</b>
<b>3.2 Objetivos específicos.....</b>	<b>32</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODO.....</b>	<b>33</b>
<b>4.1 Tipo de pesquisa .....</b>	<b>33</b>
<b>4.2 Local da pesquisa .....</b>	<b>33</b>
<b>4.3 Material testado .....</b>	<b>33</b>
<b>4.4 Técnicas, instrumentos e procedimentos de coleta de dados.....</b>	<b>34</b>
4.4.1 Normativas técnicas .....	34
4.4.2 Materiais de testagem – o substituto ósseo .....	35
4.4.3 Procedimentos e instrumentos aplicados .....	36
<b>4.5 Revisão e tratamento de dados .....</b>	<b>38</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>39</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>41</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os mini-implantes são Dispositivos Temporários de Ancoragem (DAT) de aplicação óssea que permitem, no tratamento ortodôntico, a correção do posicionamento dentário pelo apoio de forças. Apresentam uma série de ganhos relacionados à preservação anatômico-funcional do paciente, ao tempo de tratamento e aos resultados, especialmente se comparados aos Dispositivos Tradicionais de Ancoragem (DTA), que são aparelhos externos ou práticas que utilizam outros dentes do paciente como apoio, com alta demanda de colaboração e chances de danos aos blocos de ancoragem. Os mini-implantes apresentam baixa taxa de falha, geralmente não superior a 8,7%, demandam baixa colaboração do paciente e são de fácil higiene, o que reduz as chances de formação de comunidades bacterianas (biofilme). São eficientes clinicamente e incomodam menos o paciente, por seu tamanho diminuto e biocompatibilidade. Isso torna o tratamento mais ágil e menos problemático. Mas, como são elementos relativamente recentes na prática da ortodontia, há demanda crescente pelo conhecimento de questões associadas ao seu comportamento, capacidade de envolvimento ósseo e resistência, sendo os testes mecânicos as principais alternativas para a elucidação dessas questões. Os tipos de teste para cada situação específica estão sendo mais bem ajustados e discutidos com o avanço temporal e qualitativo dos estudos nessa área (KORRODI e KYUNG, 2005; NOVA *et al.*, 2008; ARAÚJO *et al.*, 2008; SQUEFF *et al.*, 2008; HYDE *et al.*, 2010).

Espera-se que os mini-implantes permaneçam sem mobilidade ou com mobilidade mínima até o fim do tratamento ou pelo menos por doze meses. Se por um lado a integração óssea é dispensável e indesejável no caso dos mini-implantes, por sua transitoriedade, as ancoragens primária e secundária são fundamentais para o seu bom desempenho e permitem, inclusive, o carregamento de forças imediato, ainda que não seja a prática clínica mais adotada (KORRODI e KYUNG, 2005; SQUEFF *et al.*, 2008; ROTHIER e VILELLA, 2009; PAIVA *et al.*, 2013).

A estabilidade primária se apresenta logo após a instalação da peça e a secundária pode ser percebida cerca de 4 ou 5 semanas após a instalação do mini-implante, quando ocorre sua acomodação no local de implantação. A estabilidade secundária é resultante da primária e, para ela, importam o perfil de preservação

óssea, anatômico-funcional e geral obtido no primeiro momento de contato da peça com o osso do paciente. Uma boa estabilidade secundária depende ainda de fatores relacionados ao mini-implante escolhido e de sua adequação ao perfil do paciente. Isso permite afirmar que resulta da capacidade do profissional em selecionar uma peça ajustada ao quadro clínico do paciente e capaz de aderir ao osso implantar, com um bom trabalho de rosqueamento e fixação, dado pela proporção de zona de contato ósseo, proporcionada por seu diâmetro e comprimento. A estabilidade primária, dessa forma, é o ponto central do mini-implante: ela deve ser suficiente desde o primeiro momento para a aplicação de forças e para a preservação do tecido ósseo e anatomia do seu sítio de instalação e precisa, para o envolvimento ósseo necessário para o cumprimento do papel da peça desde o momento inicial (LIMA *et al.*, 2010; BARBOSA *et al.*, 2012).

Por esta correlação fundamental entre estabilidade primária eficiente e estabilidade secundária satisfatória, há interesse clínico nos fatores e questões que revestem o bom desenvolvimento da capacidade primária de fixação dos mini-implantes no osso implantar (LIMA *et al.*, 2010).

Atualmente, um tipo de teste tem se mostrado promissor na avaliação centrada da estabilidade primária: os ensaios mecânicos de arrancamento ou tração. Os testes verificam a força máxima para a retirada, na forma de arrancamento dos mini-implantes de um substrato de testagem que representa o osso humano. Quanto maior a força para o arrancamento, maior tende a ser a capacidade de embriçamento no substrato em que a peça é fixada. Daí o interesse fundamental desse tipo de teste para o conhecimento específico da estabilidade primária (LIMA *et al.*, 2010; BARBOSA *et al.*, 2012; OLISCOVICZ *et al.*, 2013).

Este estudo se orienta para o teste de tração, que é destinado à avaliação de um mini-implante nacional. Enquanto os testes de inserção e de remoção, bem como de cisalhamento, têm seu foco na falha por fratura ou deformação durante a instalação e retirada e na força utilizada para esses fins, a força de arrancamento verifica o potencial da rosca e do *layout* da peça em se envolver e manter no local de instalação (BARBOSA *et al.*, 2012; OLISCOVICZ *et al.*, 2013). A expectativa é a de apresentação do perfil de desempenho do produto no que se refere ao seu potencial de agarramento ao osso implantar, reproduzido em substituto ósseo padronizado, refletindo a expectativa da suficiência da testagem na resposta do interesse clínico da estabilidade primária.

A importância clínica do teste se sintetiza nesta questão: se quanto mais elevados forem os valores desses testes, maior for a capacidade das peças avaliadas em se fixarem no osso ou no substrato que lhe faça às vezes; os mini-implantes que obtêm bons valores de arrancamento atendem ao interesse clínico protagonista da estabilidade primária (OLISCOVICZ *et al.*, 2013).

Estendendo essa possibilidade, caso um mini-implante seja testado e seus valores sejam pequenos se comparados aos similares em substitutos ou tamanhos na literatura, considerando as variações que são bastante drásticas, se torna possível questionar a funcionalidade de suas escolhas de composição (material, *design* e demais elementos formativos) na promoção de uma estabilidade imediata suficiente para o uso. O teste de arrancamento seria, dessa forma, uma situação replicada unicamente *in vitro*, mas eficaz em mensurar o embricamento imediato no osso (LIMA *et al.*, 2010; BARBOSA *et al.*, 2012).

Acredita-se que o mini-implante *Cross Basic* (1,6 mm x 11,2 mm, *Dentfix*<sup>®</sup>, *Allied Titanium* Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil) apresente os requisitos necessários para um bom desempenho em uma avaliação de seu potencial de embricamento no sítio de instalação, devido suas normatizações estruturais determinados pela *American Society for Testing And Materials – ASTM* (ASTM F136, 2002), bem como diâmetro e comprimento considerados ajustados para o uso clínico comum. A realização de um teste normatizado por diretrizes internacionais (ASTM F543, 2007), com substituto ósseo padronizado (ASTM F1839, 2008), também é uma premissa para resultados uniformes e creditáveis, bem como permite uma avaliação sistemática de seu desempenho.

Justapondo essas expectativas ao perfil de desempenho do teste de arrancamento por tração unidirecional, este estudo avalia a capacidade de embricamento em substrato artificial padronizado que reproduz o osso humano de alta densidade como método isolado de avaliação da estabilidade primária, com maior uniformidade metodológica que a presente nas testagens que consideram a inserção e a remoção, orientadas aos momentos mais críticos de falha que propriamente à capacidade de envolvimento ósseo dos mini-implantes em testes mecânicos ou *in vivo*.

A hipótese adotada foi a suficiência do teste aplicado (arrancamento por tração unidirecional) para a avaliação do interesse clínico central da estabilidade primária, conforme orientações da ASTM F543 (ASTM F543, 2007).

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão conta com estudos publicados entre os anos de 1983-2014, de natureza primária e secundária. O critério de seleção aplicado foi a apresentação de suficiente definição conceitual sobre os mini-implantes, taxas de sucesso ou desempenho e similaridade na testagem e no substrato ósseo artificial utilizado na etapa prática (ensaio de arrancamento por tração unidirecional com uso de espuma de poliuretana 40 *Pound per Cubic Foot* – PCF, ou libra por polegada cúbica).

Os materiais foram identificados e coletados em bases de dados com o uso das palavras-chave *ortodontia, mini-implantes, mini-pilares, miniscrews, torque e arrancamento*, em conjunto ou separadamente. As publicações coletadas foram filtradas, fichadas, criticamente analisadas e apresentadas em blocos temáticos na organização dos conteúdos. Embora a cronologia seja colocada como a forma preferencial, decidiu-se pela organização por encadeamento temático para maior fluidez do assunto abordado. Os achados teóricos e resultados de pesquisa encontram-se reportados em sequência.

Os mini-implantes se desenvolveram de modo gradativo na Ortodontia. Inicialmente, a Implantodontia fazia uso de parafusos para a fixação de coroas e outras peças, mas em 1945, G. W. Christiansen modificou as funções dessa peça quando idealizou parafusos implantados nos ossos da face para fixação de placas de titânio no tratamento de fratura mandibular (PAIVA *et al.*, 2013). Naquele mesmo ano, B. L. Gainforth e L. B. Higley criaram parafusos de Liga de Cromo-Cobalto (Cr-Co) para a distalização (criação de espaço) em dentes superiores. O experimento não obteve êxito e todas as peças falharam entre 10-31 dias de carregamento nos animais (cães) utilizados para os testes (SERRA *et al.*, 2007; ARAÚJO *et al.*, 2008).

Naquele momento se sabia que os parafusos poderiam ser utilizados para o reposicionamento dentário, mas os procedimentos para isso não estavam claros ou seguros. A utilização do titânio para a confecção dos parafusos ósseos os levou para fora da Implantodontia e surgiram peças mais resistentes e com melhor tolerância à aplicação de forças (BRANEMARK, 1983).

Creekmore e Eklund (1983) apresentaram a primeira orientação para o uso de parafusos na Ortodontia para intrusão de incisivos superiores. Ao contrário da experiência registrada com cães no início do percurso do produto (Serra *et al.*, 2007; Araújo *et al.*, 2008), o experimento obteve sucesso completo e as peças se mantiveram estáveis até o final do tratamento.

Os pilares tradicionais existentes até aquele momento eram bem-sucedidos nos testes, mas, clinicamente os pacientes apresentavam desconforto e dificuldades de se acostumarem com as peças (adaptação), em razão das dimensões avantajadas (em torno de 3-4 mm x 6-13 mm). Os parafusos, por sua vez, por serem fabricados de Titânio Comercialmente Puro (Ti-Cp), em sua maioria, se integravam facilmente ao osso, o que era excelente para os pilares tradicionais, que não eram retirados do paciente, mas indesejável às peças de uso transitório, como as utilizadas para a movimentação dentária (BRANEMARK, 1983).

Na década de 1990, Bousquet *et al.* (1996) utilizaram um parafuso de titânio com dimensões reduzidas (0,7 mm x 6 mm) para estabilização de molar e, em sequência, Kanomi (1997) elaborou um protocolo cirúrgico para uso de implante de 1,2 mm x 6 mm. O titânio foi o material que deu início à era dos mini-implantes, consolidada quando Costa *et al.* (1998) avaliaram o uso de parafusos na Ortodontia e a versatilidade de sítios implantares potencialmente beneficiados pelo recurso.

Foi quando Celenza e Hochmann (2000) elaboraram um marco teórico sobre ancoragem óssea direta e indireta na Ortodontia, procedido e complementado pelo estudo de Kyung *et al.* (2003), "*Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites*", pioneiro na apresentação dos mini-implantes atuais para a ancoragem óssea (ARAÚJO *et al.*, 2008).

Rapidamente os mini-implantes se popularizaram em razão da baixa perda, alta resistência e boa fixação óssea, bem como pelo excelente desempenho na adaptação, preservação anatômico-funcional e controle / precisão de ancoragem. Zonas antes complexas, como as interradiculares, se tornaram passíveis de abordagem com eficácia e segurança (LIMA-ARAÚJO *et al.*, 2010; PAIVA *et al.*, 2013).

Os mini-implantes são funcionalmente versáteis e clinicamente eficazes, mas visualmente simples. São formados por cabeça, destinada à instalação dos dispositivos de movimentação dentária; pescoço ou porção intermediária e parte ativa, que concentra a rosca e serve para a fixação da peça no osso. A técnica de

instalação, conforme a peça, pode ser com perfuração prévia e uso de motores e/ou brocas, ou utilizando o caminho aberto pelo próprio mini-implante (SQUEFF *et al.*, 2008).

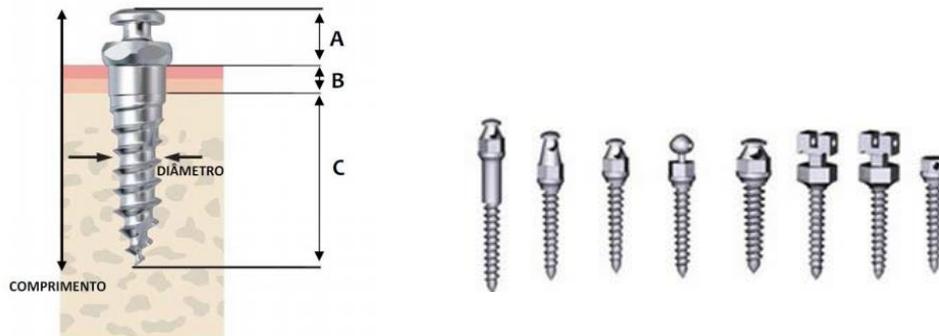


Figura 1 – Partes de um mini-implante (A, cabeça; B, perfil transmucoso; C, ponta ativa) e modelos variados, cilíndricos, cônicos, com desenhos convencionais de cabeça e adaptações para ancoragem, inclusive braquete (GOMES, 2011, p. 17).

Os implantes tradicionais, fabricados de Ti-Cp, apresentam resistência e potencial de integração óssea geralmente não adequados à finalidade transitória. Por sua vez, os mini-implantes são fabricados em maioria na liga Ti-6Al-4V (Grau 5), mas, podem ser encontrados em substratos variados. O uso recorrente dessa liga se deve a boa resistência e biocompatibilidade. A bioatividade também é inferior a verificada no Ti-Cp, o que torna a remoção mais simples e reduz as chances de integração óssea. Uma evolução de seu uso é a liga Ti-6Al-4V (Grau 5) – ELI (*Extra Low Interstitial*), com maior resistência e menor resposta ao calor, eletricidade e forças magnéticas, altamente dúctil e de pouca citotoxicidade (ELIAS *et al.*, 2005; SQUEFF *et al.*, 2008; GARCIA e CASTILLO, 2011).

A liga Ti-6Al-4V (Grau 5) - ELI tem fabricação normatizada pela ASTM F136 (2002) e segundo a norma, é ajustada a produtos dentários e ortopédicos de várias dimensões. É ainda o material de fabricação do mini-implante avaliado neste estudo.

Os mini-implantes costumam ser bem tolerados pela maioria dos pacientes, mas contraindicados em absoluto os que não possam sofrer intervenções cirúrgicas, que tenham diabetes juvenil tipo 1, problemas hematológicos (como anemia e baixa imunidade) e distúrbios ósseos sistêmicos ou localizados. Há contraindicação temporária para os casos de ausência de higiene oral satisfatória

(até o estabelecimento da mesma) e entre gestantes e pacientes que apresentem com pouco espaço interradicular (MARASSI *et al.*, 2005).

A geometria das peças tanto pode ser cônica quanto cilíndrica. Os mini-implantes cônicos se afunilam gradativamente com a proximidade da ponta e os cilíndricos apresentam um calibre quase idêntico na totalidade de seu formato, exceto na ponta, lancinante e afinada para a inserção da peça no osso e abertura de caminho para a fixação (JANSON *et al.*, 2006; DOBRANSKI *et al.*, 2010).



Figura 2 - Geometrias comuns de apresentação dos mini-implantes. A primeira peça, cônica e a segunda, cilíndrica, com seus formatos e disposições particulares (DOBRANSKI *et al.*, 2010, p. 406).

Squeff *et al.* (2008) relacionaram ainda que a melhor percepção de desempenho entre mini-implantes cônicos ocorreria em razão desse formato ser de inserção mais simples e com estabilidade pouco dependente da habilidade técnica do operador, uma vez que se inseriria mais facilmente no osso. Os mini-implantes cilíndricos seriam eficientes, mas teriam maior dependência de técnica do profissional no momento da instalação para obterem melhores resultados.

Para discorrer sobre essa associação é necessário compreender o conceito de hélice em um parafuso, por analogia também em um mini-implante, que é um parafuso ortodôntico, e o sentido de trabalho de rosca. A hélice representa uma curva do espaço que compreende um movimento de um ponto ao redor de um eixo, no mesmo tempo em que se eleva. Possui curvatura e tensão constantes, não nulas (CARMO, 2005).

No mini-implante, a rosca é uma hélice que tem como finalidade fazer com que ele avance no material de instalação mediante rotação. Esse rosqueamento tanto pode ser interno quanto externo. Seja como for, os padrões

atuais definem que o ângulo das peças de mercado seja de  $60^\circ$  e o tamanho da rosca é definido conforme o diâmetro nominal externo (máximo)  $d$  da rosca externa (NOVA *et al.*, 2008).

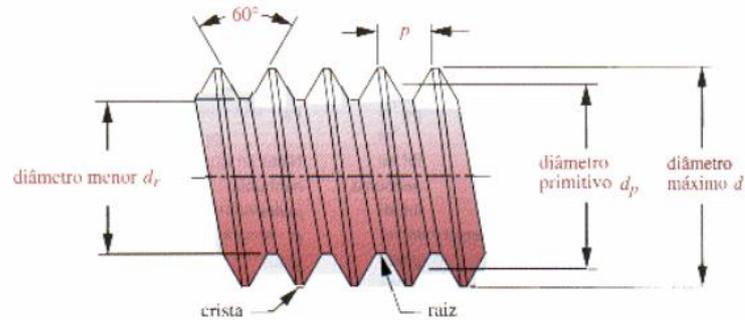


Figura 3 – Processo de formação de hélice, em que:  $d_p$  (diâmetro primitivo);  $d$  (diâmetro máximo);  $d_r$  (diâmetro menor),  $p$  (passo) (NORTON, 2004, p. 760).

Norton (2004), a respeito do processo de inserção de parafusos em porcas, mencionou que geralmente as porcas são feitas em material menos duro/resistente que o parafuso. Isso permite que os filetes da rosca escoem localmente na porca com a pressão da peça para sua instalação e essa relação, quando o rosqueamento é suficiente, melhoraria o ajuste da rosca durante o aperto e dividiria a carga. É possível migrar essa colocação para o uso de parafusos ósseos, inclusive os de uso ortodôntico, como é o caso dos mini-implantes em testes mecânicos utilizando substratos de reprodução laboratorial ou mesmo em sua colocação natural, uma vez que o osso ou o substrato substituto seriam bem menos resistentes que o material do mini-implante, assim como a porca. Desse modo, reproduziriam a relação de escoamento amplamente, justificando a importância da rosca e de sua apresentação para o embricamento ósseo. O atrito dos filetes de rosca no material de instalação, quando alto, promove uma fixação apreciável. Os mini-implantes são parafusos de cabeça, ou seja, que devem ser engastados no local de inserção independentes de uma porca. A sua cabeça permite que a ferramenta de fixação exerça pressão suficiente para inserir a peça no osso. Quando o parafuso possui maior espaço entre as roscas, é nomeado atarrachante. Já quando o passo (distância entre os filetes) é menor, a peça se denomina cortadora, naturalmente endurecida para fazer o corte e se atarrachar enquanto se fixa no substrato de instalação. As peças autoperfurantes contam com uma espécie de pequena broca em sua ponta para perfurar o substrato de instalação e podem ter um

corpo do tipo cortador, aumentando a sua fixação, como é o caso do mini-implante avaliado neste estudo.

Para Nova *et al.* (2008), a apresentação das roscas ou ângulo de hélice do mini-implante seria influente na qualidade da estabilidade primária, embora não usualmente abordada nos estudos dessa natureza. Os autores avaliaram marcas brasileiras de mini-implantes e verificaram que o embricamento primário era afetado diretamente pela rosca do mini-implante. Quanto maior o número de voltas e quanto mais próximas umas das outras, o potencial de se envolver ao osso manifesto pelo mini-implante tende a ser mais elevado. Consequentemente, a resistência da peça em permanecer no sítio implantar também se eleva.

Tanto em um quanto em outro formato, cônico ou cilíndrico, a existência de um sistema de roscas eficiente teria relação direta entre peça e osso em várias fases nas voltas inseridas, o que resultaria em um envolvimento no sítio implantar mais eficiente (DOBANSZKI *et al.*, 2010). Embora autores como Syrrakou e Halazonetis (2012) afirmem que as hélices não aparentam ter qualquer influência com a estabilidade primária, observando a literatura (e provavelmente em razão da pouca abordagem da temática), estudos como o de Plana *et al.* (2013) afirmam que o projeto de hélices do mini-implante contribui direta e positivamente para sua resposta frente às tensões, seja para um melhor suporte das forças ou para evitar o deslocamento.

O tamanho das peças varia entre 1,2 - 2 mm x 4 - 12 mm e, embora existam peças menores e maiores, pelo desempenho geral da literatura são aconselhadas apenas em casos específicos. Diâmetros iguais ou superiores a 1,6 mm são indicados para as zonas edêntulas (sem a presença de dentes) ou com baixa densidade óssea, quando outros diâmetros menores não se apresentam eficientes. Quanto ao comprimento, se prioriza a necessidade clínica, mas, é frequente na literatura a indicação de tamanhos que permitam zona mínima de contato entre peça e osso de 8 mm, que melhoraria as chances de êxito de uma boa estabilidade primária e secundária (NASCIMENTO *et al.*, 2006).

Há uma variação significativa a respeito da influência do diâmetro e do comprimento das peças reconhecida dentre outros autores por Fabre (2014). O autor apresentou em sua revisão (compêndio) uma síntese de formatos que possibilitam bons resultados e mostrou abertura considerável, admitindo bom desempenho para diâmetros iguais ou superiores a 1 mm e até 2,3 mm ou 2,5 mm

conforme Reynders *et al.* (2009). O comprimento variável apontado por Fabre (2014) foi entre 4 – 21 mm. Nesse intervalo amplo, pontuou que os melhores resultados reportados pela literatura costumam envolver diâmetros de 1,2 mm e comprimentos de 8 mm, este último também também afirmado por Tsausoglou e Topouzelis (2006) por representar mais idealmente a proporção diâmetro x comprimento para a obtenção de melhor zona de contato entre peça e osso. Para o autor, o diâmetro da ponta ativa da peça, nessa proporção, tende a ser determinante para a qualidade da fixação da peça no sítio implantar.

Os mini-implantes com diâmetro igual ou inferior a 1 mm são desaconselhados em razão do maior risco de falha por fratura na inserção ou na remoção, momentos em que é comum o uso indevido de força buscando maior estabilidade (colocação) ou retirada mais rápida (remoção) (ROTHIER e VILELLA, 2009). No caso de mini-implantes maiores, a atenção reside no risco de lesão e de necrose óssea durante a instalação. Embora a fixação tenda a ser melhor, é preciso cautela para evitar microfraturas e danos anatômico-funcionais capazes de afetar a estabilidade secundária e sua qualidade (KIM *et al.*, 2005).

Dadas as variações, uma alternativa é adotar a proporção de interesse de oferecimento de zona de contato entre diâmetro e profundidade da peça, considerando a diretriz dada por Barros *et al.* (2011) e Kitahara-Céia *et al.* (2013), autores que afirmam que a cada 0,01 mm acrescido no diâmetro de um mini-implante há maior resistência à falha, registrada com maior frequência em diâmetros inferiores a 1,5 mm.

O tamanho das peças e seu sítio de instalação exercem influência para mais ou para menos no êxito de uso. Minimamente, a literatura registrou taxa de 80% de êxito (Reynders *et al.*, 2009), em um panorama positivo: para Domingos *et al.*, (2010), em geral há sucesso no uso de 96,6% dos mini-implantes e para Suzuki *et al.* (2013) essa taxa é de 93,4%. Rothier e Vilella (2009) desenvolveram um cenário mais específico das variações de sucesso de uso e afirmaram ser de 80 - 90% entre adultos de um modo geral, mas passível de atingir 100% quando se considera o uso de peças com diâmetro inferior a 2,5 mm e comprimento entre 12-14 mm.

A literatura sustenta a segurança do carregamento imediato (Serra *et al.*, 2007), mas clinicamente é comum que se aguarde cerca de 3 meses para o carregamento. Um dos poucos casos nos quais a literatura orienta pausa entre

instalação e aplicação de forças é o de indivíduos com 12 anos de idade ou menos, pela baixa documentação sobre o uso de mini-implantes na infância e na adolescência e sua eventual influência na formação óssea (ROTHIER e VILELLA, 2009).

Marassi *et al.* (2005) apresentaram visão diferente nesse sentido quando afirmaram que a aplicação de forças aumentaria a fixação do mini-implante, uma vez que o carregamento ampliaria o contato entre a peça e seu sítio de instalação (osso), aumentando a aderência. Mas esta é uma orientação fora do perfil comum da literatura, uma vez que a maioria dos autores compartilha da visão comum difundida por Domingos *et al.* (2010), que afirmaram ser o carregamento imediato indiferente para o sucesso ou o fracasso de um mini-implante.

Para o apoio de forças, uma fixação suficiente do mini-implante é fundamental, bem como para o controle da ancoragem e sucesso na movimentação dentária. Mas é um dos objetivos mais complexos do trabalho ortodôntico (GARCIA e CASTILLO, 2011). Por essa razão, as avaliações de estabilidade contribuem para o conhecimento de uso dos mini-implantes, uma vez que possuem bom desempenho, mas a média de falha é superior a presente entre outros instrumentos de ancoragem, como as placas de titânio (DOBRANSKI *et al.*, 2010).

A retenção ao sítio de aplicação assim que instalados (estabilidade primária), ainda que possa se alterar na aplicação de forças (Squeff *et al.*, 2008), determina o sucesso ou fracasso de um mini-implante. Como não depende da integração óssea para exercer sua função, a peça depende do seu potencial de se reter ao osso de instalação sem apresentar mobilidade inicial, ou com mobilidade mínima igual ou inferior a 0,05 mm (DOBRANSKI *et al.*, 2010; MARQUEZAN *et al.*, 2011).

Há duas estabilidades que devem ser consideradas quando se trata de mini-implantes: a primária, que se apresenta imediatamente após a instalação da peça e a secundária, que geralmente se define cerca de 4 a 5 semanas após a colocação. A estabilidade secundária é própria do uso clínico ou de estudos *in vivo*, mas, a primária pode ser aferida em ensaios de arrancamento, que também são denominados ensaios de tração (BARBOSA *et al.*, 2012; OLISCOVICZ *et al.*, 2013).

Trata-se de uma testagem cujos resultados são potencialmente preditivos da capacidade da peça em satisfazer o interesse clínico protagonista da estabilidade primária (Heo *et al.*, 2012) e, mesmo mais comum na avaliação de parafusos

ortopédicos, pode ser convertida funcionalmente para os mini-implantes. O foco é avaliar a força requerida para a remoção de uma peça de seu local de fixação usando força constante. Há outras testagens que podem aportar a avaliação da estabilidade primária, mas o arrancamento oferece valores de força funcionais para ilustrar o perfil de envolvimento da rosca do parafuso, ou mini-implante no sítio implantar (PITHON, 2010; SALMÓRIA *et al.*, 2008; BARBOSA *et al.*, 2012).

O teste de tração / arrancamento pode ser feito com forças unidirecionais ou angulares, estas últimas mais ajustadas à reprodução do uso clínico (BARBOSA *et al.*, 2012). É reconhecido o fato de que os mini-implantes não sofram tração unidirecional de força no uso clínico, tampouco sejam removidos com esse padrão, mas testes com essa aplicação de forças são mais comuns em razão da possibilidade de máquinas padronizadas, o que facilita a homogeneidade dos procedimentos de teste (PHITON, 2010; ASTM F543, 2007).

Para Elias *et al.* (2011), a determinação de um mini-implante como viável depende de uma resposta superior ao limite fisiológico de uso. Na avaliação de resultados de um teste, embora seja importante a consideração do perfil obtido na bibliografia a fim de realizar um comparativo médio entre similares de testagem, o eixo comparativo é a expectativa da demanda fisiológica que, no caso da estabilidade primária, deve ser superior a 0,3 - 4 N (Newton) (BARBOSA *et al.*, 2012).

Diferentemente do que ocorre entre outros tipos de testes mecânicos envolvendo mini-implantes, como é o caso dos de inserção e de remoção (Papadopoulos, 2009), os testes de arrancamento apresentam considerável uniformidade metodológica e conformidade de resultados, o que reduz as chances de viés. De mesmo modo, há menor heterogeneidade no uso de substitutos ósseos e a espuma de poliuretano é amplamente acolhida nas testagens.

As testagens *in vitro* e os ensaios mecânicos melhoram o estado do conhecimento sobre materiais e produtos e o desenvolvimento e avaliação de novas proposições (ELIAS *et al.*, 2011). Nos testes orientados a mini-implantes geralmente são utilizados ossos naturais (humanos ou de animais) ou substitutos ósseos vegetais ou industriais, sendo os últimos preferíveis em estudos padronizados ou realizados mediante normatização, em razão da uniformidade. Os substitutos naturais geralmente demandam complexos procedimentos éticos e de preparação e/ou conservação, bem como têm eventuais limitações de quantidade nem sempre

viáveis à pesquisa. Assim como madeiras e outros substitutos vegetais, os naturais podem apresentar fenestrações e variações comuns à sua condição, mas capazes de comprometer a qualidade e uniformidade da avaliação (NOVA *et al.*, 2008; OKAZAKI *et al.*, 2008; PITHON, 2010; OLISCOVICZ *et al.*, 2013).

Há maior uniformidade em corpos industriais e a espuma de poliuretana é um dos expoentes para a testagem de parafusos ósseos, dentre os quais os mini-implantes. É um material seguro para análise de implantes ósseos, especialmente na verificação da estabilidade primária. Embora a geometria interna seja diferente do osso humano, é eficiente na simulação do osso trabecular em densidades maiores e pode ser trabalhada conforme normatizações de testes em uso no cenário industrial, o que confere maior credibilidade e uniformidade metodológica. As densidades mais comuns dessa espuma são de 10 - 15 - 20 - 40 PCF (libra por polegada cúbica ou, respectivamente, 0,16 - 0,24 - 0,32 - 0,64 g/cm<sup>3</sup>) e a variação dessa densidade é uma das vantagens desse produto, permitindo a simulação de vários tipos de osso (MAZZO *et al.*, 2012).

Quanto maior a densidade, maior tende a ser a força máxima aplicada, embora o desempenho de flexão seja semelhante em todas as possibilidades (BARTSCHI, 2011; MAZZO *et al.*, 2012).

Na testagem efetuada, no quesito do substituto ósseo, a ASTM F1839 (2008) foi determinante, com as especificações de blocos de poliuretano rígido (espuma de poliuretana) ou folhas para uso em testes mecânicos de dispositivos ortopédicos e instrumentos.

A poliuretana tem grande similaridade em propriedades físicas com o osso natural e seu uso é indicado em testes pela representação positiva do valor do teor de vazios (densidade) e de resistência (compressão, corte, cisalhamento e arrancamento), aparência e estabilidade dimensional presentes em modelos humanos (ASTM F1839, 2008).

O comportamento viscoelástico do substrato é satisfatório e há bom desempenho em testes de inserção e arrancamento na simulação óssea, notavelmente na densidade de 40 PCF, quando se apresenta mais rígido e apto a ensaios como os de tração (MAZZO *et al.*, 2012; OLISCOVICZ *et al.*, 2013).

Quanto ao desempenho dos mini-implantes em ensaios de resistência ao arrancamento, Brinley *et al.* (2009) avaliaram a estabilidade primária de 90 mini-implantes com e sem estrias nos formatos de 0,75 mm, 1 mm e 1,25 mm x 6 mm

com uso do substrato de espuma de poliuretana 15 PCF. As peças apresentaram valores que variaram entre 38,4-104,3 N. Nessa observação, mini-implantes de menor diâmetro apresentaram melhor embricamento ósseo que os mais avantajados.

Brinley *et al.* (2009) frisaram que para o arrancamento, a dimensão reduzida tem a ver com o potencial da peça em envolver-se no osso. O pequeno orifício de inserção e o estreitamento do espaço de colocação criariam uma zona altamente eficaz de embricamento entre a rosca e o substrato de inserção e essa condição poderia se estender ao perfil de uso clínico. Assim, esses mini-implantes poderiam quebrar-se mais facilmente na colocação e na retirada, mas no que se refere à sua capacidade de permanecerem fixos, seriam eficientes. Deve-se considerar ainda a condição de maior densidade do substrato de testagem, consideravelmente maior que a presente no osso natural.

A análise biomecânica *in vitro* de Schneider *et al.* (2010) avaliou a estabilidade da fixação de mini-implantes de titânio e de parafusos reabsorvíveis nas dimensões de 7 mm, 11 mm e 17 mm em dois blocos de espuma de poliuretana 40 PCF para comparação. Os mini-implantes de titânio evidenciaram a influência do comprimento no aumento da resistência ao arrancamento do substrato ósseo, com valores crescentes de 20 N (7 mm), 97 N (11 mm) e 135 N (17 mm).

A relação trazida por Schneider *et al.* (2010) é identificada de modo uniforme na literatura. Embora não seja possível posicionar um valor ideal de comprimento, preconiza-se igual ou superior a 8 mm para boa zona de contato osso x peça no trabalho da rosca. Essa condição aumentaria as chances de estabilidade desde o momento da instalação (TSAUSOGLU e TOPOUZELIS, 2006).

Misch (2006) lançou uma possibilidade adicional na interpretação do comprimento dos mini-implantes e sua influência na estabilidade primária: peças mais longas tendem a ser interpretadas como mais eficientes em decorrência do foco clínico em atender zonas edêntulas ou de pouca densidade óssea, nas quais ofereceriam maior contato e resultados em fixação. Mas, essa condição pode não se repetir em todos os casos, o que demanda análise das condições de uso de modo individualizado.

A pesquisa comparativa *in vitro* de Wu *et al.* (2011) considerou 30 mini-implantes palatais de titânio (2 mm) e avaliou a força de arrancamento horizontal e vertical em espuma de poliuretana 40 PCF. A demanda vertical de força variou entre

109,7-139,6 N e a horizontal, entre 124,8-179,7 N. Geralmente a reprodução de zonas de aplicação como o palato demanda o uso de materiais mais densos (Dobranski *et al.*, 2010) e os resultados se uniformizam com a tendência da literatura, na qual a força de arrancamento tende a ser maior (BARBOSA *et al.*, 2012).

Alsamak *et al.* (2012) avaliaram as propriedades morfológicas e estruturais de 24 mini-implantes ortodônticos comerciais (AbsoAnchor, Dual-Top, SpiderScrews e Vector-TAS), 6 unidades por marca, fabricados em Liga Ti-6Al-4V e dimensões de 1,4 mm x 8 mm. Foi investigada a força de arrancamento com testes aplicados em espuma de poliuretano (*Biomechanical Test Blocks, Sawbones® Co, Malmo, Sweden*) 10 PCF, para simulação de osso de baixa densidade e 20 PCF, para reprodução de osso normal. As peças foram inseridas sem uso de perfuração prévia e a resistência ao arrancamento registrada se concentrou na espuma mais densa (20 PCF), na faixa de 117,4 N - 138,5 N.

Mesmo que o comprimento testado por Alsamak *et al.* (2012) não esteja entre os mais alongados, não se esquia da faixa orientada pela literatura, como pode ser encontrado em Tsausoglou e Topouzelis (2006), entre 8 mm ou mais. Comparando os dois autores, pode-se depreender que a associação entre diâmetro e comprimento medianos, dentro das margens de segurança da literatura ou muito próximos dela, aplicados em substrato de densidade média (20 PCF) resultam em torques igualmente medianos, mas ainda bastante superiores ao limite fisiológico, como é frequente.

Lu *et al.* (2011) realizaram estudo comparativo com substitutos ósseos artificiais considerando a força de arrancamento horizontal e vertical de 10 jogos de mini-implantes e mini-placas para a ancoragem óssea. Na primeira modalidade, o resultado obtido foi de 231 N e na segunda (vertical), de 106,8 N.

Embora sejam valores unicamente referenciais de desempenho, que não servem para fins comparativos já que foram obtidos pela média geral dos dois produtos e sem distinção de suas naturezas, em relação a maior demanda de forças se repetiu o cenário registrado por Wu *et al.* (2011), com maior demanda horizontal, porém mais significativa, superior ao dobro da força vertical requerida. Ainda que se reafirme uma possível maior estabilidade horizontal, especificamente para este estudo deve-se considerar que o acréscimo significativo de forças nessa posição possa decorrer das condições do produto adicional aos mini-implantes (mini-placas)

e não é possível precisar se esta é uma característica própria do mini-implante ou produzida pela presença do produto parceiro de análise.

Walter *et al.* (2013) desenvolveram estudo comparativo *in vitro* com 240 mini-implantes em titânio (Liga Ti-6Al-4V), em formatos cilíndrico e cônico de tamanhos diversos (amostra A, variada, composta por peças de 1,2 mm x 10 mm e 1,3 mm x 11 mm; amostra B, média, formada por mini-implantes com 1,5 mm x 11 mm, 1,5 mm x 10 mm e 1,6 mm x 10 mm e amostra C, grande, com mini-implantes de 1,8 mm x 10 mm, 2 mm x 10 mm e 2 mm x 11 mm). O substituto ósseo utilizado foi a espuma de poliuretano de 25 PCF e a amostra (A) apresentou torques de 291 N (cilíndricos) e 245 N (cônicos), 246 N (cilíndricos) e 244 N (cônicos) na amostra B e 373 N (cilíndricos) e 287 N (cônicos) na amostra C.

No tocante à estabilidade primária, tanto Walter *et al.* (2013) quanto Brinley *et al.* (2009) frisaram o bom desempenho mecânico em testes laboratoriais no substrato de mini-implantes em diâmetros menores, muito embora na amostra considerada os mini-implantes se apresentassem acima da recomendação de diâmetro igual ou superior a 1 mm. O grupo que continha peças de menor diâmetragem (A) teve desempenho superior ao grupo de formato médio (B), no qual se inseriu dimensão similar a da peça testada no presente estudo (1,6 mm x 10 na amostragem e 1,6 mm x 11,2 mm no teste realizado nesta pesquisa). Além disso, são peças relativamente longas, o que sugere a positiva influência desse fator na melhoria da estabilidade primária na instalação, bem como a correlação entre um diâmetro maior e mais estabilidade, dados os torques superiores da amostra mais avantajada formada por peças de 1,8 mm e 2 mm.

Em complemento, os mini-implantes cilíndricos apresentaram maior demanda de força no teste de arrancamento, com torques em média 44,6 N mais elevados que os demais e, no grupo B houve maior uniformidade em demanda de força de arrancamento, provavelmente por ser o corte composto pelos diâmetros e comprimentos mais usualmente preconizados como seguros pela literatura (NOVA *et al.*, 2008; DELATORRE, 2009; WILMES *et al.*, 2011).

As peças cônicas costumam ser mais destacadas na literatura em seu desempenho na estabilidade primária, mas essa percepção pode decorrer da menor demanda de habilidade do operador para uma boa fixação garantida pelo formato dessa peça. Na soma dos torques, os grupos com maiores dimensões apresentam até 44,6 N a mais de força de arrancamento, o que pode sugerir associação entre

comprimento e diâmetro da peça e melhor embricamento ósseo e, conseqüentemente, melhor proporção de espaço de trabalho da rosca para o envolvimento ósseo, com o bom desempenho na estabilidade primária (NOVA *et al.*, 2008; SQUEFF *et al.*, 2008).

Por fim, para finalidades comparativas, é importante citar um perfil genérico do desempenho deste teste em substitutos naturais. Na pesquisa de Marquezan *et al.* (2011), estudo preliminar com crista ilíaca de osso púbico e pélvico bovino (n=20 mini-implantes autoperfurantes nacionais de 1,44 mm x 6 mm, inseridos manualmente) apontou força de arrancamento entre 115-369 N.

Os valores de arrancamento de Trindade (2013), em seu estudo comparativo de avaliação da influência das roscas na estabilidade primária de mini-implantes de 1,4 mm x 8 mm e perfil transmucoso de 1 mm (Liga Ti-6Al-4V) testados em costela suína (*Sus scofra*), foram mais uniformes, mas bastante próximos dos obtidos em substratos industriais, variando entre 125 N a 150 N.

### **3 OBJETIVO**

#### **3.1 Objetivo Geral**

Analisar *in vitro* a estabilidade primária à remoção por tração axial do mini-implante nacional *Cross Basic* (1,6 mm x 11,2 mm, Dentfix<sup>®</sup>, *Allied Titanium* Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil), com o uso de procedimentos metodológicos referidos pela normatização ASTM (*American Society for Testing and Materials*) F543 (ASTM F543, 2007).

#### **3.2 Objetivos específicos**

- Discutir os valores do teste de tração com os apresentados em revisão de literatura, e
- Verificar a viabilidade do mini-implante nacional testado para uso clínico.

## **4 MATERIAIS E MÉTODO**

### **4.1 Tipo de pesquisa**

Estudo experimental *in vitro* descritivo-analítico transversal da resistência de mini-implantes (n=5) de Liga de titânio, Alumínio 6 e Vanádio 4 (Ti-6Al-4V), em ensaio mecânico de arrancamento por tração axial.

### **4.2 Local da pesquisa**

A testagem laboratorial foi realizada no Laboratório Scitec - Soluções em Ensaio de Materiais e Produtos (Palhoça, Santa Catarina, Brasil), normatizado pela Norma de Gestão Laboratorial NBR/ISO/IEC 17025, acreditado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO), habilitado pela Rede Brasileira de Laboratórios Analíticos em Saúde (REBLAS) e reconhecido pela Rede Metrológica de São Paulo (REMESP), pela Organização Nacional da Indústria do Petróleo (ONIP) e pelo Conselho Regional de Engenharia, Arquitetura e Agronomia (CREA). A análise dos resultados e arcabouço bibliográfico foi desenvolvida na cidade de Campo Grande, Mato Grosso do Sul, dentro do Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS).

### **4.3 Material testado**

Mini-implante Ortodôntico *Cross Basic*, produzido pela empresa brasileira *Dentfix*<sup>®</sup> (*Allied Titanium Ltda.*, Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil), em amostra de 5 unidades identificadas laboratorialmente sob o intervalo CP 563-11EE-01 a 563-11EE-05 e fabricados com o material ASTM F136 (*Standard Specification*

for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI - Extra Low Interstitial - Alloy of Surgical Implant applications) (Ti-6Al-4V) (ASTM F136, 2002), totalmente rosqueados com rosca simétrica, cilíndricos, autoperfurantes com um fresado, de superfície inferior de cabeça plana e acabamento usinado.



Figura 4 – Mini-implante Ortodôntico *Cross Basic* 1,6 mm x 11,2 mm - *Dentfix*<sup>®</sup> (Allied Titanium Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil).

A normatização de fabricação do produto segue a seleção usual do mercado ortodôntico nacional e internacional e, de modo correspondente, os padrões de testagem adotados neste estudo foram correspondentes a essa normatização.

#### Quadro 1 – Dimensões nominais do mini-implante

Descrição	Valor nominal / Dimensões
Diâmetro externo da rosca	1,6 mm
Diâmetro interno da rosca	0,9 mm
Comprimento do mini-implante	11,2 mm
Passo	0,60
Altura da cabeça	2,20 mm
Comprimento não roscado	-
Comprimento de rosca	9,0 mm
Ângulo de hélice	60°

## 4.4 Técnicas, instrumentos e procedimentos de coleta de dados

### 4.4.1 Normativas técnicas

Os mini-implantes foram testados conforme as determinações da norma ASTM F543 (2007) (*Standard Specification and Test Methods for Metallic Bone Screws – especificações padrão e métodos de testagem para parafusos ósseos metálicos*). A norma foi elaborada para a testagem de parafusos de aplicação óssea

em geral, e se estende aos mini-implantes por compartilharem dessa natureza. A opção pela testagem dentro do perfil normativo do material de produção do mini-implante testado (ASTM) foi uma seleção metodológica de uniformização.

Há normativa brasileira eventualmente cabível à testagem desses materiais, elaborada pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT NBR 15675), mas, suas orientações são genéricas. Por essa razão, é comum que se opte pela normatização internacional, seja para fins científicos ou de mercado. Também por isso, as creditações nacionais laboratoriais para testes de resistência de torção, arrancamento, inserção e remoção com a chancela do INMETRO, acolhem as normas nacionais (Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT), bem como ISO e ASTM, esta última mais completa no que se refere a procedimentos (ABNT, 1996; Haje e Volpon, 2006), ficando a seleção metodológica a critério do realizador do estudo ou do procedimento laboratorial mais adequado.

Nessa possibilidade de escolha metodológica, o estudo optou pelas normatizações da ASTM, nas diretrizes que se orientam a conversão para testagem de parafusos ósseos, como é a natureza do material avaliado (mini-implantes). A escolha também foi sustentada em razão de que a maior parte dos parafusos ósseos mundialmente ensaiados é produzido em aço inoxidável ou ligas de titânio, cuja fabricação é orientada pela ASTM F138 (*Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants*) ou ASTM F136 (*Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI "Extra Low Interstitial" Alloy for Surgical Implant Applications*) (STERNICK *et al.*, 2012; KLIAUGA *et al.*, 2010), como é o caso do mini-implante avaliado neste estudo.

#### 4.4.2 Materiais de testagem – o substituto ósseo

Em correspondência à uniformização normativa, a escolha do substituto ósseo para testagem laboratorial foi realizada conforme a norma ASTM F1839<sup>1</sup> (2008), que condensa as especificações de uso de blocos ou folhas de poliuretano

---

<sup>1</sup>*Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for Testing orthopedic devices and instruments* – especificações padrão para a espuma rígida de poliuretano para uso como material-padrão em testes ortopédicos de ensaio e instrumentos

rígido (espuma de poliuretana) para uso em testes mecânicos de dispositivos ortopédicos e instrumentos, também estendida na prática laboratorial de testagem aos mini-implantes (ASTM F1839, 2008; ASTM F136, 2002).

A espuma de poliuretana apresenta similaridade em propriedades físicas ao osso natural e tem uso orientado em testagens laboratoriais em razão da representação positiva do teor de vazios (densidade) e de resistência (compressão, corte, cisalhamento e arrancamento), aparência e estabilidade dimensional dos modelos humanos, mas com maior uniformidade (ASTM F1839, 2008).

Esta avaliação adotou a espuma de poliuretana 40 PCF, mencionada e/ou utilizada nas pesquisas de Nova *et al.* (2008), Phiton (2010), Okazaki *et al.* (2008), Bartschi (2011), Mazzo *et al.* (2012) e Osliscovicz *et al.* (2013). As dimensões aplicadas no teste foram de 25 x 180 x 40 mm com pré-furo (Squeff *et al.*, 2008) de 1,1 mm, em blocos utilizados sem pré-rosqueamento, com espaço médio de 36 mm entre os furos. Não foram selecionados substitutos ósseos naturais por sua não ligação com as normatizações de testagem e risco de fenestrações capazes de comprometer a uniformidade e precisão dos resultados (BARBOSA *et al.*, 2012).

#### 4.4.3 Procedimentos e instrumentos aplicados

Os mini-implantes foram inseridos no bloco de espuma de poliuretana 40 PCF (25 mm x 180 mm x 40 mm) (ASTM F1839, 2008), com pré-furo de 1,1 mm (sem pré-rosqueamento) e distância de 36 mm entre os furos, velocidade de 3 Rotações Por Minuto (RPM) (ASTM F543, 2007), com profundidade de inserção (H) de 5,4 mm. A aplicação da carga trativa ocorreu com o uso de garra auto-travante que envolveu a cabeça do mini-implante para contato com a superfície inferior do corpo de prova, na velocidade constante de 5 mm/min e obtenção de curva de força pela fórmula: força (N) x Deslocamento (mm).

O espaço de pressão (S) utilizado foi de 33 mm, para garantir a preservação do substituto ósseo na aplicação dos demais mini-implantes em teste, sem deformações de influência, conforme se pode observar na ilustração de ensaios mecânicos diversos (SANTOS e SANCHES, s.d).

Os blocos de ensaio apresentaram altura (L) de 40 mm. As provas ocorreram à temperatura de 20°C em ambiente seco e tiveram encerramento dado pela falha do corpo de prova (total remoção). Foi utilizado o seguinte instrumental:

Quadro 2 – Instrumentos aplicados no ensaio estático de arrancamento de mini-implante

Descrição	Fabricante	Certificação / Calibração
Máquina universal de ensaio mecânico Servo Mecânica 5	EMIC (DL 10000)	-
IM 0070 Transdutor de Força – 500 N – Maq 5	EMIC (SV50 R9 255)	CERTI 7023/10 29/11/2011
Paquímetro Digital 150 mm	Amatools (Digital 6)	CERTI 0176/11 01/02/2012

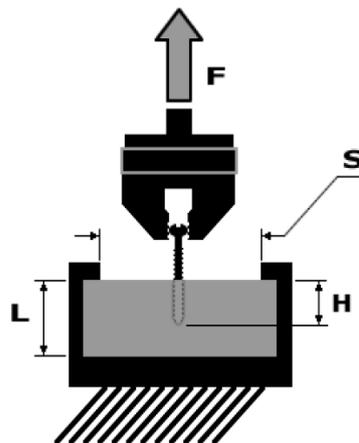


Figura 5 - Ilustração do ensaio de arrancamento de mini-implante

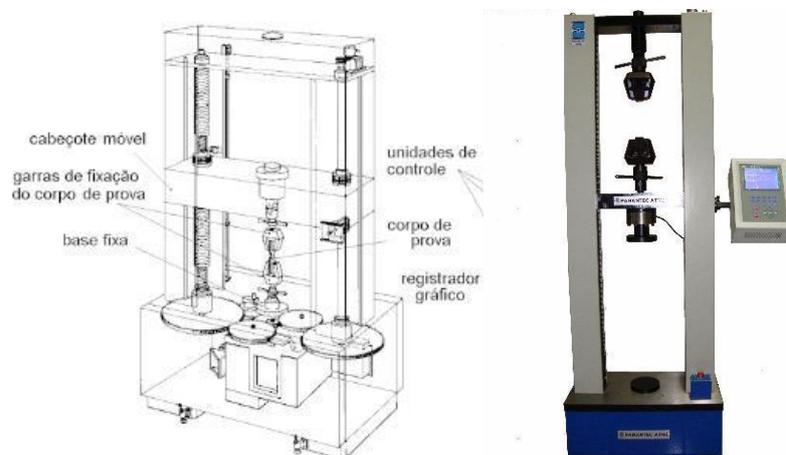


Figura 6 – Esquematização de Máquina universal de ensaios e foto ilustrativa (TELECURSO, 2000; SOLOSTOCKS, 2014).

#### 4.5 Revisão e tratamento de dados

A etapa teórica do estudo foi elaborada mediante levantamento bibliográfico entre os anos de 1983-2014, com publicações em sua maioria (mas não exclusivamente) classificadas dentro dos critérios de Qualis A e B, conforme a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), para a constituição de comparativos, orientações e testagens.

Os testes aplicados ao produto tiveram seus resultados apresentados de modo individualizado e em média geral, em uma condensação de dados que considerou a média, o desvio-padrão e a incerteza (U) presentes nos mini-implantes. A incerteza padrão da medição foi determinada como medição do tipo A, que é a avaliação da incerteza por meio de análise estatística de variadas observações. O padrão de sua aferição é o desvio experimental da média obtida a partir da realização de procedimentos ou então de uma análise regressiva apropriada, no caso deste estudo, a média dos resultados. É uma natureza da avaliação utilizada quando várias medições foram feitas para gerar grandezas de entrada suficientes para apresentar dispersão nos valores observados. A tabulação dos dados e resultados foi procedida pelo programa *BioStat*<sup>®</sup>.

## 5 RESULTADOS

O modelo de falha característico detectado foi o arrancamento do mini-implante. A tabela de resultados obtidos encontra-se adiante:

Tabela 1 – Resultado do teste de arrancamento

Mini-implante (n=5)	(N)
01	263
02	285
03	265
04	278
05	288
<b>Média</b>	<b>276</b>
<b>Desvio-padrão</b>	<b>11</b>
<b>Incerteza (U)</b>	<b>10</b>

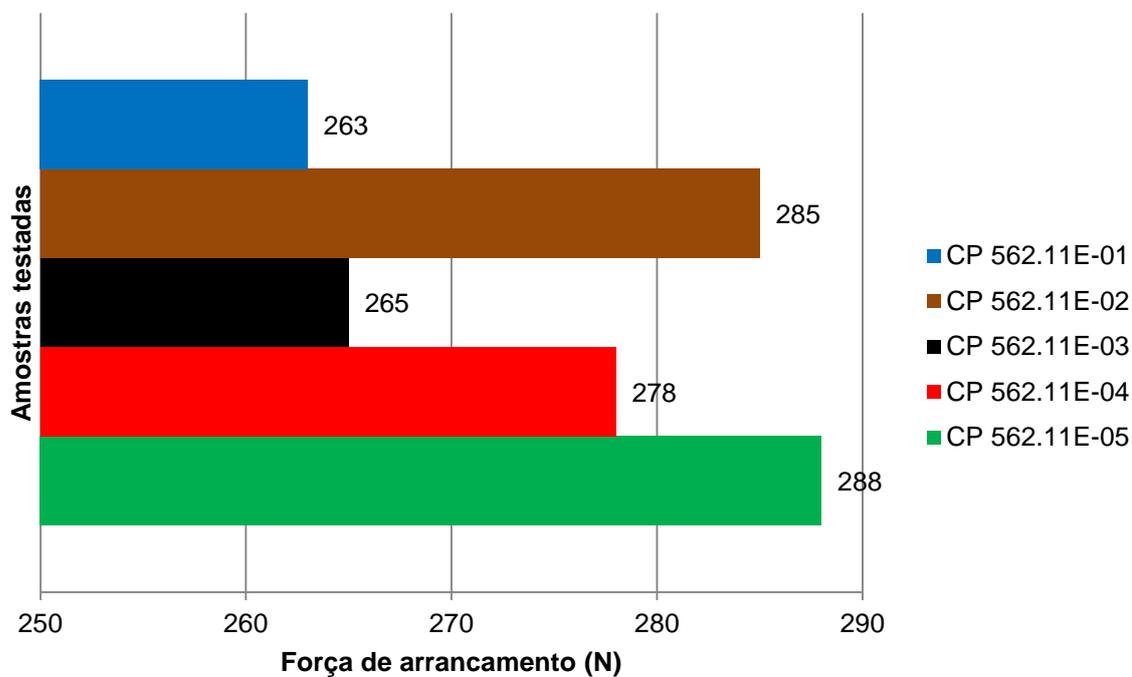


Figura 7 – Resultados do teste de arrancamento.

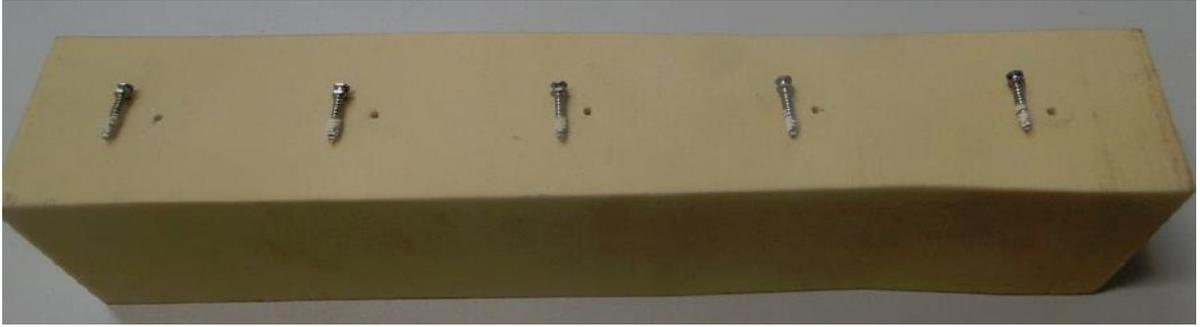


Figura 8 – Mini-implantes utilizados como corpos de prova (CP) após o ensaio.

## 6 DISCUSSÃO

Evoluções da Ortodontia moderna, os mini-implantes são peças resistentes, eficientes e de permanência temporária, cuja utilização tem como principal benefício a preservação anatômico-funcional. Na maioria dos casos, pode receber carregamento imediato de forças e tem poucas contraindicações (CREEKMORE e EKLUND, 1983; BOUSQUET *et al.*, 1996; KANOMI, 1997; COSTA *et al.*, 1998; CELENZA e HOCHMANN, 2000; LIMA-ARAÚJO *et al.*, 2010; MARASSI *et al.*, 2005; SERRA *et al.*, 2007; ARAÚJO *et al.*, 2008; NOVA *et al.*, 2008; SQUEFF *et al.*, 2008; ROTHIER e VILELLA, 2009; DOMINGOS *et al.*, 2010; HYDE *et al.*, 2010; LIMA *et al.*, 2010; KORRODI e KYUNG, 2005; PAIVA *et al.*, 2013).

Este estudo realizou a testagem de arrancamento no mini-implante ortodôntico brasileiro *Cross Basic* (1,6 mm x 11,2 mm, *Dentfix*<sup>®</sup>, *Allied Titanium* Ltda., Santa Rita do Passa Quatro, São Paulo, Brasil), por ser uma alternativa eficiente na verificação do potencial de embricamento ósseo (Branemark, 1983; Dobranski *et al.*, 2010; Domingos *et al.*, 2010; Lima *et al.*, 2010; Marquezan *et al.*, 2011; Barbosa *et al.*, 2012), com maior conformidade metodológica, se comparado a outros testes, o que reduz os riscos de viés de resultados (PITHON, 2007; OKAZAKI *et al.*, 2008; SALMÓRIA *et al.*, 2008; PAPADOPOULOS, 2009; PITHON, 2010; BARTSCHI, 2011; ELIAS *et al.*, 2011; BARBOSA *et al.*, 2012; HEO *et al.*, 2012; MARQUEZAN *et al.*, 2011; MAZZO *et al.*, 2012; TRINDADE, 2013).

A opção pela testagem dentro da normatização da produção do mini-implante (ASTM F136, 2002) foi uma seleção metodológica de correspondência natural do produto, visando ainda enquadrar-se à normatização recorrente da fabricação de peças desta natureza no mercado. Quanto ao levantamento que deu suporte a discussão, os estudos foram considerados dentro do intervalo de tempo especificado (1983-2014) e os critérios que serviram para a inclusão dos materiais foram a presença de uma boa definição e clareza metodológica na testagem de arrancamento e a proximidade com os materiais de teste utilizados nessa avaliação, a saber, a espuma de poliuretano (em densidades diversas) e a realização dos testes em mini-implantes produzidos em mesmo material que o produto testado. Alguns estudos externos à Ortodontia foram incorporados, com a única finalidade e critério de sua aplicabilidade em elucidar fatores ligados ao mini-implante testado e

ao seu desempenho nos testes, como por exemplo, o trabalho de rosca e questões relacionadas ao *design* da peça. A exclusão dos materiais se deu pela ausência de critério ou clareza metodológica, uso de substratos ósseos de natureza diferenciada ou precariedade na descrição dos fatores relacionados aos resultados evidenciados pelos testes. A filtragem resultou em 72 referências, discutidas sistematicamente em sequência.

Quanto ao diâmetro e ao comprimento do mini-implante testado, deve-se considerar que as peças de menor diâmetro são associadas na literatura à maior chance de fratura na instalação ou retirada (Nascimento *et al.*, 2006; Araújo *et al.*, 2008; Brinley *et al.*, 2009; Reynders *et al.*, 2009; Rothier e Vilella, 2009; Barros *et al.*, 2011; Tsausoglou e Topouzelis, 2006; Suzuki *et al.*, 2013; Kitahara-Céia *et al.*, 2013), mas esta nossa avaliação não se orientou diretamente esse fator. O foco da pesquisa foi o arrancamento, no qual a resistência da peça foi testada na tração de sua instalação por força unidirecional, que remove sem giro o parafuso (ou mini-implante, conforme natureza do teste) do substrato de instalação. Situação diversa da que ocorre com os testes de inserção e remoção, que envolvem movimento horário para a colocação e a retirada ocorre com movimento anti-horário, aferindo os torques (força) geralmente dentro das quatro primeiras voltas (filetes). Assim, pelo alvo do estudo, não é possível precisar na prática sobre a resistência da peça nesse ambiente, embora dentro do citado na literatura, o diâmetro e o comprimento do mini-implante estejam em uma faixa segura de bom desempenho.

O diâmetro de 1,6 mm tem bom desempenho em zonas edêntulas e de baixa densidade óssea (Nascimento *et al.*, 2006), mas não unicamente nessas áreas. A proporção diâmetro x comprimento deve ser suficiente para promover uma boa zona de contato ósseo e trabalho de fixação (Brinley *et al.*, 2009; Walter *et al.*, 2013) e há sugestão de que o mini-implante apresente boa proporção dessa zona de contato, por ter um comprimento alongado, superior a 11 mm, associado a bom diâmetro (WALTER *et al.*, 2013).

Schneider *et al.* (2010) testaram mini-implantes pouco menores (11 mm) que o mini-implante ensaiado (11,2 mm) e identificaram influência do comprimento na qualidade da estabilidade primária, embora não seja possível precisar um tamanho ideal. Embora o estudo não permita precisar em qual ponto há maior influência do diâmetro na adição de torque de arrancamento, os valores reforçam a faixa de segurança da literatura a respeito de bom desempenho em formatos com

comprimento superior a 8 mm, para melhor proporção de zonas de contato (TSAUSOGLU e TOPOUZELIS, 2006).

A presença de diâmetro e comprimento mediano é ideal para o bom desempenho do produto, pois facilita a adaptação e a resistência à falha nas instalações sem o comprometimento da estabilidade primária (Walter *et al.*, 2013) e o mini-implante apresenta essas dimensões, não sendo o mais longo (entre 12 mm a 14 mm) nem o mais espesso (2 mm), mas se posicionando em uma faixa de proximidade média desses quesitos (KIM *et al.*, 2005; NOVA *et al.*, 2008; SQUEFF *et al.*, 2008; DELATORRE, 2009; ROTHIER e VILELLA, 2009; ELIAS *et al.*, 2011; WILMES *et al.*, 2011; TSAUSOGLU e TOPOUZELIS, 2006).

No teste de arrancamento, a força média de remoção obtida dos valores dos 5 mini-implantes avaliados foi de 276 N, bastante superior à demanda fisiológica (entre 0,3 N – 4 N) (BARBOSA *et al.*, 2012). Embora a demanda fisiológica e a realidade de testagem sejam drasticamente diferenciadas, é importante citar a superioridade de força obtida no substrato ósseo de representação de uma peça óssea de alta densidade para destacar a sugestão de capacidade de embricamento do mini-implante testado. O osso humano tende a ser naturalmente menos demandante de força e apresentar menor densidade, o que sugere a possibilidade de alto desempenho de envolvimento ósseo do parafuso em ossos de boa densidade e, possivelmente bom desempenho mesmo em baixas densidades dada a superioridade de força manifesta aos valores mínimos e máximos da fisiologia humana, variável por expectativa. Do mesmo modo que os mini-implantes tendem a apresentar na literatura, com frequência, desempenho significativamente maior que a exigência fisiológica em testes laboratoriais, o mini-implante ortodôntico *Cross Basic* manteve essa diretriz.

Foi aplicada força unidirecional para o arrancamento, visando maior padronização metodológica, relacionada aos objetivos do estudo. Também se reconhece que embora na prática clínica as peças não sejam expostas nem a arrancamentos (por serem altamente destrutivos, mas sim a remoções, que são feitas pelo giro inverso do mini-implante ao seu sentido de implantação) tampouco sejam frequentemente expostas a forças unidirecionais, mas sim diversas, a padronização que este tipo de ensaio permite no que se refere ao maquinário utilizado e a normatização justificam a sua opção (BARBOSA *et al.*, 2012).

A força média para arrancamento obtida no estudo foi superior à maioria dos registros em mesmo tipo de substituto ósseo em várias densidades (BRINLEY *et al.*, 2009; SCHNEIDER *et al.*, 2010; ALSAMAK *et al.*, 2012; WU *et al.*, 2011; WALTER *et al.*, 2013).

No mini-implante testado, o desempenho se apresentou de modo uniforme (média de 276 N, variando entre 288 - 263 N, desvio padrão de 11), indicando uniformidade amostral. Atingida a força máxima, todas as peças foram removidas com torque superior a 4 N, igualmente superior aos limites fisiológicos indicados por Barbosa *et al.* (2012).

Yu *et al.* (2014) testaram mini-implantes de aço inoxidável SUS316LVM em espuma de poliuretano rígida 50 PCF recoberta de folhas de epóxi para verificar os efeitos de adições de *design* no desempenho mecânico dessas peças. Embora em material diferenciado do utilizado no produto-teste deste estudo, os resultados ofereceram um comparativo a respeito do potencial do material: foram testados mini-implantes de 1,6 mm x 9,5 mm de diâmetro aplicados em simulações de espessuras diversas de cortical óssea (0 mm, 1 mm e 2 mm) elaboradas com o substituto ósseo. Os resultados mostraram força média de arrancamento de 277,5 N .

Embora o procedimento relatado na metodologia do estudo quanto aos testes tenha sido regulamentado pela ASTM F543 (2007), Yu *et al.* (2014) adotaram liberdade na incrementação do substituto ósseo para os objetivos do estudo. É possível que o torque elevado das peças tenha correlação com a maior densidade da poliuretano utilizada no substituto ósseo, amplamente reconhecida como fator de influência na literatura seja decorrente da presença de *layout* diferenciado de rosca, um dos objetivos de avaliação do estudo.

O alto torque obtido, por ser em substituto ósseo de maior densidade, tende a ser significativamente inferior no osso humano, mas ainda assim bastante superior ao limite fisiológico. Assim, são necessários testes clínicos *in vivo* para mensurar o nível dessa relação. Contudo, a previsão de bom desempenho se sustenta em razão do torque de arrancamento superior à média dos mini-implantes avaliados pela literatura e aptos ao uso, sendo inclusive correntes no mercado.

O desvio-padrão obtido na amostra testada (n=5) foi de 11, similar ao obtido no estudo de Yu *et al.* (2014) e outros com peças de tamanho similar. O baixo desvio sugere boa uniformidade de desempenho, que pode tanto decorrer das semelhanças entre a literatura e os testes em relação aos substratos de testagem

(espumas de poliuretana de alta densidade), tamanho/*layout* ou material de confecção das peças, a Liga de titânio Ti-6Al-4V (ELI ou não). A tabela seguinte (Tabela 2) ilustra o desempenho nas testagens:

Tabela 2 – Síntese de desempenho em testes de arrancamento da literatura coletada e avaliação do mini-implante testado

<b>FORÇA DE ARRANCAMENTO</b>				
<b>Espumas de poliuretana</b>				
<b>Autor(es)</b>	<b>Ano</b>	<b>Tipo de estudo</b>	<b>Descrição dos materiais</b>	<b>Força (N)</b>
Brinley <i>et al.</i>	2009	Estudo comparativo <i>in vitro</i>	Mini-implantes de titânio, formatos de 0,75 mm, 1 mm e 1,25 mm x 6 mm – espuma de poliuretana 15 PCF	38,4 - 104,3 N
Schneider <i>et al.</i>	2010	Análise biomecânica	Mini-implantes de titânio, comprimentos de 7 mm, 11 mm e 17 mm – espuma de poliuretana 40 PCF	20 N (7 mm), 97 N (11 mm) e 137 N (17 mm)
Wu <i>et al.</i>	2011	Estudo comparativo <i>in vitro</i>	Mini-implantes palatais 2 mm – força de arrancamento horizontal e vertical – espuma de poliuretana 40 PCF	Vertical de 109,7 - 139,6 N e horizontal de 124,8 - 179,7 N
Yu <i>et al.</i>	2014	Estudo comparativo <i>in vitro</i>	Mini-implantes de aço inoxidável de 1,6 mm x 9,5 mm – espuma de poliuretana 50 PCF	277,5 N
Marquezan <i>et al.</i>	2011	Estudo comparativo <i>in vitro</i>	Mini-implantes autoperfurantes nacionais 1,44 x 6 mm – crista íliaca de osso pélvico e púbico bovino	115 - 369 N
Trindade	2013	Estudo comparativo <i>in vitro</i>	Mini-implantes de 1,44 mm x 8 mm – costela suína ( <i>Sus scofra</i> )	125 - 150 N

Na literatura coletada, há presença de variações de formato, técnica de instalação e *design*, responsáveis pelas variações gerais de resultado no arrancamento, ao passo que a testagem aplicada ao mini-implante alvo deste estudo comportou uma amostra com 5 unidades de mesmo modelo, ou seja, diâmetro e comprimento. Também se reconhece que, na condensação de resultados, há uma grande variação de diâmetros e comprimentos, o que impede a realização de uma metanálise ou produção de dados como médias e medianas, em razão dessa situação e do alto risco de viés ou imprecisão das informações produzidas.

Os resultados da literatura que podem ser verificados na Tabela 2, relacionados aos testes desenvolvidos em espuma de poliuretano 40 PCF (Schneider *et al.*, 2010; Wu *et al.*, 2011) tendem a ser pouco superiores à força obtida para outras densidades. Mas, esses valores, que não confirmam a tendência da poliuretano em apresentar maior demanda de força de arrancamento, podem ser ligados às variações de dimensão e comprimento das peças testadas. Bem mais que o substrato, as variações de *design* sugerem ser mais influentes que este fator (densidade do substrato), até em razão de que Yu *et al.* (2014), em espuma de poliuretano mais densa, obtiveram valores maiores de arrancamento que os obtidos neste estudo ainda que com um parafuso de comprimento menor que o testado nesta avaliação.

Assim, as poliuretanas de alta densidade seriam mais eficientes na reprodução de situações críticas de uso, como se pode perceber no desempenho elevado de torque obtido por Yu *et al.* (2014), mesmo em peças de material diferenciado (aço inoxidável), replicando o potencial do substrato em reproduzir condições críticas de fixação.

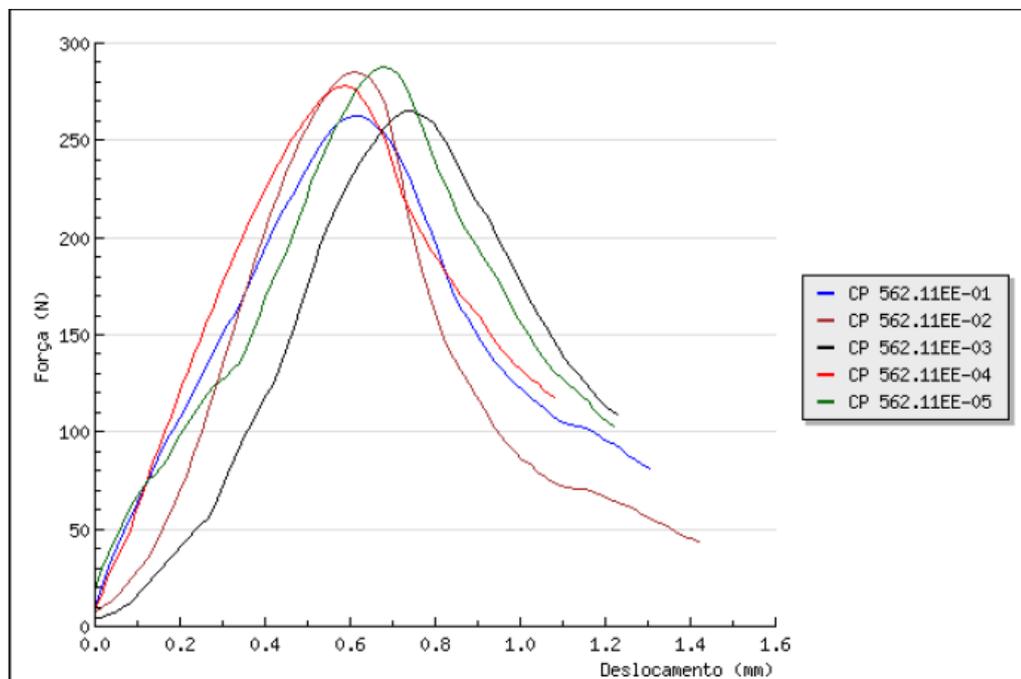


Figura 9 – Curvas de Força (N) x Deslocamento (mm) obtidas nos ensaios.

Os valores oferecidos pelo teste de tração representam um importante preditivo de boa estabilidade primária. Dentro das possibilidades de previsão desta

testagem, ancoradas pela literatura, o resultado (276 N em média) demonstrou que o mini-implante apresenta ótimo desempenho na testagem de arrancamento.

Este trabalho avaliou o formato cilíndrico e embora a literatura atribua maior estabilidade primária a formatos cônicos, menos dependentes da prática de instalação do operador, peças cilíndricas têm maior capacidade de envolvimento ósseo. Se por um lado podem se apresentar mais agressivas na perfuração, seu formato tende a funcionar como uma trava natural à inserção óssea, o que aumentaria o seu potencial de permanecer sem deslocamento ou com o mínimo deslocamento possível durante o plano de tratamento ou nas testagens (JANSON *et al.*, 2006; SANTIAGO *et al.*, 2009; GIGLIOTTI *et al.*, 2011; BORGES e MUCHA, 2010; DUCOS, 2010; GOMES, 2011).

É comum na prática clínica o uso de perfuração de pré-instalação inferior ao diâmetro do mini-implante para melhorar a estabilidade primária (Alsamak *et al.*, 2012; Squeff *et al.*, 2008), mas, conforme o valor de arrancamento obtido pelo mini-implante testado, superior à média da maioria da literatura, essa prática vem a contribuir para a diminuição do risco de falha da peça, principalmente nos torques de inserção, quando associada a mini-implantes de *design* extremo ao mediano.

Não há inovações no sentido do formato ou de estruturas adicionais na peça avaliada e o desempenho mais elevado que o identificado na literatura sugere uma associação a seu desenho de rosca. Embora a forma cilíndrica tenha sido associada a uma maior demanda de domínio técnico durante a instalação, para a prevenção de danos anatômico-funcionais e bom desenvolvimento da estabilidade secundária, a capacidade de fixação no osso tende a superar os prováveis riscos de uso da peça (ELIAS *et al.*, 2005; JANSON *et al.*, 2006; SQUEFF *et al.*, 2008; NOVA *et al.*, 2008, DOBRANSKI *et al.*, 2010; GARCIA e CASTILLO, 2011).

O uso de uma evolução da Liga de titânio Grau 5, sua versão ELI, pode também ter associação com o bom desempenho da peça, uma vez que o material tende a ser totalmente desfavorável à integração óssea, mas elaborado de tal forma a favorecer o embricamento ósseo imediato (ELIAS *et al.*, 2005; GARCIA e CASTILLO, 2011).

O *design* do mini-implante (material, desenho e rosca) se apresentou favorável ao embricamento ósseo. A presença de uma zona de trabalho de rosca em dimensões superiores ao diâmetro interno do mini-implante pode ser associada a uma maior força de fixação da peça nos substratos de instalação, sejam ossos

humanos ou naturais. Como não há o afunilamento tradicional das peças cônicas, o funcionamento do mini-implante tende a romper o osso para se instalar e o trabalho de rosqueamento naturalmente desenvolve uma garra de envolvimento ósseo que permite a sua fixação no campo de instalação de modo suficiente. A ponta exerce o trabalho de abrir o espaço no substrato de fixação e o corpo, exerce o trabalho de agarramento, fortalecido pela uniformidade de diâmetro que é praticamente a mesma na parte rosqueada da peça, exceto na que se serve à perfuração e cabeça.

O rosqueamento e a estrutura de hélices sugerem boa colaboração para evitar o deslocamento da peça e suportar a aplicação de forças, conforme desempenho na testagem aplicada, confirmando neste estudo a orientação de influência de Plana *et al.* (2013), ao contrário do que sugeriu Syrrakou e Halazonetis (2012), para quem as hélices não seriam influentes. As correlações migradas da engenharia de Norton (2004) também sugeriram possibilidade de aplicação no caso estudado, dada a exemplificação da influência do trabalho eficiente das roscas na promoção de uma boa estabilidade primária.

A maior parte dos estudos e especificações técnicas de mini-implantes menciona unicamente o diâmetro externo da rosca, ou seja, aquele que inclui a zona de rosqueamento. O diâmetro interno não é mencionado com frequência, mas, a literatura sugere que exista influência do tipo de rosqueamento e apresentação na qualidade de perfuração e embricamento ósseo, o que torna sua menção significativa. Mas, como ocorre com grande parte dos fatores de destaque entre mini-implantes, essa assertiva não é uniforme (NORTON, 2004; NOVA *et al.*, 2008; SQUEFF *et al.* 2008; KLIAUGA *et al.*, 2010; SYRRAKOU e HALAZONETIS, 2012).

O ângulo de hélice da peça ( $60^\circ$ ) se replica por todo o corpo ativo de modo praticamente uniforme, o que representa uma distribuição de roscas em curtos espaços sistemáticos, que resulta em uma peça cortante e com alto poder de penetração óssea. O rosqueamento total e uniforme, somado à ponta afilada, forma uma estrutura eficiente em se embricar no osso na instalação e que desenvolve, por seu formato cilíndrico, uma espécie de travamento natural (NORTON, 2004; COPE, 2011; PLANA *et al.*, 2013). Isso oferece maior resistência à remoção, conforme evidenciou o resultado de testagem, mais elevado que a média geral registrada na literatura.

A ligação da geometria dos mini-implantes com sua estabilidade primária é controversa em relação ao desempenho de cada formato. Yano *et al.* (2006) e Sung *et al.* (2004) concluíram que o formato cilíndrico não seria tão eficiente quanto o cônico para a promoção de estabilidade primária e o carregamento de forças nos mini-implantes deveria ser feito após período de cicatrização da peça. Na visão dos autores, o formato cônico oferecia imediata e suficiente estabilidade para a aplicação de forças e seria mais eficiente na promoção de zona de contato entre implante e osso.

Mas, essa visão não é compartilhada por parte dominante da literatura que afirma serem as peças cilíndricas, ou autoperfurantes, aquelas que teriam melhor desempenho na estabilidade primária. Para Squeff *et al.* (2008), Rothier e Vilella (2009) e Gigliotti *et al.* (2011) o contato direto das roscas com o osso durante a instalação promoveria maior embricamento ósseo e fixação do mini-implante.

Não se poderia, frente a isso, afirmar diretamente quanto a ineficácia do formato cilíndrico ou sobre o seu desempenho além dessa observação, uma vez que esse formato tem sido explorado em pesquisas e produtos como os de Cope (2011), que se utilizam do rosqueamento cortante do formato cilíndrico para aumentar a estabilidade das peças no osso cortical e obtêm com isso área superficial de contato mais ampla. Embora a perfuração óssea possa ser mais eficiente com a estruturação cônica, o formato cilíndrico tem maior desempenho na adesão ao sítio, servindo após rosqueado como uma espécie de travamento de fixação. Entre um e outro argumento de desempenho, há sugestão de que a avaliação do formato cilíndrico tenha uma maior eficiência em relação ao controle de inserção.

Frente a essa variação, pode-se analisar o fator com base em um elemento pouco abordado: embora a geometria dos mini-implantes seja fundamental para a escolha da técnica de instalação (Squeff *et al.*, 2008), pode-se sugerir uma ligação entre a estabilidade primária do mini-implante com o sistema de roscas, o que tornaria o seu *layout* mais determinante nesse sentido que propriamente sua geometria (formato).

É importante destacar que, para fins comparativos e desenvolvimento de metanálises, a consideração de pesquisas similares em métodos e materiais é fundamental, contudo, mesmo na testagem de arrancamento, há intensa variação na literatura e baixa quantidade de estudos que consideram essa metodologia no presente, por estar em crescimento perceptivo.

Dessa forma, a inserção de informações comparativas, criticamente avaliadas, é uma forma de mediar as conclusões do estudo conforme os parâmetros existentes na literatura.

A análise do desempenho do teste de arrancamento sugere eficiência no atendimento do interesse clínico protagonista da estabilidade primária. Maiores estudos são necessários para validar essa perspectiva no uso clínico, dada a natural limitação e impossibilidade das testagens de avaliação da estabilidade secundária e perfis de uso prático do produto.

Quanto ao teste, isoladamente em relação à capacidade de estabilidade primária, houve suficiência no retorno de uma predição de desempenho, conforme o questionamento central proposto e os resultados obtidos não se mostraram dissonantes de outros estudos coletados pela literatura.

Sugere-se, com isso, que o mini-implante foi suficientemente avaliado no sentido de oferecer capacidade de embricar-se no osso, uma vez que não apresentou falha ou perda de peças, bem como os níveis retornados foram suficientemente compatíveis, comparáveis e mesmo superiores aos da literatura.

O benefício de se utilizar isoladamente o teste de arrancamento para a avaliação da estabilidade primária é a abordagem isolada e laboratorial de um teste que não pode ser reproduzido *in vivo* e que incorpora uma das demandas mais críticas a qual a peça pode ser submetida, testando o seu desempenho extremo, tanto de resistência quanto de envolvimento no substrato testado.

Embora não possa responder quanto às chances da peça vir a se romper ou deformar nos momentos de instalação e retirada, por rosqueamento, momentos críticos citados pela literatura como associados à falha, elucida satisfatoriamente o trabalho de rosca da peça e o interesse clínico do potencial de embricamento ósseo imediato, oferecendo diretrizes e sugestões significativas quanto às expectativas associadas a um modelo ou tipo específico deste produto (mini-implante).

Por fim, se observa que maiores estudos são necessários para validar as perspectivas no uso clínico, dada a natural limitação e impossibilidade das testagens mecânicas responderem amplamente às demandas de uso clínico e prático do produto.

Como se trata de um teste recente e ainda pouco utilizado é fundamental que novos estudos sejam desenvolvidos no sentido de elucidar mais claramente o papel do substrato ósseo e de sua densidade e do *design* da peça, no que se inclui

diâmetro, comprimento, desenho de rosca e mesmo material de fabricação, a fim de fomentar um lastro de informações mais preciso, previsível e metodologicamente ajustado sobre a funcionalidade deste teste e seus cenários.

## 7 CONCLUSÃO

O teste de tração unidirecional se mostrou suficiente para avaliar a questão da estabilidade primária do mini-implante testado, como alternativa exclusiva de teste *in vitro* para mensurar o embricamento ósseo imediato. O mini-implante testado apresentou resistência primária ao arrancamento superior à média dos estudos considerados na revisão de literatura, o que sugere eficiência clínica na estabilidade primária e uso seguro nesse cenário.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>2</sup>

AlSamak S, Bitsanis E, Makou M, Eliades G. Morphological and structural characteristics of orthodontic mini-implants. *J. Orofac. Orthop.* 2012; 73(1):58-71.

American Society for Testing and Materials. ASTM F136. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminium-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). *Annual Book of ASTM Standards.* West Conshohocken. 2002;13(01).

American Society for Testing and Materials. ASTM F1839. Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. *Annual Book of ASTM Standards.* West Conshohocken. 2008; 19(01).

American Society for Testing and Materials. ASTM F543. Standard Specification and Test Methods for Metallic Bone Screws. *Annual Book of ASTM Standards.* West Conshohocken. 2007; 18(01).

Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT. ABNT NBR 15675-1:1996. *Implantes para ortopedia - Parafusos ósseos metálicos Parte 1: Especificações e exigências.* 1996. ABNT: Brasília.

---

<sup>2</sup>International Committee of Medical Journals Editors. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: writing and editing for biomedical publication, 2007. Disponível em: <http://www.icmje.org/index.html>. Acesso em 20 fev 2014.

Araújo TMD, Nascimento MHA, Franco FCM, Bittencourt MAV. Intrusão dentária utilizando mini-implantes. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2008; 13(5): 36-48.

Barbosa SM, Portugal RP, Paiva AEM, Costa JF, Rabêlo LR. Avaliação da resistência à remoção de mini-implantes para ancoragem ortodôntica. Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac. Camaragibe. 2012;12(3):85-92.

Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. Am. j. Orthod. .2011;140(4):181-92.

Bartschi NJ. Insertion torque and fracture characteristics of orthodontic miniscrews implants. Master of Cience in Dentistry. Saint Louis University: 2011.

Borges MS, Mucha JN. Bone density assessment for mini-implants positioning. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial. 2010;15(6):1-9.

Bousquet F, Bousquet P, Mauran G. et al. Use of an impacted post for anchorage. JCO. May,1996; 30(5):261-5.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J. Prosthet. Dent., 1983; 0(3):399-410.

Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung H-M, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. The Angle Orthodontist. 2009;79(6):1156-1161.

Carmo MP. Geometria Diferencial de Curvas e Superfícies. Sociedade Brasileira de matemática –SBM. Textos universitários, 2005.

Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. JCO. 2000;34(7):397-402.

Cope J. Uma entrevista com Jason Cope. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2011;16(2):36-46.

Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report, Int. J. Adult. Orthod. Orthog. 1998; Surg. 13: 201-209.

Creekmore T, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. JCO. 1983;17:266-269.

Delatorre DCS. Avaliação da resistência ao torque de inserção em mini-implantes de ancoragem ortodôntica com diferentes diâmetros: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2009.

Dobranszki A, Neto FL, Dobranszki NP, Vuolo JH, Laboissière Jr., M.A. Distribuição de tensões em mini-implantes ortodônticos. Matéria (Rio J.). 2010;15(3): 405-412.

Domingos RG, Wuo ADV, Luca JRD, Nauff F, Abrão AF, Abrão J. Estudo comparativo entre ativação imediata e tardia de mini-implantes ortodônticos. RPG. 2010;17(2):57-62.

Ducos PCD. Modelagem do comportamento de mini-implantes de Ti-6Al-4V para ancoragem ortodôntica. Tese de Doutorado. Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro, 2010.

Elias CN, Guimarães GS, Muller CA. Torque de inserção e de remoção de mini-parafusos ortodônticos; Insertion and remotion torque of mini screw orthodontic implant. Rev. Bras. Implant. 2005; 11(3):5-8.

Elias CN, Ruellas ACO, Marins E. Resistência mecânica e aplicações clínicas de mini-implantes ortodônticos. Rev. Bras. Odont. 2011; 68:95-100.

Fabre AF. Compêndio de mini-implantes ortodônticos – Parte I. Archives of Health Investigation. 2014; 3(1):46-56.

García LMP, Castillo YG. Mini implantes, una opción para El anclaje em Ortodoncia. Gaceta Médica Espirituana. 2011;13(3):3.

Gigliotti MP, Janson G, Barros SEC, Chiqueto K, Freitas MRD. Influence of inter-root septum width on mini-implant stability. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2011;16(2):1-11.

Gomes FF. Mini-implantes. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina Dentária do Porto:Portugal, 2011.

Haje DP, Volpon JB. Desenvolvimento de parafusos de osso bovino: método de usinagem e estudo metrológico com projetor de perfil. Acta ortop. Bras, 2006. 14(2), 87-91.

Heo YY, Cho KC, Baek SH. Angled-predrilling depth and mini-implant shape effects on the mechanical properties of self-drilling orthodontic mini-implants during the angled insertion procedure. *The Angle Orthodontist*. 2012; 82(5):881-888.

Hyde JD, King GJ, Greenlee GM, Spiekerman C, Huang GJ. Survey of orthodontists' attitudes and experiences regarding miniscrew implants. *JCO*. 2010; 44(8):481.

Janson M, Sant'Ana E, Vasconcelos W. Ancoragem esquelética com mini-implantes: incorporação rotineira da técnica na prática ortodôntica. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial*, Maringá. 2006; 5(4):85-100.

Kanomi, R. Mini-implant for orthodontic anchorage, *JCO*. 1997;31:763-767.

Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *American Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop*. 2005;128(2):190-194.

Kitahara-Céia FMF, Assad-Loss TF, Mucha JN, Elias CN. Morphological evaluation of the active tip of six types of orthodontic mini-implants. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial*. 2013;18(2):36-41.

Kliauga AM, Silva PSCPd, Giordano EJ, Epiphonio IDV, Canimaga C, Bolfarini C. The torsion strength of orthopedic implant screws- a survey of Brazilian samples. *REM: Revista Escola de Minas*. 2010; 63(1):173-8.

Korrodi RA, Kyung H. Bracket head micro implant for orthodontic anchorage. *Orthod Cyb J*. 2005;12:1-16.

Kyung SH, Choi J, Park Y. Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. *JCO*. 2003; 37(10):575.

Lima LAC, Lima C, Lima V, Lima V. Mini-implante como ancoragem absoluta: ampliando os conceitos de mecânica ortodôntica. *Innov. Implant J. Biomater Esthet (Impr)*. 2010; 5(1):85-91.

Lima-Araújo LH, Zenóbio EG, Vilaça FR, Pacheco W, Cosso MG. Evolução dos implantes na ancoragem ortodôntica. *Arq. Bras. Odontol*. 2010; 4(1):28-31.

Lu PC, Wang CH, Wang HC, Lee KT, Lee HE, Chen CM. A study of the mechanical strength of miniscrews and miniplates for skeletal anchorage. *JDS*. 2011; 6(3):165-169.

Marassi C, Leal A, Herdy JL, Chianelli O, Sobreira D. O uso de mini-implantes como auxiliares do tratamento ortodôntico. *Ortodontia SPO*. 2005; 38(3):256-265.

Marquezan M, Souza MMD, Araújo MTDS, Nojima LI, Nojima MDCG. Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Braz. Oral. Res*. 2011; 25(5):427-432.

Mazzo CR, Reis AC, Shimano AC, Valente MLC. In vitro analysis of the influence of surface treatment of dental implants on primary stability. *Braz. Oral. Res*. 2012; 26(4):313-7.

Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dent*. 2006; 8(1):90.

Nascimento MHA, Araújo TM, Bezerra F. Microparafuso ortodôntico: instalação e orientação de higiene Peri-implantar. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2006; 5(1): 24-31.

Norton RL. Projeto de máquinas :uma abordagem integrada. Bookman Companhia Editora; 2004.

Nova MFPD, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2008; 13(5): 76-87.

Okazaki J, Komasa Y, Sakai D, Kamada A, Ikeo T, Toda I et al. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs. Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. 2008, 37(7): 647-650.

Oliscovicz NF, Valente MLC, Marcantonio Junior E, Shimano AC, Reis AC. In vitro study of the influence of the shape and surface treatment of dental implants in insertion torque, pullout resistance and resonance frequency. Rev Odont UNESP. 2013, 42(4):283-90.

Paiva LGJ, Garcia RR, Moreira RWF, Estrela CB, Garcia GR. Ancoragem com mini-implante para distalização de molares inferiores. ROBRAC. 2013; 22(60):2-5.

Papadopoulos MA. Moschos A. Papadopoulos. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial. 2009;14(2):25-38.

Pithon MM. Método simples e efetivo para se evitar traumas aos tecidos bucais com a utilização de mini-implantes ortodônticos. *Innov. Implant J. Biomater Esthet (Impr)*. 2010; 5(1):82-4.

Pithon MM. Mini-implantes ortodônticos: protocolo para higienização e manutenção da saúde peri-implantar. *Innov. Implant J. Biomater Esthet (Impr)*. 2007; 2(4):13-4.

Plana JC, Villafranca FDC, Macias EE, Escalada A. Retentissement de l'épaisseur de l'os cortical sur La stabilité dès mini-vis orthodontiques. *Rev. Orthop. Dento. Faciale*. 2013; 47: 283-294.

Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop*. 2009; 135(5):564.

Rothier EKC, Vilella OV. Ancoragem ortodôntica com mini-implantes: fatores de sucesso. *Rev. Bras. Odontol*. 2009; 66(2):177-182.

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; 133(6):790.

Santiago RC, Júnior GC, Vitral RWF. Densidade mineral óssea de sítios específicos da maxila para a inserção de mini-implantes. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial*. 2009;14(3):69-74.

Santos AE, Sanches LEA. Estudo e desenvolvimento de implante bioabsorvível em pldl e compósito pldl/tcp para cirurgia de reconstrução ligamentar do joelho. S.D.

Disponível em: <<http://www2.feb.unesp.br/pos/seminario/VIIseminario/anais/TC-ALEX-EUGENIO-DOS-SANTOS.pdf>>. Acesso em 20 mar 2013.

Schneider M, Loukota R, Reitemeier B, Meissner H, Stadlinger B, Eckelt U, et al. Bone block fixation by ultrasound activated resorbable pin osteosynthesis: a biomechanical in vitro analysis of stability. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 2010;109(1):79-85.

Serra GG, Morais LS, Elias CN, Andrade L, Muller CA. Mini-implantes ortodônticos carregados imediatamente—Estudo in vivo. *Matéria.* 2007;12(1):111-119.

Solostocks. Máquina universal de ensaios. 2014. Disponível em: <<http://www.solostocks.com.br/img/maquina-universal-de-ensaios-331102z1.jpg>> Acesso em 15 abr 2014.

Squeff LR, Simonson MBA, Elias CN, Nojima LI. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop Facial.* 2008; 13(5):49-56.

Sternick MB, Dallacosta D, Bento DÁ, Reis MLd. Relationship between rigidity of external fixator and number of pins: computer analysis using finite elements. *RBO.* 2012; 47(5):646-650.

Sung JH, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Kim IB. Micro-implant anchorage for directional force technique. *Int Orthod.* 2004; 2(2), 137-162.

Suzuki EY, Suzuki B. Maxillary molar distalization with the Indirect Palatal Miniscrew for Anchorage and Distalization Appliance (iPANDA). *Orthodontics (Chic)*. 2013, 4(1):228-241.

Syrrakou K, Halazonetis D. Orthodontic Mini-Implants: Answers to common questions. *European*. 2012, 1(1):18-27.

Telecurso 2000. Ensaio de materiais. 2000. Editora Globo.

Trindade CP. Avaliação da estabilidade primária de mini-implantes ortodônticos com diferentes desenhos de rosca em função da cortical óssea - análise com elementos finitos e in vitro: Universidade Federal do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia; 2013.

Tsaousoglou F, Topouzelis N. Odonthology increase. *Greek Orthodontic Review*. 2006, 9(2): 87-101.

Walter A, Winsauer H, Marcé-Nogué J, Mojal S, Puigdollers A. Design characteristics, primary stability and risk of fracture of orthodontic mini-implants: Pilot scan electron microscope and mechanical studies. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(5):804.

Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod*. 2011; 33(4):396-401.

Wu JH, Wang HC, Chen CM, Lu PC, Lai ST, Lee KT, et al. Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro. *JDS*. 2011; 6(4):200-4.

Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone–screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod.* 2006, 28(6): 541-546.

Yu JH, Lin YS, Chang WJ, Chang YZ, Lin CL. Mechanical Effects of Micro-thread Orthodontic Mini-screw Design on Artificial Cortical Bone. *JMBE.* 2014; 34(1): 49-55.