

ESTUDO DAS FORÇAS DE CORTE NO FRESAMENTO DE TOPO DE TI-6AL-4V PRODUZIDO POR MANUFATURA ADITIVA (SLM)

Luiz Fernandes Palas, luiz.palas@aluno.cefet-rj.br¹

Dayseane Donato de Lemos Souza, dayseane.souza@aluno.cefet-rj.br¹

Fábio de Oliveira Campos, fabio.campos@cefet-rj.br¹

¹Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca (Cefet/RJ)

Resumo: As ligas de titânio são utilizadas em diversas áreas da indústria e nas áreas da biomedicina devido à sua alta resistência mecânica, resistência à corrosão e suas propriedades favoráveis em altas temperaturas. Entretanto, o titânio e suas ligas, em especial a Ti-6Al-4V, apresentam de forma geral uma baixa usinabilidade devido, principalmente, a sua baixa condutividade térmica. Na biomedicina, essa liga possui vasta aplicação, pois a adição dos elementos de liga melhora as propriedades mecânicas do material, porém mantém sua biocompatibilidade, fazendo com que seja um excelente material para fabricação de implantes, por exemplo. Nos últimos anos, com os grandes avanços nos processos de manufatura aditiva em metais, o Selective Laser Melting (SLM) tem ganhado mercado nessa área com a fabricação de implantes por esse processo. Porém, o SLM gera uma microestrutura diferente na liga em comparação com o material obtido de forma convencional, ocasionando mudanças na sua usinabilidade. Dessa forma, este artigo tem como objetivo analisar as forças de corte no fresamento de topo da liga de titânio Ti-6Al-4V obtida de forma convencional e por SLM. Foi feito um planejamento de experimentos fatorial 3^2 , variando a velocidade de corte e o avanço por dente. Os resultados apontam que, apesar do material fabricado por SLM apresentar uma dureza maior, apresentou forças de corte menores, resultado que corrobora as conclusões de outros trabalhos na área.

Palavras-chave: forças de corte, fresamento, SLM, titânio, manufatura aditiva

1. INTRODUÇÃO

O titânio puro é o material ideal para ser utilizado na fabricação de próteses e implantes, sejam ortopédicos ou dentários, devido a propriedades como alta resistência à corrosão e biocompatibilidade (Kikuchi, 2009). Entretanto, o titânio puro não apresenta resistência mecânica suficiente para aplicações onde altas cargas são necessárias, sendo necessário o uso de ligas de titânio (Traini *et al.*, 2008). A liga de titânio grau 5, com alumínio e vanádio (Ti-6Al-4V), apresenta uma significativa melhora nas propriedades de resistência mecânica em relação ao titânio puro, porém mantendo de forma suficiente as propriedades que fazem o material ser utilizado na fabricação dos implantes. Assim, a liga de titânio Ti-6Al-4V é um dos materiais mais usados nessa indústria (Rack e Qazi, 2006; Niinomi, 2008).

A microestrutura dessa liga é constituída pelas fases $\alpha+\beta$ e é constituída pelo elemento de liga alumínio, que é um estabilizador α , e pelo vanádio que é estabilizador β . Por se tratar de uma liga $\alpha+\beta$, consegue-se equilibrar as boas propriedades de cada fase em um único material. Essa liga de titânio é passível de aumento de resistência por tratamento térmico devido à possibilidade de formação de martensita.

Diversos processos de fabricação são usados na fabricação de implantes. Fundição seguida de usinagem, fundição seguida de processos de conformação mecânica como laminação e forjamento são alguns exemplos. Processos de usinagem como fresamento, torneamento e furação são amplamente utilizados por terem a capacidade de entregar baixas rugosidades de superfície e boa precisão dimensional.

Nos últimos anos, com o grande avanço no desenvolvimento tecnológico de processos de manufatura aditiva (AM), especialmente nos que possibilitam o uso de materiais metálicos, o processo de *Selective Laser Melting* (SLM) tem sido estudado para possível aplicação na fabricação de implantes (Kruth *et al.*, 2007). A fabricação por manufatura aditiva apresenta grandes vantagens sobre processos de usinagem, baseados na manufatura subtrativa, por diminuir as perdas de material, possibilitarem a fabricação de geometrias de extrema complexidade e possuírem altos níveis de automação por natureza, o que tem se mostrado essencial em um momento no qual a Indústria 4.0 tem sido tão discutida. Entretanto, a principal desvantagem da manufatura aditiva frente à usinagem é que ela ainda produz superfícies com acabamentos piores, sendo necessário pós-processamentos com operações de usinagem para fazer o acabamento da peça (Campos, 2016; Pesach, 2018).

Como os processos de AM, em especial o SLM, produzem alterações nas propriedades dos materiais quando comparadas às do material produzido de forma convencional, se torna essencial conhecer como essas propriedades podem

influenciar na sua usinabilidade (Rotella, 2018). Na operação de SLM, a peça é fabricada através da fusão e rápido resfriamento de camadas de pó metálico de forma contínua até a peça ser fabricada completamente. A fusão do material seguida de um resfriamento rápido faz com que a microestrutura do material seja alterada, influenciando suas propriedades e, consequentemente, sua usinabilidade (Polishetty, 2017).

Um dos principais parâmetros para análise da usinagem de uma peça é a força de corte gerada no processo de corte. As forças possuem relação direta com a qualidade da usinagem e também com as necessidades para o corte ocorrer. Por exemplo, a força está ligada à potência necessária para ocorrência do corte; está ligada com o nível de desgaste da ferramenta de corte; está ligada com a temperatura gerada na região de contato cavaco-ferramenta; entre outros. Dessa forma, a medição e análise das forças de corte é um importante indicativo de comparação entre a usinabilidade de dois materiais.

Assim, o presente trabalho possui o objetivo de analisar e comparar as forças de corte geradas no fresamento de topo de amostras da liga de titânio Ti-6Al-4V, sendo uma amostra produzida de forma convencional e outra por um processo de manufatura aditiva, buscando entender como as alterações de microestrutura e propriedades mecânicas podem vir a afetar a usinagem desse material.

2. METODOLOGIA

O material de estudo deste trabalho é a liga de titânio grau 5 Ti-6Al-4V, sendo que ele foi estudado sendo produzido de duas formas: a primeira de forma convencional, ou seja, o material produzido por fundição e conformação, e a segunda por manufatura aditiva através do processo de Selective Laser Melting.

A amostra convencional foi comprada em um fornecedor em formato de barra cortada em dimensão menor e a amostra de SLM possui geometria simples, conforme Fig. 1a, onde pode ser vista a direção de construção da peça. Ela foi fornecida pelo Biofabris - Instituto Nacional de Ciência & Tecnologia em Biofabricação, laboratório da UNICAMP. A máquina utilizada é da empresa EOS modelo M 270 e esse equipamento tem a capacidade de fabricar a uma velocidade de até 20 mm³/s. Seu laser é um Yb fiber laser e tem potência de até 200 W, com uma velocidade máxima de escaneamento de 7000 mm/s. Para a fabricação da peça analisada nesse trabalho, foi utilizado laser a uma potência de 170 W, com velocidade de escaneamento de 1250 mm/s e espaçamento de 0,1 mm. O parâmetro de construção da peça ficou definido em 0,03mm de espessura por camada. A Fig. 1b apresenta uma imagem do microscópio eletrônico de varredura (MEV) do pó metálico utilizado na produção da amostra. É possível verificar que o pó apresenta um formato circular regular.

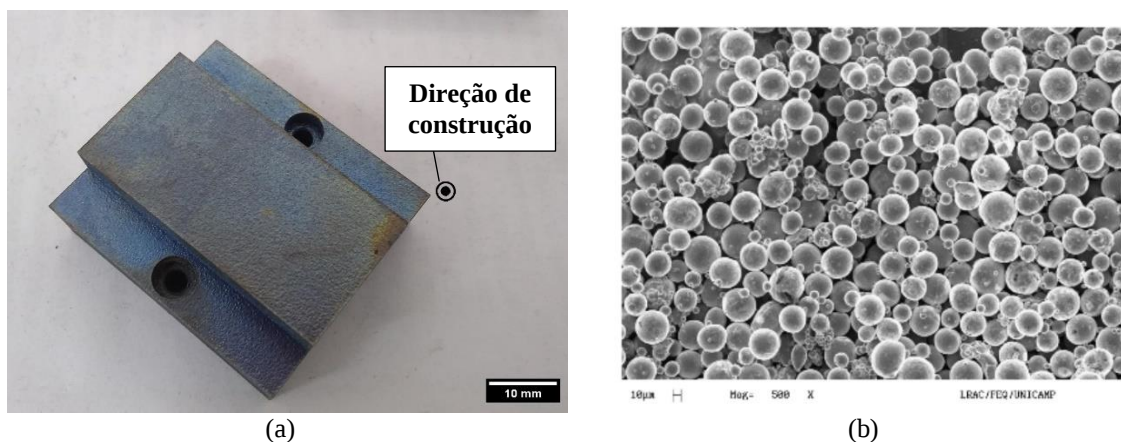


Figura 1. a) Amostra de Ti-6Al-4V produzida por SLM; b) Imagem do MEV do pó metálico utilizado na produção da amostra por SLM.

A caracterização mecânica e microestrutural dos materiais foi retirada do trabalho de Campos *et al.* (2020), que utilizou as mesmas amostras para análise de experimentos em microfresamento. No trabalho foi medida a dureza Vickers e feita a análise de microestrutura. A dureza da liga convencional foi 318 HV30 e da liga SLM foi 370 HV30. As microestruturas das amostras são apresentadas na Fig. 2. A preparação das amostras foi feita através de polimento e ataque químico com reagente de Kroll. A amostra convencional apresentou uma matriz da fase alpha com regiões da fase beta e grãos de forma geral sem uma orientação definida, o que é típico deste tipo de material. A dimensão dos grãos da fase alpha variaram entre 10 e 20 µm. Já a amostra de SLM, apresentou a formação de uma fase martensítica alpha em formato acicular, o que explica a maior dureza. Essa fase é gerada devido ao rápido resfriamento que ocorre após a fusão da camada de pó no processo de SLM, reproduzindo um processo similar ao tratamento térmico. Além disso, pode ser visto também que a microestrutura se encontra bastante refinada, o que também contribui para o aumento da dureza. Não foi detectado sinais de porosidade na análise da microestrutura.

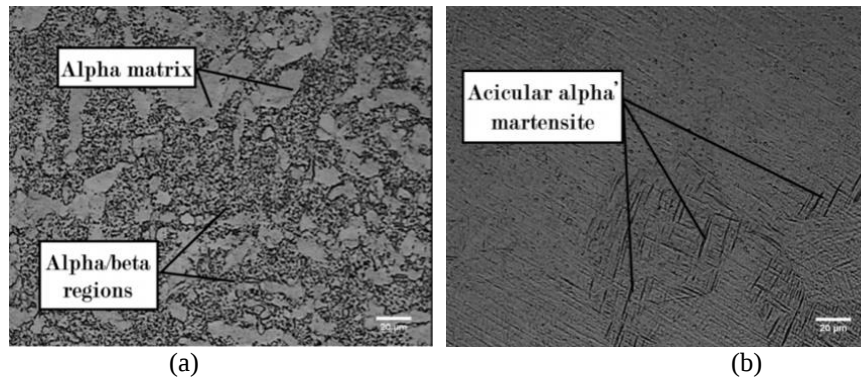


Figura 2. Microestruturas das amostras a) convencional; e b) SLM.

Também foi realizada uma análise EDS (Energy dispersive X-ray spectroscopy) para certificar a composição das amostras. A Fig. 3a e Fig. 3b apresentam os resultados para a amostra convencional e SLM, respectivamente. Para a convencional, o pico de energia relacionado com a presença de vanádio ($K\alpha_1$) está mascarado pelo pico $K\beta_1$ do titânio já que se sobrepõem. A amostra de SLM apresentou um pico maior do titânio e picos secundários para alumínio e vanádio.

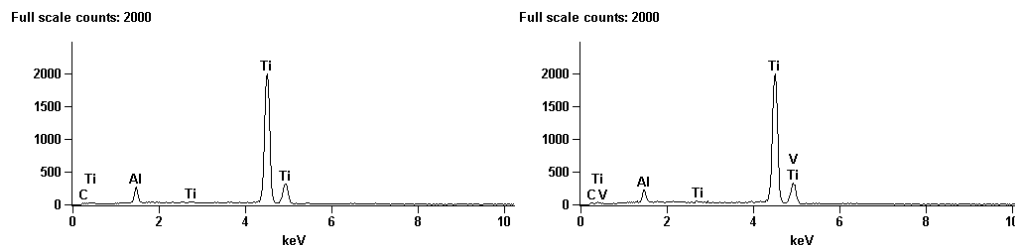


Figura 3. EDS das amostras a) convencional; e b) SLM.

Os experimentos de usinagem consistiram em realizar o fresamento de topo de canais em cheio nas peças. Foram utilizadas ferramentas de metal duro de 3 mm de diâmetro com revestimento de TiCrSin em conjunto com a fresadora Diplomat FVF 2000.

Durante as operações de fresamento, foram adquiridas as forças de corte por meio de um dinamômetro instalado na fresadora. O equipamento ficou acoplado à mesa e as amostras foram fixadas por parafusos no dinamômetro, conforme Fig. 4a. O dinamômetro utilizado foi o da fabricante Kistler, modelo 925 7BA, conectado a um amplificador também da Kistler (Fig. 4b) a uma placa de aquisição de dados da National Instruments (Fig. 4c). Esses equipamentos permitiram que as forças de corte nos eixos x, y e z fossem adquiridas e plotadas graficamente na tela do computador. Seu funcionamento consiste em converter a tensão em Volts relativa às forças para Newton, a unidade de medida de força no Sistema Internacional. A taxa de conversão utilizada inicialmente foi de 1 mV/N. A taxa de aquisição utilizada foi de 3 kHz.

Para o alinhamento do dinamômetro nos eixos x, y e z, foi utilizado um relógio comparador. Em seguida, a amostra foi fixada ao dinamômetro. Antes da realização dos experimentos, as amostras foram planificadas utilizando um porta-ferramenta de 20 mm com dois inserts para garantir uma profundidade de corte constante e uma rugosidade da superfície a ser usinada similar para ambas as amostras. Neste momento, não foi possível utilizar o avanço automático por conta da posição dos parafusos que fixavam a peça, o que impediu o avanço da esquerda para a direita. Desse modo, foi utilizado o avanço manual de baixo para cima e vice-versa.

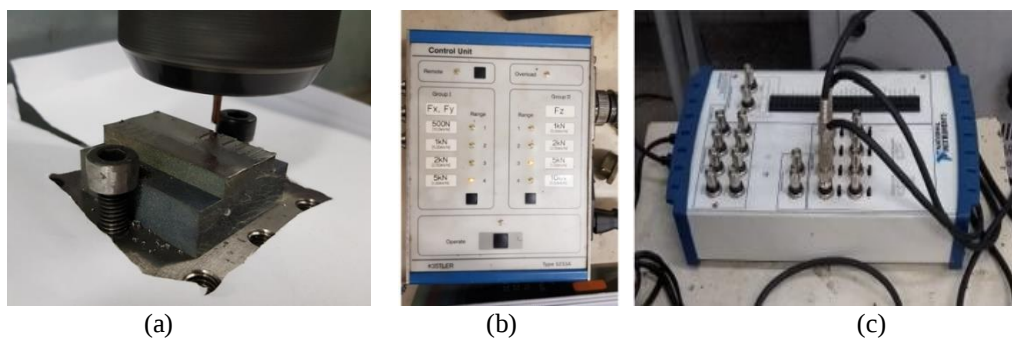


Figura 4. a) Amostra SLM fixada; b) Amplificador da Kistler; c) Placa de aquisição da National Instruments.

Para o planejamento de experimentos, foi realizado um planejamento fatorial completo 3^2 , utilizando como fatores o avanço por dente f_z e a velocidade de corte V_c . A escolha para esses parâmetros se deve ao fato de que o avanço é de extrema importância, tendo influência direta nas forças de corte, rugosidade e rebarba, e a velocidade de corte por ter grande influência no desgaste da ferramenta, tendo impacto, por consequência, em diversos fatores. A Tab. 1 apresenta a ordem de realização dos experimentos, sendo possível ver os níveis utilizados para cada parâmetro. Foram três valores diferentes para cada um dos dois primeiros parâmetros de entrada: avanço por dente e velocidade de corte, totalizando 9 fresamentos, sendo que foi feita uma réplica para cada combinação de valores do outro lado da peça. Em todos os cortes, a profundidade foi de 0,3 mm, com comprimento de 6 mm e espaçamento entre cortes de 4,5 mm.

Tabela 1. **Planejamento de experimentos.**

Corte	Avanço por dente (mm/dente)	Velocidade de corte (m/min)	Profundidade de corte (mm)
1	0,01	15	0,3
2	0,01	30	0,3
3	0,01	45	0,3
4	0,02	15	0,3
5	0,02	30	0,3
6	0,02	45	0,3
7	0,04	15	0,3
8	0,04	30	0,3
9	0,04	45	0,3

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Utilizando o programa MatLab para auxiliar na análise das forças de corte, gerou-se os gráficos utilizando os dados fornecidos pelos instrumentos de medição sem realizar nenhum tratamento, ou seja, sem aplicação de filtros analógicos ou digitais. Todos os gráficos gerados tiveram formas semelhantes ao gráfico mostrado na Fig. 5a, no qual há 3 etapas claras: nos primeiros momentos do gráfico, tivemos a aproximação da ferramenta e o início da usinagem até a ferramenta usinar a peça em cheio, tivemos também a etapa da usinagem em cheio, que será onde as análises serão centradas e, por fim, a etapa de afastamento da ferramenta.

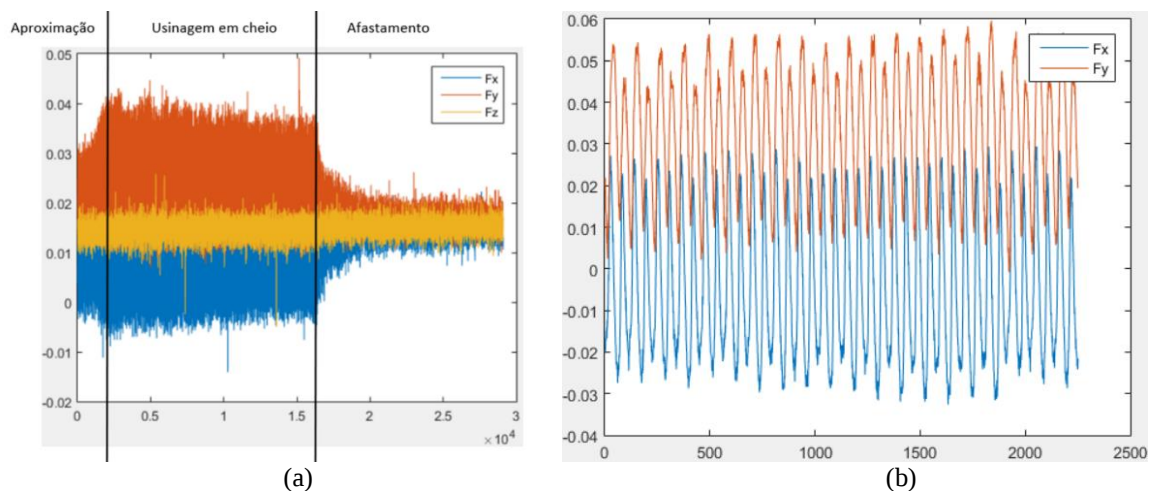


Figura 5. a) **Sinal da força de corte sem alterações;** b) **Amostra de sinal de força de corte para 20 rotações da ferramenta.**

Como essa análise é centrada no fresamento em cheio, foram selecionadas 20 rotações onde isto ocorre para observar o comportamento da força de corte na componente x e y, e, em todos os casos, houve um comportamento similar ao da Fig. 5b, onde se observa a força em y, componente na direção e no sentido do avanço, sempre positiva, com duas cristas por rotação, característica da ferramenta rotativa de 2 dentes, e a força em x, componente perpendicular com a direção do avanço, com comportamento senoidal similar oscilando 2 vezes em torno de 0 por rotação.

Ao observar as cristas, é possível notar que a primeira crista de cada rotação sempre se sobressai da segunda, indicando que o corte de um dente é mais expressivo que o outro. Isso ocorre devido à vibração da máquina-ferramenta bem como ao *run-out* da ferramenta, que é a descentralização no seu giro, fazendo com que o dente não percorra uma circunferência exata ao girar.

Uma informação importante para uma primeira análise é definir a força máxima média que ocorre em cada um dos 18 experimentos nas duas amostras, pois a força máxima que será o momento crítico do corte levando em consideração, por exemplo, cálculo de potência necessário para a máquina, cálculos de deflexão da ferramenta etc.

Como a força de corte depende do avanço, da profundidade de corte e da pressão específica de corte do material, as forças máximas médias, para parâmetros similares, terão valores similares. Sendo assim, foi calculada a força resultante máxima média para cada combinação de parâmetros. As barras de erro foram calculadas considerando o desvio-padrão e o número de medições.

Os gráficos da Fig. 6 mostram o comportamento da força resultante máxima em relação à velocidade de corte para cada nível de avanço. A primeira informação relevante que se pode observar é que a força de corte na usinagem da liga de fabricação convencional, de maneira geral, foi maior que a força de corte da liga de fabricação por SLM. Para 15 m/min, pode-se afirmar que a força de corte na liga convencional foi maior que a da liga SLM. Já para 30 m/min e 45 m/min, mesmo a média da força sendo maior para a liga convencional, as barras de erro sobrepõem, mostrando que, estatisticamente, não foi sempre que ocorreu.

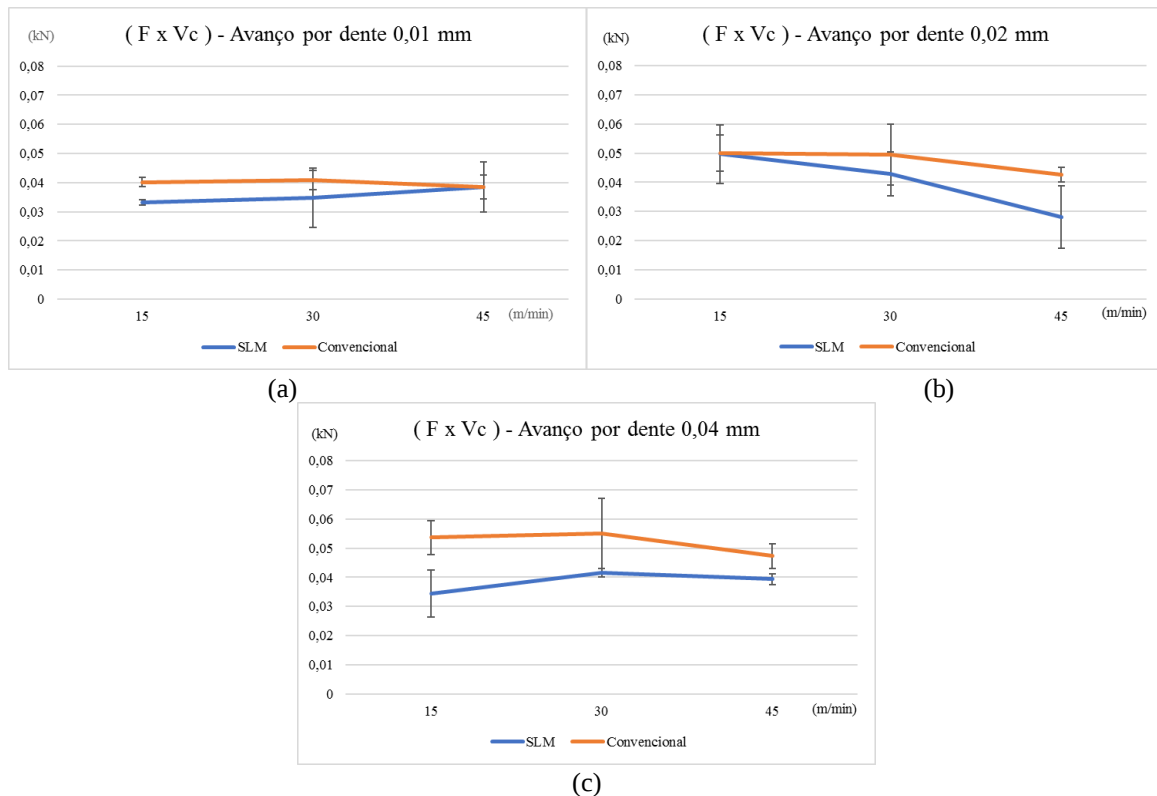


Figura 6. Comparação das forças de corte para amostras convencional e SLM variando a velocidade de corte.

Em Campos *et al.* (2020) e Bonaiti *et al.* (2017), um comportamento semelhante foi encontrado para microfresamento, contrapondo a expectativa de a intensidade da força durante o fresamento da liga por SLM ser maior devido a maior dureza. Provavelmente, isto ocorreu devido ao avanço adotado nesse trabalho ter sido pequeno o suficiente para ser próximo ao raio da aresta de corte da ferramenta, emulando uma condição de microfresamento. Na Fig. 6b, além de ser possível tirar conclusões semelhantes à Fig. 6a, pode-se também observar uma tendência de decaimento da intensidade da força com o aumento da velocidade de corte, parâmetro que não é considerado no cálculo teórico da força de corte. Na Fig. 6c, apesar de menos evidente, também pode-se observar uma tendência de decaimento da intensidade da força aumentando a velocidade de avanço.

Observando a Fig. 7, de maneira geral, nota-se uma tendência de crescimento da intensidade da força conforme se aumenta o avanço por dente do fresamento. Isso pode ser explicado analisando a relação da força de corte com relação à área do cavaco, onde a força de corte pode ser calculada pelo produto da área do cavaco pela pressão específica de corte do material. Como a área do cavaco pode ser expressa como o produto da profundidade de corte pelo avanço, tem-se que a intensidade da força é diretamente proporcional ao avanço. Pode-se observar também mais evidências de que a intensidade da força no fresamento da liga feita pelo método convencional se mostra, de maneira geral, superior à intensidade da força na liga por SLM.

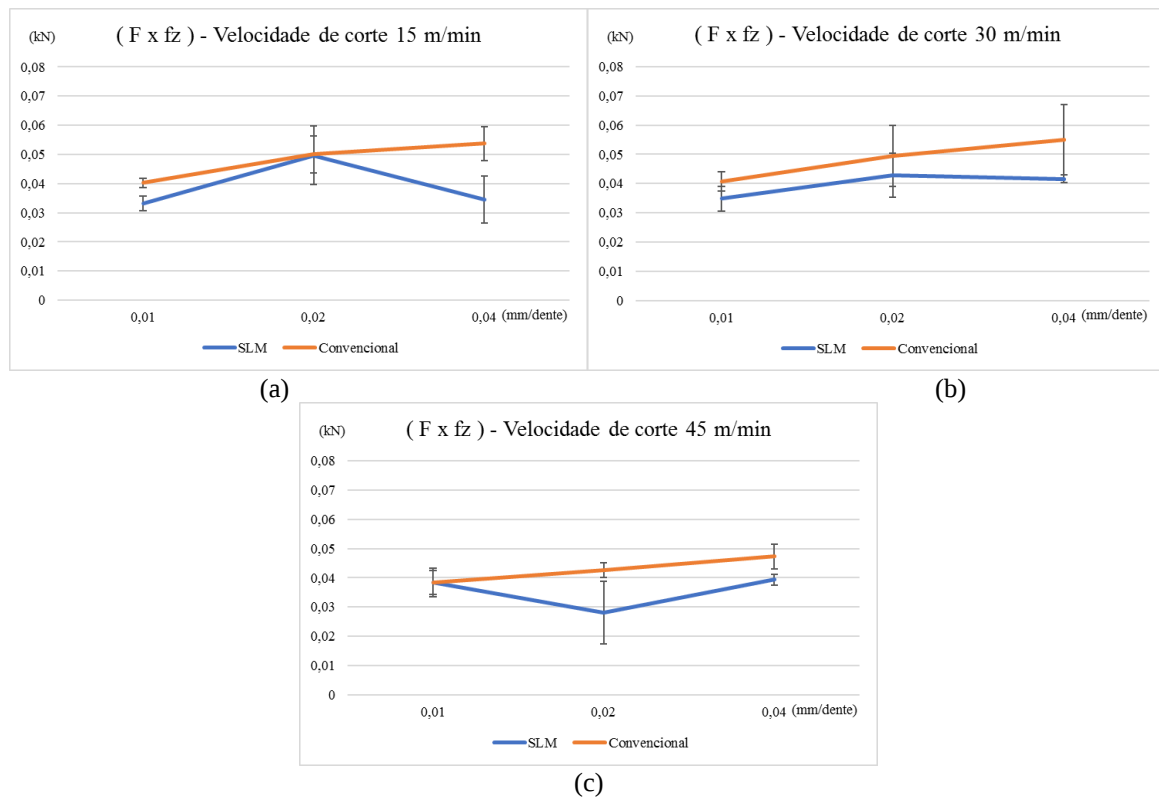


Figura 7. Comparação das forças de corte para amostras convencional e SLM variando o avanço por dente.

4. CONCLUSÕES

O presente trabalho lidou com a análise das forças de corte no fresamento de topo da liga de titânio Ti-6Al-4V produzida de forma convencional e por Selective Laser Melting, um processo de manufatura aditiva. Um planejamento de experimentos com dois fatores, avanço por dente e velocidade de corte, e três níveis foi feito. A fora máxima resultante foi analisada e relacionada com a caracterização microestrutural e das propriedades mecânicas feitas previamente.

As seguintes conclusões podem ser feitas a partir das análises:

- A amostra produzida por SLM apresentou a formação de uma fase martensítica e grãos refinados devido ao rápido resfriamento da camada de pó metálico após a fusão. Isso levou ao material apresentar uma maior dureza Vickers;
- As forças de corte apresentaram o resultado esperado aumentando com o avanço por dente já que o avanço por dente está relacionado com a área do cavaco indeformado;
- Em relação à velocidade de corte, a força não apresentou um comportamento definido, ficando muitas vezes dentro das barras de erro, não sendo possível definir uma relação direta;
- Comparando os dois materiais, pode ser visto que a liga produzida por SLM apresentou forças menores, mesmo tendo apresentado uma dureza maior. Resultados similares podem ser encontrados na literatura, especialmente em estudos de microfresamento. Uma hipótese é que os avanços usados no trabalho foram muito pequenos, ficando próximos do raio da aresta de corte da ferramenta, emulando uma situação no corte semelhante ao microfresamento.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer à docente Tatiane Chuvas, coordenadora do Laboratório de Usinagem do campus Maracanã do Cefet-RJ, e ao técnico Brenno Tavares pela ajuda com os experimentos.

6. REFERÊNCIAS

Bonaiti, G., Parenti, P., Annoni, M. and Kapoor, S.G., 2017. Micro-milling Machinability of DED Additive Titanium Ti-6Al-4V, *Procedia Manufacturing*, v. 10, pp. 497-509. 45th SME North American Manufacturing Research Conference, NAMRC 45, LA, USA.

- Campos, F.O., Araujo, A.C., Munhoz, A.L.J., Kapoor, S.G., 2020. The influence of additive manufacturing on the micromilling machinability of Ti6Al4V: A comparison of SLM and commercial workpieces. *Journal of Manufacturing Processes*: 299-307.
- Campos, F.O., Araujo, A.C. and Kapoor, S.G., 2016. An experimental study on micromilling of titanium alloy Ti-6Al-4V, XX Colóquio de Usinagem. Uberlândia.
- Campos, F.O., 2017. Micromilling of titanium alloys: a comparison between workpieces produced by casting, ECAP and 3D printing (SLM), Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- Kikuchi, M., 2009. The use of cutting temperature to evaluate the machinability of titanium alloys, *Acta Biomaterialia*, v. 5, n. 2, pp. 770 – 775.
- Kruth, J.P., Levy, G., Klocke, F. and Childs, T. H.C., 2007. “Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing”, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, v. 56, n. 2, pp. 730 – 759.
- Niinomi, M., 2008. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 1, n. 1, pp. 30 – 42. ISSN: 1751-6161.
- Pesach, A, Tiferet, E., Vogel, S.C., Chonin, M., Diskin, A., Zilberman, L., Rivin, O., Yeheskel, O. and Caspi, E.N., 2018. Texture analysis of additively manufactured Ti-6Al-4V using neutron diffraction, *Additive Manufacturing*, v. 23, p. 394 – 401.
- Polishetty, A., Shunmugavel, M., Goldberg, M., Littlefair, G. and Singh, R.K., 2017. Cutting Force and Surface Finish Analysis of Machining Additive Manufactured Titanium Alloy Ti-6Al-4V, *Procedia Manufacturing*, v. 7, p. 284 – 289.
- Rack, H. and Qazi, J., 2006. Titanium alloys for biomedical applications, *Materials Science and Engineering: C*, v. 26, n. 8, pp. 1269 – 1277.
- Rotella, G., Imbrogno, S., Candamano, S. and Umbrello, D., 2018. Surface integrity of machined additively manufactured Ti alloys, *Journal of Materials Processing Tech.*, v. 259, p. 180 – 185.
- Traini, T., Mangano, C., Sammons, R. L., Mangano, F., Macchi, A. and Piattelli, A., 2008. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants, *Dental Materials*, v. 24, n. 11, pp. 1525 – 1533, 2008.

7. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

A STUDY OF THE CUTTING FORCES IN MILLING TI-6AL-4V PRODUCED BY ADDITIVE MANUFACTURING (SLM)

Luiz Fernandes Palas, luiz.palas@aluno.cefet-rj.br¹

Dayseane Donato de Lemos Souza, dayseane.souza@aluno.cefet-rj.br¹

Fábio de Oliveira Campos, fabio.campos@cefet-rj.br¹

¹Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca (Cefet/RJ)

Abstract. *Titanium alloys are used in several areas of the industry and in biomedical applications due to their high mechanical resistance, corrosion resistance and favorable properties at high temperatures. However, titanium and its alloys, especially the Ti-6Al-4V, present, in general, low machinability mainly because of their low thermal conductivity. In biomedicine, this alloy has a wide range of application because the addition of alloy elements increases its mechanical properties, but keeps the biocompatibility at a good level, making it an excellent material for producing implants, for example. In recent years, with great improvement in additive manufacturing processes using metals, Selective Laser Melting (SLM) has been gaining attention for the manufacturing of implants. However, SLM generates a different microstructure to the alloy regarding to the same material obtained by conventional methods, which can cause changes in its machinability. So, this paper has the objective of analyzing the cutting forces when milling the titanium alloy Ti-6Al-4V obtained by conventional methods and by SLM. It was carried out a 3² factorial design of experiments varying the cutting speed and feed per tooth. Results showed that, although presenting higher hardness, SLM titanium showed lower cutting forces. This corroborates other studies in the literature.*

Keywords: *cutting forces, milling, SLM, titanium, additive manufacturing*