



**ESTUDO DO COMPORTAMENTO TRIBOLÓGICO DE UM AÇO INOXIDÁVEL
UTILIZADO EM APLICAÇÕES BIOMÉDICAS TRATADO COM LASER SOB
DIFERENTES FREQUÊNCIAS**

Marcelo de Matos Macedo^a, Magda Dias Gonçalves Rios^b, Gleisa Pitareli^c,
Muradiye Şahin^d, Samuel Monteiro Júnior^e, Vikas Verma^f,
Carlos Roberto Luna-Domínguez^g, Jorge Humberto Luna-Domínguez^g,
Bader Shafaqa Al-Anzi^h, Cláudio Geraldo Schönⁱ, Ronaldo Câmara Cozza^{c,*}

^a UFABC – Universidade Federal do ABC
Departamento de Engenharia de Materiais

^b CEETEPS – Centro Estadual de Educação Tecnológica “Paula Souza”
Faculdade de Tecnologia Prefeito Hiran Sanazar – FATEC-Osasco
Departamento de Sistemas Biomédicos

^c CEETEPS – Centro Estadual de Educação Tecnológica “Paula Souza”
Faculdade de Tecnologia de Mauá – FATEC-Mauá
Departamento de Fabricação Mecânica

^d Kırşehir Ahi Evran University
Department of Chemistry, Turkey

^e FMU – Centro Universitário das Faculdades Metropolitanas Unidas
Departamento de Engenharia Mecânica

^f Aqila Technologies and Integration Solutions Private Limited
Department of Aerospace Design & Operations – India

^g Universidad Autónoma de Tamaulipas
Facultad de Odontología – México

^h Kuwait University
College of Life Sciences, Environmental Sciences – Kuwait

ⁱ USP – Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais

* Av. Antônia Rosa Fioravante, 804 – 09390-120 – Mauá, SP.
ronaldo.cozza@fatec.sp.gov.br

RESUMO

O objetivo deste trabalho consistiu no estudo do comportamento tribológico do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, com tratamento superficial a laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb). Inicialmente, foram usinados corpos-de-prova com dimensões de 15 x 50 x 3 [mm], sendo, subsequentemente, tratados com laser sob diferentes valores de frequências, compreendidos entre 80 kHz e 350 kHz, junto a uma potência de 50 W – após, todos os corpos-de-prova foram direcionados a ensaios tribológicos de desgaste por deslizamento, em um equipamento de ensaio de desgaste “ball-cratering”, de configuração mecânica esfera-fixada. A esfera de ensaio

utilizada como contra-corpo possuía diâmetro de $D = 25,4 \text{ mm}$ ($D = 1''$ – tamanho normalizado), fabricada de aço-rolamento AISI 52100 – temperado e revenido. Os ensaios tribológicos foram conduzidos sob uma carga normal constante de $N = 1 \text{ N}$, junto a uma rotação da esfera de ensaio de $n = 50 \text{ rpm}$ – o que gerou uma velocidade periférica de $v = 0,066 \text{ m/s}$; a distância de deslizamento entre a esfera de ensaio e o corpo-de-prova ficou estabelecida em $S = 12 \text{ m}$, sendo necessário um tempo de ensaio de $t = 3 \text{ min}$. Adicionalmente, para simular a ação química dos fluidos corpóreos, uma solução aquosa de PBS – Tampão Fosfato-Salino foi gotejada, constantemente, entre a esfera de ensaio e o corpo-de-prova, durante todos os experimentos tribológicos, sob uma intermitência de 1 gota a cada 2 s. Ensaios de dureza foram conduzidos em cada corpo-de-prova e, para as análises das crateras de desgaste, foi adotada a técnica de caracterização por Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV. Os resultados revelaram que o comportamento tribológico do aço-inoxidável austenítico ASTM F138 sofreu influência da frequência de pulso do laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb): com o aumento da frequência de pulso, houve a diminuição do volume de desgaste gerado, devido a maior dureza obtida.

Palavras-chave: Biomaterial, aço-inoxidável austenítico ASTM F138, desgaste por deslizamento, comportamento tribológico.

1. INTRODUÇÃO

Atualmente, há um foco significativo na área de “*bioengenharia*”, objetivando o desenvolvimento de novos biomateriais e/ou técnicas metalúrgicas e mecânicas que possam melhorar as suas propriedades mecânicas.

O termo técnico “*biomaterial*” está vinculado a dispositivos direcionados ao contato direto com sistemas biológicos, incluindo, por exemplo, fluidos corpóreos – como aplicações diagnósticas e vacinas cirúrgicas ou terapêuticas – podendo ser constituídos por compostos de origem sintética ou natural⁽¹⁾. Com isso, o estudo de “*biomateriais*” pode ser realizado iniciando-se por uma definição generalizada: de acordo com Park e Lakes⁽²⁾, um “*biomaterial*” é conceitualizado como qualquer material utilizado na fabricação de dispositivos cuja finalidade é a substituição de partes e/ou funções do corpo humano, de forma segura, confiável, econômica e fisiologicamente aceitável.

No caso de fabricação de implantes ortopédicos, são utilizados biomateriais que apresentem condições específicas, quando sob contato com os fluidos corporais, sendo classificados em quatro classes, de acordo com a compatibilidade que apresentam com os tecidos adjacentes^(3,4):

- a) *Biomaterial Biotolerante*: São biomateriais utilizados na fabricação de implantes ortopédicos que permanecem separados do osso corpóreo adjacente por uma camada de tecido “mole”, ao longo da interface entre os materiais envolvidos. Nesta categoria, enquadram-se a maioria dos polímeros sintéticos e grande parte dos materiais metálicos;
- b) *Biomaterial Bioinerte*: Este tipo de biomaterial é adotado quando os implantes ortopédicos são projetados para aplicações que estarão sob contato direto com o tecido ósseo, havendo participação na osteogênese, mas não ocorrendo qualquer tipo de reação química entre o tecido e o implante. Como exemplos de materiais bioinertes, cita-se: alumina (Al_2O_3), carbono (C), nióbio (Nb), titânio (Ti) e zircônia (Zr);
- c) *Biomaterial Bioativo*: Neste caso, este biomaterial é selecionado quando há interação entre o implante ortopédico e o tecido ósseo, interferindo, diretamente, na osteogênese. Por similaridade química, ocorre a ligação física entre a parte mineral do tecido ósseo e o implante ortopédico, promovendo a osteocondução, definida como a formação de osso no leito receptor, ao longo da superfície do enxerto $\Rightarrow$ nesta circunstância, o osso formado é conhecido como “osso de vidro”. Os principais materiais desta classe de biomateriais são: fosfato, hidroxiapatita e vitro-cerâmicas;
- d) *Biomaterial Bioreabsorvível*: São biomateriais que, após um período em contato com os tecidos humanos, acabam sendo degradados, solubilizados ou fagocitados pelo organismo. Os representantes desta classe de biomateriais são o fosfato tricálcico (TCP) e o poli-L-ácido láctico (PLLA).

Na mesma linha científica, “*biocompatibilidade*” pode ser contextualizada como a habilidade que o biomaterial possui em desempenhar uma função específica no organismo humano, sem que provoque efeitos tóxicos ou injuriosos ao sistema biológico⁽⁵⁾, envolvendo, em concordância, uma gama de processos que incluem

mecanismos de diferentes interações interdependentes entre o “*biomaterial*” e o “*tecido corpóreo*”.

Segundo Barbucci⁽⁶⁾, biomateriais metálicos utilizados na manufatura de próteses ortopédicas, dispositivos de osteossíntese e implantes dentários necessitam possuir um limite de resistência à tração na ordem de $\sigma = 800$ MPa – ou superior a este valor, além de resistência à corrosão – geral ou localizada, e devem ser, também, biocompatíveis. Estas propriedades são restritivas a uma seleta e pequena parcela referente à classe de biomateriais metálicos, como, por exemplo, ligas de Co-Cr-Mo, ligas de Co-Ni-Cr-Mo, aço-vanádio e aços-inoxidáveis austeníticos, que podem ser adotados com eficácia e sucesso.

No Brasil, em sua maior porcentagem, os implantes ortopédicos são manufaturados, principalmente, em biomateriais metálicos, com a finalidade de permutar tecidos duros, exemplificando-se a substituição total de quadril e joelho, placas e parafusos direcionados à fixação de fraturas, além de dispositivos de fixação de colunas e implantes dentários, devido as suas propriedades mecânicas condizentes a tais aplicações e resistência à corrosão⁽⁷⁾.

Neste contexto metalúrgico-mecânico, cita-se os aços-inoxidáveis, por apresentarem um custo relativamente menor, quando comparados aos metais à base de cobalto (Co) ou de titânio (Ti) e suas ligas.

Em particular, os aços-inoxidáveis austeníticos são, basicamente, ligas de Fe-Cr-Ni, materiais não-magnéticos com estrutura cúbica de face centrada – CFC, podendo ser utilizados em aplicações sob baixas à elevadas temperaturas⁽⁸⁾. Adicionalmente, além de carbono (C), ferro (Fe) e outros elementos químicos, os aços-inoxidáveis austeníticos são ligas metálicas que possuem, em sua composição química, uma quantidade mínima de 10,5% de cromo (Cr) – % massa, o que lhes confere uma elevada resistência à corrosão⁽⁸⁾, pois há a formação de uma fina camada passiva de óxido de cromo (CrO_2) sobre a sua superfície, sendo esta, impermeável e insolúvel aos meios corrosivos, devido a sua estabilidade química. Outros elementos químicos presentes, como, por exemplo, o níquel (Ni), têm, como função, melhorar as propriedades mecânicas dos aços-inoxidáveis austeníticos, além de ocasionar a transformação da microestrutura ferrítica em microestrutura austenítica, resultando, por consequência, em grandes alterações em suas próprias propriedades mecânicas.

Devido as suas propriedades mecânicas e químicas, os aços-inoxidáveis austeníticos apresentam-se como importantes opções de biomateriais metálicos,

porque contribui para aumentar a meia-vida de próteses implantadas no organismo humano, evitando, conseqüentemente, procedimentos médicos subsequentes para a realização de manutenções nas mesmas. Por sua vez, o aço-inoxidável austenítico ASTM F138 é empregado, com sucesso, em aplicações variadas, em que os implantes ortopédicos são alocados em contato com tecidos moles e ossos do esqueleto humano, sob um tempo estimado de vida-útil de uma década, propiciando, dentro deste intervalo de tempo, um nível perfeitamente aceitável de resposta biológica, além de uma excelente aceitação clínica. Adicionalmente, o aço-inoxidável austenítico ASTM F138 é, atualmente, o biomaterial de maior aplicabilidade para tais finalidades⁽⁹⁾, sendo abrangido pela Norma Internacional UNSS31673⁽¹⁰⁾ – “Standard Specification for Wrought 18Chromium 14Nickel 2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants”.

Entretanto, nenhum implante cirúrgico está completamente livre de reações adversas junto ao corpo humano. Para desempenhar de maneira satisfatória a função de substituir, suportar ou aumentar a capacidade de uma estrutura corpórea, o implante deve ser compatível com as características químicas e físicas dos membros humanos. Em relação aos biomateriais metálicos, pequenas quantidades de fragmentos são toleradas pelo organismo humano – porém, em grandes quantidades, a maioria dos metais não são admissíveis pelo sistema biológico dos seres humanos.

Sob esta análise, o desgaste, indesejável, mas, infelizmente, inevitável em aplicações biomédicas, pode causar inúmeros danos às suas aplicações com relação aos pacientes. Por sua vez, o fenômeno de “desgaste” é influenciado por um conjunto de fatores não inerentes ao próprio biomaterial, englobando as características químicas e físicas do ambiente no qual o material é submetido, tipo, intensidade e forma de variação do carregamento em que o componente mecânico está sujeito, movimento relativo, velocidade de deslizamento entre superfícies, temperatura e tempo de duração de tais solicitações.

Com isso, sabendo-se que o conhecimento referente ao comportamento tribológico de biomateriais pode proporcionar decisões assertivas pelos profissionais quanto à seleção e direcionamento de trabalho, o objetivo desta pesquisa consiste em estudar a resistência ao desgaste por deslizamento do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, tratado superficialmente com laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb), sob diferentes frequências de aplicação.

2. MATERIAIS, TRIBÔMETRO E METODOLOGIA CIENTÍFICA

2.1. Materiais

Foram utilizados quatro corpos-de-prova de aço-inoxidável austenítico ASTM F138 tratados superficialmente a laser, além de um quinto corpo-de-prova, sem qualquer tipo de tratamento superficial, utilizado para análise comparativa.

A superfície de cada um dos quatro corpos-de-prova recebeu a incidência de laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb) – pulsado, com comprimento de onda de $1062^{\pm 3}$ nm e potência média de 50 W, sob uma velocidade de aplicação de 200 mm/s. A Tabela 1 apresenta os valores de frequência e duração de pulso para as diferentes condições de tratamento superficial estabelecidas para os corpos-de-prova.

Tabela 1. Valores de frequência e duração de pulso para as diferentes condições de condicionamento superficial dos corpos-de-prova de aço-inoxidável austenítico ASTM F138.

Corpo-de-prova	Frequência [kHz]	Duração de pulso [ns]
1	80	167
2	188	40
3	296	23
4	350	20

Uma esfera de ensaio de aço-inoxidável austenítico AISI 316L de diâmetro $D = 25,4$ mm ($D = 1''$ – diâmetro normalizado) foi utilizada como contra-corpo durante os ensaios tribológicos.

Na Tabela 2 estão mencionados os valores de dureza dos corpos-de-prova e da esfera de ensaio.

Tabela 2. Valores de dureza dos corpos-de-prova de aço-inoxidável austenítico ASTM F138 e da esfera de ensaio de aço-inoxidável austenítico AISI 316L.

Material	Dureza [HV]
Corpo-de-prova 1	204
Corpo-de-prova 2	215
Corpo-de-prova 3	226
Corpo-de-prova 4	239
Corpo-de-prova 5 (sem tratamento superficial)	199
Esfera de ensaio $\Rightarrow$ contra-corpo	856

Para simular a ação química dos fluidos corpóreos, uma solução aquosa de PBS – Tampão Fosfato-Salino foi utilizada durante os experimentos. Esta solução é composta por cloreto de sódio – NaCl, cloreto de potássio – KCl, fosfato de potássio – Na₂HPO₄ e fosfato monopotássico – KHPO₄. A Tabela 3 especifica a quantidade mássica de cada um destes compostos químicos presentes na composição salina, para 1 litro de água.

Tabela 3. Composição química do Tampão Fosfato-Salino – PBS.

Componente molecular	Quantidade mássica para 1 litro de água [g/l]
NaCl	8,00
KCl	0,20
Na ₂ HPO ₄	1,15
KHPO ₄	0,20

2.2. Tribômetro

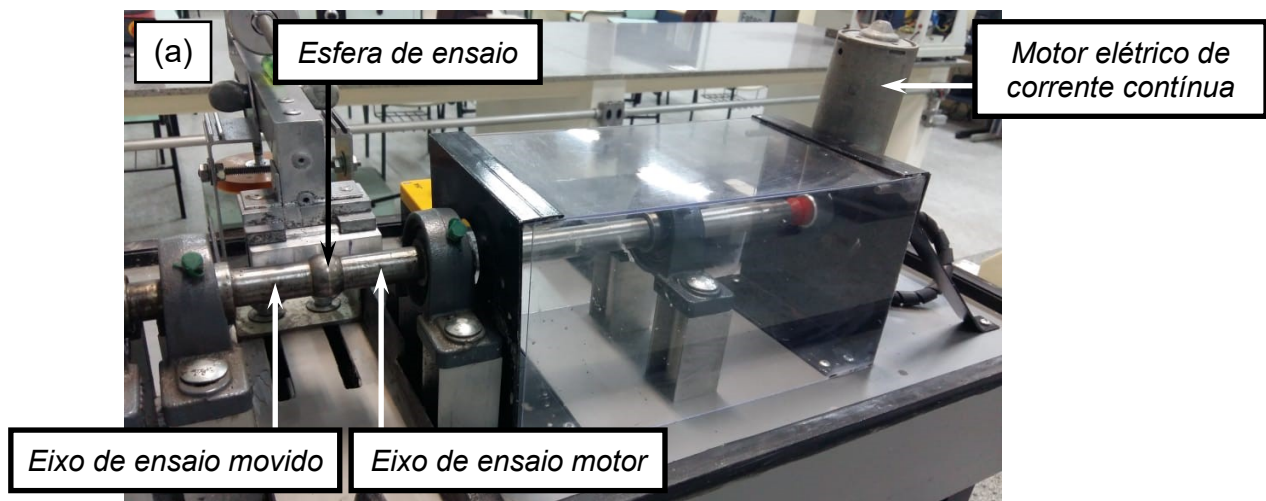
A Figura 1 apresenta o tribômetro “*ball-cratering*” utilizado neste trabalho. Possuindo configuração mecânica “*esfera-fixa*”, o eixo de ensaio foi dividido em duas peças distintas, denominadas de “*eixo de ensaio motor*” e “*eixo de ensaio movido*” (Figura 1a). Por sua vez, cada uma destas partes possui uma face com raio côncavo de $R_e = 12,7 \text{ mm}$ ($R_e = 1/2"$), possibilitando, assim, a acomodação da esfera de ensaio de diâmetro $D = 25,4 \text{ mm}$ ($D = 1"$). Para a aplicação da força normal sobre o corpo-de-prova, foi adotado o sistema “*peso-morto*” (Figura 1b).

O “*eixo de ensaio motor*” é acionado por um motor elétrico de corrente-contínua de potência $P = 30 \text{ W}$ (Figura 1a), rotacionando sob $n = 50 \text{ rpm}$.

2.3. Metodologia Científica

O valor de força normal de $N = 1 \text{ N}$ foi definido para os ensaios tribológicos, junto a uma rotação da esfera de ensaio de $n = 50 \text{ rpm}$ – o que resultou em uma velocidade tangencial de $v = 0,066 \text{ m/s}$. Para uma distância de deslizamento definida em $S = 12 \text{ m}$, o tempo de ensaio necessário foi calculado em $t = 3 \text{ min}$.

A Tabela 4 reúne os valores dos parâmetros de ensaio estabelecidos para este trabalho.



Aplicação da força normal pelo sistema “peso-morto”:

- $Q \Rightarrow$ carga inserida no sistema;
- $N \Rightarrow$ força normal atuante sobre o corpo-de-prova.

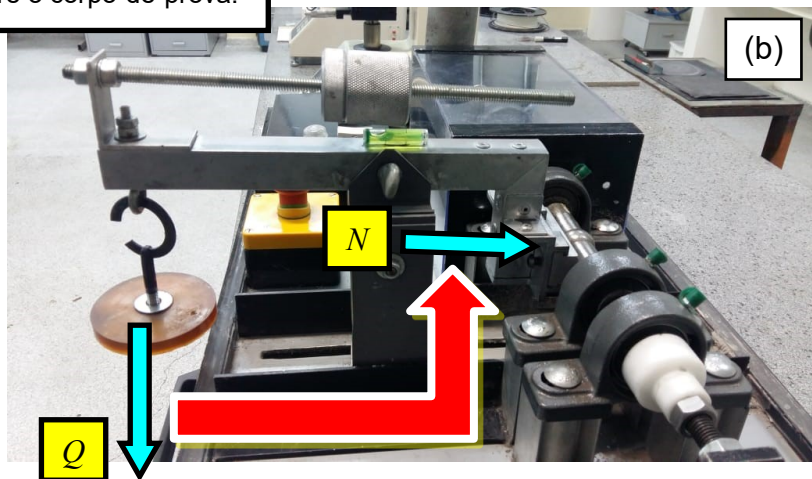


Figura 1. Tribômetro “ball-cratering” de configuração mecânica “esfera-fixa”: (a) “Eixo de ensaio motor”, “esfera de ensaio” e “eixo de ensaio movido” montados no tribômetro; (b) aplicação da força normal sobre o corpo-de-prova pelo sistema “peso-morto”.

Tabela 4. Valores dos parâmetros de ensaio estabelecidos para os ensaios de desgaste por deslizamento deste trabalho.

Parâmetro de ensaio	Valor
Força normal – N	1 N
Rotação da esfera de ensaio – n	50 rpm
Velocidade periférica da esfera – v	0.066 m/s
Distância de deslizamento – S	12 m
Tempo de ensaio – t	3 min

Todos os experimentos foram conduzidos sem interrupção e a solução química Tampão Fosfato-Salino (PBS) foi inserida, de forma intermitente, entre o corpo-de-prova e a esfera de ensaio, durante os ensaios de desgaste por deslizamento, sob uma frequência de 1 gota a cada 2 s.

Ao término dos ensaios de desgaste por deslizamento, os diâmetros das crateras de desgaste (d) foram medidos por meio de microscopia óptica. Em seguida, os volumes de desgaste (V) foram calculados pela Equação 1 – válida para a condição matemática $d \ll R$, sendo R o raio da esfera de ensaio.

$$V \cong \frac{\pi d^4}{64R} \quad (1)$$

Após as análises por microscopia óptica, foram adquiridas imagens por microscopia eletrônica de varredura, com o propósito de verificar as condições tribológicas das superfícies das crateras de desgaste.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Análise das superfícies das crateras de desgaste

A Figura 2 apresenta imagens de superfícies de crateras de desgaste geradas durante os ensaios tribológicos, para as frequências de $f = 80$ kHz – “corpo-de-prova 1” (Figura 2a), $f = 188$ kHz – “corpo-de-prova 2” (Figura 2b), $f = 296$ kHz – “corpo-de-prova 3” (Figura 2c) e $f = 350$ kHz – “corpo-de-prova 4” (Figura 2d).

As marcas de desgaste produzidas são oriundas do movimento relativo de deslizamento, entre a esfera de ensaio e o corpo-de-prova, resultando, consequentemente, em uma perda progressiva de material, devido a contínua formação e desgaste de picos de rugosidade – picos de asperezas.

Este tipo de condição de contato é um dos fatores físicos que limitam a performance e a vida-útil de um componente biomecânico, visto que, grande parte dos componentes fabricados com biomateriais são utilizados em implantes ortopédicos que trabalham sob ação de deslizamento relativo e cargas dinâmicas. Estas condições de solicitação geram, portanto, atrito e, consequentemente, comprometem a integridade mecânica e tribológica do mesmo, podendo ocasionar a sua falha prematura.

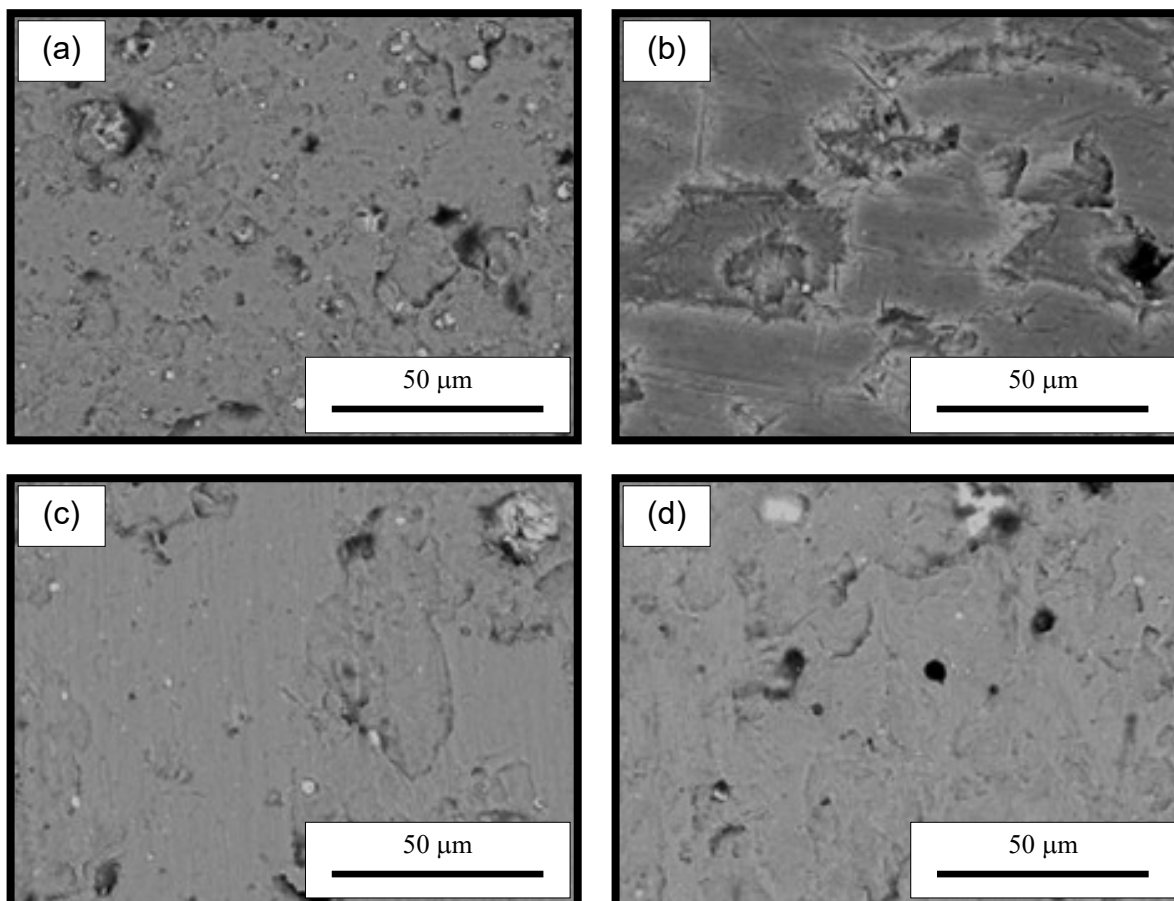


Figura 2. Imagens de superfícies de crateras de desgaste geradas durante os ensaios de desgaste por deslizamento. Corpo-de-prova (a) “1” $\Rightarrow f = 80$ kHz, (b) “2” $\Rightarrow f = 188$ kHz, (c) “3” $\Rightarrow f = 296$ kHz e (d) “4” $\Rightarrow f = 350$ kHz.

3.2. Análise da resistência ao desgaste do aço-inoxidável austenítico ASTM F138

A Figura 3 apresenta os resultados obtidos para a análise da resistência ao desgaste do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, com base no volume de desgaste (V) gerado nos corpos-de-prova, em função da frequência (f) estabelecida para o tratamento superficial a laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb) – $V = f(f)$.

O tratamento superficial a laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb) promoveu o endurecimento superficial do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, devido ao aquecimento da superfície dos corpos-de-prova abaixo da temperatura de fusão, o que ocasionou uma transformação de fase no estado sólido sem alteração de sua microestrutura.

O aumento da dureza superficial do aço-inoxidável austenítico ASTM F138 foi proporcional ao aumento da frequência de pulso (f) do laser de fibra óptica dopado

com itérbio (Yb), gerando, conseqüentemente, um aumento em sua resistência ao desgaste por deslizamento, caracterizado pela redução do volume de desgaste (V).

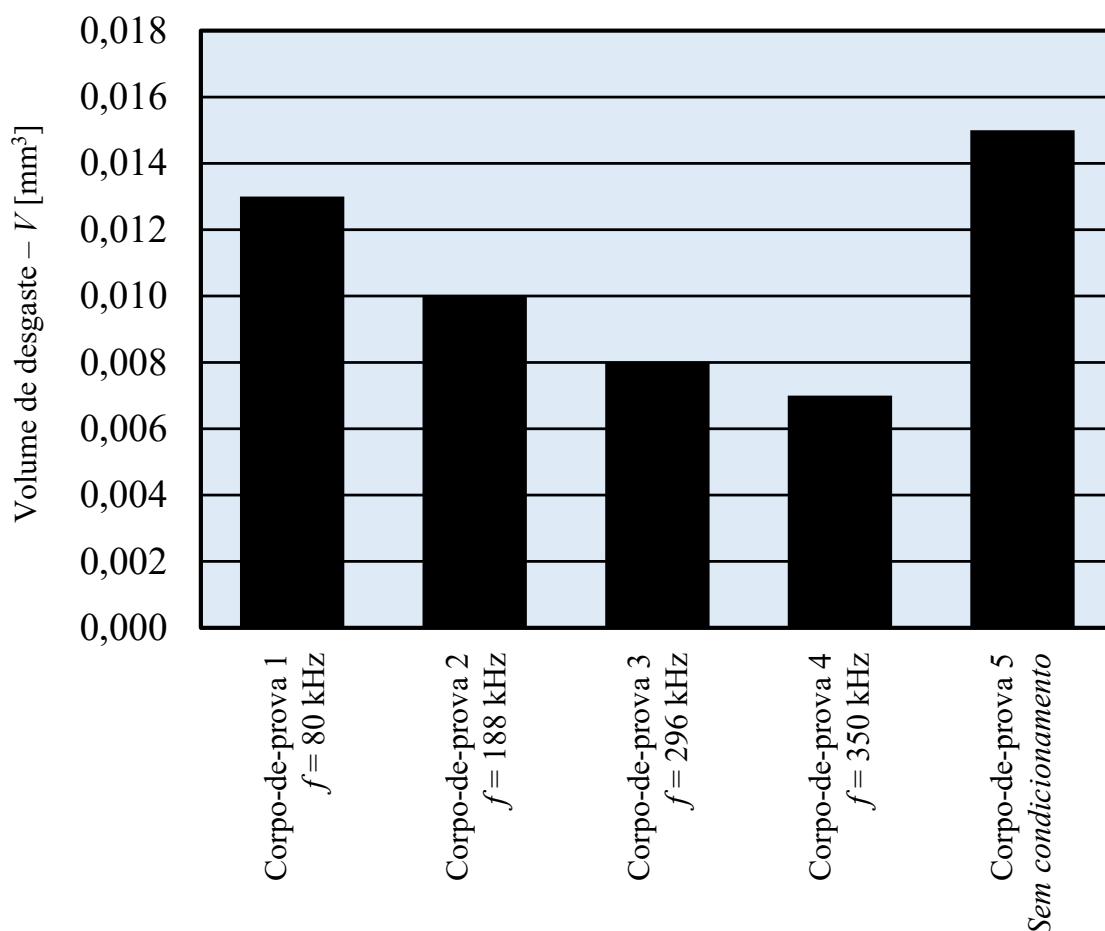


Figure 3. Volume de desgaste (V) em função da frequência de pulso (f) do laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb) – $V = f(f)$.

3.3. Overview

Um dos grandes desafios envolvidos, diretamente, na realização de cirurgias ortopédicas é o desenvolvimento de implantes, cuja finalidade é a junção de partes fraturadas ou a substituição de partes do esqueleto humano. Para tanto, estes aparatos mecânicos devem ser fabricados em materiais que conciliem significativo desempenho mecânico-tribológico e conveniente compatibilidade com o organismo dos seres humanos⁽¹¹⁾.

O tratamento superficial a laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb) foi capaz de produzir transformações microestruturais que promoveram o aumento da

resistência ao desgaste por deslizamento do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, devido ao aquecimento superficial do material pela absorção da radiação incidente no mesmo.

No tratamento superficial realizado, o aumento da temperatura foi extremamente rápido até a faixa de austenitização, em decorrência da concentração de energia em finas camadas; por sua vez, o resfriamento, em função das camadas frias subjacentes, também ocorreu de forma relativamente rápida, produzindo o efeito do tratamento térmico de têmpera na zona afetada pelo calor, sem a necessidade da utilização de um líquido de resfriamento⁽¹²⁻¹⁴⁾.

4. CONCLUSÕES

Após a análise e discussão dos resultados obtidos, puderam ser postuladas as seguintes conclusões:

- Com o aumento da frequência de aplicação do laser de fibra óptica dopado com itérbio (Yb), ocorreu o aumento da dureza superficial do aço-inoxidável austenítico ASTM F138;
- Devido ao aumento da dureza superficial do aço-inoxidável austenítico ASTM F138, foi reportado um aumento em sua resistência ao desgaste por deslizamento, caracterizada pela diminuição do volume de desgaste.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) A.L.R. Pires, A.C.K. Bierhalz, Â.M. Moraes. Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. Química Nova 38 (7) (2015) 957-971.
<http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>
- (2) J.B. Park, R.S. Lakes. Biomaterials – An Introduction. 3rd Edition – 2007, Springer New York.
<https://doi.org/10.1007/978-0-387-37880-0>
- (3) S.V. Bhat. Biomaterials. 1st Edition – 2002, Springer New York.
[ISBN-13: 978-9401038508](https://doi.org/10.1007/978-1-4020-0385-0)
- (4) L.A. Santos. Desenvolvimento de cimento de fosfato de cálcio reforçado por fibras para uso na área médico-odontológica. Tese de Doutorado – 2002. Faculdade de Engenharia Mecânica – Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP.
- (5) M. Donachie. Biomaterials. Metals Handbook Desk Edition, 2nd Edition – ASM International. Edited by J.R. Davis – Published: 01 December 1998.
<https://doi.org/10.31399/asm.hb.mhde2.a0003168>
[EISBN: 978-1-62708-199-3](https://doi.org/10.31399/asm.hb.mhde2.a0003168)

- (6) R. Barbucci. Integrated Biomaterials Science. 1st Edition – 2002, Springer New York.
<https://doi.org/10.1007/b112196>
- (7) J.Y. Wong, J.D. Bronzino. Biomaterials. 1st Edition – 2007, Taylor & Francis Group.
<https://doi.org/10.1201/9780849378898>.
- (8) H.M. Carbó. Aços Inoxidáveis: aplicações e especificações. ArcelorMittal Inox Brasil – 2008.
- (9) Enrico José Giordani, Itamar Ferreira, Oscar Balancin. Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austenítico utilizados na fabricação de implantes ortopédicos. REM – Revista Escola de Minas 60 (1) 55-62 janeiro-março 2007.
- (10) UNS31673 (2014) – Standard Specification for Wrought 18Chromium 14Nickel 2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants.
- (11) M. Chohfi, G. Koberle, F.B. Reis. Prótese metal/metal: uma tendência? Revista Brasileira de Ortopedia 32 (10) 760-766 outubro 1997.
- (12) A.J. Abdalla, T.M. Hashimoto, M.S. Pereira, R.M. Anazawa. Formação da fase bainítica em aços de baixo carbono. Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo 25 (3) (2006) 175-181.
<https://doi.org/10.17563/rbav.v25i3.64>
- (13) L.F. Assumpção. Otimização de um processo de têmpera por laser em aço 1045. Dissertação de Mestrado – 2009. Centro Politécnico – Universidade Federal do Paraná – UFPR.
- (14) L.F. Assumpção, A.S.C.M. D'Oliveira. Têmpera superficial por laser de aço ao chumbo. Anais do COBEF 2001 – 1º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação. Curitiba, PR – 2001.

STUDY OF THE TRIBOLOGICAL BEHAVIOUR OF A STAINLESS-STEEL USED IN BIOMEDICAL APPLICATIONS TREATED WITH LASER UNDER DIFFERENT FREQUENCIES

ABSTRACT

The aim of this work is to study the tribological behavior of austenitic stainless-steel ASTM F138, superficially treated with an optical fiber laser doped with ytterbium (Yb). Initially, the specimens were machined to dimensions of 15 x 50 x 3 [mm], being, subsequently, treated with laser under a range of frequencies between 80 kHz and 350 kHz and a power of 50 W. Then, all the specimens were sent to sliding wear tribological tests utilizing a “ball-cratering” wear test equipment of fixed-ball mechanical configuration. The sphere of test that was used as counter-body had diameter of $D = 25.4 \text{ mm}$ ($D = 1''$ – standard size), manufactured of AISI 52100 bearing-steel – quenched, and stress-relieved. The tribological tests were carried out under a constant normal force of $N = 1 \text{ N}$, and a rotation of the sphere of test of $n = 50 \text{ rpm}$ – which generated a tangential velocity of $v = 0.066 \text{ m/s}$; the sliding distance between the sphere of test and the specimen was established at $S = 12 \text{ m}$, requiring a test time of

t = 3 min. Additionally, to simulate the chemical action of the bodily fluids, an aqueous solution of PBS (Phosphate Buffered Saline) was continuously dripped between the sphere of test and the specimen, during all the tribological experiments, under a rate of 1 drop every 2 s. Hardness tests were carried out on each specimen, and for the analysis of the wear craters, the Scanning Electron Microscopy characterization technique was adopted. The results revealed that the tribological behavior of ASTM F138 austenitic stainless-steel was influenced by the frequency of pulse of the optical fiber laser doped with ytterbium (Yb): the volume of wear generated decreased with the increase of the frequency of pulse due to the higher hardness obtained.

Keywords: Biomaterial, ASTM F138 austenitic stainless-steel, sliding wear, tribological behavior.