

**Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ**

**Centro de Ciências da Saúde**

**Faculdade de Odontologia**

AVALIAÇÃO DA MORFOLOGIA SUPERFICIAL E PROPRIEDADES  
MECÂNICAS DE MINI-IMPLANTES REMOVIDOS DA CAVIDADE  
BUCAL E DE MINI-IMPLANTES AUTOCLAVADOS

Cláudia Trindade Mattos

CD

Dissertação submetida ao corpo docente da  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio  
de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos para a  
obtenção do Título de Mestre em Odontologia (Ortodontia).

Rio de Janeiro

2010

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**AVALIAÇÃO DA MORFOLOGIA SUPERFICIAL E PROPRIEDADES  
MECÂNICAS DE MINI-IMPLANTES REMOVIDOS DA CAVIDADE BUCAL E DE  
MINI-IMPLANTES AUTOCLAVADOS**

**CLÁUDIA TRINDADE MATTOS, CD**

**Orientador: Prof. Dr. ANTÔNIO CARLOS DE OLIVEIRA RUELLAS, CD,MO,DO**

**Dissertação submetida ao corpo docente da  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do  
Rio de Janeiro - UFRJ, como parte dos requisitos para  
obtenção do Título de Mestre em Odontologia  
(Ortodontia).**

**Comissão Examinadora:**

---

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias  
Eng, MC, DC

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Matilde da C. Gonçalves Nojima  
CD, MO, DO

---

Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas  
CD, MO, DO

**Rio de Janeiro**

**2010**

**Ficha Catalográfica**

**MATTOS, Cláudia Trindade**

**Avaliação da morfologia superficial e propriedades mecânicas de mini-implantes removidos da cavidade bucal e de mini-implantes autoclavados. Rio de Janeiro: UFRJ/ Faculdade de Odontologia, 2010.**

**xix, 63f.**

**Dissertação: Mestrado em Odontologia (Ortodontia) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia, 2010.**

**1 Mini-implante**

**2 Fratura ao torque**

**3 Esterilização**

**4 Teses**

**I Título**

**II Dissertação (Mestrado - UFRJ/Faculdade de Odontologia)**

“Agrada-te do SENHOR, e ele satisfará aos desejos do teu coração.  
Entrega o teu caminho ao SENHOR, confia nele, e o mais ele fará.”

Salmos 37:4-5

## **DEDICO**

### **A Deus**

pelo dom da vida, por me conduzir por caminhos excelentes e por cuidar de mim a cada dia.

### **Ao meu marido Alisson**

por estar comigo em todos os momentos, bons e ruins, por me apoiar e me encorajar a enfrentar os desafios e por saber entender as dificuldades que acompanharam essa jornada.

### **Aos meus pais Álvaro e Damáris**

por me incentivarem desde nova a buscar o conhecimento e a me aprimorar nos meus estudos, considerando a leitura um elemento fundamental, e por se privarem de muitas coisas para que a minha educação fosse a melhor possível.

### **Ao meu irmão André**

pelo carinho, companheirismo, amizade e exemplo.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus avós **Trindade** e **Leny**, e **Amaury** e **Ruth** pelo incentivo aos estudos, pelo exemplo de vida e por acreditarem em mim sempre.

À minha sogra **Yolanda** e às minhas cunhadas **Nádia** e **Yagnes** pelo cuidado comigo e pelo carinho.

Ao meu sobrinho **Pedro** por ser uma fonte de vida e alegria.

Aos demais familiares pelo carinho, suporte e incentivo.

Aos meus amigos pela preocupação, orações, incentivo, torcida, amizade e confiança. Vocês são essenciais em minha vida.

Ao meu querido orientador Dr. **Antônio Carlos de Oliveira Ruellas** pelo exemplo de conduta, pelos ensinamentos, pela paciência, disponibilidade, amizade e incentivo e por confiar em meu trabalho, contribuindo de forma fundamental em minha formação.

À professora **Matilde da Cunha Gonçalves Nojima** pelo carinho e orientação durante minha supervisão dos alunos de iniciação científica.

Aos professores **Ana Maria Bolognese**, **Eduardo Franzotti Santa'Anna**, **José Fernando Stangler Brazalle**, **Lincoln Issamu Nojima**, **Margareth Maria Gomes de Souza**, **Maria Evangelina Monnerat**, **Mônica Tirre de Souza Araújo** e **Teresa Cristina Moreira** pela dedicação e esmero ao ensinar, pelos

conhecimentos compartilhados e por me ensinarem a buscar a excelência na Ortodontia.

Aos Professores das Disciplinas conexas **Carlos Nelson Elias, Gláucio Serra Guimarães, Ieda Maria Orioli, Luiz Carlos Santiago Costa, Paulo José Medeiros, Ronir Raggio Luiz, Sandra Regina Torres e Vitoria Maria Brandt** pelos conhecimentos transmitidos. Em especial ao professor Carlos Nelson Elias pela ajuda na dissertação, pelo carinho com que nos recebeu no IME e pelo incentivo à pesquisa.

Aos meus queridos colegas de turma **Alexandre Antônio Ribeiro, Ana Sabaneeff, Carolina Baratieri, Diego Coelho Lorenzoni, Donizete Jayme D'Andrea Filho, Ilana Miranda Luz e Matheus Alves Júnior** por tantos momentos passados juntos, pela amizade, companheirismo, suporte, pelos conhecimentos e dúvidas compartilhados, por crescermos juntos, pelo auxílio no desenvolvimento de minha dissertação e por essa caminhada de dois anos, que pareceram muito mais. Meus queridos irmãos, espero que nos reencontremos sempre.

Ao colega de doutorado **Matheus Melo Pithon** por ceder o dispositivo de ensaio para a confecção dessa dissertação, pelos conselhos e ensinamentos e pela disponibilidade e atenção.

À querida colega da 43<sup>a</sup> turma **Amanda Osório Ayres de Freitas** por me ceder em parte o tema dessa dissertação, pelo carinho e amizade, pelo incentivo e confiança.

Aos colegas da 43<sup>a</sup> turma **Bianca Mota dos Santos, Carina Souza Rodrigues, Joanna Almeida Binato, Jose Luis Muñoz Pedraza, Letícia Guilherme Felício, Mariana Marquezan e Thiago Chon Leon Lau** por nos



acolherem de braços abertos, com muito carinho, pelos ensinamentos e sugestões e pela amizade e carinho.

Aos colegas da 45<sup>a</sup> turma, **Alana Dantas Moreira, Emerson Toffanello Benetti, Érika Machado Caldeira Monteiro, Hibernon Lopes Lima Filho, Lúcio Henrique Esmeraldo Gurgel Maia, Paola Estefan Sass, Tiago Maia Fernandes Oliveira e Vicente Telles da Silva** pela convivência, pelo carinho, incentivo e alegria que trouxeram às nossas vidas.

Aos colegas de doutorado **Ana de Lourdes Lira, Ângela Azevedo, Antônio Izquierdo, Gisele Lemes Vilani, Leonard Euler, Luiz Felipe Costa, Rodrigo César Santiago, Rogério Lacerda dos Santos e Sávio Prado** pela amizade, convivência e ensinamentos compartilhados.

Ao querido funcionário **Waltencir Silva Ferreira** pelo cuidado comigo, pelo carinho com nossa turma, pelos almoços compartilhados e por resolver quase todos os nossos problemas.

Ao funcionário **Bruno Marques Machado de Carvalho** pelo carinho e pelo tempo dedicado em nossa placa, que com certeza será única.

Aos funcionários **Diane Esteves de Souza Dorés, Mônica Mello do Nascimento Gonçalves, Robson Antônio de França, Terezinha de Souza Lopes e Vanilda Antônio Saturnino** por nos auxiliarem, facilitando nossa caminhada.

Aos meus alunos de iniciação científica **Ana Carolina Rodrigues Gomes, Diogo Gonçalves dos Santos Martins, Fernanda Albuquerque Abreu Barreto e Isa Beatriz Barroso Magno Chaves** pela dedicação aos projetos e por me permitirem aprender com eles.

À minha professora de graduação **Hilda Maria Montes Ribeiro de Souza** por me aceitar na monitoria da disciplina de Oclusão e me incentivar a buscar a carreira do magistério.

Ao meu professor de pós-graduação em Odontopediatria **Edson Lopes Barbosa** pelo incentivo, carinho e amizade.

Às minhas professoras de pós-graduação em Ortodontia **Débora Helena Yassuda de Mattos, Neusa Motta de Freitas e Maria Helena Lavourinha Santiago** pelos ensinamentos, pelo incentivo e por acreditarem em mim.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior **(CAPES)**, pelo incentivo à qualificação profissional através de bolsa de estudos concedida.

## RESUMO

MATTOS, Cláudia Trindade. **Avaliação da morfologia superficial e propriedades mecânicas de mini-implantes removidos da cavidade bucal e de mini-implantes autoclavados.** Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2010. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Ortodontia). xix, 63f.

O objetivo do autor deste trabalho foi avaliar mini-implantes (MI) removidos da cavidade bucal e MI submetidos ao processo de autoclavagem. Foram utilizados MI de cinco diferentes marcas comerciais. Dez MI de cada marca como recebidos, dez de cada marca submetidos a um ciclo de autoclavagem e vinte da marca SIN removidos de pacientes foram submetidos ao teste de resistência à fratura. Dez MI de cada grupo da marca SIN foram submetidos à análise ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os MI submetidos a autoclavagem não mostraram defeitos ou imagem sugestiva de corrosão no MEV quando comparados aos MI analisados como recebidos do fabricante. Nos valores de resistência à fratura, apenas os MI autoclavados da marca Titanium Fix mostraram diferença estatística em relação aos MI novos. Já os MI removidos não

mostraram defeitos ou imagem sugestiva de corrosão na análise em MEV, mas mostraram superfície mais lisa, ponta mais arredondada e riscos superficiais quando comparados a MI novos, sugerindo ter havido desgaste em sua superfície. Os valores de torque máximo até a fratura dos MI removidos mostrou grande variação em relação aos grupos de MI novos e autoclavados da mesma marca, sugerindo que variáveis na inserção e remoção dos MI podem afetar sua resistência. Conclui-se que MI autoclavados podem ser aproveitados, mas não se recomenda a reutilização de mini-implantes.

## SUMMARY

MATTOS, Cláudia Trindade. **Avaliação da morfologia superficial e propriedades mecânicas de mini-implantes removidos da cavidade bucal e de mini-implantes autoclavados.** Orientador: Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas. Rio de Janeiro: UFRJ/Faculdade de Odontologia, 2010. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Ortodontia). xix, 63f.

The purpose of the author of this study was to assess mini-implants retrieved from patients and autoclaved mini-implants. Mini-implants from five different trademarks were used. Ten as-received mini-implants from each manufacturer, ten mini-implants from each manufacturer submitted to an autoclaving cycle and twenty retrieved mini-implants from the SIN trademark were submitted to a fracture torque test. Ten mini-implants of each group from SIN trademark were analyzed by scanning electron microscopy. The autoclaved mini-implants showed no defects and no image suggesting corrosion on the scanning electron microscope when compared to as-received mini-implants. Only autoclaved mini-implants from Titanium Fix showed statistically significant differences in fracture torque resistance values when compared to as-received

ones. As to mini-implants retrieved from patients, they did not present defects or any image suggesting corrosion on the scanning electron microscope, but their surface was smoother, their tip less sharp and there were scratch marks on their surface when compared to as-received mini-implants, which may indicate that their surface experienced a wearing process. Maximum torque values until fracture of retrieved mini-implants showed a great range when compared to as-received and autoclaved mini-implants from the same manufacturer, suggesting that variables during the insertion and removal of mini-implants may affect their resistance. In conclusion, autoclaved mini-implants can be used, but re-use of mini-implants cannot be recommended.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### DELINEAMENTO DA PESQUISA

<b>Quadro 1</b>	Caracterização da amostra.....	6
<b>Figura 1</b>	Fotografia de mini-implante em envelope auto-selante após autoclavagem.....	7
<b>Figura 2</b>	Fotografia de mini-implante em pote de coleta universal contendo água destilada.....	8
<b>Figura 3</b>	A) Fotografia de mini-implante em <i>becker</i> de 20 ml contendo detergente enzimático; B) Fotografia do conjunto posicionado na lavadora ultra-sônica.....	9
<b>Figura 4</b>	Fotografia de microscópio eletrônico de varredura (MEV) do IME-RJ.....	10
<b>Figura 5</b>	Fotografias do dispositivo, torquímetro e mini-implante posicionados para o ensaio.....	11

**ARTIGO 1**

- Figure 1** Fotografia of the device used in the fracture torque test with a digital torque gauge attached to it and bone segment positioned.. 28
- Figure 2** Box-plot of fracture torque values for all groups..... 28

**ARTIGO 2**

- Figure 1** Fotografia of the fracture test device showing a digital torque gauge attached to it and bone segment positioned..... 44
- Figure 2** SEM photomicrographs of the surface morphology of mini-implants used in the present study: (a) tip of as-received mini-implant; (b) tip of autoclaved mini-implant; (c) tip of retrieved mini-implant (used for 11 months); (d) thread of as-received mini-implant; (e) thread of autoclaved mini-implant; (f) thread of retrieved mini-implant (used for 11 months). Original magnification at 250x..... 45
- Figure 3** SEM photomicrograph of the surface morphology of the tip of a retrieved mini-implant (used for 12 months). Original magnification at 100x..... 45
- Figure 4** Box-plot of fracture torque values for all groups..... 46



## LISTA DE TABELAS

### ARTIGO 1

<b>Table 1</b>	Characterization of mini-implants groups tested.....	27
<b>Table 2</b>	Fracture torque value (Ncm).....	27
<b>Table 3</b>	Tukey HSD post hoc test. Significant differences among groups...	27

### ARTIGO 2

<b>Table 1</b>	Characterization of mini-implants groups tested.....	43
<b>Table 2</b>	Fracture torque value (Ncm).....	43
<b>Table 3</b>	Tukey HSD post hoc test.....	43

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

%	Porcento
ANOVA	análise de variância
CA	grupo de mini-implantes da marca Conexão autoclavados
CDC	Centers for Disease Control and Prevention
CN	grupo de mini-implantes da marca Conexão novos (como recebidos)
et al	e outros
FAPERJ	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro
g/cm <sup>3</sup>	grama por centímetro cúbico
HSD	Honestly Significant Differences
IA	grupo de mini-implantes da marca INP autoclavados
IME	Instituto Militar de Engenharia
IN	grupo de mini-implantes da marca INP novos (como recebidos)
kgf/cm <sup>2</sup>	quilograma-força por centímetro quadrado
L	Litro
MEV	microscópio eletrônico de varredura
MI	mini-implantes
ml	mililitro
mm	milímetro

N	Newton
NA	grupo de mini-implantes da marca Neodent autoclavados
Ncm	Newton-centímetro
NiTi	Níquel-titânio
NN	grupo de mini-implantes da marca Neodent novos (como recebidos)
NS	non-significant
°C	graus Celsius
P	p-valor
Quant	Quantidade
RJ	Rio de Janeiro
SA	grupo de mini-implantes da marca SIN autoclavados
SEM	scanning electron microscope
SIN	Sistema de Implante
SN	grupo de mini-implantes da marca SIN novos (como recebidos)
SPSS	Statistical Package for the Social Science
SR	grupo de mini-implantes da marca SIN removidos de pacientes
TA	grupo de mini-implantes da marca Titanium Fix autoclavados
Ti6Al4V	liga constituída de titânio, alumínio e vanádio
TN	grupo de mini-implantes da marca Titanium Fix novos (como recebidos)
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
USA	United States of America
x	Vezes

## ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	PROPOSIÇÃO.....	4
3	DELINEAMENTO DA PESQUISA.....	5
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	5
3.2	PROCESSO DE AUTOCLAVAGEM.....	6
3.3	OBTENÇÃO DOS MINI-IMPLANTES REMOVIDOS DE PACIENTES.....	7
3.4	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....	8
3.5	AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA.....	10
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	12
4	DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA.....	13
4.1	ARTIGO 1: MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; SANT'ANNA, E. F. Influence of sterilization on the fracture torque of mini- implants used for orthodontic anchorage. Submetido para publicação no Clinical Oral Implants Research.....	14
4.2	ARTIGO 2: MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; ELIAS, C. N. Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? – Results of an experimental study. A ser submetido para	

publicação no The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.....	29
5 DISCUSSÃO.....	47
6 CONCLUSÃO.....	57
7 RECOMENDAÇÕES .....	58
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	59
9 ANEXOS.....	62
9.1 ANEXO 1: Termo de doação de mini-implante.....	63

## 1 INTRODUÇÃO

Os mini-implantes foram introduzidos como dispositivos transitórios de ancoragem ortodôntica com a publicação do artigo de Kanomi (1997) e desde então, têm sido alvo de estudos laboratoriais e pesquisas clínicas, no intuito de conhecer suas características de superfície e propriedades mecânicas, compreender sua atuação na biomecânica ortodôntica e aprimorar o material e desenho dos mesmos, de forma a obter os maiores benefícios possíveis de seu uso no tratamento ortodôntico.

Os biomateriais podem ser usados com objetivos temporários no corpo humano, como cicatrizadores para implantes dentários, fios ou placas de fixação de fraturas (SCHWARTZ *et al*, 2000). Os mini-implantes ortodônticos estão incluídos nessa categoria, visto que são removidos tão logo não sejam mais necessários à mecânica ortodôntica. Após sua remoção, dispositivos temporários normalmente são descartados. Entretanto, fatores econômicos têm levado alguns clínicos a reutilizarem dispositivos e implantes médicos e odontológicos que deveriam ser descartáveis, como marcapassos cardíacos, balões intra-aórticos,

membranas de hemodiálise, cateteres de angioplastia coronária, fios e bráquetes ortodônticos (PRINGLE *et al*, 1986; SONIS, 1996; SCHWARTZ *et al*, 2000). Em caso de reutilização, porém, é compulsório assegurar-se da esterilidade e manutenção das propriedades mecânicas do equipamento (GRIMANDI *et al*, 1996). Nem todos os implantes médicos podem ser reutilizados, mas implantes metálicos, como os feitos de titânio, podem ser mais passíveis de reutilização porque podem ser mecanicamente limpos e re-esterilizados com potencialmente nenhuma ou pouca perda de forma e função (SCHWARTZ *et al*, 2000).

O Centro de Controle e Prevenção de Doenças (CDC), nos Estados Unidos, estabeleceu as exigências de esterilização para a colocação de dispositivos de ancoragem temporária em consultórios ortodônticos. De acordo com o CDC, a colocação de mini-implantes em um consultório ortodôntico é um procedimento cirúrgico e, entre outros requisitos para tal procedimento, deve-se usar instrumentos esterilizados empacotados e toda carga contendo dispositivos implantáveis deve ser monitorada com um indicador biológico (SCHOLZ e COOK, 2009). A colocação do mini-implante mantendo sua esterilidade requer que o implante não seja contaminado durante o procedimento. A contaminação dos mini-implantes é possível se luvas não-estéreis tocarem o implante ou se o mesmo for colocado sobre uma bandeja não-estéril antes de sua inserção. A contaminação pode resultar em infecção óssea gerada por microorganismos (DORST, 2009). Portanto, mini-implantes contaminados antes de sua inserção no osso por contato com superfícies não-estéreis devem ser limpos e esterilizados de tal forma que possam ser usados após a esterilização.

A autoclave é um método largamente utilizado de esterilização por calor (BOECKLER *et al*, 2009). A literatura relata o estudo dos efeitos da autoclavagem

sobre alguns dispositivos, como fios de níquel-titânio e beta-titânio (MAYHEW e KUSY, 1988; STAGGERS e MARGESON, 1993; LEE e CHANG, 2001; PERNIER *et al*, 2005), cicatrizadores de implantes de titânio (SCHWARTZ *et al*, 2000), liga NiTi (THIERRY *et al*, 2000), discos de titânio comercialmente puro (VEZEAU *et al*, 1996) e miniplacas e parafusos de titânio usados em reconstrução crânio-facial (ADELSON *et al*, 2007). Entretanto, ainda há notória necessidade de dados sobre os efeitos dos processos de esterilização em biomateriais em geral (THIERRY *et al*, 2000). As temperaturas usadas no processo de esterilização por calor úmido não deveriam ter influência na topografia de superfície e nas propriedades mecânicas de mini-implantes de liga de titânio, mas nenhum estudo avaliou a influência da esterilização sobre esses dispositivos.

Eliades *et al* (2009) investigaram a caracterização de mini-implantes ortodônticos removidos de pacientes após seu uso por microscopia ótica, microscopia eletrônica de varredura (MEV), microtomografia e microanálise de raios-X, mas nenhum estudo avaliou as propriedades mecânicas de mini-implantes removidos de pacientes ou a possibilidade de reutilização de mini-implantes. Como o uso prévio, limpeza e esterilização podem contribuir para mudanças na topografia de superfície e resistência mecânica, é importante que essas situações sejam estudadas para que se possa responder ao questionamento sobre se é possível a reutilização de mini-implantes para ancoragem ortodôntica.

Em face das questões expostas, torna-se necessário o conhecimento sobre os efeitos da esterilização sobre estes dispositivos.



## 2 PROPOSIÇÃO

Verificar mini-implantes que foram submetidos ao processo de autoclavagem e mini-implantes que foram removidos de pacientes em relação a:

2.1 avaliação qualitativa da morfologia superficial de mini-implantes submetidos a processo de autoclavagem em microscópio eletrônico de varredura;

2.2 avaliação quantitativa da resistência à fratura de mini-implantes submetidos a processo de autoclavagem;

2.3 avaliação qualitativa da morfologia superficial de mini-implantes removidos de pacientes em microscópio eletrônico de varredura, por meio de análise microscópica de sua estrutura, e

2.4 avaliação quantitativa da resistência à fratura de mini-implantes removidos de pacientes.

### **3 DELINEAMENTO DA PESQUISA**

#### **3.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA**

A amostra utilizada no presente estudo compreendeu 150 mini-implantes ortodônticos de titânio grau 5 (liga Ti6Al4V) de cinco diferentes marcas comerciais: Conexão (Arujá, Brasil), INP (São Paulo, Brasil), Neodent (Curitiba, Brasil), SIN (São Paulo, Brasil) e Titanium Fix (São José dos Campos, Brasil).

Os mini-implantes utilizados foram fabricados por usinagem e esterilizados com radiação gama pelo fabricante, sem qualquer tratamento de superfície e adquiridos comercialmente em envelopes ou recipientes lacrados.

Dessa amostra de 150 mini-implantes, 60 foram utilizados como recebidos do fabricante, 60 passaram por um processo de autoclavagem e 30 foram mini-implantes removidos da cavidade bucal de pacientes após o término de sua utilização no tratamento ortodôntico. As características dos mini-implantes utilizados e a divisão dos grupos estão descritas no Quadro 1 (página 6).

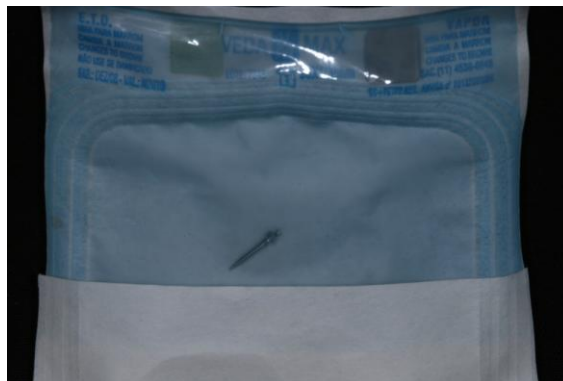
**Quadro 1** Caracterização da amostra

<b>Grupo</b>	<b>Marca</b>	<b>Condição</b>	<b>Quant</b>	<b>Teste</b>	<b>Diâmetro</b>	<b>Comprimento da ponta ativa</b>
<b>CA</b>	Conexão	Autoclavados	10	Torque	1,5 mm	8 mm
<b>CN</b>	Conexão	Novos	10	Torque	1,5 mm	8 mm
<b>IA</b>	INP	Autoclavados	10	Torque	1,4 mm	8 mm
<b>IN</b>	INP	Novos	10	Torque	1,4 mm	8 mm
<b>NA</b>	Neodent	Autoclavados	10	Torque	1,3 mm	7 mm
<b>NN</b>	Neodent	Novos	10	Torque	1,3 mm	7 mm
<b>TA</b>	Titanium Fix	Autoclavados	10	Torque	1,3 mm	8 mm
<b>TN</b>	Titanium Fix	Novos	10	Torque	1,3 mm	8 mm
<b>AS</b>	SIN	Autoclavados	10	Torque	1,4 mm	8 mm
			10	MEV	1,4 mm	8 mm
<b>SN</b>	SIN	Novos	10	Torque	1,4 mm	8 mm
			10	MEV	1,4 mm	8 mm
<b>SR</b>	SIN	Removidos	20	Torque	1,4 mm	8 mm
			10	MEV	1,4 mm	8 mm

### 3.2 PROCESSO DE AUTOCLAVAGEM

Da amostra descrita, 20 mini-implantes da marca SIN (São Paulo, Brasil) e 10 das demais marcas passaram por um processo de esterilização por calor úmido, em autoclave, perfazendo um total de 60 dispositivos autoclavados.

Para tal, cada mini-implante foi inserido em um envelope auto-selante individual próprio para autoclavagem (Figura 1, página 7), produzido em papel grau cirúrgico e filme Flex multicamadas, tamanho 90 x 100 mm, da marca Zermatt (São Paulo, Brasil). Os envelopes foram inseridos em uma autoclave com capacidade de 12 L da marca Stermax (Pinhais, Brasil) e submetidos a um ciclo de esterilização de 30 minutos à temperatura de 121° C e pressão de 1 kgf/cm<sup>2</sup>. A autoclave foi previamente testada com indicador biológico Clean-Test 10 da marca Sieger (Campo Mourão, Brasil), sendo confirmada a efetividade da esterilização.



**Figura 1** Fotografia de mini-implante em envelope auto-selante após autoclavagem

### **3.3 OBTENÇÃO DOS MINI-IMPLANTES REMOVIDOS DE PACIENTES**

Foram coletados 30 mini-implantes da marca SIN (São Paulo, Brasil), removidos de 19 pacientes em tratamento ortodôntico na Clínica de Ortodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ. Os mini-implantes removidos estavam sendo utilizados no tratamento dos pacientes em questão como auxiliares de ancoragem na mecânica ortodôntica. O momento de remoção dos mesmos foi determinado clinicamente por não haver mais necessidade de seu uso na mecânica.

A remoção dos mini-implantes foi feita com a utilização de chave manual específica fornecida pelo fabricante no sentido anti-horário. Uma vez removidos, os mini-implantes foram lavados em água corrente, armazenados em potes de coleta universal imersos em água destilada (Figura 2, página 8) e mantidos sob refrigeração a 5° C.

A média de tempo que os mini-implantes ficaram na cavidade bucal foi de 9,73 meses, variando de 5 a 18 meses.

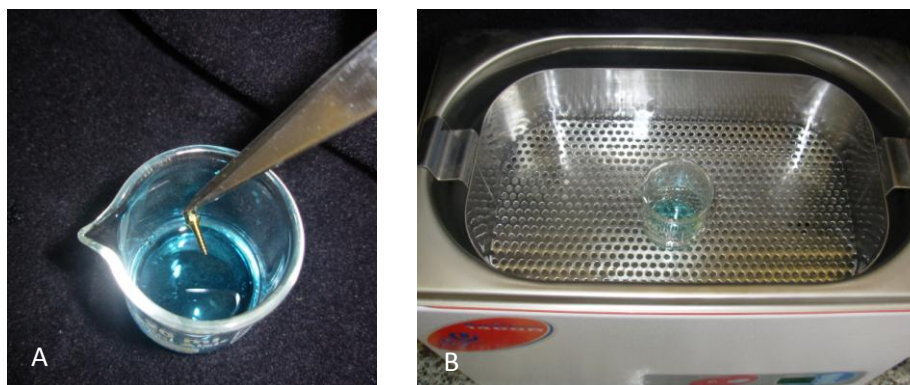
Todos os pacientes assinaram um termo de doação cedendo os mini-implantes para a pesquisa. O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva da UFRJ.



**Figura 2** Fotografia de mini-implante em pote de coleta universal contendo água destilada

### **3.4 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)**

Da amostra total, 10 mini-implantes dos grupos SIN autoclavados (SA), novos (SN) e removidos (SR) foram analisados ao microscópio eletrônico de varredura, sendo observadas no total 30 amostras. Os mini-implantes do grupo SR foram submetidos a um ciclo de limpeza de 30 minutos em lavadora ultrassônica Maxiclean 1400A da marca Unique (Indaiatuba, Brasil). Os mini-implantes foram levados à lavadora inseridos individualmente em *beckers* de 20 ml contendo o detergente enzimático Endozyme da marca DFL (Rio de Janeiro, Brasil), de forma que o detergente cobrisse toda a superfície do mini-implante (Figura 3, página 9). Esse processo de limpeza foi utilizado nos mini-implantes removidos de pacientes para que os detritos orgânicos não impedissem a visualização e análise da superfície dos mesmos ao microscópio.



**Figura 3 A)** Fotografia de mini-implante sendo inserido em *becker* de 20 ml contendo detergente enzimático; **B)** Fotografia do conjunto posicionado na lavadora ultra-sônica

As amostras foram posicionadas em fitas de carbono dupla-face coladas no porta-amostra. Este, por sua vez, foi levado para o interior do microscópio eletrônico de varredura da marca JEOL, modelo LSM-5800 (Figura 4, página 10) do Instituto Militar de Engenharia (Rio de Janeiro, Brasil). Foi utilizado inicialmente um aumento de 23x para a visualização de todo o mini-implante. Para a observação da superfície da porção ativa foram utilizados então os aumentos de 100x, 250x e 500x especificamente na ponta perfurante do mini-implante e nos filetes de rosca do mesmo.

A análise da superfície dos mini-implantes foi feita de forma qualitativa. Procurou-se observar a presença de corrosão ou desgastes e alterações na morfologia superficial dos mini-implantes.



**Figura 4** Fotografia de microscópio eletrônico de varredura (MEV) do IME-RJ

### **3.5 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA**

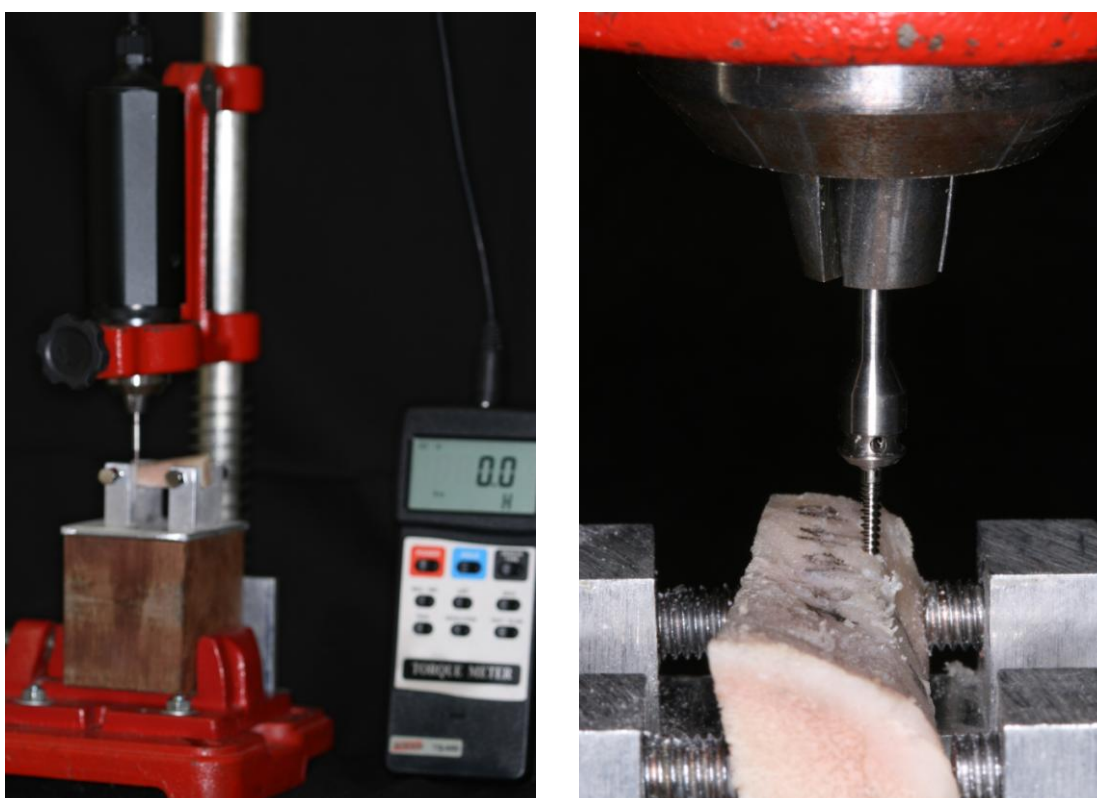
Foram submetidos ao teste de resistência à fratura 10 mini-implantes dos grupos CA, CN, IA, IN, NA, NN, SA, SN, TA e TN e 20 do grupo SR, totalizando um total de 120 mini-implantes. Todos os mini-implantes adquiridos de cada marca comercial, com exceção dos removidos dos pacientes, foram do mesmo lote.

Os mini-implantes foram inseridos em cortical óssea de segmentos médios de fêmur suíno. Nos segmentos ósseos selecionados, a cortical apresentava espessura de 9 a 11 mm em toda a sua extensão.

Para a inserção dos mini-implantes e aferição do torque gerado durante o ensaio foi utilizado o torquímetro digital TQ-680 Instrutherm (São Paulo, Brazil), posicionado em dispositivo confeccionado para esse fim (Figura 5, página 11), como o utilizado por Pithon *et al.* (2008). Esse dispositivo tinha a finalidade de manter estável o conjunto composto por torquímetro, mini-implante e mandril. Além disso, o dispositivo mantinha o mini-implante perpendicular à superfície

óssea durante o ensaio e impedia movimentos de lateralidade, que poderiam propiciar fratura por bascula.

Uma vez posicionado cada fragmento ósseo no dispositivo, o mesmo foi estabilizado com parafusos de modo a mantê-lo imóvel. Foram feitas então marcações a lápis na superfície óssea, estabelecendo o local de inserção dos mini-implantes, de forma que houvesse uma distância mínima de 4 mm entre um mini-implante e outro e entre cada mini-implante e as bordas do fragmento ósseo. Nessas marcações foram feitas perfurações prévias com fresa helicoidal de 1 mm de diâmetro da marca SIN (São Paulo, Brasil).



**Figura 5** Fotografias do dispositivo, torquímetro e mini-implante posicionados para o ensaio

Os mini-implantes foram inseridos manualmente através de rotação do torquímetro no sentido horário até a fratura do mini-implante. Durante o ensaio, o



visor digital acoplado ao torquímetro mostrava os valores de resistência e após a fratura do mini-implante ficava registrado o valor da força máxima no momento da fratura.

### **3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

A análise estatística foi realizada através do programa *Statistical Package for the Social Science* (version 14, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). A verificação da normalidade e da homogeneidade da amostra foi realizada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov ao nível de significância de 0,05.

Verificada a distribuição normal e homogênea das variáveis, utilizaram-se Análise de Variância (ANOVA) e teste de comparações múltiplas de Tukey para verificar a diferença intergrupos. O nível de significância adotado foi 0,05.

## **4 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA**

### **4.1 ARTIGO 1**

MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; SANT'ANNA, E. F. Influence of sterilization on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage. Artigo submetido para publicação no Clinical Oral Implants Research.

### **4.2 ARTIGO 2**

MATTOS, C. T.; RUELLAS, A. C. O.; ELIAS, C. N. Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? – Results of an experimental study. Artigo a ser submetido para publicação no The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.

## ARTIGO 1

### **Influence of sterilization on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage**

#### **ABSTRACT**

**Objectives:** The purpose of this study was to evaluate the influence of autoclave sterilization on the fracture torque of five commercially available mini-implants used for orthodontic anchorage.

**Material and methods:** Mini-implants from five different manufacturers were submitted to one cycle of autoclave sterilization and tested, compared to their control groups, to assess their fracture torque values. As-received mini-implants from each manufacturer were also submitted to fracture torque test as a control. The mini-implants, connected to a digital torque gauge perpendicularly positioned to the bone surface, were inserted into swine femoral cortical bone segments until their fracture. Maximum torque values were recorded. Results were statistically analyzed using one-way ANOVA with the Tukey HSD post-hoc test to detect differences among groups.

**Results:** Comparison between groups from the same manufacturer showed no significant difference between the as-received and the autoclaved groups, except for the Titanium Fix mini-implants, where autoclaved specimens ( $29.14 \pm 0.51$  Ncm) showed significantly lower fracture torque than the new ones ( $31.50 \pm 0.56$  Ncm). Fracture torque mean values from all groups ranged from 18.25 to 42.00

Ncm. Statistical differences were found among torque fracture values of all control groups from different trademarks.

**Conclusion:** Autoclave sterilization of the mini-implants for orthodontic anchorage tested in this study caused no relevant effects on the fracture torque compared to as-received mini-implants. Mini-implants may therefore be sterilized with no increase in the risk of alterations on resistance to fracture.

## **KEY-WORDS**

Orthodontics; material sciences.

## **INTRODUCTION**

Anchorage control has always been a determinant factor for success in orthodontic treatment. Among the variety of skeletal anchorage systems introduced in orthodontics during the last two decades, mini-implants have become popular because of lower cost, simpler placement with less traumatic surgery and less discomfort for patients (Iijima et al. 2008). The success rate of mini-implants and factors affecting their stability has been studied recently (Miyawaki et al. 2003; Cheng et al. 2004; Park et al. 2006; Wiechmann et al. 2006; Kuroda et al. 2007; Chen et al. 2009; Schätzle et al. 2009). Although success rate of mini-implants has been described as being greater than 80% in most articles (Reynders et al. 2009), risks and complications can still lead to failure. Mini-implant fracture is a complication that can occur either on its insertion or removal due to increased torsional stress (Kravitz & Kusnoto 2007). This supports the importance of assessing the mechanical properties of mini-implants, specially their resistance to fracture.

The Centers for Disease Control and Prevention (CDC) has established sterilization requirements for the placement of temporary anchorage devices in orthodontic offices. According to CDC, the placement of mini-screws in an orthodontic office is a surgical procedure and, among other requirements for such a procedure, packaged sterile instruments must be used and every load containing implantable devices should be monitored with a biological indicator (Scholz & Cook 2009). Sterile mini-implant placement requires that the implant is not contaminated during placement. Contamination of mini-implants is possible if nonsterile gloves touch the implant or the implant rests on a nonsterile tray cover. Contamination could result in microorganisms causing an osseous infection (Dorst 2009). Therefore, mini-implants contaminated prior to their insertion in the bone by contact with nonsterile surfaces should be cleaned and sterilized so that they can be used afterwards. Additionally, devices which are part of a mini-implant set may be exposed to sterilization, supporting the necessity of knowledge about sterilization effects on such devices.

A widely used method for heat sterilization is the autoclave (Boeckler et al. 2009). Temperatures used in the dental sterilization process should not have any influence on the mechanical properties of mini-implants, but no studies have assessed the influence of sterilization on these devices.

Previous studies have assessed the effects of autoclaving on nickel-titanium and beta-titanium arch wires (Mayhew & Kusy 1988; Staggars & Margeson 1993; Lee & Chang 2001; Pernier et al. 2005), titanium implant coverscrews (Schwartz et al. 2000), NiTi alloy (Thierry et al. 2000), discs of commercially pure titanium (Vezeau et al. 1996) and titanium miniplates and screws used in craniofacial reconstruction (Adelson et al. 2007). However, there is an obvious lack of data on

the effects of sterilization processes on biomaterials in general (Thierry et al. 2000) and, particularly, it is still not known whether steam sterilization can affect the surface characteristics and mechanical properties of titanium alloy mini-implants, which have become a precious and fundamental aid in orthodontic anchorage.

Therefore, the objective of this study was to investigate the influence of a sterilization process (dental autoclave) on the fracture torque of five commercially available mini-implants used for orthodontic anchorage.

## **MATERIAL AND METHODS**

A total of 100 orthodontic mini-implants made of Ti6Al4V alloy and produced by five different manufacturers were submitted to a fracture torque test. The manufacturers were: Conexão (Arujá, Brazil), INP (São Paulo, Brazil), Neodent (Curitiba, Brazil), SIN (São Paulo, Brazil) and Titanium Fix (São José dos Campos, Brazil). The mini-implants were divided into ten groups, according to manufacturer and condition – new or autoclaved. Mini-implants length and diameter, as well as the characteristics of each group are described in Table I. All mini-implants of each trademark were from a single manufacturing lot.

Fifty mini-implants – ten from each trademark – were submitted to a sterilization process in a dental steam autoclave (STERMAX, Pinhais, Brazil). The autoclave fulfilled the requirements of the British Standards Institution ISO 9001:2000. Its efficacy was previously tested by a biological indicator test (Clean Test 10, SIEGER, Campo Mourão, Brazil). Each mini-implant was inserted in an individual auto-sealing envelope (ZERMATT, São Paulo, Brazil) and all mini-implants were then submitted to one sterilizing cycle of 30 minutes at 121°C, according to the

recommendations of the manufacturer of the autoclave. The remaining fifty mini-implants served as a control and were tested as received from manufacturers.

Fracture torque testing was carried out by inserting a mini-implant into 9 mm thick cortical bone obtained from the femur of country pigs. Ten bone segments were prepared so as to fit the device used in the test. A raster of 10 implantation sites with a minimum distance of 4 mm from each other was marked on the bone segments and pilot drilling was done using a 1.0 mm diameter drill (SIN, São Paulo, Brazil). A digital torque gauge (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brazil) was perpendicularly positioned to the bone surface by using a device specially prepared for such a purpose (Figure 1), like the one used by Pithon et al. (2008), thus allowing the mini-implants to be correctly inserted manually and the fracture torque to be measured. Also, this device allowed the digital torque gauge to approximate as the mini-implant was inserted into the bone cortical in addition to avoid lateral movements, which might result in bascular fracture. The maximum torque reached before fracture of the mini-implant was recorded in Ncm.

Data from all groups were analyzed with the SPSS statistical package program for Windows (vs. 14.0, Chicago, IL, USA). Statistical descriptive analysis, including mean, standard deviation, median, minimum and maximum values, was calculated. The normality and equality of variance of data were checked by the Kolmogorov-Smirnov test. The one-way ANOVA with the Tukey HSD post-hoc test was used to detect differences among groups. A *P*-value of < 0.05 was accepted as statistically significant.

## RESULTS

Comparison between groups from the same manufacturer showed no significant difference between the as-received and the autoclaved groups, except for the Titanium Fix mini-implants (Table II), where autoclaved specimens ( $29.14 \pm 0.51$  Ncm) showed significantly lower fracture torque than the new ones ( $31.50 \pm 0.56$  Ncm).

Statistical differences were found among all control groups from different trademarks (Table III). SIN mini-implants showed the highest fracture torque mean ( $42.00 \pm 0.71$  Ncm), whereas the lowest one was obtained from INP mini-implants ( $18.25 \pm 0.44$  Ncm).

A comparison of all groups is shown in Figure 2.

## DISCUSSION

The objective of this study was to investigate the influence of a sterilization process on the fracture torque of mini-implants used for orthodontic anchorage.

In general, devices that enter a sterile part of the body, like implants during a surgical procedure, must have a high sterility assurance level (Boeckler et al. 2009).

However, it is still controversial whether sterilization processes may modify the surface parameters and the mechanical properties of many types of material. As autoclaving is one of the most widely used sterilization processes and frequently recommended by most manufacturers of orthodontic and surgical products (Pernier et al. 2005), it was the method chosen to observe the influence of sterilization in this study.



Mayhew & Kusy (1988), Stagers & Margeson (1993) and Pernier et al. (2005) observed no deleterious effect of autoclave sterilization on the elastic moduli, surface topography or tensile properties of nickel-titanium and beta-titanium arch wires. Lee & Chang (2001), on the contrary, reported an increase in surface roughness and friction coefficients of nickel-titanium alloy wires autoclaved, although these seemed to have limited clinical significance. Schwartz et al. (2000) detected changes in the surface characteristics of titanium implant coverscrews, which, however, did not affect their clinical outcome. Thierry et al. (2000) showed that autoclaving could modify the surface topography and chemical surface of NiTi alloys. In another study, steam autoclave sterilization contaminated and altered the commercially pure titanium surface, resulting in decreased levels of cell attachment and spreading in vitro (Vezeau et al. 1996).

Adelson et al. (2007) submitted titanium plates and screws used in craniofacial reconstruction to 10 and 50 cycles of autoclaving and compared fracture torque values of these groups with a control group of as machined systems. They observed that, although there was a trend toward decreased strength and increased ability to fracture with increased number of autoclave cycles, this did not reach statistical significance and therefore, they concluded that repeated cycles of autoclaving had no significant effect on the integrity of titanium plates and screws.

In this study, titanium alloy (Ti6Al4V) mini-implants were used and no significant difference between the as-received and the autoclaved group from each manufacturer was found, except for the Titanium Fix mini-implants. Even though statistically significant, the difference between Titanium Fix autoclaved mini-implants (TA -  $29.14 \pm 0.51$  Ncm) and its control group (TN -  $31.50 \pm 0.56$  Ncm) is not likely to change clinical outcome as both groups showed fracture torque values

far beyond the insertion torque recommended by Motoyoshi et al. (2006), which is from 5 to 10 N. Therefore, if the products evaluated are to be sterilized under the protocol used in this study, no clinically significant changes in its resistance to fracture are expected.

The resistance to fracture is an important parameter to be assessed as the rotational forces associated with clinical placement and removal can cause mini-implant failure, especially if the bone consistency is high or a partial integration has occurred, even though orthodontic forces are not normally great enough to break the implants. If the mini-implant encounters extreme resistance during insertion, pilot drilling may be required even for self-drilling mini-implants (Carano et al. 2005a; Carano et al. 2005b; Jolley & Chung 2007; Iijima et al. 2008).

Previous studies have observed a mean fracture torque of 35.86 Ncm for 2.0mm-diameter mini-implants, 78.24 Ncm for 1.8mm-diameter mini-implants, 10.09 to 99.15 Ncm for 1.6mm-diameter mini-implants (Jolley & Chung 2007; Iijima et al. 2008; Pithon et al. 2008), 23.26 to 55.18 Ncm for 1.5mm-diameter mini-implants (Carano et al. 2005b; Jolley & Chung 2007; Pithon et al. 2008), 15,87 Ncm for 1.4mm-diameter mini-implants (Iijima et al. 2008), 37.4 Ncm for 1.3mm-diameter mini-implants (Carano et al. 2005b) and 6,95 Ncm for 1.2mm-diameter mini-implants (Iijima et al. 2008). Different implants may have different values of torque that cause fracture and these differences may be related to their microstructures (Iijima et al. 2008).

The mini-implants tested in our study had a diameter of 1.3 mm, 1.4 mm and 1.5 mm. Mean fracture torque values (18.25-42.00 Ncm) were comparable with the studies previously described (Carano et al. 2005a; Carano et al. 2005b; Jolley & Chung 2007; Iijima 2008; Pithon et al. 2008). Although fracture torque values

were statistically different among all control groups from different trademarks, they are all higher than the implant placement torque measured by Motoyoshi et al. (2006) in 41 patients using 124 mini-implants, which ranged from 7.2 to 13.5 Ncm. Removal torque may be more critical, since the removal torque reported by Chen et al. (2006) in 29 patients, from whom 46 mini-implants were removed, ranged from 10.78 to 21.07 Ncm, which includes the fracture torque mean of mini-implants from INP and Neodent used in this study. Kim et al. (2008) recorded removal torque values of 64 mini-implants in 37 patients and the range was from 3.94 to 35.41 Ncm. Among the mini-implants used in the present study, only the ones from SIN are above this range and would not have the risk of fracturing during removal. That suggests the mini-implants tested in this study could be clinically recommended providing an excessive torque is not applied during their placement and specially during their removal. It is also important to consider that Motoyoshi et al. (2008) recommended that an implant placement torque within the range from 5 to 10 Ncm be used when using 1.6mm-diameter mini-implants, as they observed that the optimal stress for enhancing the stability of the implant is a value that is not very high or very low.

In conclusion, the autoclave sterilization of the mini-implants for orthodontic anchorage tested in this study caused no relevant effects on the fracture torque compared to as-received mini-implants. Mini-implants may therefore be sterilized with no increase in the risk of alterations on resistance to fracture.

## **ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors would like to thank the financial support provided by FAPERJ (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro).

## REFERENCES

- Adelson, R. T., Defatta, R. J. & Ducic, Y. (2007) Integrity of craniofacial plating systems after multiple sterilization procedures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **65**: 940-944.
- Boeckler, A. F., Morton, D., Ehring, C. & Setz, J. M. (2009) Influence of sterilization on the retention properties of magnetic attachments for dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **20**: 1206-1211.
- Carano, A., Lonardo, P., Velo, S. & Incorvati, C. (2005a) Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in Orthodontics* **6**: 82-97.
- Carano, A., Velo, S., Leone, P. & Siciliani, G. (2005b) Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics* **39**: 9-24.
- Chen, Y., Chen, Y., Lin, L. & Yao, C. J. (2006) Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage – a preliminary report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **21**: 283-289.
- Chen, Y., Kyung, H. M., Zhao, W. T. & Yu, W. J. (2009) Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **135**: 284-291.
- Cheng, S., Tseng, I., Lee, J. & Kok, S. (2004) A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **19**: 100-106.
- Dorst, J. (2009) Sterilization requirements for miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **136**: 621.

- Iijima, M., Muguruma, T., Brantley, W. A., Okayama, M., Yuasa, T. & Mizoguchi, I. (2008) Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **134**: 333.e1-333.e6.
- Jolley, T. H. & Chung, C. (2007) Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *Journal of Clinical Orthodontics* **41**: 326-328.
- Kim, S., Cho, J., Chung, K., Kook, Y. & Nelson, G. (2008) Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **134**: 36-43.
- Kravitz, N. D. & Kusnoto, B. (2007) Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **131**: S43-S51.
- Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H. & Tanako-Yamamoto, T. (2007) Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **131**: 9-15.
- Lee, S. H. & Chang, Y. I. (2001) Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **120**: 654-663.
- Mayhew, M. J. & Kusy, R. P. (1988) Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **93**: 232-236.
- Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T. & Tanako-Yamamoto, T. (2003) Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **124**: 373-378.

Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M. & Shimizu, N. (2006) Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research* **17**:109-114.

Park, H., Jeong, S. & Kwon, O. (2006) Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **130**: 18-25.

Pernier, C., Grosgeat, B., Ponsonnet, L., Benay, G. & Lissac, M. (2005) Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *European Journal of Orthodontics* **27**:72-81.

Pithon, M., Nojima, L., Nojima, M. & Ruellas, A. C. (2008) Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks. *Oral Surgery* **1**: 84-87.

Reynders, R., Ronchi, L. & Bipat, S. (2009) Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **135**: 564.e1-564.e19.

Schätzle, M., Männchen, R., Zwahlen, M. & Lang, N. P. (2009) Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* **20**:1351-1359.

Scholz, R. P. & Cook, A. (2009) Sterilization requirements for the placement of temporary anchorage devices. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **135**: S20-S22.

Schwartz, Z., Lohmann, C. H., Blau, G., Blanchard, C. R., Soskolne, A. W., Liu, Y., Cochran, D. L., Dean, D. D. & Boyan, B. D. (2000) Re-use of implant coverscrews changes their surface properties but not clinical outcome. *Clinical Oral Implants Research* **11**: 183-194.

- Staggers, J. A. & Margeson, D. (1993) The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. *Angle Orthodontist* **63**: 141-144.
- Thierry, B., Tabrizian, M., Savadogo, O. & Yahia, L. H. (2000) Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *Journal of Biomedical Materials Research* **49**: 88-98.
- Vezeau, P. J., Koorbusch, G. F., Draughn, R. A. & Keller, J. C. (1996) Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **54**: 738-746.
- Wiechmann, D., Meyer, U. & Büchter, A. (2006) Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research* **18**: 263-267.

Table 1 Characterization of mini-implants groups tested

Group	Manufacturer	Type	Number	Diameter	Thread length
CA	Conexão	autoclaved	10	1,5 mm	8 mm
CN	Conexão	New	10		
IA	INP	autoclaved	10	1,4 mm	8 mm
IN	INP	New	10		
NA	Neodent	autoclaved	10	1,3 mm	7 mm
NN	Neodent	New	10		
SA	SIN	autoclaved	10	1,4 mm	8 mm
SN	SIN	New	10		
TA	Titanium Fix	autoclaved	10	1,3 mm	8 mm
TN	Titanium Fix	New	10		

Table 2 Fracture torque value (Ncm)

Group	Mean	SD	Range	P-value	Significance
CA	25.62	1.02	24.20 – 27.10	0.366	NS
CN	24.60	0.75	23.60 – 25.60		
IA	19.64	0.40	18.90 – 20.30	0.055	NS
IN	18.25	0.44	17.40 – 19.10		
NA	20.60	2.30	17.00 – 24.20	1.000	NS
NN	20.45	0.34	19.90 – 21.00		
AS	41.00	0.95	39.60 – 42.10	0.395	NS
SN	42.00	0.71	41.00 – 43.00		
TA	29.14	0.51	28.40 – 29.70	0.000	*
TN	31.50	0.56	30.50 – 32.50		

\* statistically significant ( $P < 0.05$ ); NS – non-significant

Table 3 Tukey HSD Post hoc test. Significant differences among groups

	CA	CN	IA	IN	NA	NN	SA	SN	TA	TN	Statistic <sup>1</sup>
CA	-	0.366	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	A
CN	0.366	-	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	A
IA	0.000*	0.000*	-	0.055	0.455	0.690	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	BC
IN	0.000*	0.000*	0.055	-	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	B
NA	0.000*	0.000*	0.455	0.000*	-	1.000	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	C
NN	0.000*	0.000*	0.690	0.000*	1.000	-	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	C
SA	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	-	0.395	0.000*	0.000*	D
SN	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.395	-	0.000*	0.000*	D
TA	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	-	0.000*	E
TN	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	-	F

\* statistically significant ( $P < 0.05$ ); <sup>1</sup> Equal letters = nonstatistically significant difference ( $P > 0.05$ )



Figure 1 Photography of the device used in the fracture torque test with a digital torque gauge attached to it and bone segment positioned

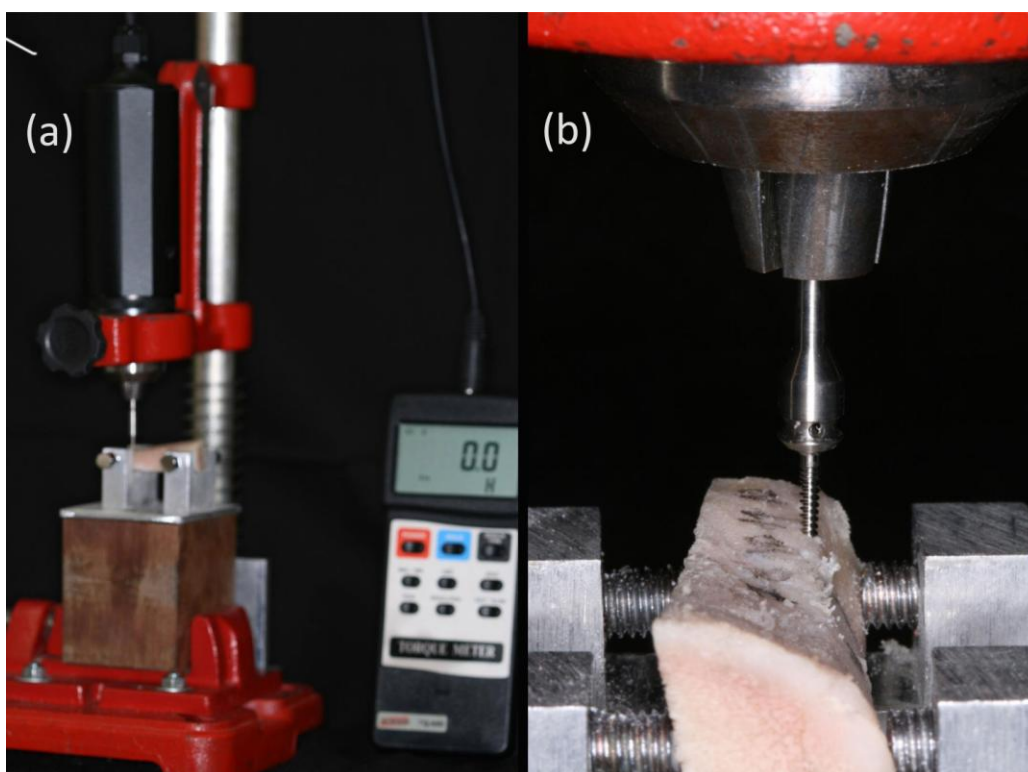
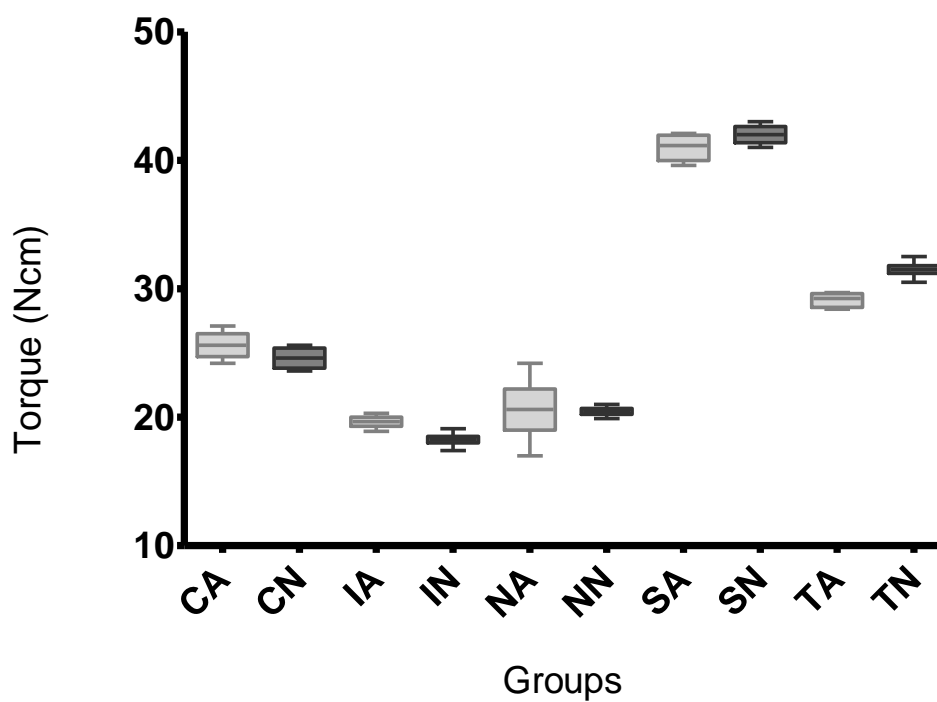


Figure 2 Box-plot of fracture torque values for all groups



## ARTIGO 2

### **Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? – Results of an experimental study**

#### **ABSTRACT**

**Purpose:** The objective of this study was to compare the surface morphology and fracture torque resistance of as-received, sterilized and retrieved mini-implants in order to evaluate the fracture risks of re-using orthodontic mini-implants after sterilization.

**Material and methods:** Thirty mini-implants retrieved from 19 patients after successful service of 5 to 18 months, twenty as-received mini-implants and twenty autoclaved mini-implants from the same manufacturer were used in this study. Ten samples from each group were analyzed by scanning electron microscopy and the remaining specimens were tested for their fracture torque resistance. Each mini-implant analyzed by scanning electron microscopy was examined for signs of corrosion, changes in morphology and surface alterations at various magnifications. In the fracture torque test, the mini-implants were inserted into 9 to 11 mm thick cortical bone blocks obtained from the femur of country pigs and fracture torque was measured by a digital torque gauge, which was perpendicularly positioned to the bone surface. Results were statistically analyzed using one-way ANOVA with the Tukey HSD post-hoc test to detect differences among groups.

**Results:** No defects like pores or cracks and no image suggestive of corrosion could be identified in autoclaved and retrieved mini-implants as compared to as-received ones. The retrieved mini-implants showed a smoother surface, a less sharp tip and scratch marks, when compared to the as-received and the autoclaved mini-implants. Comparison between groups highlighted a statistical significant difference in the fracture torque only between the as-received and the retrieved groups. The group of retrieved mini-implants showed the highest range of torque resistance values.

**Conclusions:** Re-use of retrieved mini-implants should not be recommended because their torque resistance is reduced and there is not enough evidence of variables that can affect their expected resistance to fracture. As-received mini-implants submitted to autoclave sterilization, however, can be recommended to be used clinically.

## **KEY-WORDS**

orthodontics; mini-implants; torque; sterilization; re-use.

## **INTRODUCTION**

Mini-implants have been used for over a decade now since their introduction in orthodontics as a skeletal anchorage system. They are an important aid in anchorage control and a determinant factor for success in orthodontic treatment. Their popularity is due especially to their simpler placement with less traumatic surgery, less discomfort for patients, possibility of immediate loading and high versatility.<sup>1-7</sup>

Biomaterials may be used for temporary purposes in the body, like coverscrews for dental implants, wires or fracture fixation plates.<sup>8</sup> The mini-implants are included in this category, as they are removed once they are of no further assistance in the orthodontic treatment. After removal of temporary devices, the recovered devices are usually discarded. However, economic factors have caused some clinicians to re-use implants or other medical devices that are meant to be disposable, like pacemakers, intra-aortic balloons, haemodialysis membranes, coronary angioplasty catheters and orthodontic brackets and wires.<sup>8-10</sup> In case of re-use, it is mandatory to ensure the sterility and mechanical qualities of the device.<sup>11</sup> Not all implants can be re-used, but metal implants, like those made from titanium may be more amenable to re-use because they can be mechanically and chemically cleaned and re-sterilized with potentially little or no loss of form or function.<sup>8</sup>

One study investigated the characterization of retrieved orthodontic mini-implants by optical microscopy, scanning electron microscopy (SEM), x-ray microtomography and x-ray microanalysis,<sup>12</sup> but no studies have assessed re-use of mini-implants. As previous use, cleaning and sterilization may contribute to changes in surface topography and mechanical resistance, it is important that these situations be studied to answer the question of whether mini-implants can be re-used.

Therefore, the objective of this study was to compare as-received, sterilized and retrieved mini-implants as to their surface topography and fracture torque resistance in order to evaluate the mechanical risks of re-using orthodontic mini-implants after sterilization.

## **MATERIAL AND METHODS**

All mini-implants in this study were of the same type and from the same manufacturer (SIN, São Paulo, Brazil), self-drilling, made from Ti6Al4V alloy and with a diameter of 1.4 mm and a thread length of 8 mm.

Forty mini-implants from a single manufacturing lot were purchased from the manufacturer. Twenty mini-implants were submitted to a sterilization process in a dental steam autoclave (STERMAX, Pinhais, Brazil). The autoclave fulfilled the requirements of the British Standards Institution ISO 9001:2000. Its efficacy was previously tested by a biological indicator test (Clean Test 10, SIEGER, Campo Mourão, Brazil). Each mini-implant was inserted in an individual auto-sealing envelope (ZERMATT, São Paulo, Brazil) and all mini-implants were then submitted to one sterilizing cycle of 30 minutes at 121°C, according to the recommendations of the manufacturer of the autoclave. The other 20 mini-implants served as a control group and were analyzed and tested as received from the manufacturer.

Thirty mini-implants were retrieved from 19 patients after successful service of 5 to 18 months, with no signs of failure such as peri-implant soft-tissue inflammation and implant mobility or premature loss. Written informed consent was obtained from all patients. The mini-implants were removed by application of counterclockwise torquing load with a specially designed screwdriver provided by the manufacturer. After removal, each mini-implant was stored, immersed in distilled water, in a sterile pot used for laboratorial exams.

The mini-implants were divided into three groups, according to their condition – new, autoclaved or retrieved. The characteristics of each group are described in Table I.

Before being analyzed in the scanning electron microscope, the specimens from the retrieved group were submitted to a cleaning cycle of 30 minutes in an ultrasonic washer (Maxiclean 1400A, Unique, Indaiatuba, Brazil), immersed in enzymatic detergent (Endozyme, DFL, Rio de Janeiro, Brazil) so that organic debris could be removed and the surface topography of the mini-implants could be fully observed in the microscope.

The mini-implants were mounted on aluminum supporting discs using double carbon sided tape. Surface effects were analyzed by SEM at 20 kV (JEOL LSM-5800, Tokyo, Japan). Each mini-implant was examined for signs of corrosion, changes in morphology and surface alterations at various magnifications. Special attention was given to the thread and sharp tip of mini-implants, observed at 100x, 250x and 500x magnifications. Digital images were acquired by SEM.

Fracture torque testing was carried out by inserting a mini-implant into 9 mm thick cortical bone obtained from the femur of country pigs. Four bone segments were prepared so as to fit the device used in the test. A raster of 10 implantation sites with a minimum distance of 4 mm from each other was marked on the bone segments and pilot drilling was done using a 1.0 mm diameter drill (SIN, São Paulo, Brazil). A digital torque gauge (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brazil) was perpendicularly positioned to the bone surface by using a device specially prepared for such a purpose (Figure 1). This torque test setup methodology was used before by Pithon et al.,<sup>13</sup> thus allowing the mini-implants to be correctly inserted manually and the fracture torque to be measured. Also, this device allowed the digital torque gauge to approximate as the mini-implant was inserted into the bone cortical in addition to avoid lateral movements, which might result in

bascular fracture. The maximum torque reached before fracture of the mini-implant was recorded in Ncm.

Data from all groups were analyzed with the SPSS statistical software for Windows (vs. 14.0, Chicago, IL, USA). Statistical descriptive analysis, including mean, standard deviation, median, minimum and maximum values, was calculated. The normality and equality of variance of data were checked by the Kolmogorov-Smirnov test. Results were statistically analyzed using one-way ANOVA with the Tukey HSD post-hoc test to detect differences among groups. A *P*-value of < 0.05 was accepted as statistically significant.

## RESULTS

Figure 2 shows the surface morphology at 250x magnification of an as-received, an autoclaved and a retrieved mini-implant visualized in SEM. The photomicrographs clearly show grooves due to the machining process. No defects in the form of pores or cracks and no image suggestive of corrosion could be identified in the autoclaved and retrieved mini-implants as compared to the as-received one. The retrieved mini-implant shows a smoother surface on the threads and scratch marks on the tip, when compared to the as-received and the autoclaved mini-implants.

Figure 3 shows the surface morphology at 100x magnification of the tip of a retrieved mini-implant showing a less sharp tip and smooth surface.

Descriptive statistics for the fracture torque test are described in Table II. Comparison between groups highlighted a statistical significant difference in the fracture torque only between the as-received and the retrieved groups (Table III).

A comparison of all groups is shown in Figure 4. The group of retrieved mini-implants showed the highest range of torque values.

## **DISCUSSION**

Many times during the orthodontic treatment, when a mini-implant fails, the reinstallation of a new one may be required, either in the same area after 4 to 6 weeks or in an adjacent area immediately.<sup>14</sup> Relocation of mini-implants to a better position may also be necessary in other clinical situations,<sup>15</sup> like when their function is limited by the proximity with a root and they are still required in orthodontic mechanics. The insertion of a new mini-implant causes little discomfort and is usually well accepted by patients.<sup>16</sup>

There are ethical considerations about the re-use of invasive medical devices in different patients despite cost benefits, but they may be used again in the same patient<sup>17</sup> if their structural integrity and mechanical properties are not altered after their prior use and sterilization. That means mini-implants could be re-used in the same patient if their properties prove to remain unaltered.

Additionally, it is important to test the effects of autoclave sterilization on mini-implants because mini-implants can be contaminated before its insertion in the bone<sup>18</sup> and, in this case, should be put apart to be sterilized and used in another opportunity. Also, if it can be proved that mini-implants could be re-used, retrieved mini-implants should be mechanically cleaned and sterilized.

This study examined as-received, autoclaved and retrieved mini-implants, comparing their surface topography by SEM analysis and resistance by a fracture torque test.



Lee & Chang<sup>19</sup> found increased pitting and corrosion on autoclaved nickel-titanium alloy wires. Pernier et al.,<sup>20</sup> on the other hand, observed no variation in the surface parameters after sterilization of nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy wires. SEM analysis in this study indicates that the process of autoclave sterilization does not alter the Ti6Al4V mini-implant surface topography, as no defects in the form of pores or cracks and no image suggestive of corrosion could be identified in the autoclaved mini-implants when compared to the as-received ones.

Eliades et al.<sup>12</sup> found morphologic and surface structural alterations in retrieved mini-implants, but no material structural changes in the form of defects or pores were documented. In this study, as well, no defects in the form of pores or cracks and no image suggestive of corrosion of such kind could be visualized in the retrieved mini-implants. However, their surface was smoother, six mini-implants had their tip less sharp and four had scratch marks when compared to as-received mini-implants, suggesting that its insertion and removal may have worn it. As the mini-implant studied was from the self-drilling type, the alteration in its tip may alter its properties, requiring previous bone drilling if it is to be re-used. Schwartz et al.<sup>8</sup> also observed deep scratch marks on the surface of used coverscrews.

It is also important to consider that changes in surface morphology due to cleaning and/or mechanical damage during placement and removal can result in marked changes in osteoblastic growth and differentiation.<sup>8</sup> Additionally, cell attachment levels may be lower and cell spreading reduced in titanium autoclaved surfaces.<sup>21</sup> Therefore, re-use may not be considered for mini-implants that rely on osseointegration to assure its stability, but only for those which are designed to be stabilized by mechanical interdigitation to the bone.

As to the fracture torque test, its importance is related with the knowledge of the structural integrity of the mini-implant tested and it is an important parameter to be assessed as the rotational forces associated with clinical placement and removal can cause mini-implant failure.<sup>15,22-23</sup>

As there was no statistically significant difference between the as-received and the autoclaved groups in the fracture torque test in this study, no clinically significant changes in the resistance to fracture of autoclaved mini-implants are expected. There was, however, a statistically significant difference between the as-received (SN -  $42.00 \pm 0.71$  Ncm) and the retrieved (SR -  $36.82 \pm 7.41$  Ncm) groups. Even though there was this statistically significant difference, both groups showed fracture torque values beyond the insertion torque recommended by Motoyoshi et al.,<sup>24</sup> which is from 5 to 10 N, and the removal torque observed by Chen et al.,<sup>2</sup> which ranged from 10.78 to 21.07 Ncm. The difference between retrieved mini-implants and as-received ones is relevant not only because of the mean fracture torque values they presented, but mostly because of their great range, as can be observed in Figure 4, and superficial changes observed by SEM (Figures 2 and 3). Although all fracture torque values of all mini-implants tested are above the insertion torque recommended,<sup>24</sup> the great difference between minimum and maximum torque values for the SR group indicates that some variables can influence or alter the resistance of used mini-implants to fracture.

It is possible that the insertion and the removal torque applied on the mini-implant prior use in the patient be responsible for such alterations in its resistance to fracture. If the mini-implant encounters extreme resistance during insertion due to high bone consistency or thick cortical bone layer, pilot drilling may be required even for self-drilling mini-implants.<sup>5,15,25-26</sup> If pilot drilling is not performed, the risk

of failure by fracture of the mini-implant increases, and if it does not break, its re-use may be compromised by its possible decreased fracture torque resistance. Partial integration may also increase the removal torque of mini-implants,<sup>15,27</sup> leading to the same problem. This hypothesis should then be tested in future studies.

Based on this study, therefore, the re-use of retrieved mini-implants is not recommended, as the variables that may influence their resistance to fracture are not yet elucidated and the patient should not be submitted to the risks inherent to that procedure while this subject is not thoroughly studied.

Autoclave sterilization of the mini-implant used in this study caused no relevant alteration on its surface morphology and fracture torque resistance when compared to an as-received mini-implant and could be recommended clinically.

## **CONCLUSIONS**

Retrieved mini-implants showed altered surface characteristics and a wider range of fracture torque values. Re-use of mini-implants should not be recommended, as there is not enough evidence of variables that can affect their expected resistance to fracture. As-received mini-implants submitted to autoclave sterilization, however, can be recommended to be used clinically.

## **ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors would like to thank the financial support provided by FAPERJ (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro).

## REFERENCES

1. Cheng S-J, Tseng I-Y, Lee J-J, Kok S-H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:100-106.
2. Chen Y-J, Chen Y-H, Lin L-D, Yao C-CJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage – a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:283-289.
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-e15.
4. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:263-267.
5. Iijima M, Muguruma T, Brantley W, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:333.e1-333.e6.
6. Lim S-A, Cha J-Y, Hwang C-J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod* 2008;78:234-240.

7. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:564.e1-564.e19.
8. Schwartz Z, Lohmann CH, Blau G, Blanchard CR, Soskolne AW, Liu Y, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Re-use of implant coverscrews changes their surface properties but not clinical outcome. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:183-194.
9. Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110:96-98.
10. Pringle RA, Leman RB, Kratz JM, Gillette PC. An argument for pacemaker reuse: pacemaker mortality in 169 patients over ten years. *Pacing Clin Electrophysiol* 1986;9:1295-1298.
11. Grimandi G, Sellal O, Grimandi F, Crochet D. Risks of reusing coronary angioplasty catheters: results of an experimental study. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1996;38:123-130.
12. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:10.e1-10.e7.
13. Pithon M, Nojima L, Nojima M, Ruellas AC. Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks. *Oral Surg* 2008;1:84-87.

14. Baek S-H, Kim B-M, Kyung S-H, Lim JK, Kim YH. Success rate and risk factors associated with mini-implants reinstalled in the maxilla. *Angle Orthod* 2008;78:895-901.
15. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod* 2005;39:9-24.
16. Chen Y-J, Chang H-H, Huang C-Y, Hung H-C, Lai EH-H, Yao C-CJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:768-775.
17. Karch M, Alt E, Schmitt C, Schömig A. Reimplantation of an infected, abdominally implanted defibrillator in the subpectoral region. *J Cardiovasc Surg* 1996;37:67-70.
18. Dorst J. Sterilization requirements for miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:621-622.
19. Lee SH, Chang YII. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:654-663.
20. Pernier C, Grosgeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *Eur J Orthod* 2005;27:72-81.
21. Vezeau PJ, Koobusch GF, Draughn RA, Keller JC. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:738-746.

22. Adelson RT, DeFatta RJ, Ducic Y. Integrity of craniofacial plating systems after multiple sterilization procedures. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:940-944.
23. Morais LS, Serra GG, Palermo EFA, Andrade LR, Müller CA, Meyers MA, Elias CN. Systemic levels of metallic ions released from orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:522-529.
24. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-114.
25. 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.
26. Jolley TH, Chung C-H. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod* 2007;41:326-328.
27. Park H-S, Jeong S-H, Kwon O-W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.

Table 1 Characterization of mini-implants groups tested					
Group	Type	SEM	Fracture torque test	Diameter	Thread length
SA	Autoclaved	10	10	1,4 mm	8 mm
SN	New	10	10		
SR	Retrieved	10	20		

Table 2 Fracture torque value (Ncm)			
Group	Mean	SD	Range
SA	41.00	0.95	39.60 – 42.10
SN	42.00	0.71	41.00 – 43.00
SR	36.82	7.41	26.70 – 51.50

Table 3 Tukey HSD post hoc test			
	SA	SN	SR
SA	-	0.901	0.117
SN	0.901	-	0.041*
SR	0.117	0.041*	-
* statistically significant ( $P < 0.05$ )			



Figure 1 Fotografia of the fracture test device showing a digital torque gauge attached to it and bone segment positioned

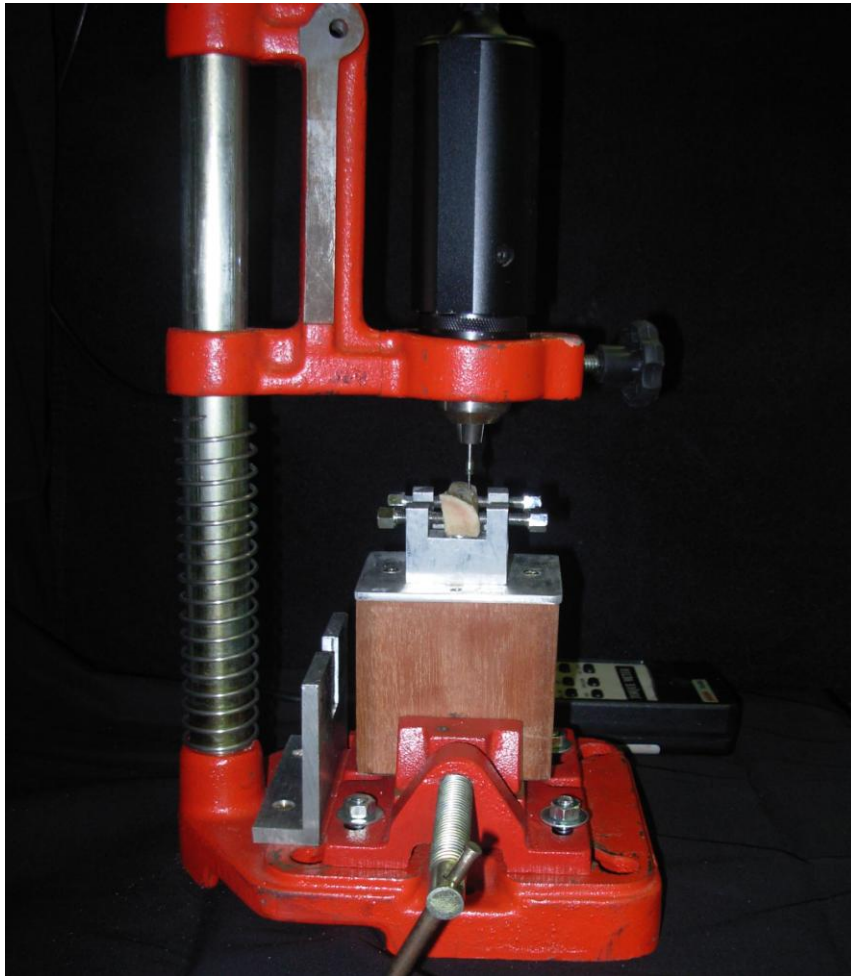


Figure 2 SEM photomicrographs of the surface morphology of mini-implants used in the present study: (a) tip of as-received mini-implant; (b) tip of autoclaved mini-implant; (c) tip of retrieved mini-implant (used for 11 months ); (d) thread of as-received mini-implant; (e) thread of autoclaved mini-implant; (f) thread of retrieved mini-implant (used for 11 months). Original magnification was at 250x

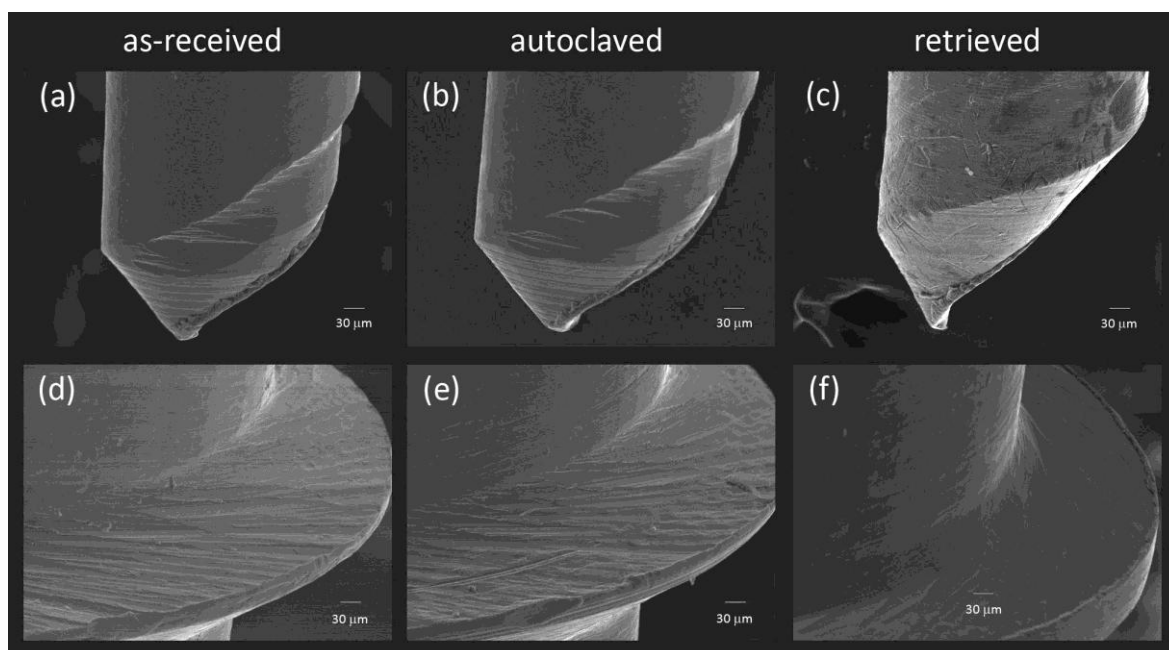


Figure 3 SEM photomicrograph of the surface morphology of the tip of a retrieved mini-implant (used for 12 months). Original magnification at 100x

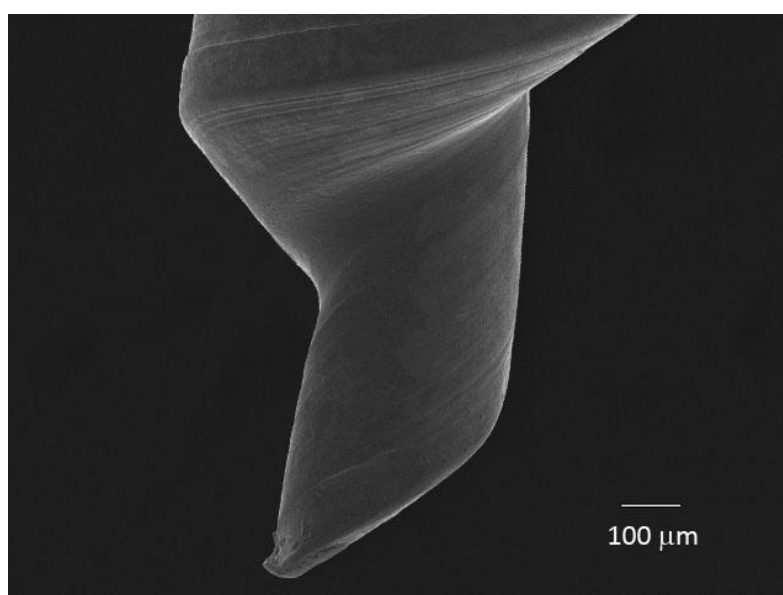
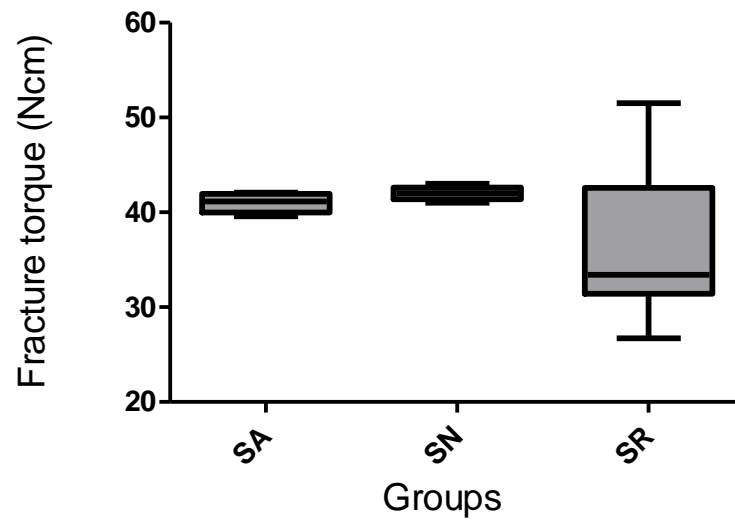


Figure 4 Box-plot of fracture torque values for all groups



## 5 DISCUSSÃO

O objetivo do autor do presente trabalho foi avaliar a influência do processo de autoclavagem de mini-implantes novos e da utilização prévia de mini-implantes ortodônticos pela análise da morfologia superficial por microscopia eletrônica de varredura e pela avaliação da sua resistência à fratura.

Em geral, dispositivos que são inseridos no corpo humano, como implantes em um procedimento cirúrgico, devem ter a garantia de um alto nível de esterilidade (BOECKLER *et al*, 2009). Entretanto, ainda é controverso se os processos de esterilização podem modificar as características de superfície e propriedades mecânicas de muitos tipos de materiais.

A escolha de avaliar o processo de esterilização por calor úmido se deu pelo fato de esse ser um dos métodos mais largamente utilizados de esterilização (BOECKLER *et al*, 2009), inclusive pelos ortodontistas (DAVIS e BEGOLE, 1998), já testado ao longo do tempo (PAYNE, 1986) e freqüentemente recomendado por muitos fabricantes de produtos ortodônticos e cirúrgicos (PERNIER *et al*, 2005).

Quanto à morfologia superficial observada ao microscópio eletrônico de varredura, em estudo anterior, Pernier *et al* (2005) não observaram nenhum efeito

deletério da esterilização por autoclave nas características de superfície de arcos de níquel-titânio e beta-titânio. Lee e Chang (2001), ao contrário, relataram um aumento na rugosidade superficial e na corrosão de fios de liga de níquel-titânio autoclavados, apesar de essas alterações aparentarem ter uma significância clínica limitada. Schwartz *et al* (2000) encontraram mudanças nas características de superfície de cicatrizadores de implantes de titânio, as quais, no entanto, não afetaram seu desempenho clínico. Thierry *et al* (2000) mostraram que a autoclavagem poderia modificar a morfologia superficial e a composição química de superfície das ligas de NiTi. Em outro estudo, a esterilização por autoclave causou contaminação e alterou a superfície de discos de titânio comercialmente puro, resultando em níveis diminuídos de ligação e propagação de células em sua superfície *in vitro* (VEZEAU *et al*, 1996).

Nesse estudo, a análise por microscopia eletrônica de varredura foi feita de forma visual e qualitativa, procurando-se observar alterações morfológicas e de volume, além de imagens sugestivas de corrosão em toda a superfície do mini-implante. Na análise de mini-implantes autoclavados, não foram observados defeitos em forma de poros ou crateras e nenhuma imagem sugestiva de corrosão foi visualizada em sua superfície, quando comparados aos mini-implantes como recebidos do fabricante, sendo todos da mesma marca, sugerindo que o processo de esterilização por autoclave não altera a morfologia superficial do mini-implante.

Para avaliação da resistência dos mini-implantes, foi utilizado o teste de resistência à fratura, que, segundo Elias e Lopes (2007), consiste em aplicar uma força no corpo-de-prova ou produto acabado para induzir um movimento de rotação em torno de seu centro de resistência. O local de inserção utilizado foram

segmentos ósseos de fêmur suíno devido à espessura de sua cortical e à densidade da mesma. Pithon (2008) observou que a densidade da cortical óssea de fêmur suíno ( $1,7 \text{ g/cm}^3$ ) é levemente maior que a encontrada em humanos por Misch *et al* (1999), que variou de 0,85 a  $1,53 \text{ g/cm}^3$ . Outros estudos de resistência à fratura foram feitos em blocos de alumínio (ADELSON *et al*, 2007) ou de bronze (CARANO *et al*, 2005a; CARANO *et al*, 2005b), em cilindros de policarbonato (JOLLEY e CHUNG, 2007) e em segmentos ósseos de fêmur suíno (PITHON *et al*, 2008).

A perfuração prévia para inserção do mini-implante até sua fratura foi utilizada em estudos anteriores (ADELSON *et al*, 2007; JOLLEY e CHUNG, 2007) e permite a adequação dos valores obtidos no teste para que se assemelhem ao que acontece na realidade clínica, uma vez que a perfuração prévia da cortical, especialmente em corticais densas, é rotineiramente realizada durante o procedimento clínico de inserção dos mini-implantes, até mesmo para mini-implantes auto-perfurantes em alguns casos (CARANO *et al*, 2005a; IJIMA *et al*, 2008). A relação ideal entre o diâmetro da broca a ser utilizada na perfuração e o diâmetro de parafusos de osteossíntese foi estudada por Heidemann *et al* (1998) na tentativa de definir um tamanho crítico de perfuração prévia que, se excedido, poderia levar a uma rápida diminuição no poder de fixação desse parafuso. Esse tamanho foi então definido como o diâmetro da broca sendo aproximadamente 85% do diâmetro do parafuso, sendo testados tamanhos de broca entre 66 e 95% do diâmetro do parafuso. No presente estudo, a broca utilizada para perfuração prévia apresentava 1 mm de diâmetro, correspondendo a 76,92%, 71,42% e 66,66% dos mini-implantes de 1,3, 1,4 e 1,5 mm de diâmetro usados no estudo, respectivamente. Com isso, o tamanho crítico de perfuração prévia não foi

atingido, evitando também falha nos testes, pois se a broca apresentasse um diâmetro muito próximo ao dos mini-implantes estudados, poderia não haver fratura dos mini-implantes durante os ensaios, inviabilizando o teste ou gerando perda de várias amostras.

O dispositivo utilizado no teste de resistência à fratura, desenvolvido por Pithon (2008), foi necessário para manter o conjunto formado por torquímetro e segmento ósseo rígido durante os ensaios, procurando diminuir as variáveis que poderiam alterar os resultados. O dispositivo do tipo plataforma com um braço móvel, que permitia o movimento vertical do torquímetro, facilitava a inserção do mini-implante no segmento ósseo perpendicularmente a este, evitando o movimento de balança. O torquímetro digital utilizado permitiu a obtenção e registro dos valores de forma precisa.

A resistência à fratura está relacionada à integridade estrutural dos materiais testados e é um parâmetro importante a ser avaliado, pois as forças rotacionais associadas à inserção e remoção clínica do mini-implante podem causar falha do mesmo, especialmente se a consistência do osso for alta ou se uma integração parcial tiver ocorrido, apesar de as forças ortodônticas normalmente não serem altas o suficiente para fraturar o mini-implante (CARANO *et al*, 2005b; ADELSON *et al*, 2007; JOLLEY e CHUNG, 2007; MORAIS *et al*, 2009).

Na avaliação da influência da autoclavagem sobre as propriedades mecânicas, Mayhew e Kusy (1988) e Staggars e Margeson (1993) não observaram nenhum efeito deletério no módulo de elasticidade e propriedades de tração dos arcos de níquel-titânio.

Adelson *et al* (2007) submeteram placas e parafusos de titânio usados em reconstrução crânio-facial a 10 e 50 ciclos de autoclavagem e compararam os valores de resistência à fratura desses grupos em relação a um grupo controle de sistemas usinados como recebidos do fabricante. Eles observaram que, apesar de haver uma tendência à diminuição na força e aumento na capacidade de fraturar com aumento no número de ciclos de autoclavagem, estes não atingiram significância estatística e, portanto, foi concluído que repetidos ciclos de autoclavagem não tiveram efeito significativo na integridade de placas e parafusos de titânio.

No presente estudo, mini-implantes de liga de titânio (Ti6Al4V) de cinco diferentes marcas comerciais foram submetidos a autoclavagem e, posteriormente, ao teste de resistência à fratura juntamente com mini-implantes como recebidos do fabricante para que se pudesse verificar a influência da autoclavagem sobre a resistência e integridade dos mini-implantes. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo novo e autoclavado de cada fabricante, a não ser entre os da Titanium Fix. Mesmo sendo estatisticamente significativa, a diferença entre os valores do torque máximo até a fratura de mini-implantes autoclavados da Titanium Fix (TA –  $29,14 \pm 0,51$  Ncm) e seu grupo controle (TN –  $31,50 \pm 0,56$  Ncm) provavelmente não significa um risco ao seu desempenho clínico, uma vez que ambos os grupos mostraram valores de torque máximo bem acima dos valores de torque de inserção recomendados por Motoyoshi *et al* (2006), que foram de 5 a 10 N. Portanto, se os mini-implantes avaliados nesta pesquisa precisarem ser submetidos a um processo de esterilização segundo o protocolo utilizado neste estudo, não se espera que mudanças clinicamente significativas ocorram em sua resistência à fratura.



Estudos anteriores observaram um torque de fratura médio de 35,86 Ncm para mini-implantes de 2 mm de diâmetro, 78,24 Ncm para mini-implantes de 1,8 mm de diâmetro, 10,09 a 99,15 Ncm para mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro (JOLLEY e CHUNG, 2007; IIJIMA *et al*, 2008; PITHON *et al*, 2008), 23,26 a 55,18 Ncm para mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro (CARANO *et al*, 2005b; JOLLEY e CHUNG, 2007; PITHON *et al*, 2008), 15,87 Ncm para mini-implantes de 1,4 mm de diâmetro (IIJIMA *et al*, 2008), 37,4 Ncm para mini-implantes de 1,3 mm de diâmetro (CARANO *et al*, 2005b) e 6,95 Ncm para mini-implantes de 1,2 mm de diâmetro (IIJIMA *et al*, 2008). Segundo Iijima *et al* (2008), implantes diferentes podem ter valores diferentes de torque máximo de fratura e essas diferenças podem ser relacionadas às suas microestruturas.

Os mini-implantes testados no presente estudo apresentavam um diâmetro de 1,3 mm, 1,4 mm e 1,5 mm. Os valores médios de torque de fratura (18,25 a 42 Ncm) são comparáveis aos de estudos prévios (CARANO *et al*, 2005a; CARANO *et al*, 2005b; JOLLEY e CHUNG, 2007; IIJIMA *et al*, 2008; PITHON *et al*, 2008). Apesar de os valores de fratura serem estatisticamente diferentes entre todos os grupos controle – composto de mini-implantes novos, como recebidos dos fabricantes – das cinco diferentes marcas comerciais, eles foram todos mais altos do que o torque de inserção de 124 mini-implantes medido por Motoyoshi *et al* (2006) em 41 pacientes, que variou de 7,2 a 13,5 Ncm. O torque de remoção pode ser mais crítico, uma vez que o torque de remoção de 46 mini-implantes relatado por Chen *et al* (2006) em 29 pacientes variou de 10,78 a 21,07 Ncm, faixa que inclui a média dos valores de torque máximo até a fratura de mini-implantes das marcas INP e Neodent usados nesse estudo. Kim *et al* (2008) registrou valores de torque de remoção de 64 mini-implantes com tratamento de

superfície em 37 pacientes, que variaram de 3,94 a 35,41 Ncm. Dentre os mini-implantes usados no presente estudo, apenas os da marca SIN ficaram acima desta faixa e, segundo os valores encontrados por Kim *et al* (2008), não teriam o risco de fraturar durante sua remoção. A princípio, essas comparações sugerem que os mini-implantes testados neste estudo poderiam ser recomendados clinicamente desde que um torque excessivo não seja aplicado durante sua inserção e especialmente durante sua remoção. É importante também considerar que Motoyoshi *et al* (2008) recomendaram que o torque de inserção de mini-implantes seja entre 5 e 10 Ncm quando mini-implantes de diâmetro de 1,6 mm forem usados, já que eles observaram que a força ótima para melhorar a estabilidade do implante é um valor que não seja nem muito alto nem muito baixo. Segundo estes autores, o torque excessivo pode levar à fratura do mini-implante ou instabilidade causada pela necrose que ocorre na interface entre mini-implante e osso. Wawrzinek *et al* (2008) observaram lesões microestruturais no osso cortical devido a um sobre-apertamento na inserção de mini-implantes em um estudo laboratorial, o que poderia diminuir a estabilidade de dispositivos carregados imediatamente. Logo, é recomendável a inserção do mini-implante com auxílio de um torquímetro para que se mantenha o torque de inserção nessa faixa clínica aceitável, respeitando as estruturas biológicas do paciente e as propriedades mecânicas do mini-implante.

Muitas vezes durante o tratamento ortodôntico, quando um mini-implante falha, a reinstalação de um novo pode ser necessária, seja na mesma área após 4 a 6 semanas ou em uma área adjacente imediatamente (BAEK *et al*, 2008). A recolocação de mini-implantes para uma posição melhor também pode ser requerida em outras situações clínicas (CARANO *et al*, 2005b), como quando sua

função está limitada pela proximidade com uma raiz e sua presença ainda é necessária para a mecânica ortodôntica. A inserção de um novo mini-implante causa pouco desconforto e normalmente é bem aceita pelos pacientes (CHEN *et al*, 2007).

Há considerações éticas sobre a reutilização de dispositivos médicos invasivos em pacientes diferentes, apesar dos benefícios de custo, mas eles podem ser usados novamente no mesmo paciente (KARCH *et al*, 1996) se sua integridade estrutural e propriedades mecânicas não forem alteradas após sua primeira utilização e esterilização. Isso significa que se poderia considerar a reutilização dos mini-implantes no mesmo paciente se se puder provar que suas propriedades permanecem inalteradas.

Eliades *et al* (2009) encontraram alterações morfológicas e estruturais de superfície em mini-implantes removidos de pacientes, mas não documentaram nenhuma mudança estrutural na forma de defeitos ou poros. Da mesma forma, no presente estudo, na análise ao microscópio eletrônico de varredura não foram encontrados defeitos em forma de poros, crateras nem nenhuma imagem sugestiva de corrosão nos mini-implantes removidos de pacientes. Observou-se, entretanto, que a superfície dos mini-implantes removidos se apresentava mais lisa, seis mostraram uma ponta arredondada e quatro mostraram riscos superficiais quando comparados a mini-implantes observados como recebidos do fabricante. Estes achados sugerem que a inserção e remoção prévia daqueles mini-implantes podem ter proporcionado desgaste em sua superfície. Como os mini-implantes avaliados são do tipo auto-perfurante, esse achado é de fundamental importância, levando à conclusão de que a alteração em sua ponta pode modificar suas propriedades, restringindo sua condição de auto-perfurante e

fazendo-se necessária a perfuração prévia da cortical se esses mini-implantes forem reutilizados. Schwartz *et al* (2000) também observaram riscos superficiais e profundos na superfície de cicatrizadores usados.

Porém, além dos fatores já citados, é importante ressaltar que mudanças na morfologia superficial devido à limpeza ou a dano mecânico durante a inserção e remoção podem resultar em mudanças acentuadas no crescimento e diferenciação de osteoblastos (SCHWARTZ *et al*, 2000). Além disso, os níveis de adesão celular podem ser mais baixos e a propagação celular diminuída em superfícies de titânio autoclavadas (VEZEAU *et al*, 1996). Portanto, a reutilização não deve ser considerada para mini-implantes que se utilizam da osseointegração para assegurar sua estabilidade, mas apenas para aqueles que são idealizados para atingirem estabilidade através de sua interdigitação mecânica com o osso.

Neste estudo foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os valores máximos de torque até a fratura apenas entre o grupo de mini-implantes removidos de pacientes (SR –  $36,82 \pm 7,41$  Ncm) e o grupo de mini-implantes novos (SN –  $42,00 \pm 0,71$  Ncm). A média dos valores encontrados para os três grupos – novos, autoclavados e removidos – foi semelhante e, apesar da diferença estatisticamente significativa, a diferença das médias por si só não deve influenciar no seu desempenho clínico, já que os valores encontrados em todos os grupos está bem acima dos valores recomendados por Motoyoshi *et al* (2006) para inserção dos mini-implantes, que varia de 5 a 10 N e dos valores de torque de remoção observados por Chen *et al* (2006), que variou de 10,78 a 21,07 Ncm. A questão mais preocupante observada nesses resultados, entretanto, é a grande variação de valores encontrada no grupo de mini-implantes removidos de pacientes em relação aos grupos de mini-implantes novos e autoclavados da

mesma marca. Apesar de os valores de torque máximo de todos os mini-implantes removidos estarem acima do torque de inserção recomendado (MOTOYOSHI *et al*, 2006), a grande distância entre o menor e o maior valor encontrados no grupo SR indica que algumas variáveis podem influenciar ou alterar a resistência à fratura de mini-implantes já utilizados.

É possível que o torque de inserção e de remoção aplicados ao mini-implante em sua primeira utilização no paciente sejam responsáveis pelas alterações encontradas em sua resistência à fratura. Se o mini-implante for inserido em uma cortical muito espessa ou em osso de alta densidade, pode haver necessidade de perfuração prévia mesmo na utilização de mini-implantes auto-perfurantes (CARANO *et al*, 2005a; CARANO *et al*, 2005b; JOLLEY e CHUNG, 2007; IJIMA *et al*, 2008). Se a perfuração prévia não for realizada, o risco de fratura do mini-implante aumenta e, se ele não quebrar, sua reutilização pode estar comprometida por sua resistência à fratura potencialmente diminuída. A integração parcial também pode aumentar o torque de remoção dos mini-implantes, levando ao mesmo impasse. Essa hipótese deveria então ser testada em estudos futuros. Entretanto, enquanto o comportamento mecânico e a integridade dos mini-implantes já utilizados não forem completamente compreendidos e as variáveis que podem alterar essas propriedades elucidadas, a reutilização clínica de mini-implantes não deve ser recomendada para que o paciente não seja submetido aos riscos inerentes que podem advir desse procedimento.

## 6 CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu concluir que:

6.1 o processo de esterilização por autoclavagem não alterou a morfologia superficial dos mini-implantes avaliados;

6.2 o processo de esterilização por autoclavagem causou alterações estatisticamente significativas na resistência à fratura apenas dos mini-implantes da marca Titanium Fix;

6.3 os mini-implantes removidos de pacientes mostraram alterações em sua morfologia superficial, com uma superfície mais lisa, ponta arredondada e riscos superficiais;

6.4 os mini-implantes removidos de pacientes mostraram grande variação em sua resistência à fratura, não sendo recomendada sua reutilização.

## **7 RECOMENDAÇÕES**

Para futuras pesquisas avaliando as propriedades de mini-implantes já utilizados em pacientes com o intuito de se conhecer as variáveis que podem afetar sua resistência, deve-se procurar relacionar a resistência dos mini-implantes a fatores como tempo de permanência na cavidade bucal, tempo de carga, quantidade de carga, torque de inserção e torque de remoção. O estudo desses fatores pode vir a elucidar questões que não foram respondidas com este trabalho.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELSON, R. T.; DEFATTA, R. J.; DUCIC, Y. Integrity of craniofacial plating systems after multiple sterilization procedures. **J Oral Maxillofac Surg.** v.65, n.5, p.940-944, May, 2007.

BAEK, S-H.; KIM, B-M.; KYUNG, S-H.; LIM, J. K.; KIM, Y. H. Success rate and risk factors associated with mini-implants reinstalled in the maxilla. **Angle Orthod.** v.78, n.5, p.895-901, Sep, 2008.

BOECKLER, A. F.; MORTON, D.; EHRING, C.; SETZ, J. M. Influence of sterilization on the retention properties of magnetic attachments for dental implants. **Clin Oral Implants Res.** v.20, n.11, p.1206-1211, Nov, 2009.

CARANO, A.; LONARDO, P.; VELO, S.; INCORVATI, C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. **Prog Orthod.** v.6, n.1, p.82-97, 2005a.

CARANO, A.; VELO, S.; LEONE, P.; SICILIANI, G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. **J Clin Orthod.** v.39, n.1, p.9-24, Jan, 2005b.

CHEN, Y-J.; CHEN, Y-H.; LIN, L-D.; YAO, C-C. J. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage – a preliminary report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.21, n.2, p.283-289, Mar-Apr, 2006.

DAVIS, D.; BEGOLE, E. A. Compliance with infection-control procedures among Illinois orthodontists. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.113, n.6, p.647-654, Jun, 1998.

DORST, J. Sterilization requirements for miniscrew placement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.136, n.5, p.621-622, Nov, 2009.

ELIADES, T.; ZINELIS, S.; PAPADOPOULOS, M. A.; ELIADES, G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.135, n.1, p.10.e1-10.e7, Jan, 2009.

ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. **Materiais dentários: ensaios mecânicos.** São Paulo: Livraria Santos Editora. 266 p. 2007.



GRIMANDI, G.; SELLAL, O.; GRIMANDI, F.; CROCHET, D. Risks of reusing coronary angioplasty catheters: results of an experimental study. **Cathet Cardiovasc Diagn.** v.38, n.2, p.123-130, Jun, 1996.

HEIDEMANN, W.; GERLACH, K. L.; GRÖBEL, K-H.; KÖLLNER, H-G. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. **J Craniomaxillofac Surg.** v.26, n.1, p.50-55, Feb, 1998.

IJIMA, M.; MUGURUMA, T.; BRANTLEY, W. A.; OKAYAMA, M.; YUASA, T.; MIZOGUCHI, I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.134, n.3, p.333.e1-333.e6, Sep, 2008.

JOLLEY, T. H.; CHUNG, C-H. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. **J Clin Orthod.** v.41, n.6, p.326-328, Jun, 2007.

KANOMI, R. Mini-implant for orthodontic anchorage. **J Clin Orthod.** v.31, n.11, p.763-767, Nov, 1997.

KARCH, M.; ALT, E.; SCHMITT, C.; SCHÖMIG, A. Reimplantation of an infected, abdominally implanted defibrillator in the subpectoral region. **J Cardiovasc Surg.** v.37, n.1, p.67-70, Feb, 1996.

KIM, S-H.; CHO, J-H.; CHUNG, K-R.; KOOK, Y-A.; NELSON, G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.134, n.1, p.36-43, Jul, 2008.

LEE, S. H.; CHANG, Y. I. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.120, n.6, p.654-663, Dec, 2001.

MAYHEW, M. J.; KUSY, R. P. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.93, n.3, p.232-236, Mar, 1988.

MISCH, C. E.; QU, Z.; BIDEZ, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg.** v.57, n.6, p.700-706, Jun, 1999.

MORAIS, L. S.; SERRA, G. G.; PALERMO, E. F. A.; ANDRADE, L. R.; MÜLLER, C. A.; MEYERS, M. A.; ELIAS, C. N. Systemic levels of metallic ions released from orthodontic mini-implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.135, n.4, p.522-529, Apr, 2009.

MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; UEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. **Clin Oral Implants Res.** v.17, n.1, p.109-114, Feb, 2006.

PAYNE, G. S. Sterilization and disinfection in the orthodontic office: a practical approach. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.90, n.3, p.250-252, Sep, 1986.

PERNIER, C.; GROSGOGEAT, B.; PONSONNET, L.; BENAY, G.; LISSAC, M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. **Eur J Orthod.** v.27, n.1, p.72-81, Feb, 2005.

PITHON, M. M. **Avaliação mecânica de mini-implantes ortodônticos**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia - Universidade Federal do Rio de Janeiro. 87p. 2008.

PITHON, M.; NOJIMA, L.; NOJIMA, M.; RUELLAS, A. C. Comparative study of fracture torque for orthodontic mini-implants of different trademarks. **Oral Surg**. v.1, n.2, p.84-87, May, 2008.

PRINGLE, R. A.; LEMAN, R. B.; KRATZ, J. M.; GILLETTE, P. C. An argument for pacemaker reuse: pacemaker mortality in 169 patients over ten years. **Pacing Clin Electrophysiol**. v.9, n.6, p.1295-1298, Nov, 1986.

SCHOLZ, R. P.; COOK, A. Sterilization requirements for the placement of temporary anchorage devices. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.135, n. 4, p.S20-S22, Apr, 2009.

SCHWARTZ, Z.; LOHMANN, C. H.; BLAU, G.; BLANCHARD, C. R.; SOSKOLNE, A. W.; LIU, Y.; COCHRAN, D. L.; DEAN, D. D.; BOYAN, B. D. Re-use of implant coverscrews changes their surface properties but not clinical outcome. **Clin Oral Implants Res**. v.11, n.3, p.183-194, Jun, 2000.

SONIS, A. L. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. V.110, n.1, p.96-98, Jul, 1996.

STAGGERS, J. A.; MARGESON, D. The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. **Angle Orthod**. v.63, n.2, p.141-144, 1993.

THIERRY, B.; TABRIZIAN, M.; SAVADOGO, O.; YAHIA, L. H. Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. **J Biomed Mater Res**. v.49, n.1, p.88-98, Jan, 2000.

VEZEAU, P. J.; KOORBUSCH, G. F.; DRAUGHN, R. A.; KELLER, J. C. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. **J Oral Maxillofac Surg**. v.54, n.6, p.738-746, Jun, 1996.

WAWRZINEK, C.; SOMMER, T.; FISCHER-BRANDIES, H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. **J Orofac Orthop**. v.69, n.2, p.121-134, Mar, 2008.

## **9 ANEXOS**

## 9.1 ANEXO 1: Termo de doação de mini-implante



Universidade do Brasil – UFRJ  
 Centro de Ciências da Saúde – CCS  
 Faculdade de Odontologia  
 Programa de Pós-graduação em Odontologia – Mestrado em Ortodontia

### TERMO DE DOAÇÃO DE MINI-IMPLANTE

**Título do protocolo:** Avaliação da morfologia superficial e propriedades mecânicas de mini-implantes removidos da cavidade bucal e de mini-implantes autoclavados

**Pesquisador(es) responsável(is):** Prof. Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas; Dra. Cláudia Trindade Mattos.

Você foi convidado a doar seu mini-implante para que o mesmo faça parte de uma pesquisa e deve ficar à vontade para decidir fazê-lo ou não. Leia cuidadosamente o que segue e pergunte ao profissional responsável sobre qualquer dúvida que você possa ter.

O mini-implante é um dispositivo que auxilia no tratamento ortodôntico, minimizando os efeitos adversos e indesejáveis sobre os dentes. Porém, as alterações que ele sofre na cavidade bucal ainda não estão elucidadas. Esse é o motivo de nos propormos a fazer essa pesquisa.

O mini-implante que foi parte do seu tratamento ortodôntico será removido de sua cavidade bucal por já ter servido para seu propósito e não haver mais necessidade de seu uso em seu tratamento, independente de sua utilização nessa pesquisa.

Este estudo será conduzido pelo programa de pós-graduação em Odontologia-Ortodontia da Universidade Federal do Rio de Janeiro e tem o objetivo de avaliar as alterações na superfície e propriedades do mini-implante utilizado no tratamento ortodôntico.

#### Observações adicionais

- 1) Assegura-se que será mantido sigilo em relação à sua identidade, sendo acessível somente aos participantes da pesquisa.
- 2) Garante-se o esclarecimento de dúvidas, antes e durante o curso da pesquisa. **O profissional responsável poderá ser encontrado no endereço Av. Brigadeiro Trompowsky s/ no. Ilha do Fundão – Departamento de Odontopediatria e Ortodontia – Faculdade de Odontologia, no telefone (021) 25902727 (Dra. Cláudia).**
- 3) Este estudo poderá ser publicado em revista científica ou apresentado em reuniões científicas, contudo, a identidade dos participantes não será divulgada.
- 4) Assegura-se que os dados obtidos não serão usados para outros fins que os não previstos no protocolo.

*Eu, .....(paciente ou responsável), acredito ter sido suficientemente informado a respeito dos objetivos da pesquisa e das condições do estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Eu discuti com a Dra. Cláudia Trindade Mattos e Dr. Antônio Carlos de Oliveira Ruellas, sobre minha decisão de participar desse estudo e ficaram claros os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos, riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimento permanentes. Concordo voluntariamente em doar o mini-implante utilizado em meu tratamento para fazer parte deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento nesta Instituição.*

\_\_\_\_\_  
 Assinatura do Responsável pelo paciente

\_\_\_\_\_  
 Assinatura do Pesquisador Responsável

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_.

*Caso você tenha dificuldade em entrar em contato com o pesquisador responsável, comunique o fato à Comissão de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva pelo telefone (21) 25989328 ou pelo e-mail cep@nesc.ufrj.br*

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)