

Carla Corrêa Mendes Gouvêa

*Avaliação da resistência ao
arrancamento de mini-
implantes ortodônticos: estudo
laboratorial*

ARAÇATUBA - SP

2011

Carla Corrêa Mendes Gouvêa

**Avaliação da resistência ao arrancamento
de mini-implantes ortodônticos: estudo
laboratorial**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – Unesp, para obtenção do Grau de “Mestre em Odontologia” - Área de Concentração Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo César Almada Santos

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

ARAÇATUBA – SP

2011

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G719d	<p>Gouvêa, Carla Corrêa Mendes. Avaliação da resistência ao arrancamento de mini- implantes ortodônticos : estudo laboratorial / Carla Corrêa Mendes Gouvêa. - Araçatuba : [s.n.], 2011 54 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM</p>
	<p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba Orientador: Prof. Eduardo César Almada Santos Coorientador: Prof. Paulo Henrique dos Santos</p>
	<p>1. Procedimentos de ancoragem ortodôntica 2. Mini-implante ortodôntico 3. Ortodontia</p>
	<p>Black D4 CDD 617.643</p>

Dedicatória

A Deus,

por ter me protegido e iluminado durante toda a vida.

Aos meus pais, Ivonete e José Carlos,

obrigada por todo amor. Mãe, com você eu aprendi a perseverar mesmo diante das maiores adversidades, seu exemplo e raça me fizeram uma pessoa forte. Pai, sua inteligência e seus constantes ensinamentos me estimularam a confiar no meu potencial e buscar o meu melhor. Amo muito vocês!!!

Ao meu marido Afranio,

seu amor, proteção e constante apoio me motivaram a lutar pelos meus objetivos. Obrigada pela compreensão diante da minha ausência em muitos momentos importantes. Essa vitória não seria possível sem você! Peço a Deus que abençoe a nossa família. Você é o amor da minha vida!!!

Ao meu sogro Afranio e à minha sogra Virgínia,

pelo interesse, carinho e apoio constante. Muito obrigada de coração, vocês são como pais para mim!

Às minhas cunhadas Aline e Amaralina e aos meus cunhados Marcelo e Bruno,

pela amizade, compreensão e pelos bons momentos em família.

*Aos sobrinhos **Marcelinho, Eduarda e Pedro**,
vocês encheram a minha vida de alegria.*

*À toda minha família, em especial aos meus tios **José Márcio e Cássia**,
por me amarem, rezarem e torcerem por mim. Vocês dois fazem parte
dessa conquista!!!*

Agradecimento Especial

Ao meu orientador, Professor Doutor Eduardo César Almada Santos, obrigada por ter me dado a oportunidade de concretizar meu sonho. Agradeço muito seus ensinamentos, respeito e paciência. Hoje entendo que as exigências juntamente com seu constante incentivo foram essenciais para o meu crescimento acadêmico e pessoal. Peço a Deus que abençoe muito o senhor e a sua família.

Ao meu coorientador, Professor Doutor Paulo Henrique dos Santos, agradeço a sua dedicação em me ajudar desde a minha iniciação científica. Seu conhecimento e apoio me estimularam a ser uma aluna melhor.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, nas pessoas da Diretora Prof^a. Dra. Ana Maria Pires Soubhía e Vice-Diretor Prof. Dr. Wilson Roberto Poi.

Ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa de sua coordenadora Prof^a. Dra. Maria José Hitomi Nagata.

Aos professores da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, Prof. Dr. Francisco Antonio Bertoz, Prof. Dr. Marcos Rogério de Mendonça e Prof. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi, obrigada pelo aprendizado e atenção desde a graduação. Sou muito grata por tudo e lhes admiro muito!!!

À amiga Lílian, nossa parceria foi especial. Juntas enfrentamos as dificuldades, me passou tranquilidade e segurança quando precisei. Sou muito grata por sua generosidade em me ajudar sempre. Aprendi muito com você. Quero que saiba que este projeto também é seu!!!

À Flávia, que desde o primeiro contato me incentivou e acreditou em mim. Foi minha professora de Ortodontia e amiga de

todas as horas. Sei que mesmo distante nossa amizade continua igual. Te admiro muito!!!

*Às queridas amigas **Isabel** e **Juliana**, pelo carinho, companheirismo, incentivo e por sempre estarem dispostas a me ajudar. Muito Obrigada!!!*

*Aos colegas de Pós-graduação **Ana Carolina**, **Aubrey**, **Márcio**, **Renato**, **Laércio**, **Pedro**, **Aiello** e **Tulio** pelo apoio, respeito e amizade.*

*Aos colegas de Mestrado **Derly** e **Lídia**, pela amizade, ajuda e ensinamentos. Com você **Derlys**, aprendi a ter determinação e sempre manter o bom humor mesmo diante das adversidades. Com você **Lidinha**, aprendi a ter disciplina e paz de espírito. Vocês são muito especiais!!!*

*Aos colegas de graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, em especial as amigas **Fernanda**, **Sabrina** e **Ana Paula**.*

*Aos funcionários da disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, **Ilídio** e **Maria Bertolina**, pelo ótimo convívio e apoio.*

*A querida **Suzi**, que sempre me tratou com muito carinho, te admiro por ser, além de uma grande mãe, uma excelente pessoa e profissional.*

Aos amigos Mariana e Lucas, pelo carinho e companheirismo em todos os momentos.

A todos os professores da graduação e da pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, os quais são responsáveis pela minha formação acadêmica, em especial ao Prof. Dr. Silvío José Mauro, meu orientador de iniciação científica, que me ensinou a pesquisar, escrever e executar um projeto. Obrigada pela paciência e estímulo.

Aos funcionários da Seção de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, Valéria, Lílian, Cristiane e Joílson, pela atenção e paciência.

Aos funcionários da Biblioteca Ana Cláudia, Izamar, Cláudio, Ivone, Luzia, Maria Cláudia, Ana Paula, por serem tão prestativos desde a graduação.

À Fundação para o Desenvolvimento da UNESP, Fundunesp, pelo apoio financeiro que possibilitou o desenvolvimento desse projeto científico.

À empresa Sin - Sistema de Implantes, pela doação dos mini-implantes ortodônticos desta pesquisa.

À empresa Dental Morelli, pela confecção do dispositivo de teste e disponibilização do laboratório para execução do mesmo.

Epígrafe

“Nossa maior fraqueza está em desistir. O caminho mais certo de vencer é tentar mais uma vez.”

(Thomas Edison)

Gouvêa, CCM. Avaliação da resistência ao arrancamento de mini-implantes ortodônticos: estudo laboratorial [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2011.

Resumo

Objetivo: comparar, por meio do teste de arrancamento, a estabilidade primária de mini-implantes com diâmetro e comprimento diferentes inseridos em osso artificial.

Material e método: foram utilizados 80 mini-implantes da marca SIN (Sistema de Implante) com 1mm de perfil transmucoso e divididos em 4 grupos: grupo I - mini-implantes de 1,4 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento ; o grupo II - mini-implantes de 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento; o grupo III - mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento; grupo IV - mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento. Os mini-implantes foram inseridos em bloco de osso artificial Sawbones (SAWBONES Pacific Research Laboratories) e submetidos ao teste de arrancamento na máquina de ensaio universal – EMIC.

Resultados: os valores médios de força de arrancamento dos mini-implantes oscilaram entre 621.995N a 738.220N. A Análise de Variância mostrou que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0.05$). Na comparação entre os grupos houve igualdade entre os grupos I e III. Todas as demais comparações foram estatisticamente diferentes. **Conclusões:** em relação à estabilidade primária, constatou-se que os grupos I e III foram iguais, enquanto que, todos os demais apresentaram diferença na estabilidade.

Palavras-chave: Procedimentos de ancoragem ortodôntica; Mini-implante ortodôntico; Ortodontia

Gouvêa, CCM. Evaluation of pullout strength of orthodontic mini-implants: laboratory study [dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2011.

Abstract

Objective: to compare, by means of the pullout test, the primary stability of mini-implants with different diameter and length placed in artificial bone. **Method:** 80 mini-implants Sin (Implant System) with 1mm transmucosal profile and divided into four groups: Group I - mini-implants with diameter of 1.4mm and 6 mm of long; Group II - mini-implants with diameter of 1.4mm and 8 mm long; Group III - mini-implants with diameter of 1.6mm and 6 mm of long; Group IV - mini-implants with a diameter of 1.6mm and 8 mm of long. Mini-implants were inserted in block artificial bone Sawbones (Sawbones Pacific Research Laboratories) and tested in pullout universal testing machine – EMIC. **Results:** the mean pullout strength of mini-implants ranged from 621.995 to 738,220 N. Analysis of Variance showed that there was a statistically significant difference between the groups ($p < 0.05$). Comparing the groups were only equality between groups I (mini-implants 1.4 Ø x 6 mm) and III (mini-implants Ø 1.6 x 6mm). All other comparisons are statistically different. **Conclusions:** relative primary stability, it was found that the groups I and III were similar, whereas all others show differences in stability.

Key words: Orthodontic Anchorage Procedures; Orthodontic Mini-implant; Orthodontics

Lista de Figuras

Figura 1 - A - Perfuração do osso artificial com fresa manual tipo lança;	24
B – Instalação do mini-implante.	
Figura 2 – kit ortodôntico da empresa <i>Sin</i> e peças utilizadas.	24
Figura 3 – Angulação (90°) dos mini-implantes conferida no momento da instalação.	25
Figura 4 – Mini-implantes inseridos no bloco de osso.	25
Figura 5 - Corpos de prova após corte do bloco de osso.	26
Figura 6 - Mini-implantes sendo submetidos ao teste de arrancamento na EMIC.	27
Figura 7 - Mini-implantes antes e após o teste de arrancamento (“pullout”).	28
Figura 8 - Forças máximas registradas de cada grupo.	29
Figura 9 - Médias e desvio-padrão dos grupos.	32

Lista de Tabelas

Tabela I – Características de cada grupo de mini-implantes.	21
Tabela II - Propriedades mecânicas do osso artificial utilizado neste estudo.	22
Tabela III – Análise de Variância (ANOVA).	31
Tabela IV – Média e desvio-padrão de cada grupo de mini-implante.	31
Tabela V – Teste de Fisher - comparação entre os grupos estudados.	32

Sumário

<i>1 Introdução</i>	17
<i>2 Material e método</i>	20
<i>3 Resultado</i>	30
<i>4 Discussão</i>	33
<i>5 Conclusão</i>	37
<i>6 Referências</i>	39
<i>7 Anexos</i>	44

Lista de Abreviaturas

mm = milímetro

g/cm³ = grama por centímetro cúbico

MPa = Mega Pascal

cm = centímetro

cm² = centímetro quadrado

mm/min = milímetro por minuto

M.Q = Média dos quadrados

S.Q = Soma dos quadrados

G.L = Grau de liberdade

N = Newton

kN = quilonewton

1 Introdução

1 *Introdução**

A ancoragem é a resistência ao movimento dentário indesejado e o seu controle é crítico em Ortodontia.¹ Pois, já se tem o conhecimento que há perda de ancoragem nos casos onde a mesma é dento-suportada.² Uma ancoragem estável é um dos pré-requisitos mais importantes para o sucesso do tratamento ortodôntico.³

Os mini-implantes, conhecidos como dispositivos de ancoragem temporários, vem sendo indicado como a solução para essa questão, por providenciar uma ancoragem esquelética durante a movimentação ortodôntica.⁴ Além disso, os mini-implantes são recomendados devido as suas vantagens como: instalação minimamente invasiva, fácil inserção e remoção, versatilidade, alto nível de conforto ao paciente e baixo custo.⁴⁻⁷

Porém, para que haja sucesso em sua utilização deve-se levar em consideração um fator muito importante: a estabilidade primária.⁸ A estabilidade primária ocorre por meio do contato mecânico entre o mini-implante e o osso o qual é inserido,⁹ e está relacionada com a qualidade óssea, desenho do mini-implante e modalidades de inserção.^{4,10-14} A falta de estabilidade primária tende a fazer com que o mini-implante se torne cada vez mais móvel, levando ao fracasso do tratamento.⁴

A variedade de mini-implantes com dimensões reduzidas proporciona maior versatilidade em relação aos locais de inserção e reduz os riscos de lesão radicular.¹⁵ Porém, na literatura têm se discutido em relação à influência do diâmetro e comprimento do mini-implante na estabilidade inicial do mesmo.^{10,16,17}

Na literatura, não há um “gold standart” para medir a estabilidade primária.⁴ Sendo assim, as medições de torque de inserção e remoção assim como o comportamento de testes de arrancamento (“pullout”) são os métodos mais comuns com os quais se mede a estabilidade primária.^{7,10,18,19} Alguns estudos^{11,14,20,21} já mediram o torque de inserção e remoção, a fim de correlacionar o grau de estabilidade primária ao máximo de força permitida para se evitar fratura do mini-implante.

O processo do teste de arrancamento pode ser explicado como sendo a quantificação da força tensional necessária para remover um parafuso inserido no

* Normalização segundo American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics – Anexo A.

osso⁹ e determina a magnitude da força de arrancamento que o parafuso suporta antes da ruptura óssea.²² Sendo este um método padronizado de testar a competência mecânica ou a exploração do poder de um parafuso.⁹

Segundo Wu et al²³ o teste de arrancamento foi utilizado pela primeira vez como um teste mecânico para medir a força de tração máxima de um parafuso em 1995 por Gantous e Phillips.²⁴ Mais tarde tornou-se amplamente aceito como método para avaliação da força retentiva de implantes e subsequente a estabilidade primária.

O profissional deve ter a informação sobre o desempenho biomecânico dos mini-implantes para assim reconhecer qual o melhor *design*, diminuir as falhas clínicas e assim melhorar a orientação sobre a indicação e o uso clínico.

Mesmo a literatura sendo rica em casos clínicos tratados com mini-implantes, ainda existem questionamentos se as diferentes dimensões desses dispositivos podem afetar suas propriedades,¹¹ devido à falta de artigos de considerável nível de evidência clínica.


Deste modo, o objetivo deste estudo foi comparar, por meio do teste de arrancamento, a estabilidade primária de mini-implantes com diâmetro e comprimento diferentes. Parte-se da hipótese nula de que não há diferença estatística no teste de arrancamento de mini-implantes com diferentes diâmetros e comprimentos.

2 Material e método

2 Material e método

Nesta pesquisa foram utilizados 80 mini-implantes auto-perfurantes de titânio (Ti-6Al-4V) da marca SIN (SIN - Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil), com perfil transmucoso de 1mm, divididos em 4 grupos: grupo I composto por mini-implantes com diâmetro de 1,4 mm e 6 mm de comprimento (código POT 1416); o grupo II formado por mini-implantes com diâmetro de 1,4 mm e 8 mm de comprimento (código POT 1418); o grupo III composto por mini-implantes com diâmetro de 1,6 mm e 6 mm de comprimento (código POT 1616); grupo IV composto por mini-implantes com diâmetro de 1,6 mm e 8 mm de comprimento (código POT 1618) (Tabela I).

Tabela I. Características de cada grupo de mini-implantes.

GRUPO	n	Diâmetro (∅)	Comprimento	Desenho	Lote
I	20	1,4 mm	6 mm		I 81207
II	20	1,4 mm	8 mm		I 90032
III	20	1,6 mm	6 mm		I 50068
IV	20	1,6 mm	8 mm		I 50334

A escolha dos tamanhos de mini-implantes utilizados neste estudo corresponde às dimensões recomendadas para a região posterior da maxila, entre segundos pré-molares e primeiros molares superiores.²⁵

Da mesma forma, a escolha pela utilização do osso artificial neste estudo objetivou testar e comparar as propriedades biomecânicas dos mini-implantes sem

que houvesse a interferência da qualidade do osso a qual está inserido. Esta qualidade pôde ser garantida pela utilização de osso artificial Sawbones (SAWBONES Pacific Research Laboratories, Inc – Washington, USA), produzido especificamente de acordo com as características citadas nos trabalhos de Deguchi et al²⁶ e Peterson et al,²⁷ que citaram quantitativamente a espessura da cortical óssea maxilar e mandibular. O osso foi fabricado com 2 mm de resina epóxica (Short-Fiber-Filled Epoxy) com densidade de 1,64g/cm³ simulando o osso cortical e 10 mm de poliuretano (Solid Rigid Polyurethane Foam) com densidade de 0,32g/cm³ simulando o osso trabecular.

O material após a escolha das suas características foi especialmente confeccionado para esta pesquisa. O material apresenta-se em forma de bloco laminado com dimensões de 170 mm X 120 mm X 12 mm, atendendo às especificações da *American Society for Testing and Materials (ASTM F-1839-01(2007) – Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopedic Devices and Instruments)*²⁸(tabela II), de forma que as densidades da cortical e do trabeculado ósseo simulados e acima citados, fossem iguais em qualquer região do bloco, conferindo um padrão “ósseo” homogêneo. Descartando assim, a variável “qualidade óssea” da amostra estudada.

Tabela II. Propriedades mecânicas do osso artificial utilizado neste estudo.

OSSO ARTIFICIAL	RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO			RESISTÊNCIA A TRAÇÃO	
	DENSIDADE	FORÇA	MÓDULO	FORÇA	MÓDULO
	g/cm ³	MPa	MPa	MPa	MPa
Cortical	1.64	157	16.700	106	16.000
Trabecular	0.32	8.4	210	5.6	284

Coefficiente de Expansão Térmica (CTE) = 6.3x10⁻⁵ K⁻¹ (de -46 to +93 °C)

Fonte: Sawbones Research Laboratories

Intervalos de absorção de água de 0.301 a 0.0 kg/m

Instalação dos mini-implantes

Primeiramente, os blocos de osso artificial foram traçados, com auxílio de régua e caneta marcadora permanente e divididos em quadrados de 2 x 2 cm.

Foi acoplada na chave de mão a fresa tipo lança, a qual foi utilizada para fazer uma prévia perfuração de 1mm com intuito de somente diminuir a lisura da superfície da cortical óssea (Figura 1-A). Os mini-implantes foram então instalados no centro desses quadrados na angulação de 90° (Figura 1-B) com a utilização da chave de mão da marca *Sin* (Figura 2) até não se visualizar as roscas dos mini-implantes.

A escolha do ângulo de inserção em 90° teve a intenção de ser referência, pois existe na literatura uma grande divergência quanto à recomendação da melhor angulação. Ressalta-se que na tese de doutorado de Pignatta²⁹, foi comparado o torque de inserção de mini-implantes com diferentes dimensões e angulações (60° e 90°) e constatado que não houve diferença estatística entre os ângulos de inserção. Afirmou que a inclinação do mini-implante deve ser realizada para que não haja contato com estruturas anatômicas importantes e não visando ao aumento do torque, e, conseqüentemente, uma melhor estabilidade primária.²⁹ Além disso, para a execução do teste de arrancamento, os mini-implantes foram alinhados com o eixo da máquina de ensaios mecânicos (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda – São José dos Pinhais – Paraná - Brasil) e dessa forma a angulação em 90° facilitou o alinhamento axial do corpo de prova.

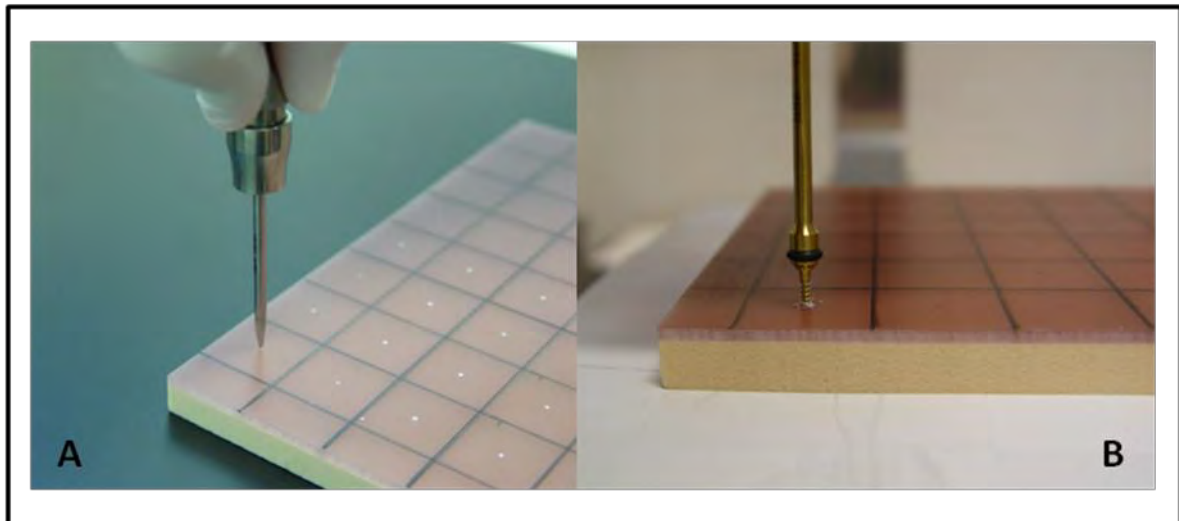


Fig 1: **A** - Perfuração do osso artificial com fresa manual tipo lança; **B** - Instalação do mini-implante.



Fig 2. kit ortodôntico da empresa *Sin* e peças utilizadas.

No momento da inserção, a angulação (90°) de cada mini-implante foi rigorosamente controlada com auxílio de um transferidor nos sentidos lateral e ântero-posterior (Figuras 3 e 4).

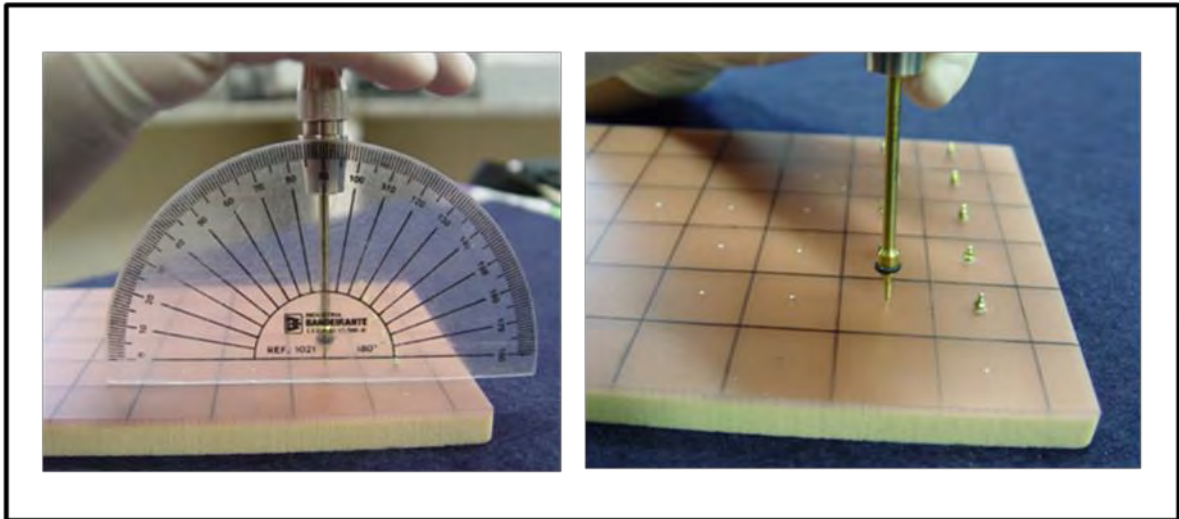


Fig 3. Angulação (90°) dos mini-implantes conferida no momento da instalação.

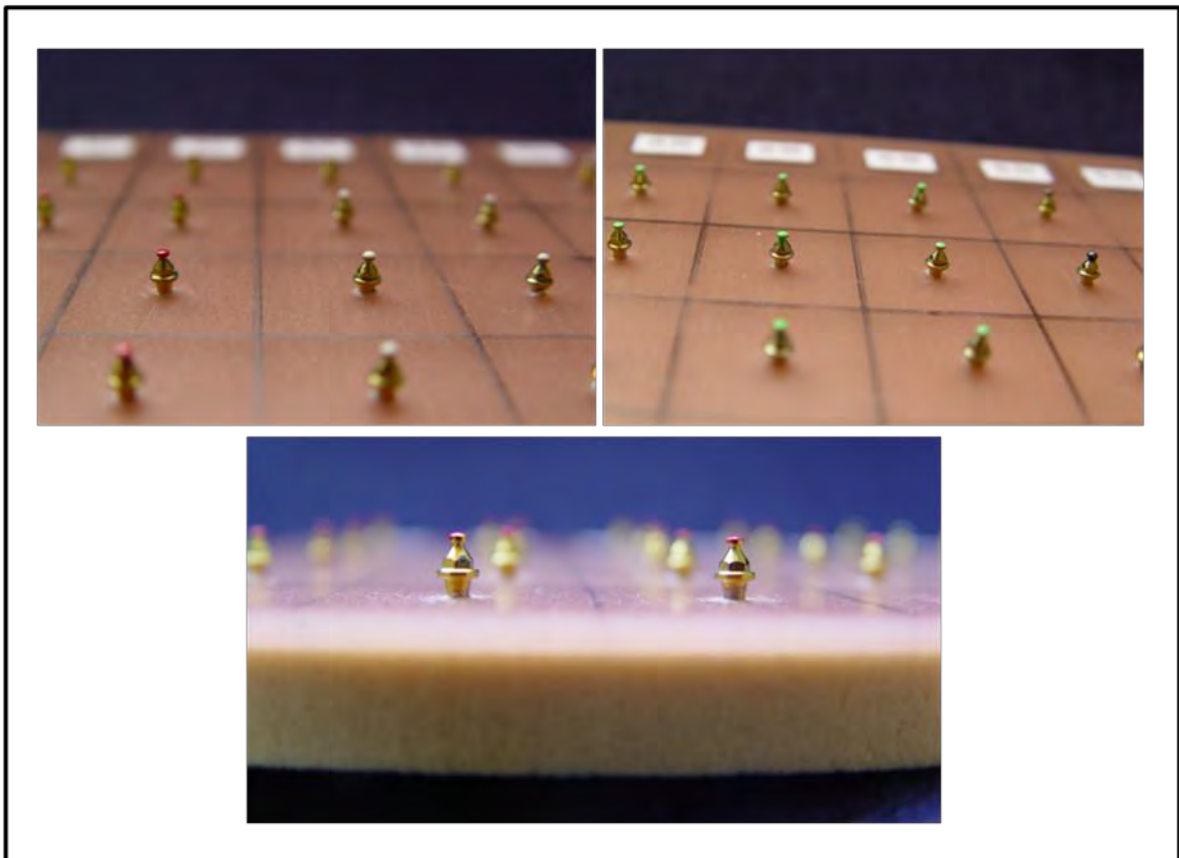


Fig 4. Mini-implantes inseridos no bloco de osso.

Confeção dos corpos de prova

Os blocos de osso artificial foram recortados, sob refrigeração, em pequenos blocos com 2 cm² e cada mini-implante instalado foi assim individualizado (Figura 5) para realização do teste de arrancamento.

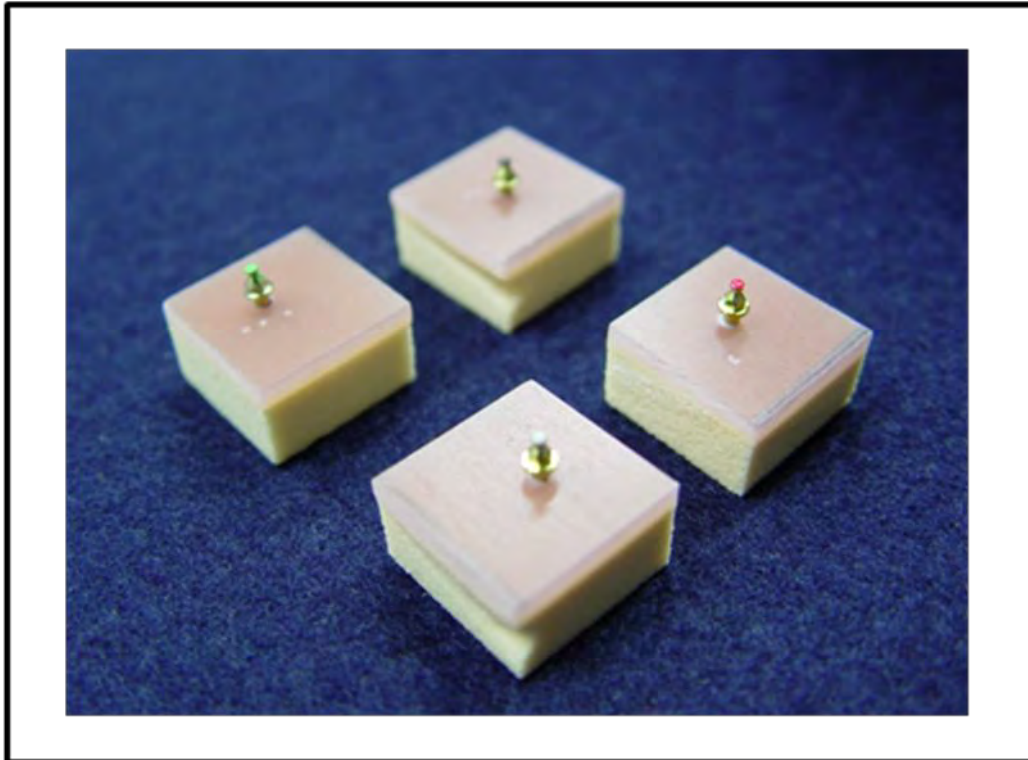


Fig 5. Corpos de prova após corte do bloco de osso.

Teste de arrancamento

Para a realização do ensaio mecânico de arrancamento a empresa *Dental Morelli* (Sorocaba – São Paulo) produziu um dispositivo exclusivamente para a presente pesquisa, no qual o corpo de prova foi ajustado e preso. O osso foi posicionado na base enquanto a parte superior aprisionou a cabeça do mini-implante a fim de puxá-lo no sentido axial.

Os mini-implantes foram submetidos ao ensaio mecânico de arrancamento (“pullout”) utilizando o dispositivo, acima descrito, acoplado à máquina de ensaio

universal (EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda – São José dos Pinhais – Paraná - Brasil) com célula de carga de 20kN (Figura 6).

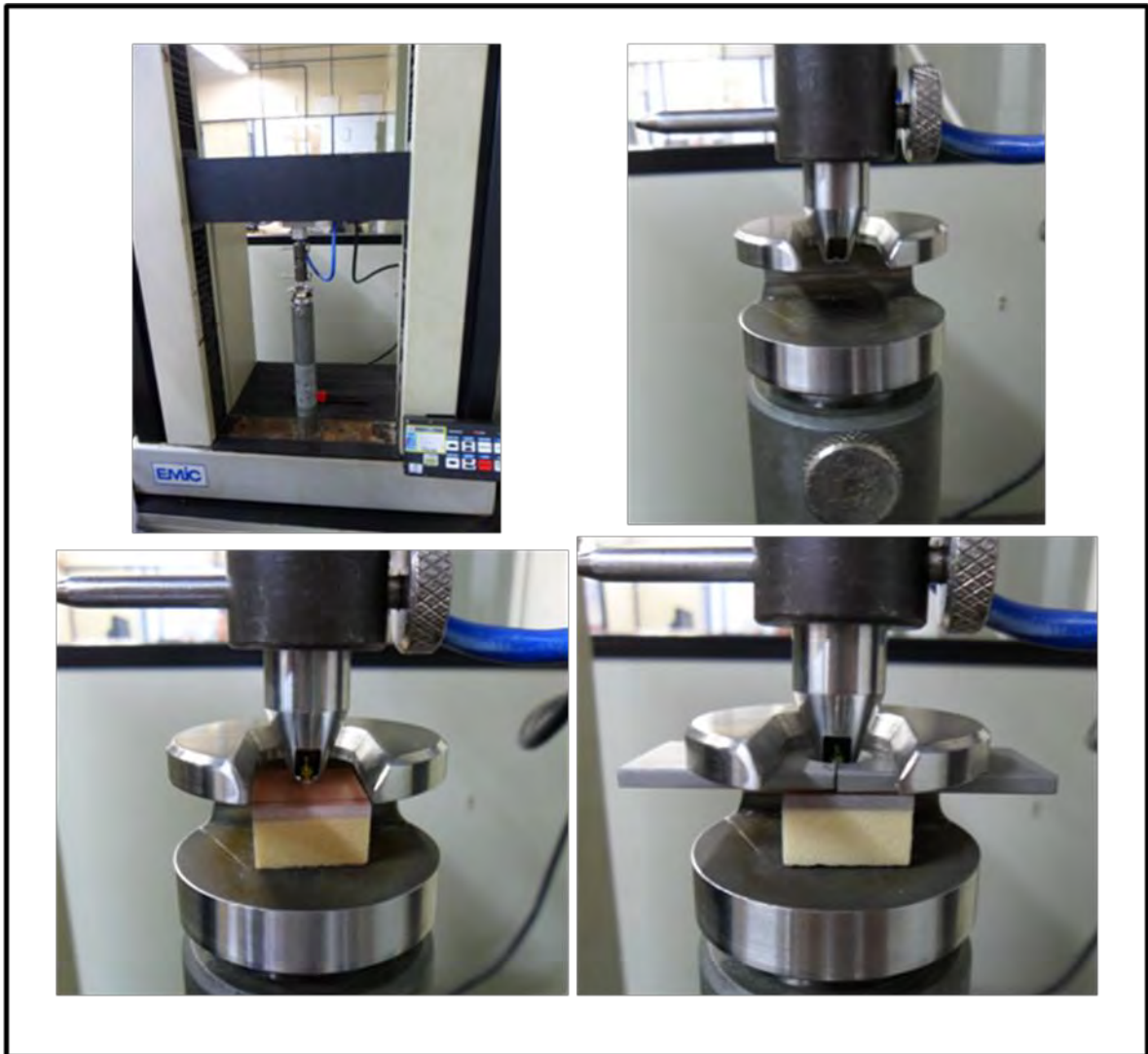


Fig 6. Mini-implantes sendo submetidos ao teste de arrancamento na EMIC.

O teste de arrancamento consistiu na força máxima em Newton necessária para que houvesse o deslocamento, por tração no sentido axial (deformação/ruptura) dos mini-implantes (Figura 7) com velocidade constante de 5mm/min, caracterizando o teste realizado.

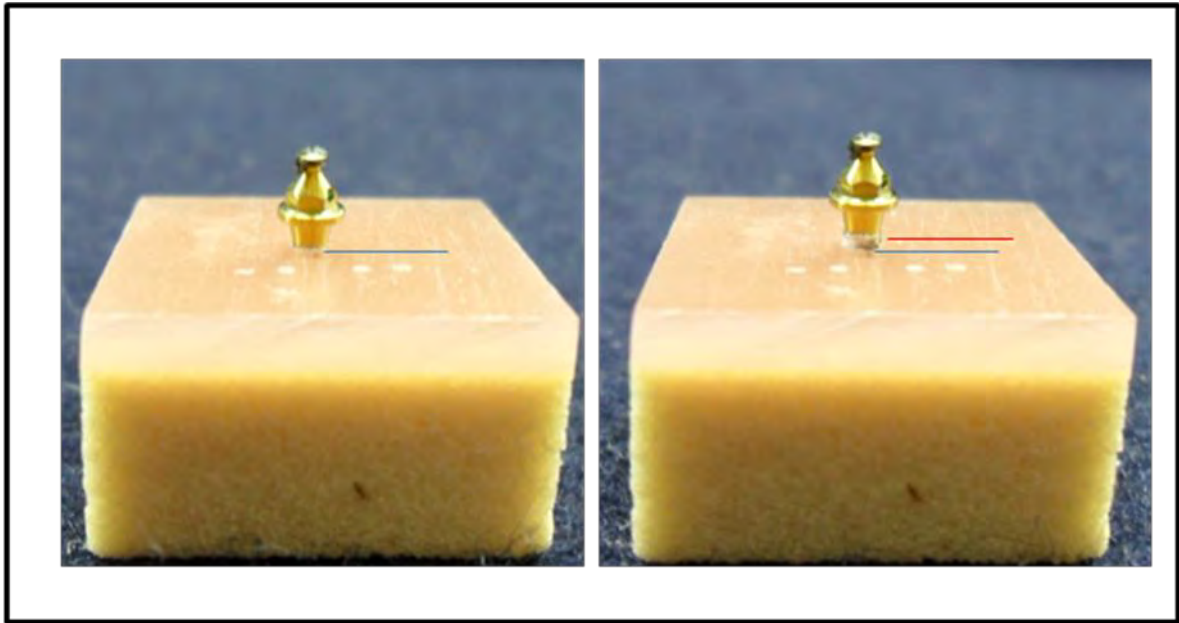


Fig 7. Mini-implantes antes e após o teste de arrancamento (“pullout”).

A força de arrancamento foi medida em função do deslocamento do mini-implante no osso. Este momento foi monitorado e pôde ser visualizado por meio de picos da curva de força-deslocamento registrados no computador. A figura 8 mostra os picos de força máxima de cada grupo.

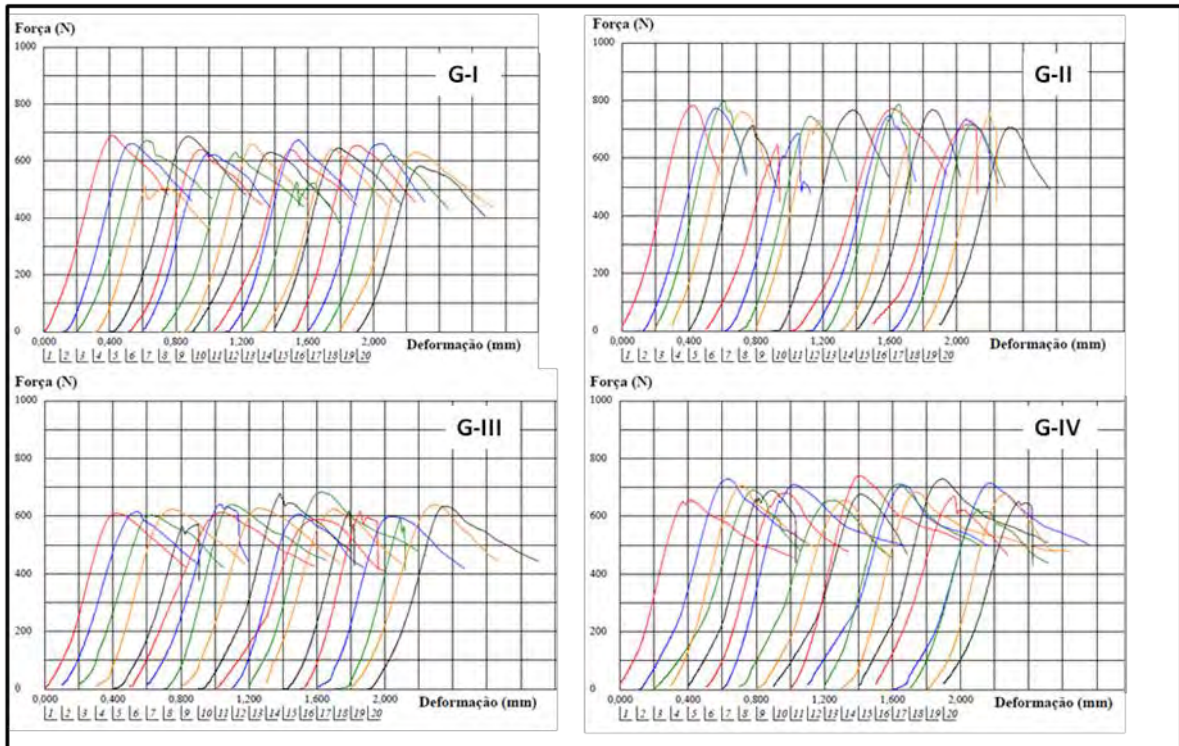


Fig 8: Forças máximas registradas de cada grupo

Teste estatístico

Previamente às análises comparativas entre os grupos, realizou-se a estatística descritiva, com o intuito de se obter a média e o desvio-padrão de cada grupo.

Para a análise comparativa foi utilizado o teste paramétrico, Análise de Variância (ANOVA).

3 Resultado

3 Resultado

Os dados relativos à Análise de Variância (ANOVA) estão ilustrados na tabela III, onde os resultados demonstrados mostram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados ($p < 0.05$).

Tabela III: Análise de Variância (ANOVA).

	GL	S.Q	M.Q	Valor F	Valor P	Lambda	Poder
Grupo	3	171961.357	57320.452	39.965	<.0001	119.896	1.000
Residual	76	109003.739	1434.260				

A tabela IV refere-se aos valores médios e desvios-padrão de cada grupo de mini-implante.

Tabela IV: Média e desvio-padrão de cada grupo de mini-implante.

	n	Média e Desvio-padrão (N)	Erro
Grupo I	20	634.120 (46.816) C	10.468
Grupo II	20	738.220 (43.252) A	9.671
Grupo III	20	621.995 (27.161) C	6.073
Grupo IV	20	688.835 (30.608) B	6.844

Letras maiúsculas distintas indicam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) em cada linha

Os valores médios juntamente com os desvios-padrão de cada grupo experimental estão expostos em forma de gráfico, como mostra a figura 9. Observa-se que os grupos II (1,4 x 8mm) e IV (1,6 x 8mm) obtiveram as maiores médias de força de arrancamento.

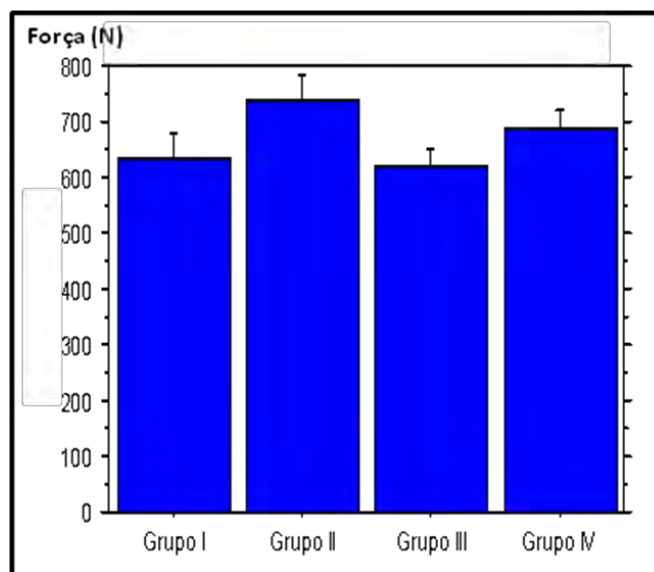


Fig 9: Médias e desvio-padrão dos grupos

A tabela V abaixo mostra os resultados após a aplicação do Teste de Fisher, o qual analisou onde havia diferença ou semelhança entre os grupos. A letra S significa que há diferença significativa entre os grupos. Nota-se que apenas na comparação entre os grupos I (mini-implantes de 1,4 \varnothing x 6mm) e III (mini-implantes de 1,6 \varnothing x 6mm) houve igualdade. Todas as demais comparações são estatisticamente diferentes.

Tabela V: Teste de Fisher - comparação entre os grupos estudados

	Dif. Média	Dif. Crit.	Valor P
Grupo I x Grupo II	- 104.100	23.852	<.0001 S
Grupo I x Grupo III	12.125	23.852	.3145
Grupo I x Grupo IV	- 54.715	23.852	<.0001 S
Grupo II x Grupo III	116.225	23.852	<.0001 S
Grupo II x Grupo IV	49.385	23.852	<.0001 S
Grupo III x Grupo IV	-66.840	23.852	<.0001 S

Letra S indica diferença significativa entre os grupos. Nível de significância 5%

4 Discussão

4 Discussão

Os resultados da pesquisa rejeitaram a hipótese nula. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (I e II, I e IV, II e III, II e IV, III e IV).

Neste estudo foi comparada a resistência ao arrancamento de mini-implantes ortodônticos de diferentes comprimentos e diâmetros com a finalidade de correlacioná-los com a estabilidade primária. Wilmes et al¹⁰ afirma que a estabilidade primária é a propriedade chave para assegurar uma fixação esquelética rígida para aplicação de carga imediata.

Os valores médios de força máxima em Newtons (N) de arrancamento dos mini-implantes obtidos neste estudo oscilaram entre 621.995N a 738.220 N. Estes foram maiores aos resultados encontrados por Huja et al,⁹ que variaram de 134.5 a 388.3N, que inseriram mini-implantes em diferentes regiões de mandíbulas de cães da raça beagle. Da mesma forma, Wang e colaboradores³⁰ com intuito de analisar a força de arrancamento de mini-implantes inseridos na região anterior de mandíbulas de cães jovens e adultos, também da raça beagle, registraram valores médios de 130.82 a 218.40N.

Salmória et al,¹ em 2008, também utilizou mandíbulas de cães (de raça indefinida) para determinar o torque de inserção e compará-lo com a força de arrancamento de mini-implantes após 3 momentos de sua instalação, obteve medições de 224.95 a 331.15N.

Mischkowski et al³¹ utilizaram fêmur bovino para comparar a 4 tipos de mini-implantes, sendo estes de diferentes marcas, dimensões e inseridos em 3 planos angulares (0°, 20°, 40°), encontraram valores de forças de arrancamento de 451 a 944.5N. Já em 2010, Florvaag et al⁴ seguindo uma metodologia semelhante ao dos autores anteriores, encontraram picos de força de 350 a 851.5N.

Os altos valores médios encontrados na presente pesquisa podem ser justificados pelo uso de um osso artificial Sawbones produzido com densidades e espessura da cortical e do trabeculado ósseo de acordo com características da região posterior da maxila humana especificadas em trabalhos como o de Deguchi et al²⁶ e Peterson et al²⁷ que analisaram a variabilidade regional da maxila e mandíbula humana.

Destarte, a comparação com resultados obtidos em outros trabalhos^{1,4,8,9,23,30-33} que realizaram o teste de arrancamento em mini-implantes ortodônticos deve ser cuidadosa, dado que a maioria dos experimentos utiliza tecido ósseo animal e este apresenta densidade e espessura diferentes do osso humano. Atualmente, os estudos existentes em animais apresentam um nível de evidência clínica menor. Porque o uso de um material semelhante ao osso humano permite a execução padronizada, alicerçada cientificamente, de pesquisas de ensaio clínico randomizado, os quais apresentam alta relevância clínica.

De acordo com a American Society for Testing and Materials (ASTM),²⁸ as propriedades de uniformidade e consistência do poliuretano rígido fazem deste um material ideal para comparação de parafusos ósseos e outros dispositivos e instrumentos médicos.

Na literatura existem trabalhos^{16,21,34} que avaliaram a estabilidade primária de mini-implantes ortodônticos por meio de torque de inserção e remoção em osso artificial. Chen et al³⁵ e Wang et al³⁶ utilizaram osso artificial (Sawbones) para realizar o teste de arrancamento de mini-implantes de 3 marcas diferentes com dimensões semelhantes (2 x 12mm), e encontraram valores inferiores aos nossos (em média 175.15 N cm). Porém, além de ter sido comparado mini-implantes com dimensões superiores as deste estudo, os autores empregaram o osso artificial fabricado com densidade da cortical de 40 pcf para simular a região da crista infrazigomática (enquanto a cortical simulada neste estudo apresenta 112 pcf). Ressaltamos ainda que em ambos os estudos,^{35,36} foi usado fio de aço (0.018 polegadas) para tracionar o mini-implante, onde as propriedades biomecânicas do fio interferem nos resultados, ao passo que também estão sendo testadas durante o arrancamento. Deste modo, na revisão de literatura pesquisada não foi encontrado nenhum artigo que realizou o teste de arrancamento diretamente em mini-implantes instalados em osso artificial, caracterizando este trabalho como original e pioneiro.

Além disso, as pesquisas existentes têm analisado se a diferença da qualidade e densidade óssea interfere na resistência ao teste de arrancamento e não focam nas propriedades biomecânicas dos mini-implantes em si, portanto diferem do escopo desta pesquisa.

Estudos biomecânicos mostram que a densidade mineral óssea, fixação cortical, angulação e área da rosca do parafuso afetam o arrancamento do mesmo.^{18,37-40} Abshire et al⁴¹ afirmam que o teste de arrancamento é pensado como

um bom preditor da força de fixação do parafuso, embora o puro arrancamento não seja um modo de falha observada em situações clínicas. Pois em situações clínicas a carga aplicada ao mini-implante têm sentido tangencial para a execução de mecânicas de retração, intrusão, extrusão dentre outras.

Nesta pesquisa a comparação entre mini-implantes de diferentes diâmetro e comprimento, mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos, exceto o grupo I (1,4 x 6 mm) em relação ao grupo III (1,6 x 6 mm) que se mostraram estatisticamente iguais. Isto demonstrou que não houve diferença na força de arrancamento destes 2 grupos com diâmetros diferentes e com mesmo comprimento, e conseqüentemente, que o aumento do diâmetro não interferiu na estabilidade primária dos mini-implantes com 6 mm de comprimento. Entretanto, os comprimentos influenciaram no resultado (figura 8), pois os mini-implantes maiores ofereceram maior resistência ao teste de arrancamento, ou seja, pressupõe maior estabilidade primária.

Na literatura, embora existam trabalhos que tenham realizado o teste de arrancamento em mini-implantes com diferentes dimensões, há escassez de pesquisas que utilizaram metodologia semelhante a do presente estudo, para que assim fosse possível confrontar resultados. Mesmo assim, apesar de não ter sido o objetivo do estudo de Leung et al⁷ encontramos em seus resultados a igualdade estatística de força de arrancamento entre mini-implantes com 1,5 x 7mm e 1,6 x 7mm (diâmetro x comprimento respectivamente).

Posteriormente a este trabalho, desenvolvido com rigor metodológico, consideramos relevante a execução de futuras pesquisas a fim de correlacionar os resultados de teste de arrancamento com outras formas de averiguação da estabilidade primária de mini-implantes ortodônticos como a medição de torques de inserção e remoção. Entretanto, dentro das limitações existentes neste trabalho, aconselhamos o mini-implante com dimensões de 1,4Ø x 8 mm, desde que as condições biológicas do paciente permitam.

5 Conclusão

5 Conclusão

A diferença de diâmetros (1,4 e 1,6 mm) em mini-implantes de 6 mm de comprimento não interferiu na estabilidade primária destes.

Houve diferença, estatisticamente significativa, na estabilidade primária na força de arrancamento dos grupos: I e II, I e IV, II e III, II e IV, III e IV;

6 Referências

6 Referências

1. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-filho O, Camargo ES, de Souza IT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthodont Dentofacial Orthop* 2008;133:790.e15-22.
2. Arantes FM. Minimplante e botão lingual como ancoragem para retração inicial de caninos superiores: estudo prospectivo [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2009.
3. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, Park HS, Kwon OW, McNamara Jr JA. Mini-implantes. Nova Odessa: Napoleão, 2007.
4. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop* 2010;71:53–67.
5. Costa A, Raffaine M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
6. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31:763-7.
7. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:100–6.
8. Leung MTC, Rabie BM, Wong RWK. Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics. *Eur Orthod* 2008;30:483-9.
9. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Kenneth AJ, Larsen PE. Pull- out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
10. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
11. Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011;40:697–703.
12. Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth im-

- plants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578–85.
13. Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85–92.
 14. Friberg B, Sennerby L, Roor J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants: a pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:213-9.
 15. Pithon MM, Nojima LI, Nojima MG, Ruellas ACO. Avaliação da resistência à flexão e fratura de mini-implantes ortodônticos. *Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial* 2008;13:128-133.
 16. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008;78:234-40.
 17. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2008;69:42-50.
 18. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol* 1997;23:163–9.
 19. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, [Nat R](#), [Al-Nawas B](#), [Wagner W](#). Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:560–6.
 20. Nova MFP, Carvalho FR, Elias CN, Artese F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. *Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial* 2008;13:76-87.
 21. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007;77:979-85.
 22. Mclain RF, Fry MF, Moscley TA, Sharkey NA. Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw designs. *J Spinal Disord* 1995;8:62-8.
 23. Wu X, Deng F, Wang Z, Zhao Z, Wang J. Biomechanical and histomorphometric analyses of the osseointegration of microscrews with

- different surgical techniques in beagle dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106:644-50.
24. Gantous A, Phillips JH. The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 1995;95:1165-9.
25. Marassi C, Leal A, Herdy JL, Leal A, Sobreira D. O uso de miniimplantes como auxiliares no tratamento ortodôntico. *Ortodontia* 2005;38:256-65.
26. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:721.e7-12.
27. Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material properties of the dentale maxila. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2006;288:962-72.
28. American Society for Testing and Materials (ASTM). Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. ASTM F1839-01(2007). Annual Book of ASTM Standards; 2001(Reapproved 2007).
29. Pignatta LMB. Influência do diâmetro, comprimento e angulação na estabilidade primária de mini-implantes autoperfurantes [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista; 2011.
30. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:100-7.
31. Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zoller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37:948-54.
32. Wei X, Zhao L, Xu Z, Tang T, Zhao Z. Effects of cortical bone thickness at different healing times on microscrew stability. *Angle Orthod* 2011;81:760-66.
33. Marquezan M, Lau TCL, Mattos CT, da Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF, de Souza MMG, Araújo MTS. Bone mineral density - Methods of measurement and its influence on primary stability of miniscrews. *Angle Orthod* 2011; Available from: <http://www.angle.org/doi/pdf/10.2319/031811-192.1> .

34. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod* 2009;79:908-14.
35. Chen CM, Wu JH, Lu PC, Wang HC, Lee KT, Wang CH, et al. Horizontal Pull-Out Strength of Orthodontic Infrazygomatic Mini-Implant: An In Vitro Study. *Implant Dent* 2011;20:139–145.
36. Wang CH, Wu JH, Lee KT, Hsu KR, Wang HC, Chen CM. Mechanical strength of orthodontic infrazygomatic mini-implants. *Odontol* 2011;99:98-100.
37. Hadjipavlou AG, Nicodemus CL, Al-Hamdan FA, Simmons JW, Pope MH. Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct. *J Spinal Disord* 1997;10:12-9.
38. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS III, Cook SD. Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. *Spine* 1994;19:2415-20.
39. Pfeiffer M, Gilbertson LG, Goel VK, [Griss P](#), [Keller JC](#), [Ryken TC](#), et al. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine* 1996;21:1037–44.
40. Huja SS, Katona TR, Moore BK, Roberts WE. Microhardness and anisotropy of the vital osseous interface and endosseous implant supporting bone. *J Orthop Res* 1998;16:54-60.
41. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J* 2001;1:408–14.

7 Anexos

Anexo A – Normas da Revista “American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics”, selecionada para a publicação do artigo.

Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the *Elsevier Editorial System (EES)*, an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** EES website: ees.elsevier.com/ajodo

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

University of Washington Department of Orthodontics, D-569
HSC Box 357446

Seattle, WA 98195-7446

Telephone (206) 221-5413 - (206) 221-5413

E-mail: vgkokich@u.washington.edu

General Information

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

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

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

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo .

Before you begin, please review the guidelines below. To view a 7-minute video explaining how to prepare your article for submission, go to [Video on Manuscript Preparation](#)

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.
2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.
3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion,

Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (*Ann Intern Med* 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

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

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

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

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

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

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

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

Other Articles

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

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of

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

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

Miscellaneous Submissions

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

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

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

Checklist for authors

- Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and

position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

- Abstract
- Article proper, including references and figure legends
- Figures, in TIF or EPS format
- Tables
- Copyright release statement, signed by all authors
- Photographic consent statement(s)
- Conflict of interest statement
- Permissions to reproduce previously published material

Anexo B – Resultados detalhados dos testes de arrancamento de cada corpo de prova e respectivo grupo.

Dental Morelli Ltda.
Qualidade Assegurada

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL2000 Celula: Trd 24

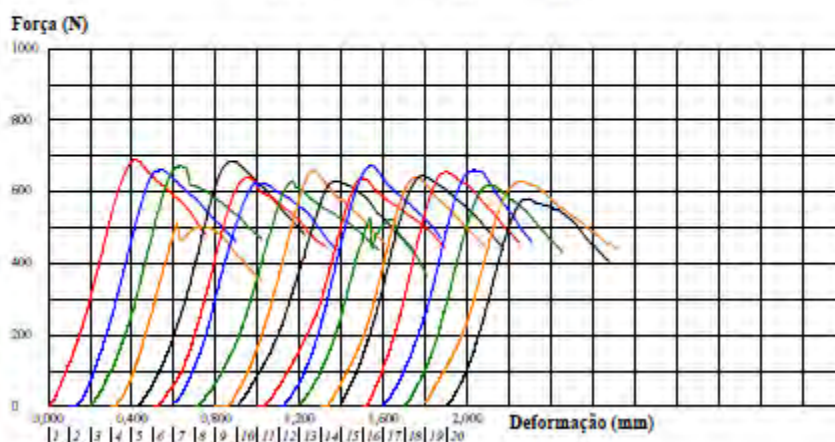
Trabalho nº 5571

Programa: Tesc versão 3.01

Método de Ensaio: Força e Deformação

Produto: Teste de arrancamento de mini-implantes ortodônticos (SIN) do bloco do osso artificial - Grupo I (Dra. Carla).

Corpo de Prova	Força Máxima (N)	Deformação Ruptura (mm)
CP 1	690,6	0,42
CP 2	660,6	0,44
CP 3	672,6	0,43
CP 4	509,7	0,32
CP 5	686,4	0,47
CP 6	640,3	0,45
CP 7	627,7	0,39
CP 8	631,3	0,47
CP 9	658,2	0,46
CP 10	630,1	0,48
CP 11	639,1	0,49
CP 12	673,7	0,44
CP 13	526,9	0,34
CP 14	641,3	0,46
CP 15	644,9	0,38
CP 16	655,7	0,39
CP 17	661,1	0,43
CP 18	620,3	0,41
CP 19	629,9	0,46
CP 20	582,0	0,39
Número CPs	20	20
Média	634,1	0,4252
Mediana	640,8	0,4352
Desv. Padrão	46,81	0,04634
Coef. Var. (%)	7,382	10,90
Mínimo	509,7	0,3163
Máximo	690,6	0,4946



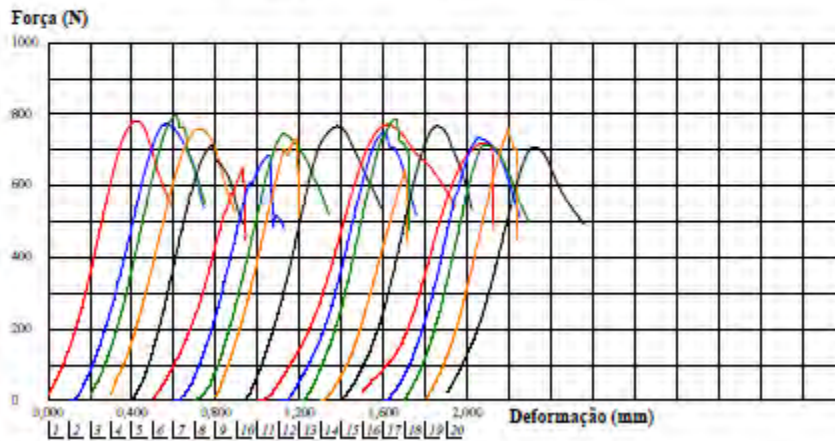
Observação: 5mm/min

Dental Morelli Ltda.
Qualidade Assegurada

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL2000 Célula: Trd 24 Trabalho nº 5572
 Programa: Tesc versão 3.01 Método de Ensaio: Força e Deformação
 Produto: Teste de arrancamento de mini-implantes ortodônticos (SIN) do bloco do osso artificial - Grupo II (Dra. Carla).

Corpo de Prova	Força Máxima (N)	Deformação Ruptura (mm)
CP 1	782,1	0,42
CP 2	773,7	0,46
CP 3	797,6	0,41
CP 4	761,1	0,42
CP 5	712,6	0,38
CP 6	648,5	0,43
CP 7	685,6	0,45
CP 8	746,1	0,42
CP 9	732,9	0,39
CP 10	767,1	0,48
CP 11	773,7	0,62
CP 12	747,3	0,50
CP 13	787,5	0,46
CP 14	643,1	0,41
CP 15	768,3	0,46
CP 16	719,8	0,57
CP 17	735,3	0,46
CP 18	714,4	0,39
CP 19	758,7	0,40
CP 20	709,0	0,42
Número CPs	20	20
Média	738,2	0,4477
Mediana	746,7	0,4272
Desv. Padrão	43,25	0,06038
Coef. Var. (%)	5,858	13,49
Mínimo	643,1	0,3817
Máximo	797,6	0,6238

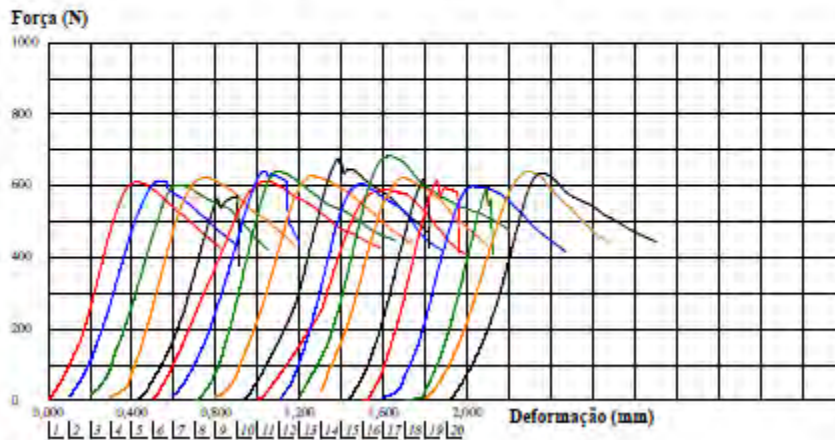


Dental Morelli Ltda.
Qualidade Assegurada

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL2000 Célula: Trd 24 Trabalho nº **5573**
 Programa: Test versão 3.01 Método de Ensaio: Força e Deformação
 Produto: Teste de arrancamento de mini-implantes ortodônticos (SIN) do bloco do osso artificial - Grupo III (Dra. Carla).

Corpo de Prova	Força Máxima (N)	Deformação Ruptura (mm)
CP 1	610,2	0,41
CP 2	615,6	0,44
CP 3	603,6	0,43
CP 4	625,1	0,44
CP 5	571,8	0,50
CP 6	613,8	0,53
CP 7	640,7	0,43
CP 8	641,3	0,39
CP 9	628,1	0,46
CP 10	676,6	0,49
CP 11	589,2	0,62
CP 12	606,0	0,39
CP 13	685,0	0,43
CP 14	624,5	0,39
CP 15	619,8	0,39
CP 16	617,4	0,35
CP 17	599,4	0,42
CP 18	594,6	0,39
CP 19	641,3	0,49
CP 20	635,9	0,45
Número CPs	20	20
Média	622,0	0,4430
Mediana	619,6	0,4322
Desv. Padrão	27,17	0,06070
Coef. Var. (%)	4,369	13,70
Mínimo	571,8	0,3540
Máximo	685,0	0,6221



Observação: 5mm/min.

Dental Morelli Ltda.
Qualidade Assegurada

Relatório de Ensaio

Máquina: Emic DL2000 Célula: Trd 24
Programa: Tesc versão 3.01

Trabalho nº 5574

Método de Ensaio: Força e Deformação

Produto: Teste de arrancamento de mini-implantes ortodônticos (SIN) do bloco do osso artificial - Grupo IV (Dra. Carla).

Corpo de Prova	Força Máxima (N)	Deformação Ruptura (mm)
CP 1	656,3	0,42
CP 2	730,0	0,53
CP 3	691,0	0,58
CP 4	705,4	0,42
CP 5	691,0	0,49
CP 6	682,6	0,46
CP 7	711,4	0,42
CP 8	656,3	0,55
CP 9	656,3	0,51
CP 10	676,6	0,52
CP 11	741,3	0,40
CP 12	709,6	0,56
CP 13	713,2	0,44
CP 14	685,0	0,44
CP 15	730,0	0,50
CP 16	668,3	0,46
CP 17	716,2	0,58
CP 18	626,9	0,41
CP 19	676,6	0,45
CP 20	652,7	0,44
Número CPs	20	20
Média	688,8	0,4797
Mediana	688,0	0,4622
Desv. Padrão	30,60	0,05849
Coef. Var. (%)	4,442	12,19
Mínimo	626,9	0,4020
Máximo	741,3	0,5797

