

Efeito da esterilização em autoclaves sobre propriedades mecânicas das miniplacas de titânio utilizadas em fixação interna

Valfrido Antonio Pereira Filho¹

Luis Augusto Passeri²

Antônio Luis Rodrigues Júnior³

Received on 3/11/00
Approved on 2/2/01

PEREIRA FILHO, Valfrido A. et al. Efeito da esterilização em autoclave sobre propriedades mecânicas das miniplacas de titânio utilizadas em fixação interna. *Salusvita*, Bauru, v. 20, n. 1, p. 133-145, 2001.

RESUMO

As placas e parafusos de titânio têm grande utilização na fixação de fraturas faciais e em cirurgias ortognáticas. Esse material permanece acondicionado em caixas e recebe múltiplas esterilizações através de calor úmido, em autoclave. Neste trabalho, foram avaliados os efeitos dessa forma de esterilização sobre as propriedades mecânicas das miniplacas de titânio (sistema 2,0mm, Engimplan®). Para isso, foram utilizados quatro grupos de quinze placas, testadas em máquina de ensaio universal (M.E.U.), quanto à resistência à tração, à flexão e à compressão. O grupo I, ou grupo-controle, não foi exposto à ação da autoclave; o grupo II recebeu um ciclo de esterilização; o grupo III, dez ciclos; e o grupo IV, vinte ciclos. Após sessenta ensaios mecânicos do tipo destrutivo, realizou-se o cálculo para obtenção do limite de escoamento (σ_e), em cada unidade experimental testada, com o objetivo de se obter uma variável numérica, que possibilitou a comparação entre os grupos. Foram feitos testes estatísticos, a fim de comparar as variáveis estudadas. Analisando-se os resultados, conclui-se que não houve diferença entre os grupos nos ensaios de tração e de compressão. Entretanto, foi possível observar diferenças entre os grupos no teste de flexão.

Unitermos: placas ósseas, titânio, esterilização.

1 - Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
Rua Humaitá,
1680 – 14801-903
Araraquara – SP.

2 - Departamento de Diagnóstico Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba UNICAMP
Av. Limeira, 901
13414-900
Piracicaba – SP.

3 - Departamento de Odontologia Social da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
Rua Humaitá,
1680 – 14801-903
Araraquara – SP.

INTRODUÇÃO

Os materiais usados nas confecções dos implantes dos sistemas de fixação sofreram mudanças significantes ao longo desses últimos anos. Há pouco tempo atrás, ao realizar uma síntese na região de cabeça e pescoço através de dispositivos de fixação rígida, na maioria das vezes, existia a necessidade de remoção desses implantes pouco tempo depois da reparação óssea, levando, portanto, a um novo procedimento cirúrgico, o que implicava gastos (Altobelli, 1992).

Haug (1996) estimou que o custo de remoção do material de síntese, em seu serviço, utilizando estes implantes em uma média de 260 pacientes por ano, estaria em torno de US\$ 338,520.00.

Para que este material tenha estabilidade e possa ser mantido em um estado dinamicamente funcional no organismo, deve possuir um desenho apropriado, ser confeccionado em biomaterial, apresentar boas propriedades biomecânicas e boa biocompatibilidade (Id.).

Pode-se dividir os biomateriais em três classes: os metais, os cerâmicos e os polímeros (Id.).

Na prática da fixação rígida, os metais ainda são os únicos que apresentam adequada rigidez em todas as exigências biomecânicas do esqueleto facial.

O titânio comercialmente puro e as suas ligas são os mais recentes metais a fazerem parte dos biomateriais, devido à sua combinação de força, baixo peso molecular, resistência à corrosão e à biocompatibilidade. Devido a estes fatores, ele se tornou o material de preferência na confecção dos implantes (Id.).

Somente em 1940, a medicina veio a descobrir o titânio, quando da inserção dos primeiros implantes em animais de laboratório, mostrando bons resultados. Posteriormente, outros estudos mostraram que o material apresentava biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, quando em contato com fluidos corpóreos (Leventhal, 1951; Clarke & Hickman, 1953).

O titânio comercialmente puro apresenta uma estrutura cristalina hexagonal em temperatura ambiente. Nesta apresentação, o material é acrescido de pequenas quantidades de outros elementos como oxigênio e ferro, que totalizam menos de 1%. A variação na proporção destas impurezas resulta em alterações das propriedades mecânicas do metal (Williams, 1981).

A maioria dos metais forma camadas de óxido quando expostos à atmosfera. O titânio puro, teoricamente, pode formar vários óxidos, entre eles, os TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 . Dentre estes, TiO_2 é o mais estável e o que é mais comumente formado sob condições fisiológicas. Estes óxidos formam-se espontaneamente em contato com o ar. Em um milésimo de segundo de exposição ao ar uma camada de óxido, de 10Å de espessura, pode ser formada sobre a superfície do titânio puro (Kasemo, 1983). Teoricamente, esta camada de óxido não se deve quebrar em condições fisiológicas. O estado passivo deste material deve-se à taxa de dissolução do TiO_2 ser extremamente baixa (Parr et al., 1985). Isto não significa

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

que o titânio, por ser um metal passivo, não sofra corrosão, mas sim, que essa taxa é significativamente diminuída, devido à presença da camada protetora de óxido (Williams, 1981), camada esta que confere a biocompatibilidade ao material (Brown, 1997).

Devido à natureza cirúrgica da colocação desse tipo de implante, a esterilização é de fundamental importância. Stanford et al. (1994) demonstraram que o ponto crítico, quando se fala em implantes metálicos, não é o aspecto biológico, mas, sim, os problemas relacionados com a limpeza e esterilização da superfície e as camadas de óxidos formadas. Lausmaa et al. (1985) verificaram que alterações na camada de óxido interferem na reparação celular e nos processos de remodelação óssea.

Klauber et al. (1990) demonstraram que a esterilização em autoclave dos implantes de titânio promove uma superfície de óxido de titânio contaminada por ions N, F, Mg, Si e Cl. Estes dados são compartilhados por Baier et al. (1982), que constataram que a camada de óxido dos implantes de *vitalium* e germânio foi contaminada por sais higroscópicos e por material orgânico.

Keller et al. (1990) observaram também alterações ocorridas na camada de óxido de titânio ao se considerar um aumento de 3nm para 25nm, quando da esterilização em autoclave. Finalmente, discutiram que a alteração na cor superficial do implante é devido a este aumento. Este dado já havia sido demonstrado por Young (1988), o qual verificou que alterações na camada de óxido, de 259Å para 700Å, produziam mudança de coloração na superfície do metal.

Vezeau et al. (1996) discutiram que o uso de múltiplas esterilizações sobre os implantes de titânio comercialmente puro deve ser evitado, pois, não só podem interferir na bioaceitação do material, como também possibilitar significantes alterações na superfície do implante. Sutton & Saunders (1996) afirmaram que a deformação plástica sofrida pelo aço inox, devido aos altos níveis de estresse quando da função, deve-se em parte às mudanças das propriedades do material causadas pela esterilização em autoclave.

Em vista dos fatos, o objetivo do trabalho foi avaliar o efeito da esterilização em autoclave sobre propriedades mecânicas de tração, de compressão e de flexão das miniplacas de titânio, sistema 2.0mm, utilizadas em fixação interna.

MATERIAL E MÉTODO

As miniplacas utilizadas neste experimento foram obtidas no comércio especializado¹. A composição química dos implantes cirúrgicos é o titânio grau 2, contendo baixo teor de carbono. Utilizaram-se sessenta placas de quatro furos (nº 220-04), do sistema de 2.0mm (FIGURA 1), que foram avaliadas quanto às propriedades mecânicas de tração, compressão e flexão (Hegtvedt et al., 1994), quando submetidas a ciclos de

1. ENGINPLAN
Engenharia de Implan-
tes Indústria e Comér-
cio Ltda. Avenida 68,
227 V. Olinda
Rio Claro – SP
Brasil.

esterilização em autoclave. Essas placas foram ordenadas em quatro grupos, contendo quinze placas cada um, sendo que o grupo I ou grupo-controle não sofreu nenhum ciclo de esterilização, o grupo II sofreu um ciclo de esterilização, o grupo III sofreu dez ciclos de esterilização e o grupo IV sofreu vinte ciclos de esterilização. Cada grupo foi subdividido em três subgrupos, contendo cinco placas cada um, referentes aos três tipos de ensaio mecânico que foram realizados.

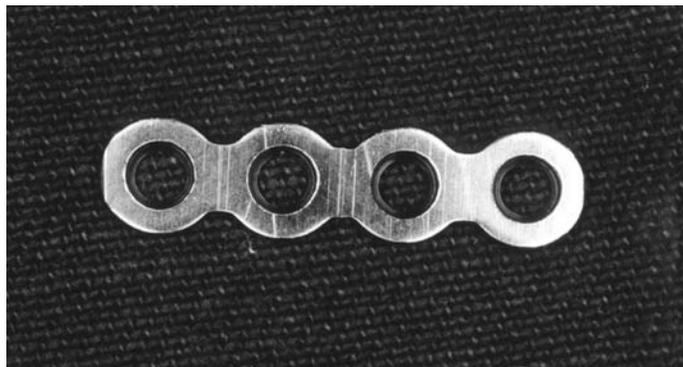


FIGURA 1 – Miniplaca de titânio sistema 2,0mm.

Antes da confecção dos grupos, as sessenta miniplacas foram medidas com a finalidade de se verificar a homogeneidade da amostra. Após verificada a homogeneidade da amostra, estas foram separadas em quatro grupos, através de processo aleatório, sendo sorteada uma das formas de tratamento para cada uma das sessenta placas. Esses implantes sofreram processo de esterilização em autoclave. Para tanto, foram acondicionados individualmente em recipientes metálicos, utilizados em exames parasitológicos, cujo fundo foi revestido com gaze com a finalidade de impedir o contato direto entre o titânio da miniplaca e o metal do recipiente. Na tampa do recipiente foi discriminada a forma de tratamento utilizando-se de uma caneta de marcação.

Os recipientes foram colocados na autoclave com a tampa aberta, já que os mesmos não apresentavam perfurações. O ciclo foi realizado a uma temperatura de 134°C, a 2.0 bar de pressão, tendo uma duração de vinte minutos, quando da partida a frio, e de quinze minutos, quando da partida a quente, e o tempo de secagem foi de quinze minutos. Quando terminava a secagem, iniciava-se um novo ciclo. Após esse procedimento, as placas foram verificadas quanto às propriedades mecânicas específicas em máquina de ensaio universal (FIGURA 2). Após cada ensaio, obteve-se um gráfico de força *versus* deformação (FIGURA 3), a partir do qual obteve-se o limite de escoamento (σ_e), em um alongamento específico ou deformação de engenharia (ϵ) de 0.2%. Isso significa que se determinou o limite de escoamento em uma deformação de 0.2% do comprimento inicial da placa. A seguir, foi realizado o cálculo, no gráfico, para a obtenção do limite de escoamento em cada uma das unidades experimentais.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

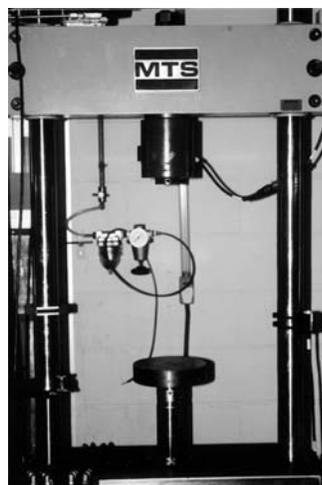


FIGURA 2 – Máquina de ensaio universal.

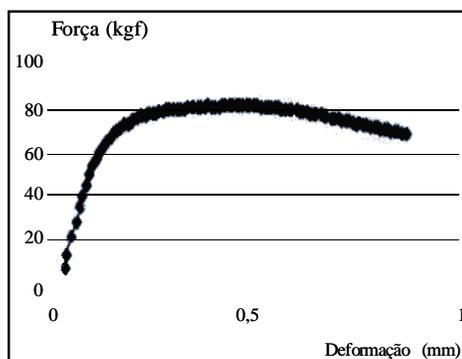


FIGURA 3 – Gráfico de força X deformação.

A avaliação dos dados foi feita pelo método não-paramétrico de Kruskal-Wallis na comparação dos grupos experimentais, empregando-se o teste das comparações múltiplas: diferença mínima significativa – d.m.s. (Campos, 1983), quando o resultado do teste de Kruskal-Wallis foi significativo. O gráfico de *box-plot* foi usado para ilustrar os achados. Os cálculos estatísticos foram realizados pelo pacote STATA².

RESULTADOS

A análise não-paramétrica dos valores de σ_e foi realizada separadamente em cada tipo de ensaio.

COMPRESSÃO

A TABELA 1 apresenta os resultados exploratórios dos valores de compressão no experimento.

2. STATA® Computing
Resource center -
STATA Reference Ma-
nual: Release III - 5
ed. Sta. Monica - Cali-
fornia, 1992.

TABELA 1 - Medidas descritivas da compressão e resultado do teste estatístico da comparação dos grupos.

Grupo	Mediana (Valor mínimo, Valor máximo)
I	33,00 (30,20 - 33,65)
II	33,65 (31,45 - 34,95)
III	32,80 (30,56 - 33,22)
IV	34,95 (33,22 - 34,95)

Resultado do teste estatístico $H = 6,837$ ($p = 0,0773$)

O resultado do Teste de Kruskal-Wallis não foi significativo ($H=6,837$; $p = 0,0773$). A FIGURA 4 ilustra os resultados observados.

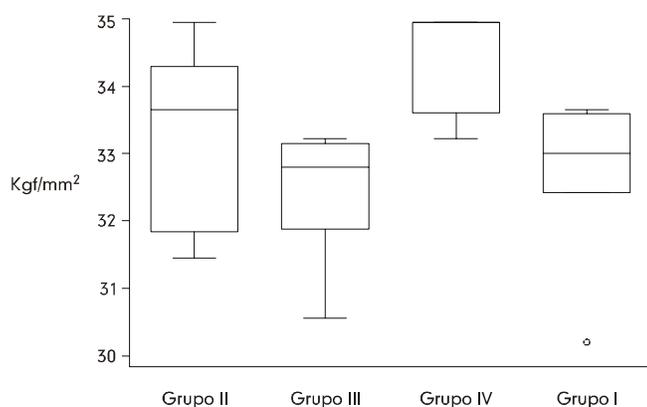


FIGURA 4 – Diagrama de box-plot dos valores de σ_c para as unidades experimentais do ensaio de compressão.

TRAÇÃO

A TABELA 2 apresenta os resultados exploratórios dos valores de tração no experimento.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

TABELA 2 - Medidas descritivas da tração e resultado do teste estatístico da comparação dos grupos.

Grupo	Mediana (Valor mínimo, Valor máximo)
I	42,71 (35,66 - 46,92)
II	38,38 (36,11 - 43,36)
III	42,56 (39,15 - 43,02)
IV	40,12 (38,44 - 41,56)

Resultado do teste estatístico $H = 4,254$ ($p = 0,2353$)

O resultado do Teste de Kruskal-Wallis não foi significativo ($H=4,254$; $p = 0,2353$). A FIGURA 5 ilustra os resultados observados.

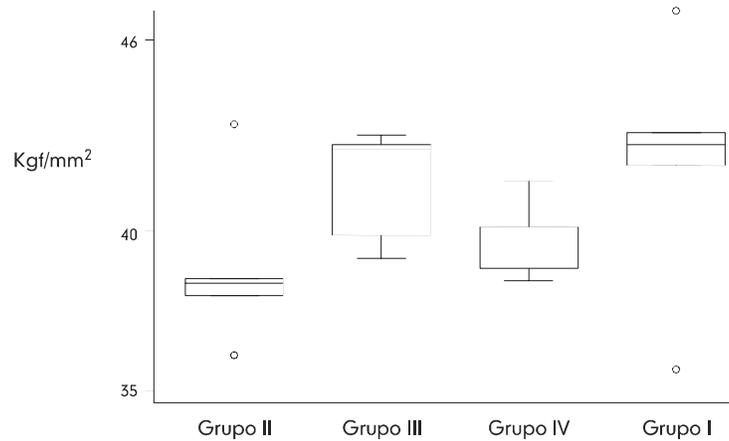


FIGURA 5 – Diagrama de box-plot dos valores de σ_e para as unidades experimentais do ensaio de tração.

FLEXÃO

A TABELA 3 apresenta os resultados exploratórios dos valores de flexão no experimento.

TABELA 3 - Medidas descritivas da flexão e resultado do teste estatístico da comparação dos grupos.

Grupo	Mediana (Valor mínimo, Valor máximo)
I	16,95 ab (16,61 - 17,41)
II	17,10 a (16,34 - 17,25)
III	19,51 b (17,94 - 19,74)
IV	16,77 a (16,56 - 17,94)

Resultado do teste estatístico $H = 10,557$ ($p = 0,0144$)

O resultado do Teste de Kruskal-Wallis foi significativo ($H=10,557$; $p = 0,0144$). A FIGURA 6 ilustra os resultados observados.

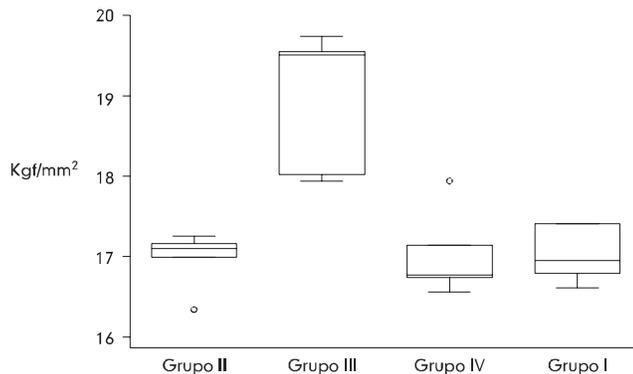


FIGURA 6 – Diagrama de box-plot dos valores de σ_e para as unidades experimentais do ensaio de flexão.

DISCUSSÃO

Os ensaios mecânicos vêm ocupando um espaço muito grande na área dos biomateriais. Pode-se deparar na literatura com ensaios destrutivos, tanto realizados diretamente sobre os dispositivos de fixação, desta forma avaliando as propriedades mecânicas oferecidas por aquela geo-

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

metria do implante, quando esta é submetida a alguma condição experimental (Hegtvedt et al., 1994; Tuncer et al., 1996); ou através de ensaios realizados sobre fixações feitas em osteotomias confeccionadas em tecido ósseo, removido de animais ou em modelos de resina (Ikemura et al., 1988; Anucul et al., 1992; Righi et al., 1996; Gosain et al., 1998).

Os ensaios utilizados são o de tração, o de compressão e o de flexão, pois são combinações entre estes tipos de força que agem diretamente sobre o esqueleto facial.

As forças geradas durante a mastigação são dissipadas pelo complexo maxilomandibular. Gibbs et al. (1981) verificaram que pacientes totalmente dentados apresentavam uma força mastigatória média de 74kg. Já Colaizzi et al. (1984) observaram força mastigatória média de 16kg para pacientes portadores de próteses totais superior e inferior. Ainda, observando a mesma variável, Sposetti et al. (1986) obtiveram 23kg para pacientes portadores de prótese total superior e sobredentadura inferior.

Gibbs et al. (1986) relataram a existência de forças mastigatórias limítrofes em pacientes portadores de parafunção; estas variam de 234 a 443kg.

Hegtvedt et al. (1994) demonstraram a resistência das miniplacas de vitallium até a deformação permanente e observaram que é necessária uma força de 92,03kg para deformá-las durante o ensaio de tração, de 127,9kg nos ensaios de compressão e de 2,65kg quando dos ensaio de flexão, no sentido vertical.

Os menores valores obtidos neste experimento, quando comparamos com o nosso, devem-se ao fato de utilizarmos a deformação elástica e não a plástica como parâmetro, e também devido às diferenças de dimensões e do material com que as miniplacas são confeccionadas, já que as miniplacas não são da mesma marca comercial.

Gosain et al. (1998) concluíram que as miniplacas de titânio suportam forças de 350 N, tanto em compressão, como em tração, e que, portanto, não existem problemas quanto à resistência mecânica, já que a força mastigatória máxima é de 296 N. Esta conclusão também pode ser confirmada em nosso estudo quando comparamos a força necessária para deformar a placa com a força mastigatória.

Sutton & Saunders (1996) afirmaram que a esterilização em autoclave é a responsável pelas mudanças das propriedades mecânicas, levando a deformação plástica do material confeccionado em aço, quando submetido a altos níveis de estresse. Entretanto, devido à baixa taxa de dissolução do óxido de titânio, leva este metal a possuir um estado passivo, sendo portanto menos susceptível à corrosão. No aço inox, tanto a corrosão como a temperatura propiciam a precipitação de carbonetos na microestrutura do metal, o que leva a um enfraquecimento desta estrutura. Com o titânio, isto não ocorre devido à camada apassivadora de óxido (Williams, 1981; Chiarotti, 1997)

O titânio comercialmente puro apresenta algumas características mecânicas, como ser dúctil e ter propriedades mecânicas inferiores às ligas.

Em relação à temperatura, este metal apresenta uma estrutura hexagonal à temperatura ambiente, denominada de fase alfa. A primeira transformação de estrutura que o titânio sofre, ocorre a uma temperatura de 882°C, quando ele adquire uma estrutura cúbica de corpo centrado denominada de fase beta; nesta fase, o titânio é duro e frágil, enquanto na fase alfa ele é mais dúctil e resistente. A próxima mudança de estrutura do titânio ocorre a uma temperatura de 1660° C, que é sua temperatura de fusão (Lualdi & Minen, 1987).

As alterações mecânicas do titânio ocorrem a altas temperaturas, por volta de 882°C, que são muito elevadas quando comparadas com as atingidas durante os processos de esterilização. Durante o processo de esterilização em autoclave existe outro fator envolvido, além da temperatura e tempo, que é a umidade. Sabemos que esta é capaz de contaminar a camada de óxido de titânio com ions F, Fe, Mg, Si, Cl, N, H, O (Stanford et al., 1994).

O aumento nas porcentagens de ions hidrogênio e oxigênio promove uma menor ductilidade ao titânio, levando a uma menor resistência mecânica do material (Brown, 1997). Entretanto, para que isto ocorra, é necessário que estes dois ions presentes no vapor d'água penetrem na malha do material, e isto só é possível a partir da temperatura de 560°C (Haughes & Lamborn, 1961), o que não é atingido em nenhum processo de esterilização.

Entretanto, observamos nos resultados obtidos por este estudo uma diferença estatisticamente significativa no ensaio de flexão, quando relacionamos o grupo III com os demais. Houve, portanto, uma diferença significativa entre os valores de flexão para os grupos experimentais. Apreciando o teste realizado previamente para se verificar as diferenças de medidas das miniplacas, ao avaliarmos os dados sobre a espessura das miniplacas, notamos que este fato pode vir a ter uma correlação entre os fenômenos. Sabe-se que, quanto maior a espessura, maiores serão os valores de σ_e . Então, pela observação desses resultados da covariável, pode-se notar que os valores das somas das ordens do ensaio de flexão têm a mesma ordenação que os valores do estudo da espessura das miniplacas, o que poderia ser uma justificativa das diferenças detectadas nos valores do ensaio de flexão.

Trivellato (1998), comparando quatro marcas comerciais de sistemas de fixação, inclusive o mesmo por nós estudado, verificou problemas relacionados com a homogeneidade das miniplacas quanto às medidas encontradas para os dois sistemas nacionais.

Os resultados obtidos por este estudo sugerem que o material estudado não sofre alterações das propriedades mecânicas quando das esterilizações sucessivas em autoclave, podendo-se, portanto, realizar esta prática sem preocupações com os efeitos deletérios.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

CONCLUSÕES

1 - Não houve diferenças nas propriedades mecânicas, de tração e de compressão das miniplacas, quando submetidas a até vinte ciclos de esterilização em autoclave.

2 - Houve diferença estatisticamente significativa para os valores do grupo III do ensaio de flexão quando comparado com os demais grupos experimentais.

AGRADECIMENTOS

Ao Engenheiro José Tadeu Leme, da Engimplan, por ter cedido os implantes utilizados neste experimento.

À CAPES – pela concessão desta bolsa de estudos, possibilitando, assim, a realização desta pesquisa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTOBELLI, D. E. *Implant materials in rigid fixation: physical, mechanical, corrosion, and biocompatibility considerations*. In: YAREMCHUK, K. M. J.; GRUSS, J. S.; MANSON, P. N. *Rigid fixation of the craniomaxillofacial skeleton*. Boston: Butterworth-Heinemann, 1992.

ANACUL, B.; WAITE P. D.; LEMONS J. E. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 50, n. 10, p. 1295-1299, 1992.

BAIER, R.E.; MEYER, A. E.; AKERS, C. K.; NATIELLA, J. R.; MENAGHAN, M.; CARTER, J. M. Degradative effects of conventional steam sterilization on biomaterial surfaces. *Biomaterials*, v. 3, n. 10, p. 241-245, 1982.

BROWN, D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br. Dent. J.*, v.182, n. 10, p. 393-394, 1997.

CAMPOS, H. *Estatística experimental não-paramétrica*, 3 ed. Piracicaba: ESALQ / USP, 1983.

CHIAROTTI, L. R. *Estudo do efeito de múltiplos ciclos térmicos de esterilização sobre a microestrutura de material utilizado em artigos odontológicos*. Bauru, 1997. 28 p. [Trabalho de Iniciação Científica - Faculdade de Engenharia e Tecnologia – Universidade Estadual Paulista]

CLARKE, E. C. G.; HICKMAN, J. An investigation into the correlation between the electric potential of metals and their behavior in biological fluids. *J. Bone Joint Surg.*, v. 35, n. 2, p. 467-469, 1953.

COLAIZZI, F. A.; JAVID, N. S.; MICHAEL, C. G.; GIBBS, C. H. Biting force, EMG and jaw movements in denture wearers. *J. Dent. Res.*, v. 63 (sp. Iss.), p. 329, 1984.

GIBBS, C. H.; MAHAN, P. E.; LUNDEEN, H. C.; BREHNAM, K.; WALSH, E. K.; HOLBROOK, W. B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prosthet. Dent.*, v. 46, n. 4, p. 443-449, 1981.

GIBBS, C. H.; MAHAN, P. E.; LUNDEEN, H. C.; WALSH, E. K. Limits of human bite strength. *J. Prosthet. Dent.*, v. 56, n. 2, p. 226-229, 1986.

GOSAIN, A. K.; SONG, L.; CORRAO, M. A.; PINTAR, F. A. Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery. *Plast. Reconstr. Surg.*, v. 101, n. 3, p. 582-591, 1998.

HAUG, R. H. Retention of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 54, n. 5, p. 611-617, 1996.

HAUGHES, P.C.; LAMBORN, I.R. Contamination of titanium by water vapour. *J. Institute Metals*, v. 89, n. 1, p. 165-169, 1961.

HEGTVEDT, A. K.; MICHAELS, G. C.; BEALS, D. W. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 52, n. 3, p. 251-257, 1994.

IKEMURA, K.; HIDAKA, H.; ETOH, T.; KABATA, K. Osteosynthesis in facial bone fractures using miniplates: clinical and experimental studies. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 46, n. 1, p. 10-14, 1988.

KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J. Prosthet. Dent.*, v. 49, n. 6, p. 832-837, 1983.

KELLER, J. C.; DRAUGHN, R. A.; WIGHTMAN, J. P.; DOUGHERTY, W. J.; MELETION, S. D. Characterization of sterilized cp titanium implant surfaces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 5, n. 4, p. 360-367, 1990.

KLAUBER, C.; LENZ, L. J.; HENRY, P. J. Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis: a preliminary report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 5, n. 2, p. 264-271, 1990.

LAUSMAA, J.; KASEMO, B.; HANSSON, S. Accelerated oxide growth on titanium implants during autoclaving caused by fluoride contamination. *Biomaterials*, v. 6, n. 1, p. 23-27, 1985.

LEVENTHAL, G. S. Titanium, a metal for surgery. *J. Bone Joint Surg.*, v. 33, n. 2, p. 473-475, 1951.

LUALDI, G.; MINEN, D. The use of titanium in advanced application systems in orthopaedic and traumatological surgery. SPERRI, 1987. 56 p.

PEREIRA FILHO, Valfrido A. et al. Efeito da esterilização em autoclave sobre propriedades mecânicas das miniplacas de titânio utilizadas em fixação interna. *Salusvita*, Bauru, v. 20, n. 1, p. 133-145, 2001.

PEREIRA
FILHO, Valfrido
A. et al. Efeito da
esterilização em
autoclave sobre
propriedades me-
cânicas das mini-
placas de titânio
utilizadas em fi-
xação interna.
Salusvita, Bauru,
v. 20, n. 1, p. 133-
145, 2001.

PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R. W. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent.*, v. 54, n. 3, p. 410-414, 1985.

RIGHI, E.; CARTA, M.; BRUZZONE A. A.; LEONARDO, P. M.; MARINARO, E.; PASTORINO, A. Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis performed with titanium bone screw and plate systems. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v. 24, n. 1, p. 53-57, 1996.

SPOSETTI, V. J.; GIBBS, C. H.; ALDERSON, T. H.; JAGGERS, J. H.; RICHMOND, A.; CONLON, M.; NICKERSON, D. M. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *J. Prosthet. Dent.*, v. 55, n. 2, p. 265-273, 1986.

STANFORD, C. M.; KELLER, J. C.; SOLUREH, M. Bone cell expression on titanium surfaces is altered by sterilization treatments. *J. Dent. Res.*, v. 73, n. 5, p. 1061-1071, 1994.

SUTTON, J.; SAUNDERS, W. P. Effect of various irrigant and autoclaving regimes on the fracture resistance of rubber dam clamps. *Int. Endod. J.*, v. 29, n. 1, p. 335-343, 1996.

TRIVELLATO, A. E. Estudo químico, macroscópico e da resistência à flexão de placas e parafusos de titânio usados na fixação interna rígida. Piracicaba, 1999. 92 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas].

TUNCER, N.; DEMIRALP, A. S.; GÜVEN, O. A biomechanical comparison between original and used titanium miniplates. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, v. 24, n. 1, p. 58-61, 1996.

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

WILLIAMS, D. F. *Biocompatibility of clinical implant materials*. Boca Raton: CRC Press, 1981. p. 106.

YOUNG, F. A. Future directions in dental implant materials reaserch. *J. Dent. Educ.*, v. 52, n 12, p. 770-774, 1988.