

Tratamento de oxidação térmica do aço inoxidável para aumentar a resistência à corrosão em autoclave

Thermal oxidation treatment of stainless steel to increase corrosion resistance in autoclave

Natalia Ledur Fenner¹

André Zimmer²

Cíntia Gabriely Zimmer³

Resumo

Esta pesquisa tem como objetivo avaliar o processo de oxidação térmica como uma forma de aumentar a resistência à corrosão do aço inoxidável. Próteses e instrumentais cirúrgicos produzidos em aço inoxidável foram expostos à atmosfera rica em oxigênio nas temperaturas de 300 e 400 °C, pelos períodos de 30 e 60 minutos. Posteriormente, o material oxidado foi submetido a repetidos ciclos de esterilização em uma autoclave vertical, na temperatura de 127°C e pressão de 147,1 kPa. Os resultados foram analisados quanto à rugosidade, formação de descoloração e *pites* de corrosão. O processo de oxidação térmica mostrou efeito positivo em combinações de 300°C por 30 minutos e 60 minutos. Nessas condições, as superfícies analisadas apresentaram menor número de *pites* de corrosão, descoloração e riscos. Pode-se concluir que a oxidação térmica, um tratamento de fácil operacionalidade e baixo custo, pode melhorar a resistência à corrosão por *pites* de próteses e instrumentais cirúrgicos submetidos a repetidos ciclos de esterilização em autoclave.

Palavras-chave: Degradação de aços inoxidáveis. Esterilização em autoclave. Tratamento superficial de oxidação térmica.

Abstract

This research aims to evaluate the thermal oxidation process like a form to increase the corrosion resistance of stainless steel. Prostheses and surgical instruments made of stainless steel were exposed to an oxygen-rich atmosphere at the temperature of 300 e 400 °C for periods of 30 and 60 minutes. After that, the oxidized material was subjected to repeated sterilization cycles in a vertical autoclave, at a temperature of 127°C and a pressure of 147,1 kPa. The results were analyzed on roughness measurement, discolor formation and pitting corrosion. The thermal oxidation process showed a positive effect in combinations of 300 °C during 30 and 60 minutes. In these conditions, the analyzed surfaces presented a lower number of pitting, discolor and contact marks. We can conclude that the thermal oxidation, a simple and cheap treatment, can improve the resistance to pitting corrosion of prostheses and surgical instruments subjected to repeated sterilization cycles in autoclave.

Keywords: Degradation of stainless steels. Autoclave sterilization. Surface treatment of thermal oxidation.

1 Acadêmica do curso Técnico em Química Integrado ao Ensino Médio no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Sul (IFRS), Feliz, RS, Brasil. E-mail: fennernati@outlook.com

2 Doutor em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS. Docente no IFRS. E-mail: andre.zimmer@feliz.ifrs.edu.br

3 Doutora em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais pela UFRGS. Docente no IFRS. E-mail: cinthia.zimmer@feliz.ifrs.edu.br

1 Introdução

Os dispositivos de manicure/pedicure e os odonto-médico-hospitalares são vastamente utilizados em contato com tecidos ou órgãos em seres vivos, e possuem ampla variedade de funções e características entre si. Eles podem ser classificados quanto ao seu uso em único e reprocessável. Caso o material seja reprocessável, ele é considerado um bem durável, sendo usualmente reutilizado. Mas, para tanto, ele precisa passar por processos que mantenham e comprovem a integridade, funcionalidade do instrumental, e a esterilização ou a desinfecção.

O reprocessamento inclui as etapas de limpeza, teste de avaliação de desempenho, desinfecção ou esterilização e controle de qualidade em todas as etapas anteriores (UNITED STATES, 2015). A esterilização visa a eliminação de todas as formas de vida microbiana viáveis e pode ser realizada por ação física e química (BRASIL, 2006).

O calor úmido na forma de vapor saturado sob pressão é a forma de esterilização mais segura, eficiente, rápida e econômica disponível (BRASIL, 2000). Esse é o sistema de processamento que as autoclaves utilizam em seu funcionamento. Através de um mecanismo que combina temperatura, pressão e umidade, elas promovem a termocoagulação e desnaturação das proteínas da estrutura genética celular (BARBOSA; SARTORI, 2011).

Durante uma intervenção, é exigido que os instrumentais cirúrgicos utilizados estejam em padrões de funcionalidade e integridade adequados para garantir a segurança do paciente. Entretanto, estudos têm demonstrado que múltiplos ciclos de esterilização em autoclave provocam o surgimento de manchas e danos estruturais nos instrumentais esterilizados (COSTA *et al.*, 2018), além de outras deteriorações (LUCAS *et al.*, 2018), que podem ocasionar efeitos adversos indesejáveis no paciente (ALFA, 2016).

1.1 Degradação dos materiais esterilizados em autoclave

Um dos fatores que pode favorecer a corrosão dos materiais esterilizados é a temperatura da autoclave, a qual pode atingir até 134°C, quando o equipamento está em perfeitas condições (ALFA, 2016; UNITED STATES, 2015). Contudo, essa temperatura pode ser excedida, quando a autoclave não estiver calibrada, tendo consequências negativas sobre a resistência à corrosão dos materiais, após eles terem sido esterilizados (RUTALA; WEBER, 2016; PARANAGUA *et al.*, 2013). O mesmo pode ocorrer, quando a manutenção do equipamento é realizada de forma inadequada, como é o caso de soldas reparadoras feitas

por pessoal não qualificado (ALFA, 2016; UNITED STATES, 2015; RUTALA; WEBER, 2016).

O aquecimento pode gerar modificações microestruturais indesejáveis nos materiais submetidos à esterilização, que podem degradá-los. Além disso, caso existam íons agressivos à liga dentro da autoclave, a temperatura pode acelerar o processo corrosivo, devido à diminuição da polarização e da sobretensão, aumento da condutividade do eletrólito e da velocidade de difusão dos íons (GENTIL, 2011).

Outro fator relevante é a qualidade da água presente na autoclave, uma vez que a qualidade do vapor gerado depende dela (ALFA, 2016; UNITED STATES, 2015). Se a água possuir sais minerais, ela pode causar manchas, ferrugens e corrosões nos materiais, durante a esterilização (LUCAS *et al.*, 2018). Por isso, ela tem papel importante na prolongação da vida dos instrumentais de uso pessoal e cirúrgico (RUTALA; WEBER, 2016; PARANAGUA *et al.*, 2013).

Sendo assim, quando os materiais são submetidos a uma temperatura e pressão superior, tal como na autoclave, torna-se possível que as propriedades deles sejam degradadas (GENTIL, 2011). Sendo observada a perda do filme protetor, *pites* de corrosão, surgimento de fissuras, manchas e outras degradações (LUCAS *et al.*, 2018). Tais deteriorações podem ocasionar uma reação adversa do tecido do paciente e infecções. A reutilização em cirurgias dos instrumentais pode ser prejudicada, devido ao desalinhamento, perda de corte e manipulação danificada provindas desse modo de esterilização (UNITED STATES, 2015).

1.2 Oxidação térmica

O tratamento superficial, denominado oxidação térmica, é caracterizado pela exposição de componentes metálicos sob atmosfera rica em oxigênio, ativado termicamente. Conforme verificado por Viklund e Pettersson (2011), mostra-se como uma alternativa viável para o aumento da resistência à corrosão em aços inoxidáveis, pois permite a formação de uma camada de óxido que diminui a degradação do material ao suprimir a ação dos íons responsáveis pelo ataque químico ao filme. O tratamento é de baixo custo e fácil operacionalidade e apresentou resultados positivos no aumento da resistência à corrosão em meio ácido, provavelmente, devido à formação de um filme de óxido externo, contínuo, de crescimento lento e termodinamicamente estável, sob um meio, contendo oxigênio (XU *et al.*, 2015). Atentando-se, assim, a uma escolha cuidadosa da liga utilizada e de um acabamento adequado, pode-se diminuir significativamente a ocorrência de manchas e corrosão (CIUCCIO *et al.*, 2010).

Hamadou, Kadri e Benbrahim (2010) observaram um aumento do caráter protetor do filme de amostras tratadas por oxidação térmica. Espíndola (2008) verificou uma melhora das propriedades de corrosão-desgaste, para aplicação em próteses articulares, em determinadas condições de tratamento de oxidação térmica. Shih *et al.* (2004) constatou que a camada enriquecida com oxigênio se tornou um forte candidato a aplicações biomédicas.

Desse modo, pretende-se analisar o efeito do tratamento denominado oxidação térmica na resistência de instrumentais de uso pessoal e cirúrgicos frente à esterilização em autoclave e elencar a combinação de temperatura e tempo de tratamento que apresenta os resultados que indicam a formação de um melhor acabamento na superfície e maior resistência à corrosão por *pites*.

Tabela 1 – Composição química do aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo

Elemento químico	Composição química										
	C	Si	Mn	P	N	S	Cr	Ni	Mo	Cu	Fe
% em massa	0,024	0,322	1,875	0,013	0,300	0,0017	17,14	14,64	2,640	0,059	balanço

Fonte: Os autores (2014).

O número equivalente de resistência à corrosão por *pites* (PREN, da sigla em inglês *Pitting Resistance Number*) é uma ferramenta quantitativa utilizada para analisar a resistência à corrosão de um aço inoxidável. A norma ISO 5832-1 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2016) estabelece que o fator deve ser igual ou superior a 26, para que o material possa ter uma resistência à corrosão por *pites* aceitável, para aplicação como biomaterial na fabricação de próteses e implantes.

Ele pode ser determinado, através da equação 1 abaixo, comumente utilizada no cálculo do PREN (PEREIRA *et al.*, 2017), sendo que, quanto maior o valor calculado, mais resistente o material é à corrosão por *pites*. O valor do PREN da liga 18Cr14Ni2,5Mo é 30,65.

$$PREN = Cr + 3,3Mo + 16N \quad (1)$$

Além da análise em amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo, também buscou-se analisar os efeitos da esterilização em autoclave em alicates de cutículas, da marca Merheje, modelo Professional Club (aço inox), e cabos de bisturi nº 4, da marca ABC Instrumentos Cirúrgicos, sendo que nos rótulos dos dois dispositivos não estavam identificadas as ligas que foram utilizadas para confeccioná-los.

Todas as amostras foram submetidas às seguintes condições de limpeza, em banho ultrassônico da

2 Desenvolvimento

2.1 Materiais e métodos

Os seguintes materiais da classe de aço inox que foram estudados são: alicate para cutículas, cabo de bisturi e placa para fixar fraturas ósseas (prótese ortopédica). Materiais que são considerados esterilizáveis em temperaturas de até 200 °C.

A amostra da placa para fixar fraturas ósseas é o aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo, conforme composição química expressa na tabela 1 que foi obtida em um espectrômetro de emissão óptica marca Quantron Magelan. Esse aço inoxidável é classificado como austenítico e pertence à subdivisão da classe Cr-Ni-Mo, descrita na norma ASTM F138 (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS, 2013). Corpos de prova dessa placa foram cortados de modo a obter-se área aproximada de 4 cm².

marca Limp Sonic, modelo LS-3D: primeiramente, foram imersas em água e detergente, permanecendo no equipamento por 10 minutos e, depois, duas vezes em acetona por 20 minutos.

2.1.1 Tratamento de oxidação térmica

A oxidação térmica foi realizada em um forno mufla da marca Novus, modelo N140, em atmosfera ambiente rica em oxigênio. As combinações de temperatura e tempo utilizadas nas amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo foram 300 e 400°C, com permanência em 30 e 60 minutos. As amostras de alicate e cabo de bisturi, por sua vez, foram tratadas somente a 300°C, nos intervalos de tempo de 30 e 60 minutos.

Escolheu-se tais temperaturas, devido ao aço inoxidável sofrer sensitização entre 400 e 850°C (WOLYNEC, 2003), que consiste na precipitação de carboneto de cromo nos contornos de grão, possibilitando que regiões adjacentes às fronteiras de grão fiquem empobrecidas de cromo e, assim, mais suscetíveis a sofrer corrosão intergranular (JONES, 1996). Temperaturas acima de 900°C não foram analisadas, devido a constatações de que tratamentos térmicos com temperaturas superiores a tal, colaboram para que a camada de óxido de cromo volatilize, comprometendo a sua função protetora (PILLIS, 2001).

2.1.2 Microdureza Vickers

A microdureza Vickers foi medida com o microdurômetro digital PANTEC, modelo MV2000A. A carga utilizada foi de 0,098N e o tempo de aplicação cinco segundos. O valor da dureza superficial de cada amostra foi calculado, a partir da média aritmética de três endentações, sendo que se observou a repetibilidade dos resultados.

2.1.3 Rugosidade

A rugosidade se caracteriza por um conjunto de reentrâncias e saliências de aspereza ondulada e granulada no acabamento superficial (SHAPA, 2000). As medições foram realizadas com o auxílio do rugosímetro TR200 (*Time High Tech*) da marca Digimes, com os valores registrados em μm . Utilizou-se comprimentos de amostragem $5x$ *Cut-off* 0,8mm, de acordo com a norma ISO 4287 (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1997), que auferiu valores numéricos de rugosidade média (Ra). O valor da rugosidade foi obtido pela média aritmética de três medições realizadas em cada amostra.

2.1.4 Esterilização em autoclave

A esterilização foi realizada à temperatura de 127°C e a uma pressão de 147,1 kPa, na autoclave da marca *Prismatec*, modelo CS-18. As amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo foram expostas a um total de 9 horas, em uma sequência de ciclos com 30, 60 e 90 minutos, realizados por três vezes. Os alicates e cabos de bisturi, por sua vez, foram expostos a 15 horas, em 10 ciclos de 90 minutos, sob as mesmas condições

de temperatura e tempo. Os tempos foram escolhidos de forma arbitrária, tendo-se como objetivo analisar o efeito da esterilização nas amostras, sob diferentes condições de tratamento superficial, quando submetidas por longos períodos em uma autoclave.

2.1.5 Análise microscópica

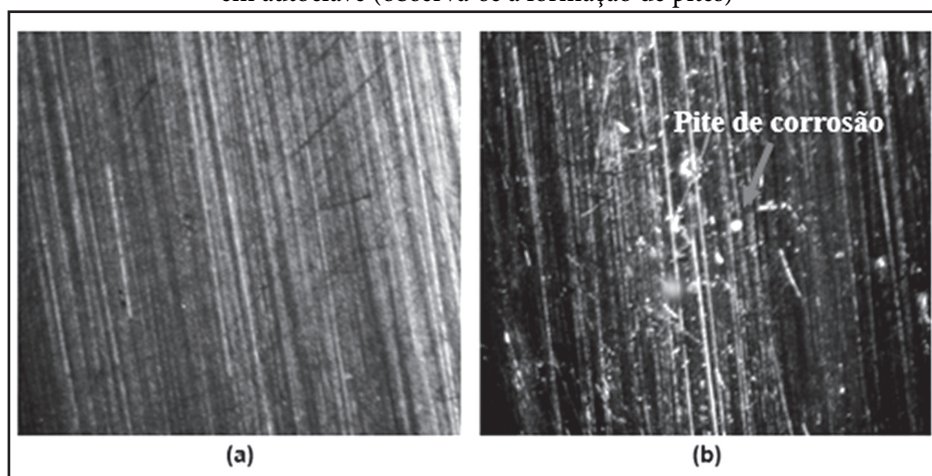
As superfícies das amostras foram analisadas em um microscópio estereoscópico da marca DIGILAB, modelo DI-106T. Com uma magnificação de até 10x, buscou-se verificar os aspectos das amostras, quanto à ocorrência de defeitos superficiais. Registrou-se, através de uma câmera acoplada no microscópio utilizado, as superfícies das amostras, após cada ciclo de esterilização.

3 Resultados

A esterilização em autoclave promoveu alterações na superfície da placa de fixar fratura óssea (aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo), conforme pode ser observado nas imagens da figura 1, coincidindo com dados da literatura (COSTA *et al.*, 2018; LUCAS *et al.*, 2018). Observa-se, na superfície da amostra autoclavada (figura 1b), a formação de *pites* de corrosão e número maior de manchas e riscos, do que os presentes na amostra não submetida à esterilização em autoclave (figura 1a). Evidenciando-se, dessa forma, a importância de se aplicar um tratamento que aumente a resistência à esterilização em autoclave.

Também é evidenciado, na figura 1, que a placa apresenta riscos compostos de linhas contínuas, pois o material foi avaliado nas condições de fornecimento, conforme fabricado, ou seja, nas mesmas condições de uso.

Figura 1 – Comparação de amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo sem tratamento térmico com magnificação de 10x: (a) não autoclavada (não se observa presença de pites) e (b) exposta a nove horas de esterilização em autoclave (observa-se a formação de pites)

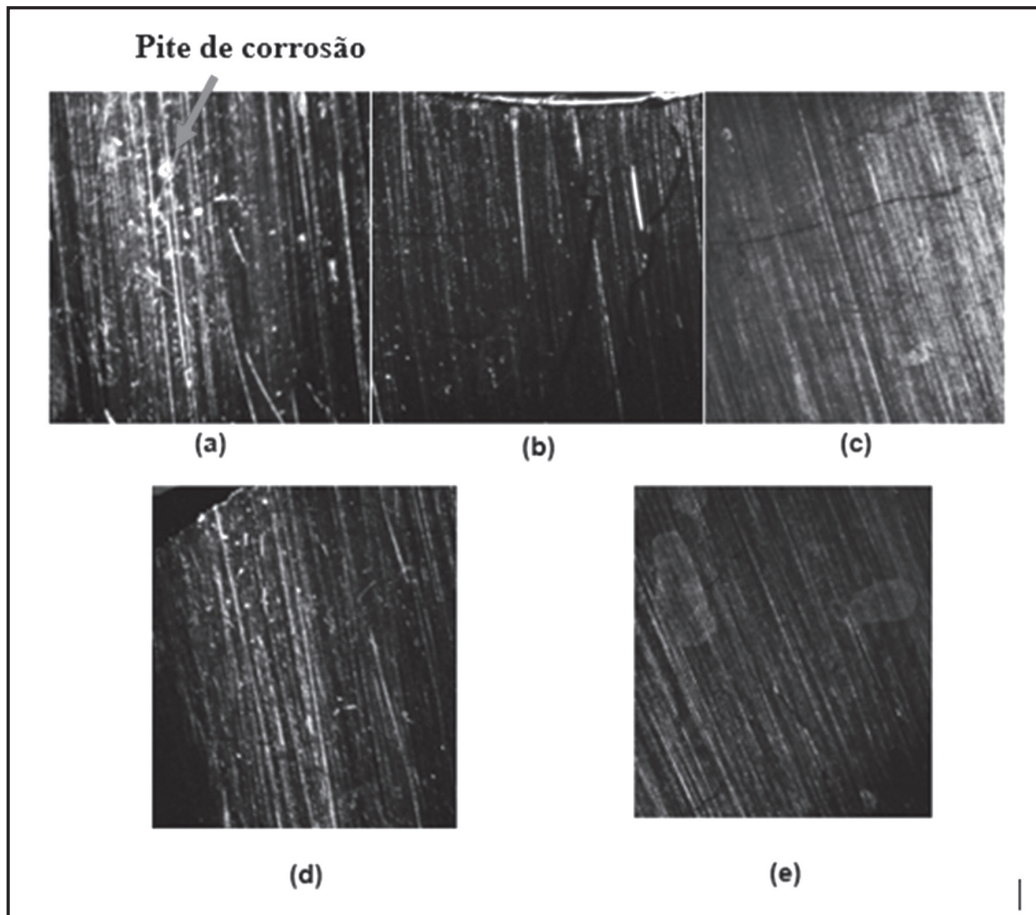


Fonte: Os autores (2018).

A análise microscópica do tratamento nas amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo apontou que os tratamentos de oxidação térmica realizados a 400 °C e a 300 °C durante 60 minutos foram favoráveis, quanto à

integridade da superfície do material avaliado. A amostra sem tratamento de oxidação térmica e tratada a 300 °C durante 30 minutos apresentaram um pequeno número de *pites* de corrosão, conforme se observa na figura 2.

Figura 2 – Amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo expostas, de forma cíclica, a nove horas de esterilização em autoclave de acordo com a combinação em que foram tratadas (magnificação de 10x): (a) sem tratamento térmico (observa-se formação de *pites*); (b) 300°C por 30 minutos (observa-se *pites* de menor dimensão); (c) 300°C por 60 minutos (não se observa formação de *pites*); (d) 400°C por 30 minutos (observa-se formação de *pites* de menor dimensão) e (e) 400°C por 60 minutos (não se observa formação de *pites*)



Fonte: Os autores (2018).

Os dispositivos em aço inoxidável, alicate e cabo de bisturi tratados a 300°C por 30 minutos propiciaram as melhores características superficiais, apresentando menor quantidade de *pites* e manchas. O alicate e o cabo de bisturi tratados a 300°C por 60 minutos, por sua vez, apresentaram regiões de deslocamento da camada de óxido, conforme pode ser observado nas figuras 3 e 4.

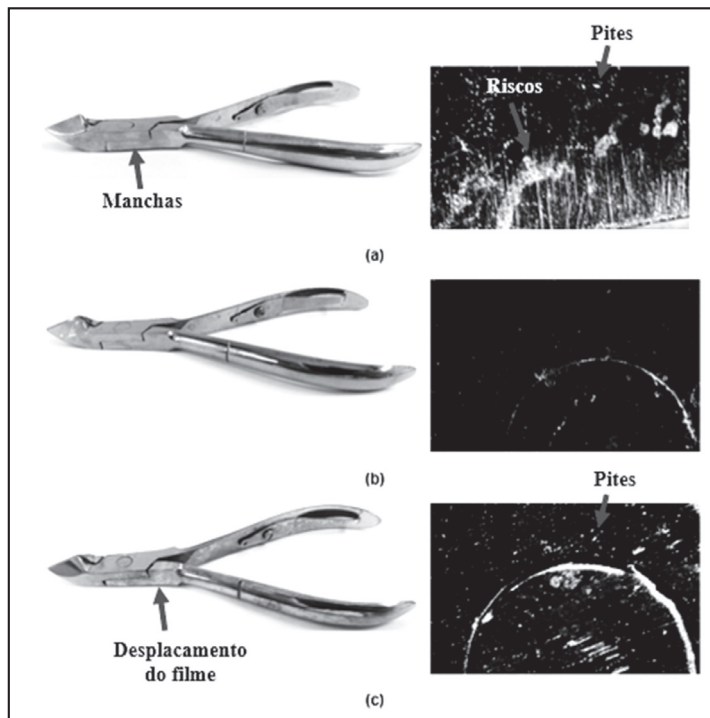
Observa-se a formação de manchas escuras na amostra sem tratamento térmico (figura 3a) e na tratada a 300°C por 30 minutos (figura 3b). Na amostra exposta a 300°C por 60 minutos no forno (figura 3c), nota-se uma descoloração intensa, devido à perda do óxido formado no tratamento térmico. Comprometendo, assim,

a combinação de tempo e temperatura por não ser benéfica de um ponto de vista estético.

Observa-se, nas imagens registradas por uma câmera acoplada ao microscópio, que a amostra tratada a 300°C por 30 minutos (figura 3b) apresentou quantidade inferior de número de *pites* de corrosão que a amostra sem tratamento superficial (figura 3a).

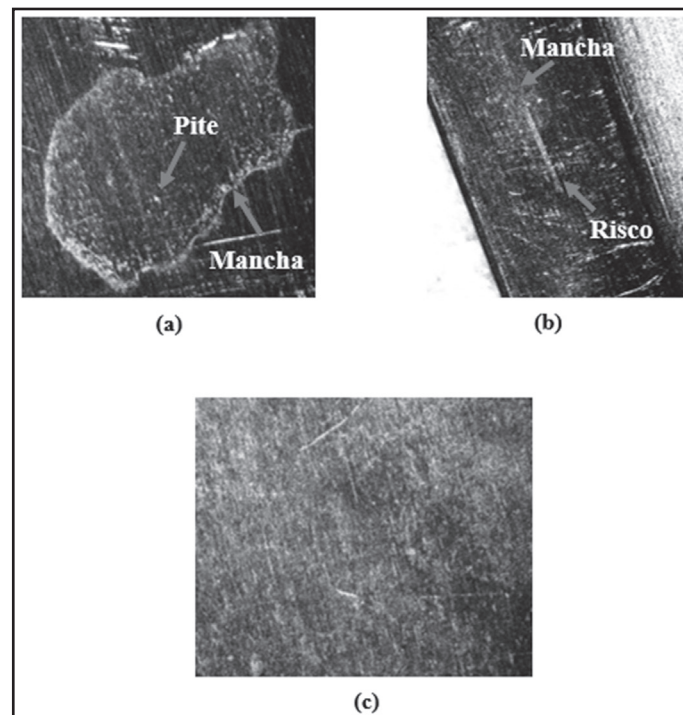
O mesmo pode ser constatado nas amostras de cabo de bisturi, na figura 4. Na amostra sem tratamento térmico (figura 4a) pode ser observado uma região com significativa quantidade de *pites* de corrosão. Entretanto, na amostra 300°C por 30 minutos (figura 4b) é observado quantidade de riscos e manchas levemente superiores.

Figura 3 – Alicates em aço inoxidável, após terem sido expostos, de forma cíclica, a 15 horas de esterilização em autoclave. À esquerda, imagem obtida com câmera digital e, à direita, em microscópio estereoscópico com magnificação de 8x : (a) sem tratamento térmico; (b) 300°C por 30 minutos e (c) 300°C por 60 minutos



Fonte: Os autores (2018).

Figura 4 – Amostras de cabo de bisturi, após serem expostas, de forma cíclica, a 15 horas de esterilização em autoclave a 127°C e 147,1 kPa, com magnificação de 10x: (a) sem tratamento superficial; (b) com tratamento superficial de 300°C por 30 minutos e (c) com tratamento superficial de 300°C por 60 minutos



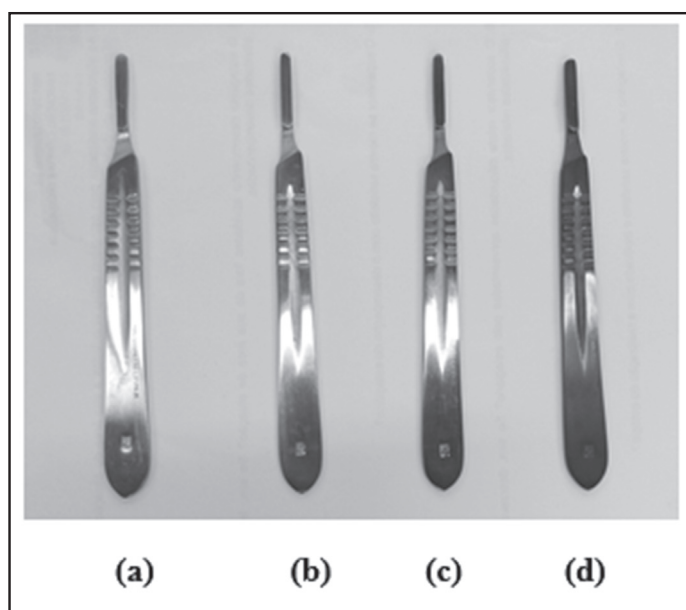
Fonte: Os autores (2018).

As amostras de cabos de bisturi tratadas a 300°C por 30 e 60 minutos apresentaram a formação de óxidos coloridos, ou seja, as superfícies mudaram de uma cor prateada, típica de aço inoxidável, para uma coloração dourada e avermelhada, respectivamente (figura 5). A alteração de cor pode estar relacionada ao aumento da espessura da película de óxido que, geralmente é muito fina à temperatura ambiente e pode ser aumentada, conforme os mecanismos de difusão envolvidos no processo (temperatura e tempo), ocasionando a alteração da cor do material, devido

à interferência da luz refletida nas superfícies superior e inferior nas películas dos óxidos. Além disso, essa alteração também pode decorrer da formação de películas constituídas de óxidos de diferentes composições, em função dos vários estados de oxidação que alguns dos metais presentes na liga possuem (a exemplo do cromo, manganês e ferro) (GENTIL, 2011).

Após diversos ciclos de esterilização, a superfície da amostra tratada a 300°C por 60 minutos se torna fosca, indicando uma reação maior com o meio corrosivo, conforme se observa na figura 5 abaixo.

Figura 5 – Amostras de cabos de bisturi: (a) sem tratamento térmico e não autoclavada; (b) sem tratamento térmico e esterilizada por 15 horas em autoclave; (c) amostra tratada a 300°C por 30 minutos e esterilizada por 15 horas; (d) amostra tratada a 300°C por 60 minutos e esterilizada por 15 horas



Fonte: Os autores (2018).

Todas as amostras sofreram variação de cor, após serem submetidas à esterilização em autoclave, alteração que também foi observada por Schalch *et al.* (2004) em cinco tipos de ligas metálicas, sendo elas Ni-Cr e Co-Cr (ambas com ligeira perda de brilho) e Cu-Al, Cu-Zn e Ag-Sn (com alteração intensa de cor). Esse efeito pode estar relacionado à ação corrosiva combinada de três fatores que existem nessa situação: pressão, umidade e calor.

Os valores de dureza superficial se mostraram com leve variação entre as diferentes temperaturas de tratamento. Pode-se observar um ligeiro aumento da dureza Vickers nas amostras tratadas termicamente, na tabela 2, o que pode estar relacionado à formação de uma camada mais espessa de óxido, uma vez que esse composto apresenta ligação do tipo iônica, gerando um revestimento cerâmico que propicia o aumento de dureza.

Tabela 2 – Dureza (em HV) das amostras de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo, de acordo com a combinação que foram submetidas ao tratamento de oxidação térmica

Amostra	Sem tratamento térmico	300°C e 30 min	300°C e 60 min	400°C e 30 min	400°C e 60 min
Dureza (em HV)	319 ± 1,0	325 ± 1,0	336 ± 1,5	325 ± 1,5	324 ± 0,6

Fonte: Os autores (2018).

A rugosidade analisada nos alicates e cabos de bisturi apontou valores semelhantes entre a amostra sem tratamento térmico e as amostras tratadas por oxidação térmica, de forma que é provável que a funcionalidade das amostras não seja comprometida, após o tratamento. A diminuição de rugosidade observada a 300°C por 30 minutos (combinação que apresentou melhores resultados, quanto à resistência

à corrosão e ao aspecto visual), inclusive, pode favorecer uma deterioração inferior pela ação corrosiva, uma vez que uma superfície mais lisa pode reduzir o potencial para formação de *pites* (GRUBB; DEEMER, 2002); além de diminuir a probabilidade de aderência bacteriana inicial e estagnação no artigo (REGO; KITAHARA; SANTIAGO, 2005). A rugosidade dos alicates e cabos de bisturi estão presentes na tabela 3.

Tabela 3 – Rugosidade das amostras de alicate e cabo de bisturi, de acordo com a combinação que foram submetidas ao tratamento de oxidação térmica

	Alicate	Cabo de bisturi
Sem tratamento térmico	0,102 ± 0,0015 µm	0,213 ± 0,0106 µm
300°C por 30 minutos	0,092 ± 0,0053 µm	0,187 ± 0,001 µm
300°C por 60 minutos	0,075 ± 0,0035 µm	0,247 ± 0,016 µm

Fonte: Os autores (2018).

Observa-se que as amostras de cabo de bisturi apresentaram valores de rugosidade com maior variabilidade (maior desvio padrão), em relação às amostras de alicate, o que pode decorrer dos diferentes acabamentos superficiais que esses dois dispositivos possuem. O cabo de bisturi apresenta acabamento superficial do tipo escovado, caracterizado por ter maior rugosidade e ranhuras na superfície do dispositivo, que podem formar uma camada de óxido menos uniforme, após a oxidação térmica em comparação ao alicate, que possui acabamento do tipo polido.

Na confecção de instrumentais cirúrgicos, uma maior dureza normalmente é desejada por possuir como consequência maior resistência ao desgaste; e uma baixa rugosidade, por diminuir a possibilidade de acúmulo de materiais orgânicos, sangue, microorganismos e tecidos, facilitando o processo de limpeza e esterilização, além de diminuir o risco de ocorrência de uma corrosão prematura (LIMA, 2009). O tratamento térmico realizado atendeu às expectativas, mostrando também, por meio do microscópio, uma superfície mais íntegra em combinações de temperatura e tempo específicas para cada material utilizado.

4 Conclusões

A partir da análise do tratamento da prótese (placa de fixar fratura) de aço inoxidável 18Cr14Ni2,5Mo, foi possível observar resultados favoráveis com o tratamento de oxidação térmica a 300°C por 60 minutos, quanto ao menor número de manchas, *pites* de corrosão e riscos.

Em cabos de bisturi e alicates de unha, por sua vez, as amostras tratadas a 300°C por 30 minutos apresentaram-se como a melhor alternativa, necessitando menos

tempo de tratamento, possivelmente por apresentarem composição e/ou estrutura (microestrutura) diferente da prótese (placa de fixar fratura óssea). Além de benefícios estéticos nas combinações de temperatura e tempo citadas, também se observou menor rugosidade e aumento da dureza – comprovando a formação de um bom acabamento na superfície.

Nessa perspectiva, e possível obter um aumento na resistência ao desgaste, utilizando-se de uma combinação específica para determinado material, frente à corrosão em autoclave, através do tratamento denominado oxidação térmica.

Referências

ALFA, M. J. Current issues result in a paradigm shift in reprocessing medical and surgical instruments. **American Journal of Infection Control**, Winnipeg, v. 44, n. 5, p. e41-e45, 2016. DOI: 10.1016/j.ajic.2016.01.020.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F138**: standard specification for wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum stainless steel bar and wire for surgical implants (UNS S31673). West Conshohocken, 2013.

BARBOSA, L. S.; SARTORI, M. R. K. Métodos de esterilização de artigos hospitalares efetivos contra micobactérias não tuberculosas de crescimento rápido. **Cadernos da Escola de Saúde**, Curitiba, v. 1, n. 5, p. 136-153, 2011.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Curso básico de controle de infecção hospitalar: métodos de proteção anti-infecciosa**. Brasil: Ministério da Saúde, 2000. Caderno C.

- BRASIL. Agência Nacional De Vigilância Sanitária. **Resolução nº 2.606, de 11 de agosto de 2006**. 2006. Disponível em: <https://www20.anvisa.gov.br/segurancadopaciente/index.php/legislacao/item/resolucao-re-n-2-606-de-11-de-agosto-de-2006>. Acesso em: 18 mar. 2019.
- CIUCCIO, R. L. *et al.* Determinação das resistências à esterilização em autoclave, à corrosão e à exposição térmica de instrumental cirúrgico - estudo de caso. **Innovations Implant Journal**, São Paulo, v. 5, n. 2, p. 40-44, 2010.
- COSTA, D. D. M. *et al.* Evaluation of stainless steel surgical instruments subjected to multiple use/processing. **Infection, Disease & Health**, v. 23, p. 3-9, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.idh.2017.08.004>.
- ESPÍNDOLA, E. S. **Influência da oxidação térmica sobre as propriedades de superfície do titânio e da liga Ti-Al-4V para aplicações biomédicas e odontológicas**. 2008. 116 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville, 2008.
- GENTIL, V. **Corrosão**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2011.
- GRUBB, J. F.; DEEMER, D. E. **AL-6XN® Alloy**. USA: Allegheny Ludlum, 2002.
- HAMADOU, L.; KADRI, A.; BENBRAHIM, N. Impedance investigation of thermally formed oxide films on AISI 304L stainless steel. **Corrosion Science**, v. 52, n. 3, p. 859-864, mar. 2010. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2009.11.004>.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4287**: geometrical product specification (GPS): surface texture: profile method: terms, definitions and surface texture parameters. Genebra, 1997.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5832-1**: implants for surgery: metallic materials: part 1: wrought stainless steel. Genebra, 2016.
- JONES, D. A. **Principles and prevention of corrosion**. 2th ed. Reno: Prentice-Hall, 1996.
- LIMA, L. L. **Análise de falhas em instrumentais cirúrgicos metálicos**. 2009. 130 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.
- LUCAS, T. C. *et al.* Identificação de deteriorações físicas e químicas nos instrumentais cirúrgicos após reprocessamentos. **RECOM**, v. 8, p. 1-8, 2018. DOI: <http://dx.doi.org/10.19175/recom.v8i0.1926>.
- PARANAGUA, T. T. B. *et al.* Prevalência de incidentes sem dano e eventos adversos em uma clínica cirúrgica. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 26, n. 3, p. 256-262, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0103-21002013000300009>.
- PEREIRA, V. *et al.* Avaliação eletroquímica da resistência à corrosão por *pites* em aços inoxidáveis duplex e super duplex em soluções simuladoras de água do mar. **Revista Virtual de Química**, v. 9, n. 6, p. 2442-2463, 2017. Disponível em: <http://static.sites.s bq.org.br/rvq.s bq.org.br/pdf/v9n6a20.pdf>. Acesso em: 2 nov. 2019.
- PILLIS, M. F. **Estudo do comportamento de sulfetação de ligas Fe20Cr**. 2001. 122 f. Tese (Doutorado em Ciências) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- REGO, M. R. D. M.; KITAHARA, F. M. F.; SANTIAGO, L. C. Resina acrílica: relação entre tratamento superficial e retenção de placa bacteriana. **Ciência Odontológica Brasileira**, v. 8, n. 3, 2005. DOI: <https://doi.org/10.14295/bds.2005.v8i3.435>.
- RUTALA, W. A.; WEBER, D. J. Reprocessing semicritical items: current issues and new technologies. **American Journal of Infection Control**, v. 44, n. 5, p. 53-62, 2016. DOI: 10.1016/j.ajic.2015.12.029.
- SCHALCH, M. V. *et al.* Resistência à corrosão de ligas odontológicas submetidas à desinfecção. **Revista de Odontologia da UNESP**, São Paulo, v. 33, n. 3, p. 143-148, 2004.
- SHAPA. The surface finish of stainless steel on fabricated items. **SHAPA Technical Bulletin**, n. 1, p. 1-15, 2000.
- SHIH, C. C. *et al.* Effect of surface oxide properties on corrosion resistance of 316L stainless steel for biomedical applications. **Corrosion Science**, v. 46, p. 427-44, 2004. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0010-938X\(03\)00148-3](https://doi.org/10.1016/S0010-938X(03)00148-3).
- UNITED STATES. Food and Drug Administration. **Reprocessing medical devices in health care settings**: validation methods and labeling: guidance for industry and food and drug administration staff. Silver Spring, 2015.
- VIKLUND, P.; PETTERSSON, R. HCl-Induced high temperature corrosion of stainless steels in thermal cycling conditions and the effect of peroxidation.

Oxidation of Metals, v. 76, p. 111-126, 2011. DOI: 10.1007/s11085-010-9227-1.

WOLYNIEC, S. **Técnicas eletroquímicas em corrosão**. São Paulo: EDUSP, 2003.

XU, Y. *et al.* Improved oxidation resistance of 15wt.% Cr ferritic stainless steels containing 0.08–2.45wt.% Al at 1000°C in air. **Corrosion Science**, p. 311-321, 2015. DOI: 10.1016/j.corsci.2015.08.007.