

CARACTERIZAÇÃO DO EFEITO DA GRAVAÇÃO A LASER NA SUPERFÍCIE DO AÇO INOXIDÁVEL AUSTENÍTICO ABNT NBR ISO 5832-1, UTILIZADO EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS¹

Eurico Felix Pieretti², Tomaz Puga Leivas³, Arthur Máximo⁴, Marcus Paulo Raele⁵, Wagner de Rossi⁶, Maurício David Martins das Neves⁷

Resumo

As superfícies dos dispositivos médicos implantáveis devem ser adequadas à função que exercem; por este motivo a importância do estudo do acabamento superficial aumenta à medida que crescem as exigências do projeto, no que se refere ao regime de aderência entre o biomaterial e o tecido humano adjacente. O processo de gravação por feixe de raios laser é utilizado para assegurar a identificação e rastreabilidade dos implantes ortopédicos. Neste trabalho avaliou-se a influência do acabamento superficial na rugosidade do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, quando submetido à técnica de gravação com laser de Nd:YAG chaveado, usando diferentes intensidades de pulso. A rugosidade é uma propriedade muito importante na caracterização de biomateriais. Esta técnica altera esta propriedade, provocando maior concentração de tensões nesta região e podendo favorecer o aparecimento de outras falhas.

Palavras-chave: Biomateriais, aço inoxidável, gravação a laser, rugosidade.

CHARACTERIZATION OF THE LASER ENGRAVING EFFECT ON THE SURFACE OF ABNT NBR ISO 5832-1 AUSTENITIC STAINLESS STEEL USED IN ORTHOPEDIC IMPLANTS

Abstract

The surfaces of implantable medical devices must be suitable for their performance, then it's important to study the surface finish, which increases as the design requirements grow, with regard to the adhesion system between the biomaterial and the adjacent tissue. The laser beam engraving process has been used to ensure the identification and traceability of orthopedic implants after their removal. This study evaluated the surface finish in austenitic stainless steel ABNT NBR ISO 5832-1, subjected to laser marking technique with Nd: YAG keyed, using different pulse intensities in its roughness, a very important property for biomaterials characterization. This technique alters this property causing higher stress concentration in this region and could favor the emergence of other failures.

Keywords: Biomaterials, stainless steel, laser engraving, roughness.

¹Contribuição Técnica para o 68º Congresso da ABM – 2013 – Belo Horizonte

²Mestre, Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais (IPEN/CNEN-CCTM), São Paulo, Brasil

³Engenheiro especialista, Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT/HC-FMUSP), São Paulo, Brasil

⁴Tecnólogo, Centro de Laser e Aplicações (IPEN/CNEN-CLA), São Paulo, Brasil

⁵Mestre, Centro de Laser e Aplicações (IPEN/CNEN-CLA), São Paulo, Brasil

⁶Doutor, Centro de Laser e Aplicações (IPEN/CNEN-CLA), São Paulo, Brasil

⁷Doutor, Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais (IPEN/CNEN-CCTM), São Paulo, Brasil

1 INTRODUÇÃO

Os biomateriais substituem ou auxiliam certas partes do corpo humano para que estas possam desempenhar as suas funções adequadamente. Podem ser utilizados em implantes, próteses ou dispositivos médicos, sendo necessário, portanto, ter uma composição química adequada e condição de superfície apropriada, de forma que não sejam rejeitados pelo corpo durante o período em que estiverem implantados ^(1,2).

Os dispositivos médicos implantáveis metálicos são submetidos a algumas gravações, que podem se tornar concentradores de tensões e locais em potencial para originar falhas e conduzir à fratura.

Os implantes ortopédicos são projetados e fabricados de forma que, quando usados sob as condições e para os propósitos projetados, não comprometam a condição clínica ou a segurança de pacientes. Os implantes podem ser divididos em duas categorias: dispositivos de fixação temporária ou permanente. O propósito dos dispositivos de fixação temporária é a estabilização da fratura do osso até a sua cicatrização natural; já os dispositivos de fixação permanente são implantados no lugar do osso fraturado, substituindo-o ⁽³⁾.

De acordo com Anderson ⁽⁴⁾, para facilitar os testes de seleção do material apropriado para implante, deve-se considerar a natureza do contato do biomaterial com a região do organismo em que é utilizado e a duração deste contato.

A última etapa do processo de fabricação de implantes é a gravação realizada pelo próprio fabricante, que constitui um conjunto de informações permanentes na superfície do implante de modo a prover a identificação e rastreabilidade do produto. Segundo Pourbaix et al. ⁽⁵⁾, tanto o tratamento de superfície quanto a gravação podem influenciar a resposta óssea local, a consolidação óssea ou sua ausência, e a resistência à fadiga dos implantes. Essa resposta óssea local de implantes metálicos é afetada pela corrosão que, por sua vez, pode ser afetada pela presença de partículas estranhas, acabamento superficial e outros fatores.

Conforme a norma ABNT NBR 12932:2010 ⁽⁶⁾, a localização da gravação em implantes deve ser numa região de baixa concentração de tensão e não deve cruzar as bordas de furos, escareamentos ou bordas de implantes, sendo indicada no projeto do implante.

O acabamento da superfície dos implantes é de fundamental importância porque assegura que o mesmo vai desempenhar suas funções adequadamente; por exemplo, um biomaterial metálico que é cimentado dentro de um osso necessita de um acabamento superficial mais áspero, por outro lado, às vezes o mesmo biomaterial precisa de uma região com acabamento mais liso.

De modo geral, a rugosidade é requerida para que haja maior aderência e fixação, já o acabamento mais fino, liso e polido é desejado para articulações móveis do corpo; estas normalmente são substituídas por conjuntos contendo biomateriais metálicos e poliméricos ou, metálicos e cerâmicos, ou ainda, metálicos e compósitos. As características do acabamento superficial influenciam vários fatores relacionados às propriedades dos biomateriais, entre elas a dureza, o desgaste, o atrito e a resistência à corrosão ⁽⁷⁻⁹⁾.

Os parâmetros de análise de rugosidade mais utilizados são: Ra, Rz e Rq. Rugosidade média, Ra, é a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas dos afastamentos dos pontos do perfil de rugosidade, em relação à linha média; Rz é a média aritmética de 5 valores da rugosidade parcial Zi. O parâmetro Rq é o desvio médio quadrático correspondente ao Ra, sendo: $Rq \approx 1,11$ a $1,25Ra$ ⁽¹⁰⁾.

O objetivo deste trabalho é avaliar a rugosidade originada pela gravação com feixe laser de Nd:YAG no aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, utilizado na confecção de biomateriais de uso ortopédico.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O material utilizado neste trabalho foi o aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, de composição química normatizada apresentada na Tabela 1. As amostras foram confeccionadas no formato de chapas laminadas com as dimensões: 17 mm x 72 mm x 1,5 mm, e foram submetidas à técnica de gravação com laser de Nd:YAG chaveado, de nanosegundos, usando diferentes energias de pulso e taxa de repetição de 20 Hz, com velocidade de 4mm/s. Para avaliar a rugosidade topográfica foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (MEV) de baixo vácuo com filamento de tungstênio e aproximação máxima de 100.000 vezes, marca: Hitachi, modelo: TM3000, com software para aquisição de dados topográficos, 3D Viewer. As amostras foram marcadas com as seguintes energias: 0,050 J; 0,100 J; 0,200 J e 0,350 J.

3 RESULTADOS

A análise química do material utilizado neste trabalho foi obtida pela técnica de espectroscopia de emissão óptica e o resultado obtido encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1. Elementos químicos presentes na amostra do aço inoxidável ABNT NBR ISO 5832-1.

Elementos	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	Fe
% massa	0,023	0,378	2,09	0,026	0,0003	18,32	2,59	14,33	Bal.

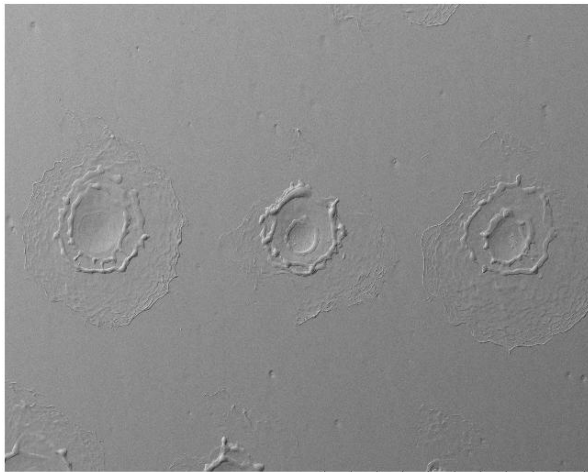
Fonte: Os autores.

O acabamento superficial das amostras é fortemente influenciado pela variação das intensidades de pulso do feixe laser. As imagens a seguir apresentam este efeito. Nas imagens apresentadas na Figura 1 nota-se o efeito dos pulsos do feixe de raios laser na topografia das amostras, tais como diferenças de altura e profundidade em relação às áreas adjacentes, picos, e respingos resultantes da fusão da superfície do aço inoxidável. Na Figura 2 é mostrada uma ampliação de um pulso gerado na região da amostra apresentada na Figura 1a. É possível verificar-se uma fusão do material de base com afastamento de metal fundido na região de incidência de feixe laser, o que modifica a rugosidade destas superfícies. Este parâmetro foi avaliado e está apresentado na Tabela 2.

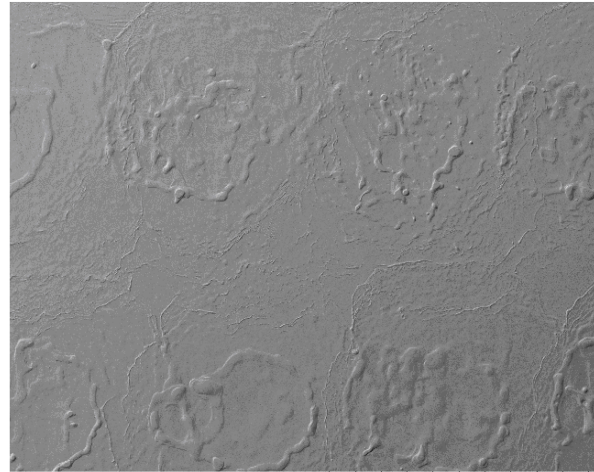
A variação da rugosidade média (R_a) das superfícies geradas nas amostras deste biomaterial em função da energia é representada graficamente na Figura 3.

O material de base, sem marcações, também foi analisado conforme está apresentado na Figura 4, e a rugosidade média obtida foi: $R_a = 0,67 \pm 0,09$ (μm).

Na Figura 6 é mostrada uma macro de uma chapa de aço inoxidável laminada, marcada a laser, cujas energias descritas anteriormente estão indicadas como; a, b, c, d; evidenciando as alterações topográficas.



(a) Pulsos com $E=0,050J$



(b) Pulsos com $E=0,100J$



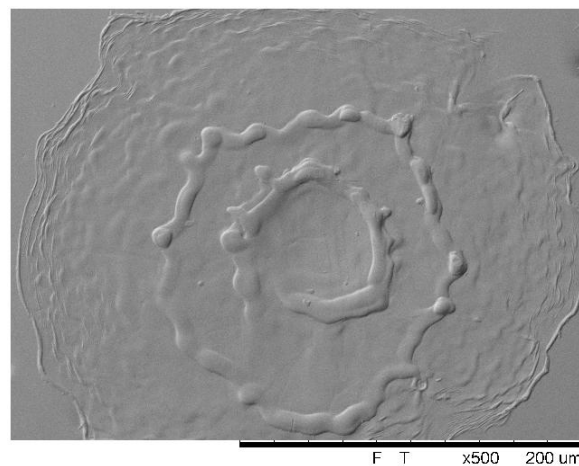
(c) Pulsos com $E=0,200J$



(d) Pulsos com $E=0,350J$

Fonte: Os autores

Figura 1. Microscopia Eletrônica de Varredura de amostras do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, com gravações feitas por laser utilizando-se diferentes intensidades de pulso.



Fonte: Os autores

Figura 2. Microscopia Eletrônica de Varredura da ampliação de um pulso gerado na amostra do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, representada na Figura 1a.

Tabela 2. Valores de rugosidades (μm) obtidos para as diferentes intensidades de pulso utilizadas na gravação a laser para as amostras apresentadas na Figura 1.

Amostras/ Figuras	Ra (μm)	Rq (μm)	Rz (μm)
a	$1,05 \pm 0,198$	$1,48 \pm 0,296$	$8,82 \pm 3,41$
b	$1,35 \pm 0,291$	$1,63 \pm 0,325$	$6,72 \pm 1,78$
c	$1,38 \pm 0,431$	$1,79 \pm 0,586$	$10,93 \pm 4,597$
d	$0,99 \pm 0,337$	$1,19 \pm 0,382$	$6,00 \pm 1,742$

Fonte: Os autores.

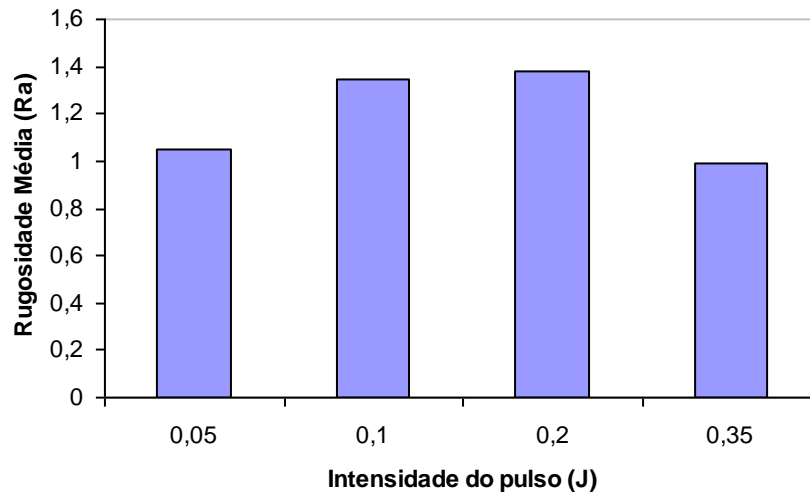
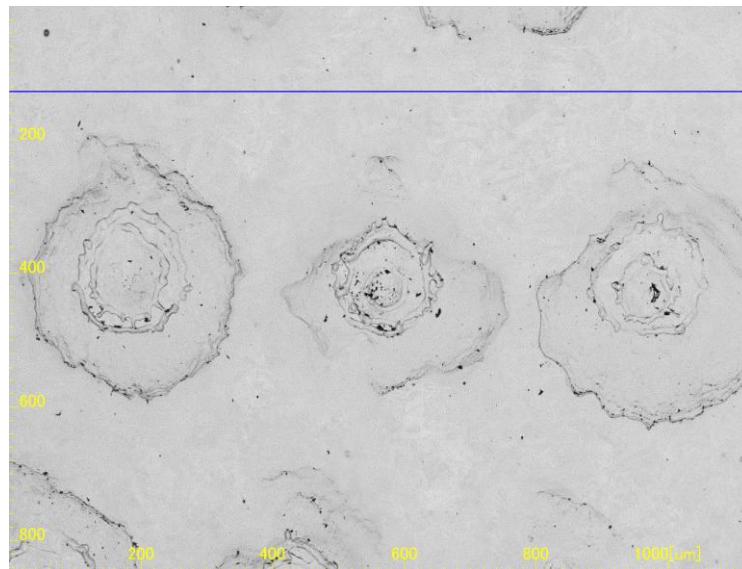


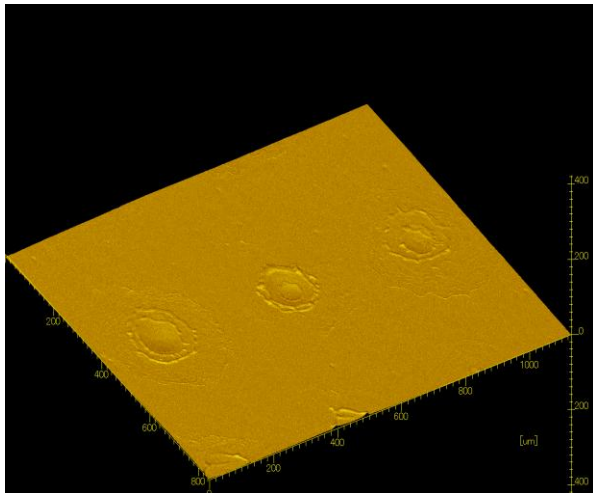
Figura 3. Gráfico de rugosidades médias (Ra) obtidas em função das intensidades de pulso (J) usadas nas amostras, conforme Tabela 2.



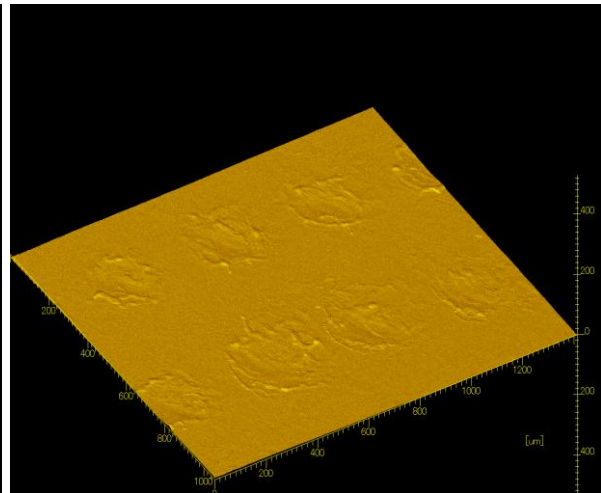
Fonte: Os autores

Figura 4. Microscopia Eletrônica de Varredura do aço inoxidável austenítico ABNT NBR ISO 5832-1, com gravações. A linha em azul identifica uma região onde não houve a incidência de pulsos, cuja rugosidade foi analisada.

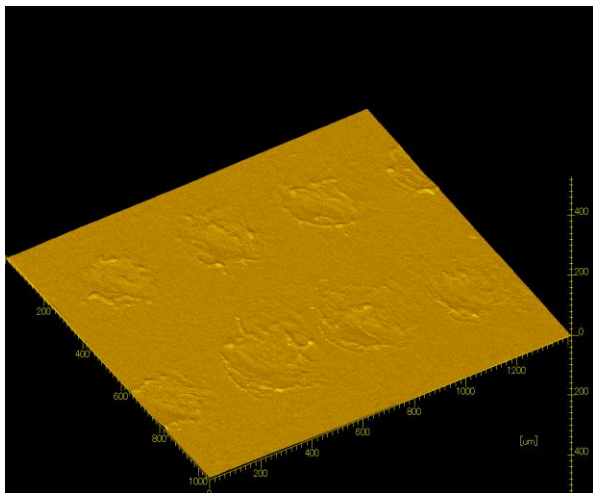
Na Figura 5 são apresentados mapas em 3D das regiões analisadas na Figura 1, onde fica mais evidente essa influência na topografia das amostras do aço inoxidável ABNT NBR ISO 5832-1, submetidas à gravação pelo feixe raios laser.



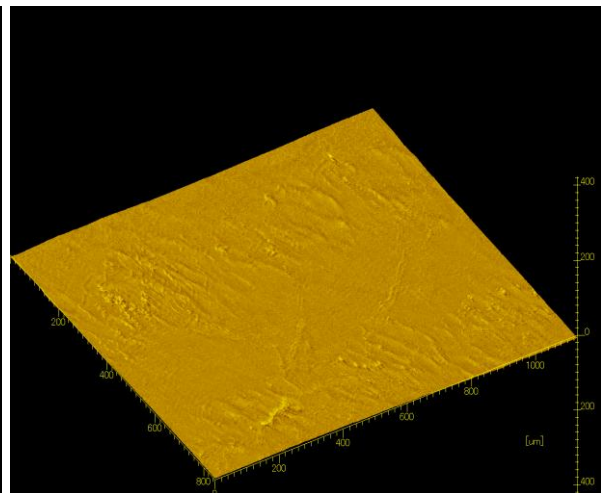
(a) Pulsos com $E=0,050J$



(b) Pulsos com $E=0,100J$



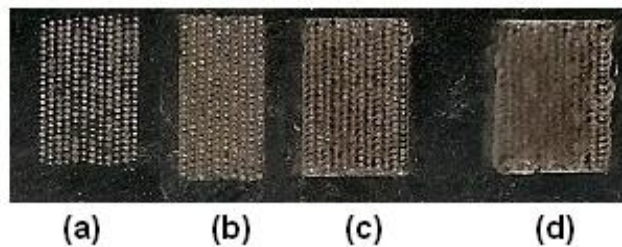
(c) Pulsos com $E=0,200J$



(d) Pulsos com $E=0,350J$

Fonte: Os autores

Figura 5. Mapas em 3D das amostras do biomaterial, com gravações feitas por laser utilizando-se diferentes intensidades de pulso, evidenciando as alterações topográficas.



(a) (b) (c) (d)

Fonte: Os autores

Figura 6. Amostra do biomaterial, com gravações feitas por laser utilizando-se diferentes intensidades de pulso, evidenciando as alterações na superfície do aço inoxidável.

4 DISCUSSÃO

As intensidades de pulso utilizadas neste experimento para as amostras apresentadas na Figura 1 foram respectivamente: 0,050 J; 0,100 J; 0,200 J; 0,350 J, com velocidade de 4mm/s. Nota-se que um aumento na intensidade do pulso não implica necessariamente em aumento da rugosidade.

Os valores menores obtidos para a Figura 1a comparando-se às Figuras 1b e 1c podem ser explicados pelo maior espaçamento entre os pulsos, ou seja, quando está se avaliando a rugosidade, está se analisando também regiões onde não houve incidência do feixe laser e, portanto, apresentam valores de rugosidades inferiores, típicos do material polido, com acabamento superficial do produto final (implante acabado). O que não acontece, por exemplo, nas amostras das Figuras 1b e 1c, cujos mapas em 3D encontram-se apresentados nas Figuras 5b e 5c, onde os pontos estão mais próximos uns dos outros.

Na amostra representada na Figura 1d, cujo mapa em 3D está na Figura 5d, esses pontos não podem ser observados, mas apenas a alteração da topografia da superfície, conforme apresentado no gráfico da Figura 3.

Este fato sugere que o aumento da energia do pulso do feixe de raios laser acarreta em um aumento da rugosidade do biomaterial até um dado valor, a partir do qual esta relação não passa mais a valer, pois a sobreposição de pulsos e a área fundida pelo laser são mais significantes. Neste último caso fica impossibilitada a identificação exata dos pontos onde houve a incidência do feixe de raios laser, mas o que se obtém é um caminho percorrido pelo feixe, pois as áreas fundidas pelos pulsos se unem.

Na macrografia da amostra apresentada na Figura 6, onde cada índice representa uma intensidade de pulso utilizada neste experimento, é possível notar as alterações macroscópicas do acabamento superficial do aço inoxidável marcado via laser. Conforme se aumenta a energia, nota-se a aproximação de pulsos até a sobreposição destes no último caso. Pode-se constatar também, que para as menores intensidades os pulsos são mais brilhantes enquanto que para as maiores, estes estão mais opacos ou mais oxidados. O efeito do contraste, ou seja, da relação de brilho entre as regiões com e sem gravações, já foi investigado anteriormente, mas com referência à mudança da frequência utilizada na gravação, sendo os maiores valores de contraste obtidos, associados às maiores frequências utilizadas ⁽¹¹⁾.

Verifica-se que para uma mesma velocidade (4 mm/s) a menor energia utilizada é a que produz os pontos mais afastados uns dos outros e, melhor definidos macroscopicamente, apresentando formatos circulares com diâmetros que vão aumentando a partir do ponto focal até um estágio onde estes não se tornam mais evidentes. Este aumento de diâmetro é devido ao metal fundido que se desloca do centro (ponto de incidência do feixe) para as bordas produzindo as alterações em altura e profundidade em relação ao metal base; acarretando, desta forma, em variações volumétricas não decorrentes de evaporação de material, mas de arraste do metal líquido que gera inclusive respingos na zona afetada pelo calor. Portanto, ao se analisar cada ponto individualmente, quando bem definido, como é o caso apresentado na ampliação da Figura 2, obtêm-se valores de rugosidade média superiores aos apresentados na Tabela 2, que são dependentes da posição do ponto investigado; visto que a rugosidade é avaliada por linhas, estas podem ser delimitadas nas direções: verticais, horizontais e transversais, compreendendo regiões de diferentes rugosidades num mesmo ponto.

5 CONCLUSÃO

O acabamento superficial é um parâmetro de fundamental importância para os implantes ortopédicos. Este trabalho avaliou o efeito da alteração da intensidade de pulso do feixe de raios laser na rugosidade de amostras de aço inoxidável austenítico, utilizado como biomaterial. Os resultados indicaram que este parâmetro modifica a rugosidade e a topografia deste biomaterial de maneira diretamente proporcional até determinado nível de energia, próximo a 0,200J, a partir do qual este efeito já não se torna o mais significativo, pois ocorre a sobreposição de pulsos e/ou a união das áreas fundidas pelo feixe laser.

Agradecimentos

À empresa Baumer Ltda. pelas amostras fornecidas.

REFERÊNCIAS

- 1 LYMAN, D.J., SEARE, Jr, W.J., Biomedical Materials in Surgery, Materials Science, v.4, p. 415-433, 1974.
- 2 WILLIAMS, D.F., Corrosion of Implant Materials, Materials Science, v.6, p. 237-266, 1976.
- 3 HENCH, L.L., Prosthetic Implant Materials, Materials Science, v.5, p.279-300, 1975.
- 4 ANDERSON, J. M., Biological Response to Materials, Materials Research, v.31, p. 81-110, 2001.
- 5 POURBAIX, M. et al. Potentionkinetic and Corrosimetric Investigations of the Corrosion Behavior of Alloy Steels, Corrosion Science, v.3, p. 239-259, 1963.
- 6 ABNT NBR 12932: 2010, Implantes para cirurgia – Materiais metálicos – Preparação de superfície e marcação.
- 7 BORRUTO, A., TARASCHI, I., Wear dependence on some factors characterizing the surface state: the hardness, the roughness and the surface degreasing, Wear, v. 184, p. 119-124, 1995.
- 8 HONG, T., NAGUMO, M., Effect of surface roughness on early stages of pitting corrosion of type 301 stainless steel, Corrosion Science, v. 39, p. 1665-1672, 1997.
- 9 PATRIKAR, R. M., Modeling and simulation of surface roughness, Applied Surface Science, v. 228, p. 213-220, 2004.
- 10 RODRIGUES, J., MARTINS, P., Tecnologia Mecânica–Tecnologia da deformação plástica, 2ª edição, Escolar editora, 2010.
- 11 QI, J., WANG, K.L., ZHU, Y.M., A study on the laser marking process of stainless steel, Journal of Materials Processing Technology, v. 139, p. 273-276, 2003.