

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA / ORTODONTIA

**Viviane Vanz**

Dissertação

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA  
DE MINI-IMPLANTES CONFECCIONADOS  
EM AÇO E LIGA DE TITÂNIO**

Porto Alegre

2019

**Viviane Vanz**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA  
DE MINI-IMPLANTES CONFECCIONADOS  
EM AÇO E LIGA DE TITÂNIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, nível Mestrado, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como pré-requisito final para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Clínica Odontológica/Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Estelita Cavalcante Barros

Porto Alegre

2019

### CIP - Catalogação na Publicação

Vanz, Viviane  
Avaliação da resistência mecânica de mini-implantes  
confeccionados em aço e liga de titânio / Viviane  
Vanz. -- 2019.  
45 f.  
Orientador: Sérgio Estelita Cavalcante Barros.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Programa  
de Pós-Graduação em Odontologia, Porto Alegre, BR-RS,  
2019.

1. Ortodontia. 2. Procedimentos de Anclagem  
Ortodôntica. 3. Aço inoxidável. 4. Titânio. I. Barros,  
Sérgio Estelita Cavalcante, orient. II. Título.

**Viviane Vanz**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA  
DE MINI-IMPLANTES CONFECCIONADOS  
EM AÇO E LIGA DE TITÂNIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, nível Mestrado, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como pré-requisito final para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Clínica Odontológica/Ortodontia.

Porto Alegre, 19 de dezembro de 2019.

---

Prof. Dra. Kelly Fernanda Galvão Chiqueto. UFRGS

---

Prof. Dra. Maria Perpétua Mota Freitas. ULBRA-Canoas

---

Prof. Dra. Susana Maria Werner Samuel. UFRGS

Dedico esta dissertação a meus pais, Vitalino e Julve Claudett Vanz, por sempre valorizarem a educação.

## AGRADECIMENTOS

Acredito que somos resultados de nossas escolhas e da influência de quem encontramos ao longo da vida. Algumas pessoas foram essenciais nesta minha caminhada e tenho muita gratidão por cada contribuição que recebi.

Primeiramente, agradeço aos meus pais, Vitalino Vanz e Julve Claudett Vanz, que foram os meus primeiros professores. Agradeço pelo amor e apoio incondicional em todos os momentos da minha vida. Agradeço por sempre acreditarem no meu potencial, mesmo quando eu possuía incertezas. Meu pai tinha um sonho de ter uma filha “doutora” e apesar de não estar mais presencialmente aqui, tenho certeza de que se orgulhará de mais uma etapa cumprida rumo a este objetivo. Minha mãe sempre foi a minha maior incentivadora e o meu maior alicerce, agradeço pelos valores e pelo exemplo de força e resiliência frente aos obstáculos interpostos.

Agradeço muito ao meu filho, Bruno Vanz Collares, que me fez amadurecer cedo, mudar prioridades, conhecer o amor imensurável e também a preocupação constante e a responsabilidade que acompanham os pais. Obrigada por compreender esse meu anseio em retomar a vida acadêmica. Agradeço a paciência de suportar algumas ausências.

Ao meu esposo, Cristian Lopes da Silva, meu companheiro de vida, que faz dela mais leve, feliz e intensa; obrigada pelo incentivo, pelo suporte, pelo amor e pela compreensão.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sérgio Estelita Cavalcante Barros, agradeço imensamente por seus ensinamentos na área da pesquisa e na prática clínica. Obrigada por ter estado sempre tão disponível para compartilhar seus conhecimentos.

Aos docentes da Ortodontia da UFRGS, agradeço pela convivência, pelas conversas e trocas de conhecimento.

Aos meus colegas de pós-graduação, Bianca Heck, Carolina Jung Ferreira, Jeverson Calvi, Juliana Faria, Simone Siqueira e à 17<sup>a</sup> e 18<sup>a</sup> turmas de especialização da UFRGS, agradeço pelo companheirismo, pela amizade e por tornarem mais alegres os turnos trabalhados.

Desde a época da graduação, dois professores tem minha profunda admiração. Agradeço ao Prof. Dr. Cassiano Rösing, pelos ensinamentos e pelo exemplo de sempre pensar criticamente a odontologia. Agradeço a Prof. Dra.

Susana Maria Werner Samuel, minha tutora no PET e grande influenciadora na minha vida acadêmica, exemplo de competência, postura e responsabilidade. Agradeço também ao Prof. Dr. Fabrício Mezzomo Collares, pai do meu filho Bruno, que esteve presente no início da minha vida acadêmica e a quem acompanhei durante a pós-graduação. Certamente seu entusiasmo e dedicação para pesquisa contribuíram para que o interesse pela ciência e pela academia permanecesse em mim após tantos anos de prática clínica.

Agradeço também ao Programa de Pós-Graduação da Odontologia da UFRGS por proporcionar uma formação de excelência e pelo apoio financeiro na aquisição do dispositivo necessário para realizar o ensaio de fratura por torção. Ao LAMAD (Laboratório de Materiais Dentários – UFRGS), por permitir e disponibilizar todo o tempo e o auxílio necessário para a realização dos ensaios mecânicos. Ao CMM (Centro de Microscopia e Microanálise – UFRGS), por permitir o acesso e treinamento na captação das imagens de MEV (microscopia eletrônica de varredura); em especial, à técnica Denise Bohn, pela paciência e pelo auxílio em definir os parâmetros e ao bolsista, Fabricio Witt, pelo convívio e pelas conversas sobre filosofia, cultura e afins que deixaram mais agradáveis todas as horas de análise. À Morelli, por ter fornecido a amostra de mini-implantes padronizada deste estudo.

Agradeço à minhas colegas, Catiane Bassanello e Naira Severo, por compreenderem a minha decisão de fazer o mestrado e adequarem as agendas nas clínicas a cada semestre, devido aos horários das disciplinas cursadas.

Agradeço aos amigos próximos, que foram incentivadores nesta caminhada, Ivana Vargas, Vanessa Diehl e Juliano Bacelo. Obrigada pelo carinho e pelo apoio.

Finalmente, agradeço ao meu mais novo amor, Olivia Vanz Lopes, que me acompanhou nos últimos meses dessa jornada. Obrigada, minha filha, por estar tão saudável e comportada neste final da gestação. Sei que a mamãe exagera um pouco, então, obrigada por suportar o ritmo intenso. Estamos ansiosos por sua chegada.

**“A ciência se compõe de erros  
que, por sua vez, são os passos  
até a verdade.”**

Júlio Verne



## RESUMO

VANZ, V. **Avaliação da resistência mecânica de mini-implantes confeccionados em aço e liga de titânio.** 2019. 44f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica – Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

**Introdução:** O objetivo dessa dissertação é comparar a resistência à fratura por torção e à deformação por flexão de diferentes diâmetros de mini-implantes, confeccionados em aço e em liga de titânio, bem como fazer uma análise microscópica da performance mecânica das roscas de mini-implantes de aço e liga de titânio. **Materiais e métodos:** Uma amostra padronizada de 504 mini-implantes, com diâmetros variando de 1,2mm até 1,8mm, fabricados em aço e em liga de titânio foi utilizada. A fratura por torção foi realizada em 154 mini-implantes. A resistência à deformação de 280 mini-implantes foi avaliada na deflexão de 1mm e 2mm. As roscas de 70 mini-implantes foram analisadas morfológicamente por microscopia eletrônica de varredura, antes e após a sua inserção em osso artificial. Os dados foram analisados estatisticamente ( $P < 0.05$ ). **Resultados:** Em geral, os mini-implantes de aço apresentaram maiores valores de torque de fratura que os de titânio. O grupo de mini-implantes de aço apresentou a maior força de deformação durante a deflexão de 1mm e 2mm para todos os diâmetros. Em média, a diferença entre as forças de deformação do aço e do titânio na deflexão de 1mm e 2mm foi de 18,08N e 17,55N, respectivamente. Não houve deformação visual nas roscas de nenhum dos materiais analisados por microscopia eletrônica de varredura. **Conclusão:** Os mini-implantes de aço inoxidável foram significativamente mais resistentes à fratura por torção e à deflexão. As roscas dos mini-implantes de aço e titânio não foram danificadas durante o processo de inserção.

**Palavras-chave:** Ortodontia. Procedimentos de ancoragem ortodôntica. Aço inoxidável. Titânio.

## ABSTRACT

VANZ, V. **Mechanical resistance evaluation of stainless steel and titanium alloy mini-implants.** 2019. 44f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica – Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

**Introduction:** to compare torsional fracture and flexural strength of different diameters of mini-implants (MIs) made of stainless steel (SS) and titanium alloy (TA), besides analyze microscopically the mechanical performance of SS and TA-MI threads. **Methods:** A standardized sample of 504 SS and TA-MIs, with diameters ranging from 1.2mm to 1.8mm, was used. Fracture by torsion was performed in 154 MIs. Flexural strength of 280 MIs was evaluated at 1mm and 2mm-deflection. The threads of 70 MIs were morphologically analyzed by scanning electron microscopy, before and after their insertion in artificial bone. The data were statistically analyzed ( $P<0.05$ ). **Results:** In general, SS-MIs had higher fracture torque values than TA-MIs. On average, fracture torque was 4.09N higher in SS-MIs than in TA-MIs. The SS-MI group presented a higher deformation force during the 1mm and 2mm-deflection for all diameters. On average, the difference between SS and TA deformation forces at 1mm and 2mm-deflection was of 18.08N and 17.55N, respectively. There was no visual deformation in the threads of both material analyzed by scanning electron microscopy. **Conclusion:** SS-MIs were significantly more resistant to torsional fracture and deflection. The threads of SS and TA-MIs were not damage during insertion process.

**Keywords:** Orthodontics. Orthodontic anchorage procedures. Stainless steel. Titanium.

## APRESENTAÇÃO

A presente dissertação intitulada “Avaliação da resistência mecânica de mini-implantes confeccionados em aço e em liga de titânio” está sendo apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica/Ortodontia.

A temática apresenta grande importância para a evolução e desenvolvimento deste dispositivo de ancoragem a fim de permitir que os objetivos clínicos de seu uso sejam atingidos de maneira mais segura e eficaz. A presente dissertação contém uma introdução geral ao tema, seguida de um manuscrito e considerações finais. O manuscrito a partir do estudo realizado será enviado para publicação para o periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (AJODO) e descrito, com seu respectivo título, a seguir:

Título do manuscrito:

*Mechanical strength of stainless steel and titanium alloy mini-implants.*

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2</b>	<b>OBJETIVO</b> .....	16
2.1	OBJETIVO GERAL .....	16
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
<b>3</b>	<b>MANUSCRITO</b> .....	17
<b>4</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	41
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	42

## 1 INTRODUÇÃO

O controle da ancoragem durante o tratamento ortodôntico é uma preocupação clinicamente relevante. Para evitar movimentos indesejados derivados de forças de reação à movimentação dentária, os ortodontistas têm a sua disposição vários aparelhos para reforço de ancoragem, como a barra transpalatina, o arco lingual, o botão de Nance e os aparelhos extraorais. Os mini-implantes surgiram como uma alternativa ao uso desses dispositivos, agregando algumas vantagens pela versatilidade, tamanho reduzido, baixo custo, mínima intervenção cirúrgica e maior eficácia em evitar os movimentos dentários indesejados<sup>1,2</sup>.

Os mini-implantes são fabricados em aço inox, titânio comercialmente puro e liga de titânio (Ti6Al-4V), com diâmetros que variam de 1 a 2 mm e comprimentos entre 8 e 20 mm e, do ponto de vista da interação com os tecidos, não têm como objetivo alcançar grandes superfícies de osseointegração<sup>3</sup>. A eficácia clínica dos mini-implantes reside na sua capacidade de manter um íntimo contato com o osso<sup>4</sup> e de permanecer estável durante o tratamento ortodôntico, resistindo às forças aplicadas. Sua retenção é basicamente mecânica e temporária. Apesar da inserção dos mini-implantes envolver baixo risco, acidentes e complicações podem ocorrer envolvendo lesões radiculares, lesões inflamatórias, mobilidade e fratura dos mini-implantes<sup>5,6</sup>. Atualmente, devido ao uso mais comumente de mini-implantes autoperfurantes, os acidentes envolvendo lesões radiculares são mais favoráveis ao reparo<sup>7</sup>. Portanto, as fraturas tornaram-se os acidentes mais relevantes, apesar de pouco frequentes, uma vez que sua incidência no momento da inserção é de aproximadamente 4%<sup>8</sup>. Para reduzir o risco de injúrias às estruturas anatômicas, muitos ortodontistas optam por reduzir as dimensões dos mini-implantes, tanto no diâmetro quanto no comprimento. Entretanto, a diminuição no diâmetro reduz a resistência estrutural do mini-implante e, conseqüentemente, torna-o mais vulnerável à deformação permanente e à fratura<sup>9</sup>. Além disso, a redução no diâmetro pode levar a perda da estabilidade primária, principalmente se o tamanho do mini-implante for incompatível com a densidade óssea e a espessura da cortical<sup>10</sup>.

Os mini-implantes são, em geral, inseridos entre as raízes dentárias, onde o espaço e a quantidade de osso disponível para acomodá-los são muito restritos<sup>11</sup>. Ainda não existe um consenso sobre a quantidade mínima de espaço interradicular

necessária à inserção de um mini-implante. Alguns autores recomendam uma largura do septo inter-radicular em torno de 2,5 e 3 mm para a inserção de mini-implantes<sup>12</sup>. Outros autores, têm recomendado uma distância entre o mini-implante e a raiz adjacente de 1mm<sup>13</sup>. Embora, essa recomendação pareça sensata, ela tende a ser de reduzido proveito, devido ao seu caráter clínico pouco realista. Quando os septos são mais estreitos, a utilização de mini-implantes de menor diâmetro pode reduzir o risco de danos às raízes adjacentes. No entanto, o risco de fratura aumenta a cada décimo de milímetro reduzido no diâmetro do mini-implante<sup>14</sup>, pois se relacionam de forma inversamente proporcional<sup>15</sup>. Mini-implantes com diâmetros maiores podem necessitar de um torque excessivo, o qual pode originar microfraturas e isquemia da cortical óssea circunjacente, levando a uma cicatrização tardia e a falhas<sup>11</sup>. Sabe-se que o diâmetro tem maior influência na estabilidade do mini-implante que o comprimento<sup>16</sup>.

O formato cônico proporciona um aumento progressivo do diâmetro da rosca em direção à cabeça do mini-implante e, por conseguinte, tende a apresentar um maior torque de inserção em relação aos mini-implantes cilíndricos<sup>17</sup>. O maior torque de inserção favorece a estabilidade primária deste tipo de mini-implante<sup>10</sup>. Além disso, o menor diâmetro da extremidade da rosca diminui o risco de contato com as raízes adjacentes<sup>13</sup>.

Os mini-implantes autoperfurantes têm o ápice extremamente fino e afiado, dispensando, na maioria dos casos, a utilização de qualquer procedimento adicional para perfuração óssea, enquanto os de ápice arredondado necessitam de perfuração prévia com broca e são denominados implantes autorrosqueantes. Alguns trabalhos têm testado os dois tipos e, atualmente, os autoperfurantes têm mostrado menor mobilidade e maior contato entre a rosca a superfície óssea em relação aos autorrosqueantes<sup>18</sup>. Ademais, os autorrosqueantes têm maior potencial para causar danos à raiz dentária e necrose ao osso circundante, devido ao aquecimento ocasionado pela broca. O uso da broca aumenta o tempo transcirúrgico, ocasiona maior desconforto para o paciente e ainda há o risco de ruptura da mesma<sup>19</sup>. Entretanto, para áreas com alta densidade óssea e maior espessura da cortical óssea os mini-implantes autorrosqueantes são mais recomendados.

Há poucos estudos comparando mini-implantes de aço com os de liga de titânio. A literatura demonstra que os mini-implantes de liga de titânio apresentam

maior bioatividade e maior flexibilidade (menor módulo de elasticidade) quando comparados ao mini-implantes de aço. Estas características melhoram a osseointegração. Além disso, em exames de ressonância magnética e tomografia computadorizada os de liga de titânio interferem menos e aparecem com melhor resolução<sup>20</sup>.

O aço inoxidável austenítico tem um menor custo e possui excelente combinação das propriedades mecânicas, apresentando grande ductilidade e capacidade de ser deformado a frio sem fratura<sup>21</sup>. O risco de fratura com a diminuição do diâmetro do mini-implante é uma preocupação com significado clínico relevante. Portanto, se um mini-implante de aço inox se comportasse semelhantemente ao de liga de titânio e fosse fabricado com um menor diâmetro, o risco de fratura seria hipoteticamente reduzido, principalmente quando da inserção em septos estreitos.

Embora a fabricação de mini-implantes de aço já tenha iniciado e algumas empresas já o tenham disponibilizado para o mercado, existem poucos estudos comparando suas propriedades mecânicas e seu desempenho clínico em relação aos mini-implantes fabricados em liga de titânio. Os estudos existentes na literatura que comparam as propriedades mecânicas de mini-implantes foram feitos a partir de marcas comerciais diferentes e seus resultados estão sujeitos às diferenças significativas dos designs, comprimento, diâmetro de cada fabricante<sup>9,10,22,23</sup>. Foi encontrado apenas um estudo comparando mini-implantes de aço e de titânio, mas que também não utilizou uma amostra padronizada<sup>24</sup>. Frente a essa escassez de evidência, ainda não é possível determinar se há diferença significativa e clinicamente relevante entre um material e o outro. A especulação que motivou este estudo reside no fato de que este novo material poderá gerar uma redução nos custos de fabricação, redução no diâmetro mínimo necessário para uma resistência adequada dos mini-implantes, redução no risco de lesões radiculares, sem afetar o risco de fratura e a proporção de sucesso destes dispositivos de ancoragem temporária. Uma amostra padronizada de acordo com os achados na literatura foi especialmente desenvolvida para este estudo para obter o melhor desempenho deste novo material.

## **2 OBJETIVO**

### **2.1. OBJETIVO GERAL**

Avaliar a resistência mecânica de mini-implantes de diferentes diâmetros, fabricados em aço e em liga de titânio.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

A. Comparar a resistência à fratura por torção de mini-implantes de diferentes diâmetros, fabricados em aço e em liga de titânio.

B. Comparar a resistência à deformação por flexão de 1 mm e 2 mm de mini-implantes de diferentes diâmetros, fabricados em aço e em liga de titânio.

C. Analisar morfologicamente a deformação das roscas dos mini-implantes através de microscopia eletrônica de varredura.



### 3 MANUSCRITO

## MECHANICAL STRENGTH OF STAINLESS STEEL AND TITANIUM ALLOY MINI-IMPLANTS

**Viviane Vanz<sup>1</sup>**  
**Sérgio Estelita Cavalcante Barros<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Division of Orthodontics. School of Dentistry, Federal University of Rio Grande do Sul. Porto Alegre, RS, Brazil

- **Corresponding Author:**  
**Sérgio Estelita Cavalcante Barros**  
E-mail: sergioestelita@yahoo.com.br

## HIGHLIGHTS

- The mechanical resistance of mini-implants is affected by the composition of material used in their manufacture;
- In general, stainless steel mini-implants have greater fracture torque and flexural strength resistance than titanium alloy mini-implants;
- The alloy composition of the mini-implant did not seem to influence thread strength during insertion in high density artificial bone.

## MECHANICAL STRENGTH OF STAINLESS STEEL AND TITANIUM ALLOY MINI-IMPLANTS

### ABSTRACT

**Objective:** to compare torsional fracture and flexural strength of different diameters of stainless steel (SS) and titanium alloy (TA) mini-implants (MIs), besides analyze microscopically the mechanical performance of SS and TA-MI threads. **Methods:** A standardized sample of 504 SS and TA-MIs, with diameters ranging from 1.2mm to 1.8mm, was used. Torsional fracture was performed in 154 MIs. Flexural strength of 280 MIs was evaluated at 1mm and 2mm-deflection. The threads of 70 MIs were morphologically analyzed by scanning electron microscopy, before and after their insertion in high-density artificial bone. The data were statistically analyzed ( $P<0.05$ ). **Results:** In general, SS-MIs had higher fracture torque. On average the fracture torque was 4.09N higher in SS-MIs than in TA-MIs. The SS-MI group presented a higher deformation force during the 1mm and 2mm-deflection for all diameters. On average, the difference between the flexural strength of SS and TA-MIs at 1mm and 2mm-deflection was of 18.08N and 17.55N, respectively. There was no visual damage in the threads of SS and TA-MIs. **Conclusion:** SS-MIs were significantly more resistant to torsional fracture and deflection. The threads of the SS and TA-MIs were not damaged during the insertion process.

## Introduction

Mini-implants (MIs) for skeletal anchorage has been widely used by orthodontists, because it has some advantages such as versatility, small size, low cost, minimal surgical intervention and greater effectiveness in avoiding undesirable dental movements.<sup>1,2</sup> Although MI insertion involves low risk, accidents and complications can occur involving root lesions, inflammatory lesions, mobility and fracture of these temporary devices.<sup>3,4</sup> MIs with smaller diameters can be used to reduce the risk of anatomical structure injuries, especially in narrow interradicular septa. However, the decrease in diameter reduces MI structural strength, making it more susceptible to deflection and fracture.<sup>5</sup>

The use of more accurate surgical techniques associated with the reduction in the use of surgical drills has reduced the risk of tooth root injury. Thus, the MI fracture has become the most relevant surgical accident. In spite of uncommon, since its incidence during insertion procedure is approximately 4%, the fractures may be difficult to manage clinically.<sup>6</sup> To remove the fragment, the surgical time is increased, causing more discomfort to the patient and high damage risk for adjacent tooth roots.<sup>7</sup>

TA-MIs (Ti6Al-4V) are the most widely used, because it has higher mechanical strength than pure titanium and it is best suited to the small diameter of MIs.<sup>8</sup> It also presents bioactive characteristics inferior to pure titanium, benefiting MI removal because it promotes a lower degree of direct mini-implant-bone interface, which is known as osseointegration.<sup>9</sup> More recently, SS-MIs have become commercially available. However, there are few studies comparing their mechanical properties and clinical performance in relation to TA-MIs. Only one study comparing SS and TA-MIs was retrieved in the literature search, but it did not use a standardized MI sample.<sup>10</sup> There are some studies comparing the mechanical strength of TA MIs.<sup>5,11-13</sup> However, most of these studies used MIs of different trademarks with different designs, lengths and diameters, and these non-standardized characteristics can directly influence their results.

Therefore, it is currently not possible to determine whether there is a significant and clinically relevant difference between the mechanical strength of SS and TA-MIs. In order to shed some light on this issue, the objective of this study was to evaluate the mechanical strength of SS and TA-MIs with different diameters. Thus,

a standardized MI sample was specially developed for this study, so that the diameter and manufacturing material were the only differences between MIs.

### **Material and methods**

A standardized sample of 504 self-drilling, tapered, 8mm long MIs with diameters ranging from 1.2 to 1.8mm (Fig 1) was manufactured of SS (252 MIs) and TA (252 MIs) (Morelli, Sorocaba, Brazil). The sample calculation was performed assuming the values of 5% and 20% for  $\alpha$  (Type I error) and  $\beta$  (Type II error). The minimum difference to be detected in the evaluation of torsional and flexural strength was 1 N/cm and 2 N, respectively. The assumed value of the variance of measurements  $\sigma^2$  (standard deviation) was based on a previous studies.<sup>5,14,15</sup> Considering these parameters, torsional and flexural tests required a sample with a minimum of 11 and 10 MIs in each group, respectively. Five MIs were allocated in each group for qualitative morphological analysis of the MI threads by scanning electron microscopy. The sample distribution is shown in the flow chart of figure 2.

For torsional fracture testing, a total of 154 MIs were equally distributed in 14 groups with 11 sample units, according to material and diameter (1.2mm to 1.8mm). Each sample unit was coupled to the universal mechanical testing machine (EZ-SX / Shimadzu, Kyoto, Japan) with a 500 N load cell, through a custom-fabricated device (Fig 3) for torsional loading (Odeme Dental Research, Luzerna, Brazil). For torsional fracture, two horizontally aligned jaws were used, allowing the rotation movement of only one of the jaws by ball bearings (Fig 3). MI head was attached to the fixed jaw, while the opposite end of the MI was attached to the movable jaw (Fig 3). The movable jaw was turned by pulling a polymer wire wrapped around its axis and attached to the crosshead of a mechanical testing machine. The pull speed was set at 10 mm / min to produce a rotation speed of 90° per minute until MI fracture.<sup>16</sup> The fracture torque was calculated by multiplying the peak of the tensile force by the radius of the axis that the polymer wire was wound ( $FT=Force\ F \times 0.9$ , Fracture Torque-FT, Force-F).<sup>17</sup>

Two hundred and eighty MIs were attached to a custom-fabricated device (SENAI-CETEMP, São Leopoldo, Brazil), which was coupled to the universal testing machine (EZ-SX / Shimadzu, Kyoto, Japan) for the flexural strength test (Fig 4). MIs were equally distributed in 28 groups with ten sample units, according to material,

amount of deformation (1mm and 2mm) and diameter (1.2mm to 1.8mm). The thread of the MI was fixed to the custom-fabricated device and the active chisel tip of the universal testing machine was positioned on the MI head. Subsequently, a vertical force perpendicular to MI long axis was applied to deform it by 1.0 and 2.0 mm (Fig 4). The active chisel tip of the universal testing machine operated at a speed of 0.5mm / min.<sup>5,15</sup>

Seventy MIs equally distributed in 14 groups with 5 sample units, according to material and diameter (1.2mm to 1.8mm) were submitted to morphological evaluation of their threads before and after insertion in high-density artificial bone by scanning electron microscopy.

The artificial bone made of polyurethane (Sawbones Division of Pacific Research Laboratories, Vashon Island, Wash) was selected because it met the requirements of the American Society for Testing and Materials (F-1839- 08), has been successfully used for biomechanical tests and because they are sold in block form (13 x 18 x 4 cm), available in different densities to better simulate the biomechanical characteristics of the bone tissues. The highest artificial bone (0.80 g / cc) density commercially available was used to simulate MI insertion in cortical bone. These high- density polyurethane blocks were sectioned into smaller pieces with dimensions of 13 x 2 x 4 cm.

Previously to insertion into high-density artificial bone, 70 MIs were evaluated by a scanning electron microscope operating at 20 kV (JSM6060 / JEOL, Akishima, Japan). Before microscopic analysis, each MI head had three of six sides marked with an overhead projector pen. Each side was marked with a specific color: red side (RS), blue side (BS), and green side (GS) (Fig 5). Subsequently, the MIs were mounted on aluminum sample holders with the use of double-adhesive carbon tape (Fig 6). The five MIs from each group had their threads evaluated at 60x magnification at three heights of each marked side (RS, BS and GS): height 1 (H1), at the MI tip; height 2 (H2), two threads above H1 and height 3 (H3), two threads above H2. Each evaluated MI was stored separately in plastic containers. Thereafter, these MIs were manually inserted in the high density artificial bone and removed with the aid of a parallelometer to prevent an unwanted insertion and removal angle (Fig 7). Finally, all MIs were submitted to a second evaluation by scanning electron

microscopy, which was guided by previous colored marks performed on MI head. Thus, the same MI threads evaluated at pre and post-insertion periods were visually compared and a qualitative analysis was performed.<sup>18</sup>

### **Statistical analysis**

A descriptive analysis of the data was performed obtaining means and standard deviation. The Shapiro-Wilk test was used to verify the normality of the data. The comparison between the same diameter of SS and TA-MIs was performed using the *t* test for parametric and Mann-Whitney U test for nonparametric data. Statistical analyses were performed with Statistica for Windows software (version 7.0; StatSoft, Tulsa, Okla). The results were considered statistically significant at  $P < 0.05$ .

### **Results**

The mean fracture torque values per group were described in Table I. In general, SS-MIs had higher values of fracture torque, with five of seven diameters presenting significant difference. In addition, SS-MIs had the mean fractures torque 4.09 N.cm higher than that of TA-MIs.

SS-MIs had higher flexural strength than TA-MIs (Table II). On average, the difference between the flexural strength of SS-MIs and TA-MIs at 1mm and 2mm-deflection was of 18.08N and 17.55N, respectively.

A total of 1288 scanning electron microscopy images were obtained from 35 SS-MI and 35 TA-MI, and qualitatively analyzed. In the visual analysis, there was not observed deformation of the threads after the insertion of MIs in high-density artificial bone for either material. Figures 8 and 9 show the initial and final 60x magnification images of a MI with 1.5mm diameter made of SS and TA, respectively.

### **Discussion**

MIs are often made of TA due to their adequate mechanical strength, excellent corrosion resistance, low allergenicity and high biocompatibility.<sup>19,20</sup> Currently, SS-MIs have been developed, because it has a lower manufacturing cost compared to TA-MIs and seems to have adequate biocompatibility at neutral pH.<sup>21</sup> Although SS-MIs have lower corrosion resistance, this feature does not seem to be a critical factor, since MI success is not strongly dependent on osseointegration.<sup>22</sup> After all, the

uptime of these devices during orthodontic mechanics is not that long. However, there is a dearth of studies comparing the mechanical characteristics of SS and TA MIs.<sup>10</sup> To our knowledge, this is the first study comparing the mechanical strength of SS and TA-MIs using a standardized sample, which can contribute with more reliable results. Indeed, when comparing SS and TA-MIs from different brands or morphological characteristics, several confounding variables may mask the influence of alloys on the MI mechanical performance, making the results less reliable.<sup>23,24</sup>

In general, SS-MIs obtained a higher fracture torque than TA-MIs (Table I). In fact, five of the tested diameters showed statistically significant differences, and two diameters presented a borderline statistical similarity in relation to the adopted significance level in this study (Table I). Although there is any study comparing the fracture torque of SS and TA-MIs with a standardized sample, a previous study did not find significant fracture torque differences between different brands of MIs when the same diameter of SS and TA-MIs was compared. Probably, these results were due to the morphological characteristics of thread, transmucosal and head of the MIs, which vary between different brands and may significantly influence the insertion and fracture torque.<sup>11,12,14</sup> Mean fracture torque values ranged from 12,64 to 54,58 N.cm. These values are consistent with those reported in studies that employed similar methods.<sup>6,25</sup> Wilmes et al., in a study of 41 types of MIs from 11 different brands with diameters ranging from 1.3 to 2 mm, reported fracture torque values ranging from 10.9 to 64.1 N.cm.<sup>12</sup>

The mean force applied for 1mm and 2mm-deflection was higher in SS-MIs than in TA-MIs (Table II). This difference in mean force for deformation could be attributed to the difference in modulus of elasticity between the two materials: stainless steel (~193 GPa) and titanium Grade 5 (~120 GPa).<sup>10</sup> Karaarslan et al. found that SS screws have 46.5% more bending resistance than TA ones.<sup>26</sup> It has been suggested that SS-MIs withstand greater torsional and flexural force magnitude compared to other commercially available mini-implant systems (titanium and titanium alloy).<sup>29</sup> Therefore, considering that MI fracture is one of the most undesirable complications,<sup>30</sup> SS-MIs could reduce the risk of breakage, since it has a stronger mechanical performance than the traditional TA.<sup>27,28</sup> Our results seem to be clinically relevant because a SS-MI with a smaller diameter might be used in narrower septa while maintaining a mechanical strength similar to a larger TA-MI.



Thus, the fracture risk could be kept within an acceptable level while the risk of injury to anatomical structures, including tooth roots, would be reduced due to a smaller diameter of the MI.

The MI area selected for qualitative evaluation by scanning electron microscopy was from the MI tip to half of thread length. This selection was based on the greater structural weakness fragility of this area and the intense mechanical stresses applied to this area during self-drilling insertion process. Thus, the initial half of the MI thread was considered more critical and prone to present structural damages during clinical use. The decision to use a high-density artificial bone block to insert the total thread length was to simulate the worst scenario for MI insertion. It has been demonstrated that SS-MI has mean insertion torque slightly higher than that of the TA.<sup>28</sup> This fact does seem to comprise the SS mechanical superiority observed in this study. After all, the higher SS-MI fracture torque associated with the lower insertion torque of the thinner MIs would allow the use of a smaller diameter MI, reducing the risk of tooth root injury without increasing the risk of MI fracture.<sup>14</sup>

Besides mechanical characteristics, SS-MI biological and clinical performance have also been systematically studied. A recent study compared TA-MI and SS-MI of identical design and fabrication, which were inserted in the tibia of 12 rabbits.<sup>27</sup> All SS and TA-MIs demonstrated mechanical stability after 6 weeks with no mobility. SS and TA-MIs provided satisfactory mechanical stability. In addition, there were no differences in histologic responses between SS and TA-MIs with or without loading. At the end of the observation period, it was observed a success rate of 100% of the SS and TA-MIs inserted in rabbit tibias, suggesting that SS-MIs and TA-MIs are potentially suitable for clinical use.

### **Clinical implications**

The MI made of SS may lead to lower manufacturing cost, a reduction in the minimum MI diameter required for suitable mechanical strength, a decrease in the risk of root injury without affecting the fracture risk and success rate of these temporary anchor devices.

## Conclusions

- In general, SS-MIs had a higher torsional strength than TA-MIs;
- SS-MIs had higher flexural strength than TA-MIs;
- The threads of SS and TA MI were similarly able to resist insertion into high density bone without being damaged.

## References

1. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004;65:410-418.
2. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-209.
3. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:99-106.
4. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:S43-51.
5. Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71:479-486.
6. Lima GM, Soares MS, Penha SS, Romano MM. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res* 2011;25:116-121.
7. Ahmed VK, Krishnaswamy NR, Thavarajah R. Miniscrew implant fracture and effects of such retained tip on dentin-pulp complex: a histological report. *Dent Traumatol* 2016;32:161-165.
8. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-174.
9. Park YC, Choi YJ, Choi NC, Lee JS. Esthetic segmental retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:537-544.
10. Scribante A, Montasser MA, Radwan ES, Bernardinelli L, Alcozer R, Gandini P et al. Reliability of Orthodontic Miniscrews: Bending and Maximum Load of Different Ti-6Al-4V Titanium and Stainless Steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials (Basel)* 2018;11.
11. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008;78:234-240.
12. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod* 2011;33:396-401.
13. Smith A, Hosein YK, Dunning CE, Tassi A. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 2015;85:26-32.

14. 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 Dentofacial Orthop* 2011;140:e181-192.
15. Pithon MM, Nojima LI, Nojima MG, Ruellas ACO. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2008;13:128-133.
16. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:333 e331-336; discussion 333-334.
17. Nova MFP, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2008;13:76-87.
18. Santos RF, Ruellas AC, Fernandes DJ, Elias CN. Insertion torque versus mechanical resistance of mini-implants inserted in different cortical thickness. *Dental Press J Orthod* 2014;19:90-94.
19. Tuomi JT, Bjorkstrand RV, Pernu ML, Salmi MV, Huotilainen EI, Wolff JE et al. In vitro cytotoxicity and surface topography evaluation of additive manufacturing titanium implant materials. *J Mater Sci Mater Med* 2017;28:53.
20. Gotman I. Characteristics of metals used in implants. *J Endourol* 1997;11:383-389.
21. Galeotti A, Uomo R, Spagnuolo G, Paduano S, Cimino R, Valletta R et al. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Prog Orthod* 2013;14:15.
22. Seifi M, Matini NS. Evaluation of primary stability of innovated orthodontic miniscrew system (STS): An ex-vivo study. *J Clin Exp Dent* 2016;8:e255-259.
23. Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:279-288.
24. Radwan ES, Montasser MA, Maher A. Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop* 2018;79:191-203.
25. Toyoshima Y, Wakabayashi N. Load limit of mini-implants with reduced abutment height based on fatigue fracture resistance: experimental and finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:e10-16.
26. Karaarslan AA, Karakasli A, Aycan H, Ertem F, Sesli E. Biomechanical comparison of three-point bending resistance of titanium and stainless steel locking screws in intramedullary nails. *Ekleml Hastalik Cerrahisi* 2015;26:145-150.

27. Brown RN, Sexton BE, Gabriel Chu TM, Katona TR, Stewart KT, Kyung HM et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145:496-504.
28. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005;6:82-97.
29. Francioli D, Ruggiero G, Giorgetti R. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2010;11:98-104.
30. Kuroda S. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Japanese Dental Science Review* 2014;50:79-85.

## Legends to figures

**Figure 1** – Design of the standardized MIs used in this study with their morphological characteristics, 8mm of length and diameters ranging from 1.2mm to 1.8mm.

**Figure 2** – Flow chart of sample distribution.

**Figure 3** – Device custom-fabricated by Odeme Dental Research (Odeme Dental Research, Luzerna, Brazil) for the adaptation of the universal mechanical testing machine (EZ-SX / Shimadzu, Kyoto, Japan) with a 500 N load cell, and 10mm/min of velocity to the torsion test.

**Figure 4** – Device custom-fabricated at the Precision Mechanics Technological Center (SENAI-CETEMP, São Leopoldo, Brazil), for the adaptation of the universal testing machine (EZ-SX / Shimadzu, Kyoto, Japan) to the flexural strength test.

**Figure 5** – Prior to the initial analysis, each MI had three sides marked with an overhead projector pen, each one with a color: red side (RS); blue side (BS) , and green side (GS).

**Figure 6** – The MIs were placed two by two in aluminum sample holders with the use of double-adhesive carbon tape.

**Figure 7** – Parallelometer used to prevent angulation during the insertion of the MIs in the high-density artificial bone.

**Figure 8** – SEM analysis (JSM6060 / JEOL, Akishima, Japan) at 20 kV from a stainless steel MI sample with 1.5mm diameter: a) 10x magnification image showing the entire MI; b-g) 60x magnification images; b,d,f) before the insertion in high density bone (T1); c,e,g) after the insertion in high density bone (T2); b) red side (RS), height 3 (H3), two threads above H2, in T1; c) RS, H3 in T2; d) RS, height 2 (H2) two threads above H1, in T1; e) RS, H2, in T2; f) RS, height 1 (H1): tip of the MI sample in T1; g) RS, H1 : tip of the MI sample in T2.

**Figure 9** – SEM analysis (JSM6060 / JEOL, Akishima, Japan) at 20 kV from a titanium alloy MI sample with 1.5mm diameter: a) 10x magnification image showing the entire MI; b-g) 60x magnification images; b,d,f) before the insertion in high density bone (T1); c,e,g) after the insertion in high-density bone (T2); b) red side (RS), height 3 (H3), two threads above H2, in T1; c) RS, H3 in T2; d) S1, height 2 (H2) two threads above H1, in T1; e) RS, H2, in T2; f) RS, height 1 (H1): tip of the MI sample in T1; g) RS, H1 : tip of the MI sample in T2.

Figures

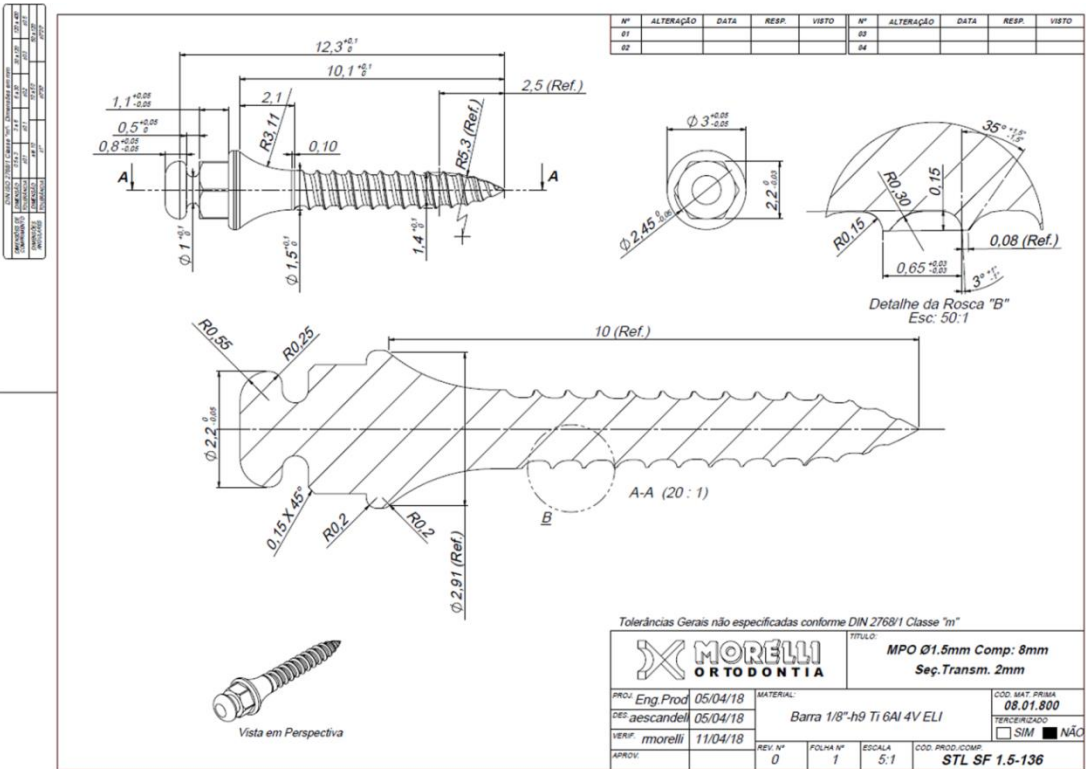
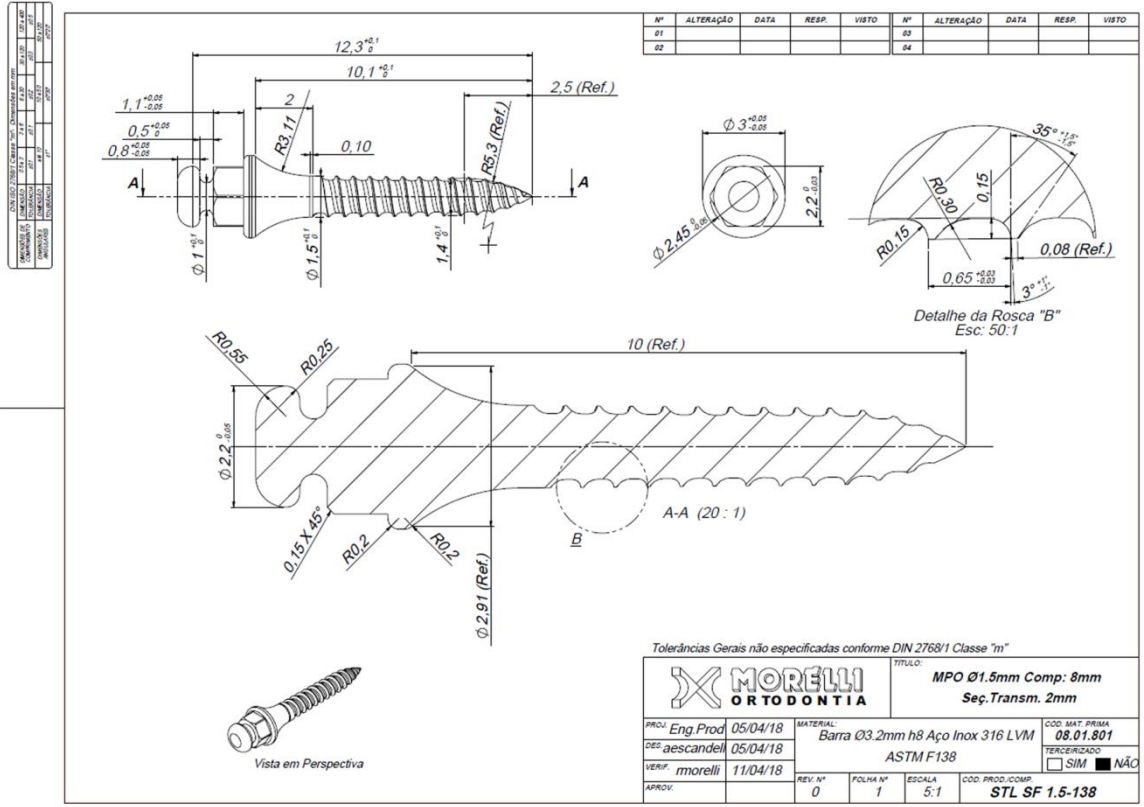
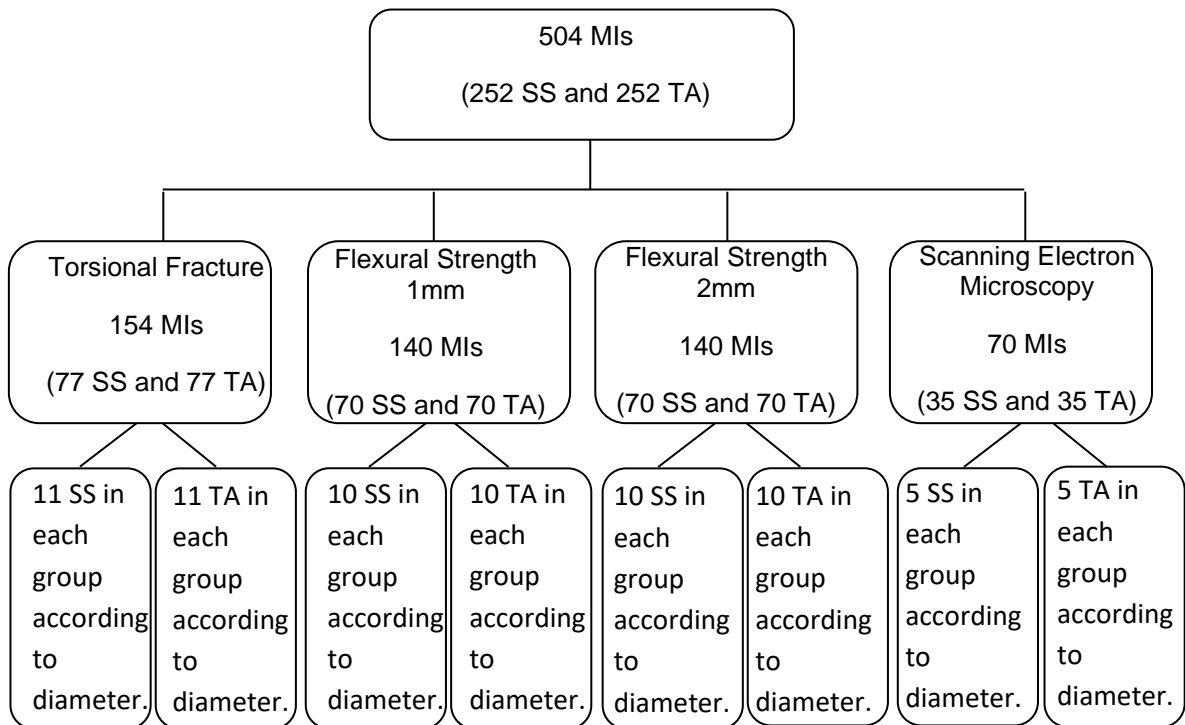


Fig 1

**Fig 2**



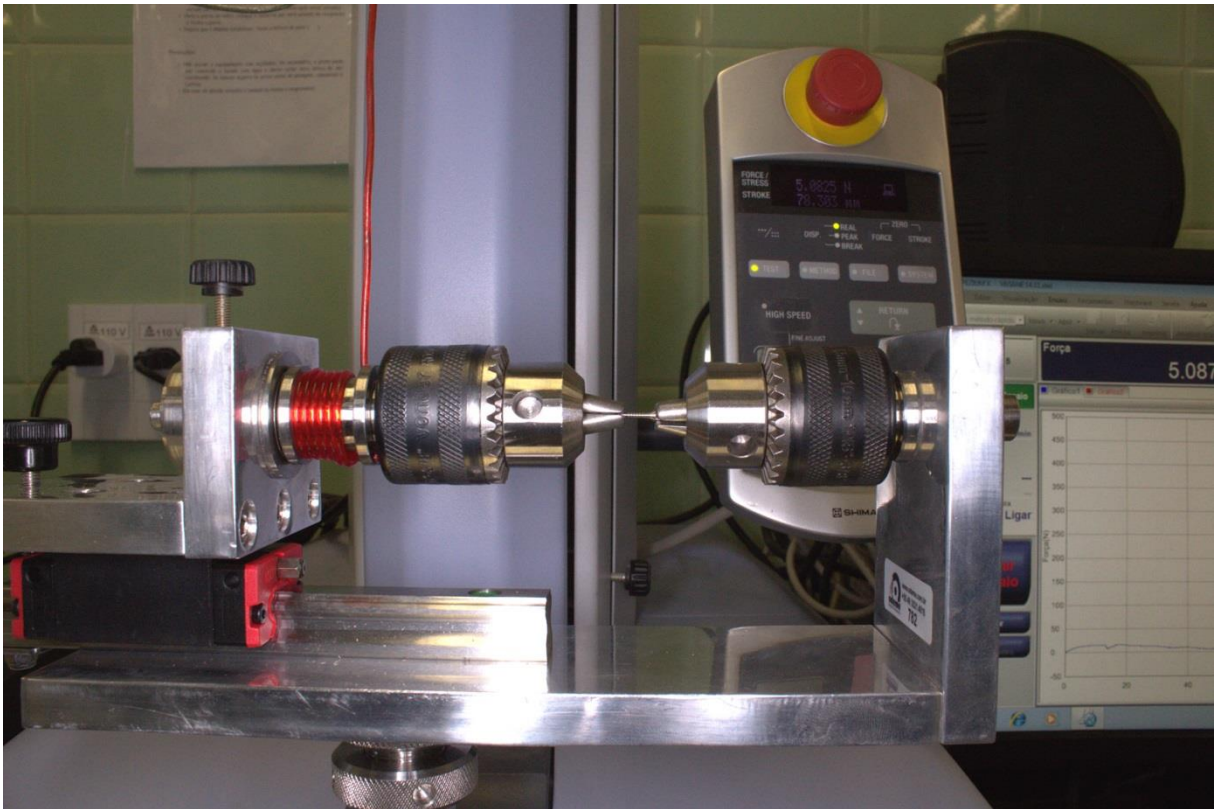
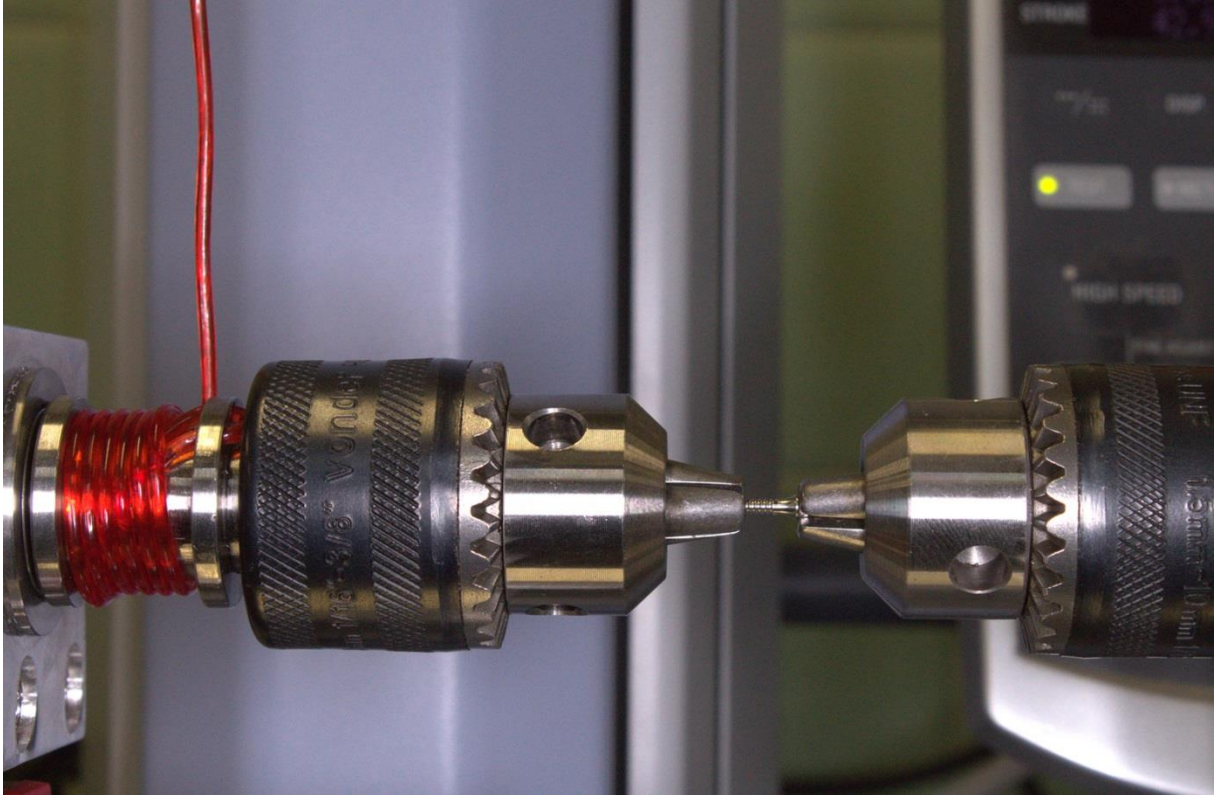


Fig 3

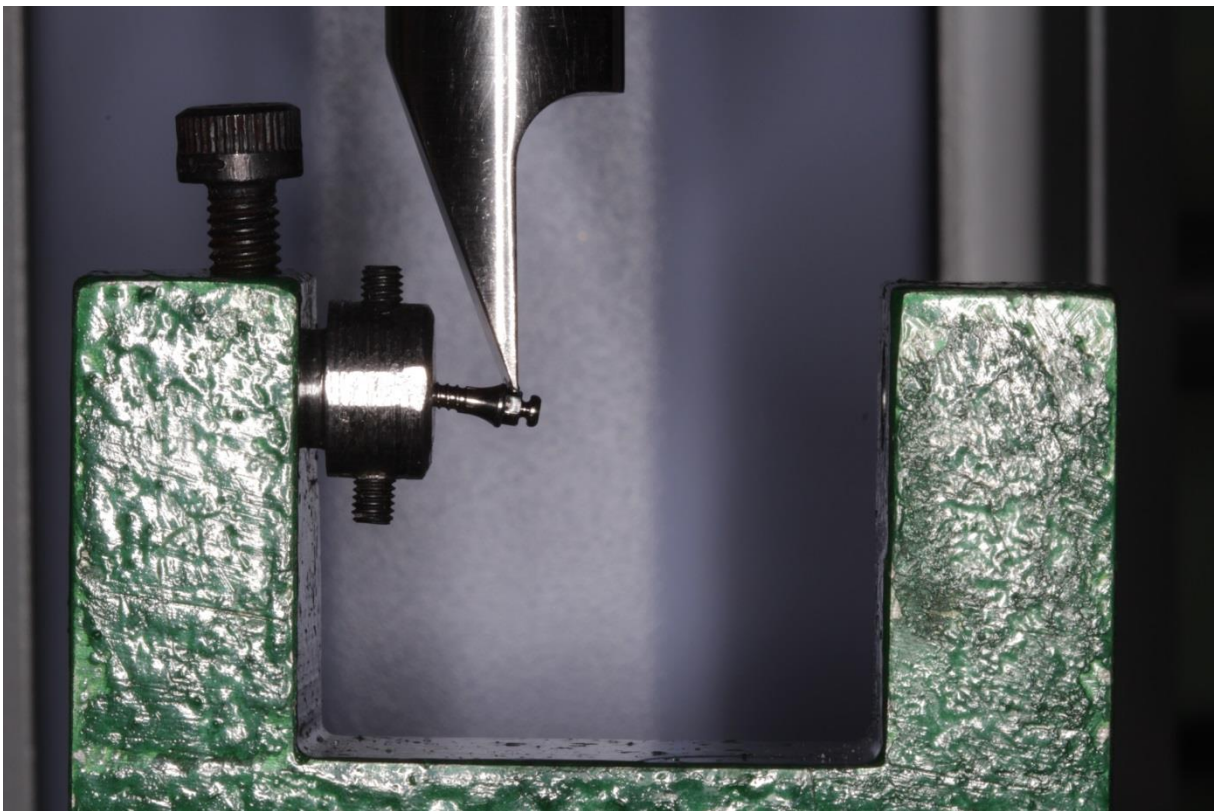


Fig 4

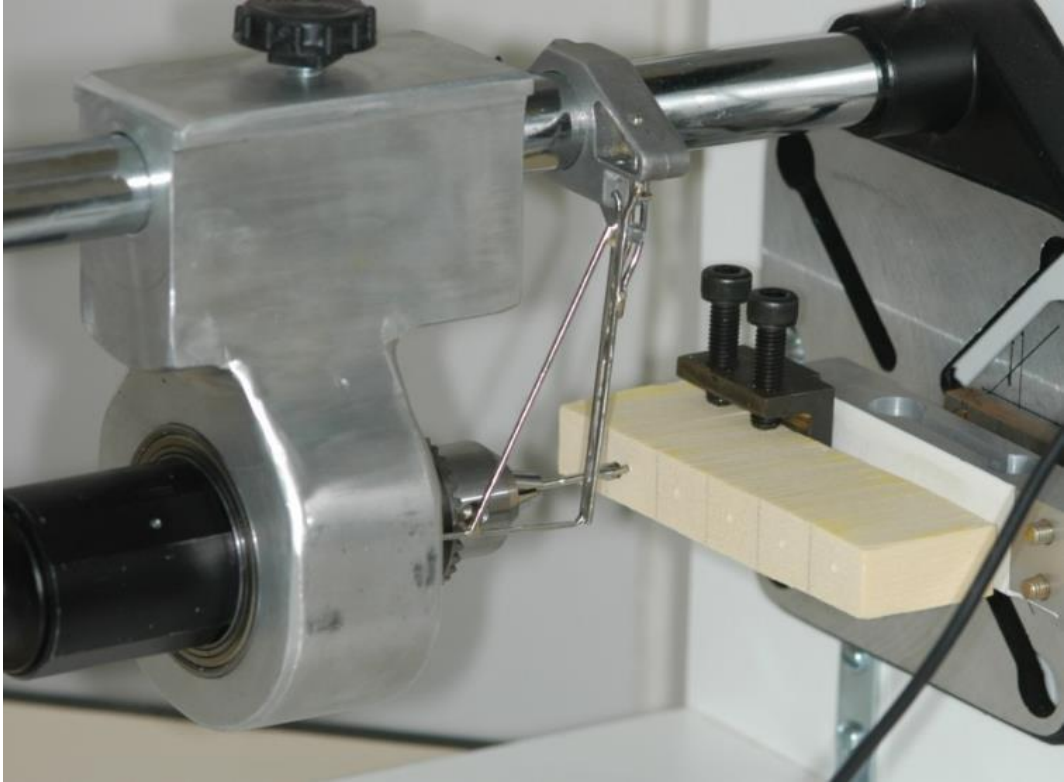


**Fig 5**





**Fig 6**



**Fig 7**

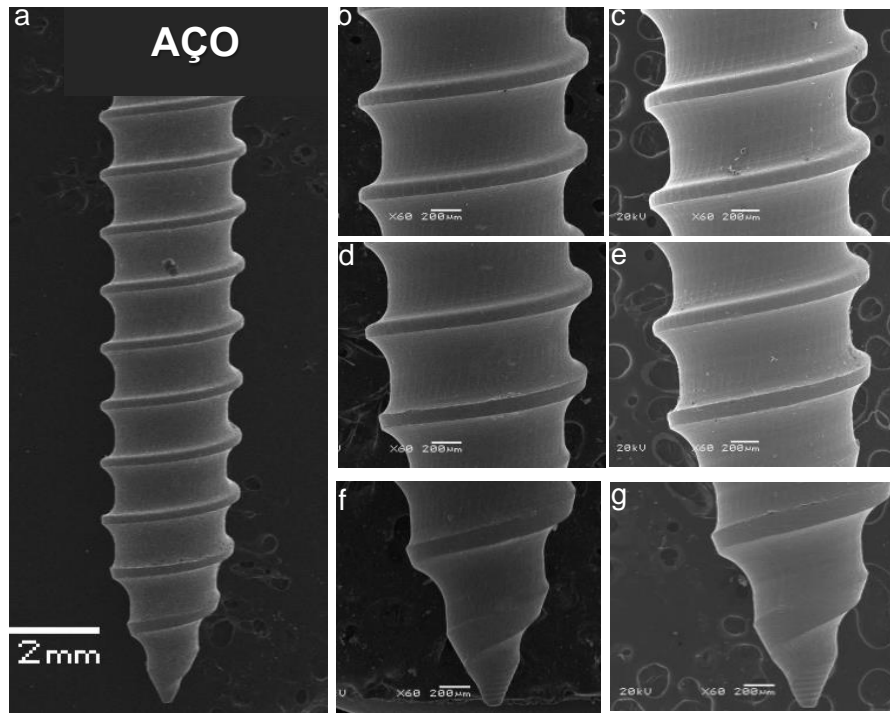


Fig 8

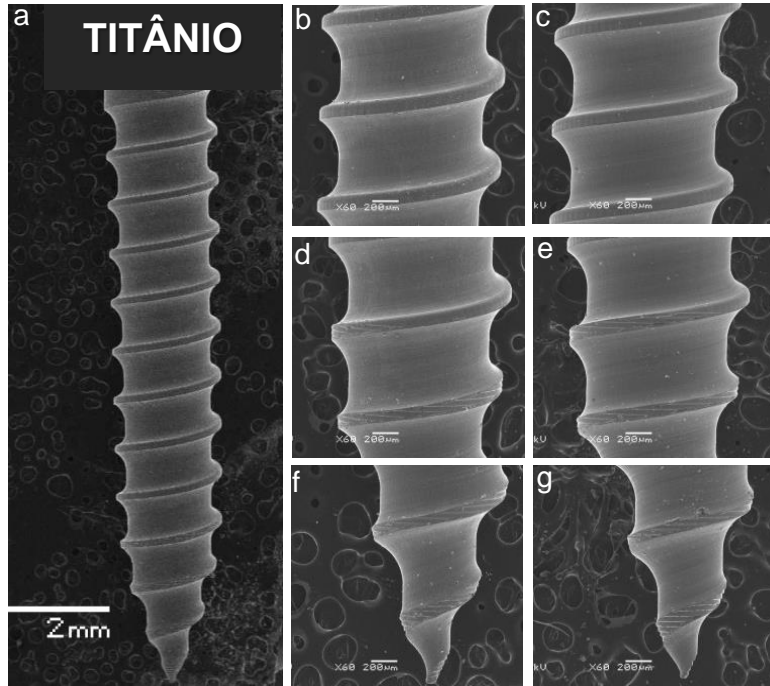


Fig 9

## Tables

Table I - Comparison between the mean of fracture torque of the different diameters of mini-implants made of stainless steel (n= 77) and titanium alloy (n=77) (P< 0.05).

Diameters(mm)	Stainless Steel (n=11)		Titanium Alloy (n=11)		P
	Mean (N.cm)	SD	Mean (N.cm)	SD	
1,2	13,81	1,27	12,64	1,43	0,055§
1,3	15,15	2,92	12,90	1,60	0,008*†
1,4	25,94	1,66	18,40	3,07	<0,001*†
1,5	27,19	1,78	24,79	1,04	<0,001*§
1,6	35,32	1,84	31,81	1,77	<0,001*§
1,7	44,37	4,24	40,83	4,13	0,061§
1,8	54,58	2,71	46,37	5,37	<0,001*§

\* Statistically significant

† U de Mann-Whitney

§ T- test for independent samples



Table II - Comparison between the mean force applied for flexion of 1mm and 2mm of the different diameters of mini-implants made of stainless steel (n= 140) and titanium alloy (n=140) (P< 0.05).

Diameter(mm)	Deformation(mm)	Stainless steel (n=10)		Titanium Alloy (n=10)		P
		Mean(N)	SD	Mean(N)	SD	
1.2	1	31.27	3.21	27.94	1.95	0.012*†
1.3	1	43.68	3.06	38.34	2.39	<0.001*§
1.4	1	64.56	2.82	43.93	2.40	<0.001*§
1.5	1	83.10	4.57	60.12	1.42	<0.001*§
1.6	1	98.83	5.24	68.13	5.75	<0.001*§
1.7	1	119.95	9.93	95.64	10.22	<0.001*†
1.8	1	129.89	17.14	110.63	12.17	0.007*§
1.2	2	42.70	5.70	36.73	2.00	0.005*§
1.3	2	51.78	2.40	47.60	3.85	0.006*§
1.4	2	78.32	2.57	54.54	2.93	<0.001*§
1.5	2	95.50	2.88	72.63	2.70	<0.001*§
1.6	2	101.86	5.04	83.06	4.22	<0.001*§
1.7	2	137.79	8.58	112.87	4.87	<0.001*†
1.8	2	162.17	9.67	139.84	7.41	<0.001*§

\* Statistically significant

† U de Mann-Whitney

§ T- test for independent samples

#### 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A resistência mecânica de mini-implantes é afetada pelo tipo de material empregado em sua fabricação. Em geral, os mini-implantes de aço foram mais resistentes à fratura por torção e à deformação por flexão que os de liga de titânio. Em contraste com a maioria dos poucos trabalhos existentes na literatura, que mostraram similaridade entre os materiais, nossos resultados mostraram que os mini-implantes de aço apresentam maior resistência mecânica que os de titânio. Essa diferença é creditada principalmente a utilização de uma amostra significativa e padronizada. Os demais trabalhos comparam marcas comerciais e os seus resultados podem sofrer influência das características morfológicas distintas dos mini-implantes. Mais trabalhos com amostra padronizada precisam ser realizados para serem confrontados com os resultados observados neste estudo.

Apesar de um estudo prévio mostrar tendência de maior torque de inserção para os mini-implantes de aço em relação aos de titânio, a composição das ligas metálicas não parece interferir na deformação das roscas durante a inserção de mini-implantes em osso artificial de alta densidade.

Além disso, apesar de já existirem trabalhos comparando a citotoxicidade e compatibilidade biológica entre esses materiais, a carência de estudos com amostra padronizada também é uma realidade. Portanto, estudos avaliando as propriedades biológicas dos dois materiais também precisam ser realizados.

A importância clínica do nosso achado reside na possibilidade de utilizar mini-implantes de aço com menor diâmetro em septos muito estreitos, mantendo-se uma resistência mecânica similar a um mini-implante de titânio de maior diâmetro, reduzindo o risco de fratura e também de injúria às raízes adjacentes. Essa hipótese deverá ser testada em um estudo em animais.

## REFERÊNCIAS

1. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004;65:410-418.
2. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-209
3. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:e6-15.
4. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *Angle Orthod* 2008;78:692-698.
5. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:99-106.
6. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:S43-51.
7. Coletti DP, Salama A, Caccamese JF, Jr. Application of intermaxillary fixation screws in maxillofacial trauma. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1746-1750.
8. Lima GM, Soares MS, Penha SS, Romano MM. Comparison of the fracture torque of different Brazilian mini-implants. *Braz Oral Res* 2011;25:116-121.
9. Pithon MM, Figueiredo DS, Oliveira DD. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *J Oral Maxillofac Surg* 2013;71:479-486.
10. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008;78:234-240.
11. Lee NK, Baek SH. Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:8 e1-8; discussion 8-9.

12. Barros SE, Janson G, Chiqueto K, de Freitas MR, Henriques JF, Pinzan A. A threedimensional radiographic-surgical guide for mini-implant placement. *J Clin Orthod* 2006;40:548-554.
13. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;76:191-197.
14. 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 Dentofacial Orthop* 2011;140:e181-192.
15. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:333 e331-336; discussion 333-334.
16. Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korea J Orthod* 2003;33:11-20.
17. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007;77:979-985.
18. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:190-194.
19. Gupta N, Kotrashetti SM, Naik V. A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *J Maxillofac Oral Surg* 2012;11:29-33.
20. Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. *Eur Spine J* 2000;9:97-103.
21. Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
22. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. *Eur J Orthod* 2011;33:396-401.
23. Smith A, Hosein YK, Dunning CE, Tassi A. Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 2015;85:26-32.

24. Scribante A, Montasser MA, Radwan ES, Bernardinelli L, Alcozer R, Gandini P et al. Reliability of Orthodontic Miniscrews: Bending and Maximum Load of Different Ti-6Al-4V Titanium and Stainless Steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials (Basel)* 2018;11.