

RESISTÊNCIA À FADIGA DE PRÓTESES ODONTOLÓGICAS DE Ti6Al4V PRODUZIDAS POR MANUFATURA ADITIVA E POR USINAGEM

Fábio Silva de Oliveira¹

¹Divisão de Ensaaios em Materiais e Produtos, Instituto Nacional de Tecnologia, Rio de Janeiro (RJ), Brasil
E-mail: fabio.silva@int.gov.br

Resumo. A manufatura aditiva traz uma gama de possibilidades referentes à fabricação de peças para diversas aplicações, entre elas, pode-se ressaltar as direcionadas às aplicações médico-hospitalares e as odontológicas. É possível, através da utilização de programas computacionais, elaborar diversas geometrias para as peças. Fatores como o tempo e a precisão são potencializados gerando uma considerável economia para o processo produtivo. Em especial, para os biomateriais, essa tecnologia construtiva permite que os implantes possam ser produzidos de forma a atender a necessidade de cada paciente pois, pode-se levar em conta, durante a produção, a anatomia de cada um. O presente trabalho envolverá a comparação dos parâmetros da vida em fadiga de implantes odontológicos produzidos por manufatura aditiva de titânio com os fabricados pelo processo de usinagem, utilizando a norma ISO/DIS 14801:2016 como base.

Palavras-chave: Próteses, Manufatura Aditiva, Titânio.

1. INTRODUÇÃO

A manufatura aditiva tem sido amplamente estudada nos últimos anos, na tentativa de otimizar a fabricação de peças de engenharia, para diversas aplicações, entre elas, as relativas às áreas médica e odontológica.

Em seu artigo CHASTAND, *et al* (2016) relata que manufatura aditiva se trata de um grupo de processos que surgiu nos anos 80 e que consiste na construção de peças compostas por diversas camadas. Estas tecnologias foram usadas anteriormente para fabricar protótipos em materiais poliméricos, mas agora eles podem construir peças metálicas e cerâmicas. A fabricação de peças, camada por camada, permite uma grande liberdade na seleção da forma e esta tecnologia torna-se interessante para reduzir o peso e adicionar funcionalidades em peças. Quanto mais complexa a peça, mais competitiva é esta tecnologia porque o tempo de fabricação será menor e os custos menores se comparados aos processos convencionais. Com todas estas vantagens, segundo WYCISK (2014) a manufatura aditiva vem ganhando cada vez mais importância na comunidade científica, especialmente nos processos industriais relacionados à aeronáutica e aos artigos médicos para saúde, entre eles os relacionados à odontologia. KRUTH (2007) descreve que, uma das principais técnicas utilizadas para a construção das peças é a SLM (*selective laser melting*), ou fusão seletiva a laser, onde uma fonte de energia térmica funde regiões de forma seletiva, do leito do pó, de determinada liga ou de uma mistura de pós elementares. Após a fusão da primeira camada, o processo se repete diversas vezes para a fusão das demais camadas. Devido às tensões residuais, as peças metálicas devem ser submetidas a um tratamento para alívio de tensões. Um dos metais comumente processados pela técnica SLM é o titânio, muito utilizado em

aplicações biomédicas e no campo aeroespacial. A liga mais utilizada nesse processo, segundo BENEDETTI (2017), é a Ti6Al4V por apresentar propriedades tais como boa resistência à corrosão e biocompatibilidade. Essa última característica em especial, confere às peças produzidas a capacidade de osseointegração (MANGANO, 2014) considerável, conectando a massa óssea ao implante, função essencial aos implantes odontológicos. A osseointegração foi pela primeira vez definida como a conexão direta entre o osso vivo e a superfície de um implante. Esta característica é fundamental para a estabilidade do implante, sendo considerado um pré-requisito para o sucesso clínico dos implantes dentários (MANGANO, 2014). Desde que as propriedades da superfície do implante foram identificadas como um fator importante para promover a osseointegração, as pesquisas são centralizadas na potencialização da integração óssea, através da modificação nas superfícies dos implantes. As técnicas de manufatura aditiva, em especial a Fusão Seletiva a Laser (*Selective Laser Melting - SLM*), permite a alteração das superfícies dos implantes visando maior osseointegração.

A aplicação da manufatura aditiva na fabricação dos implantes permite a necessidade de cada paciente possa ser atendida pois, pode-se levar em conta, durante a produção, a anatomia de cada um. Isso se traduz em maiores chances de sucesso no processo de implantação das próteses odontológica. Aliado a isso, tem-se a vida útil dos implantes que está relacionada a uma considerável quantidade de fatores tais como a carga aplicada durante o uso, a técnica operatória e a vida em fadiga da prótese. O presente trabalho compara a vida em fadiga de implantes odontológicos produzidos por manufatura aditiva de titânio com os fabricados pelo processo de usinagem.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Materiais

Os materiais a serem estudados consistem em amostras de implantes odontológicos produzidos por manufatura aditiva (fusão seletiva a laser) da liga Ti6Al4V e amostras de implantes odontológicos fabricados por usinagem, da mesma liga. Os parâmetros utilizados tanto no processo produtivo de manufatura aditiva quanto no processo de usinagem não foram revelados pelo fabricante por serem confidenciais.

2.2 Métodos

Ensaio de fadiga

Os ensaios de fadiga nos implantes fabricados por manufatura aditiva (SLM) foram iniciados no laboratório de ensaios mecânicos do IME. Estes ensaios seguiram o que preconiza a norma ISO 14801:2016. O equipamento utilizado foi o MTS Landmark, com célula de carga de 15 kN, na frequência de 10 Hz. Esses ensaios serão continuados nas dependências do INT, através da utilização da máquina de ensaios servohidráulica para ensaios dinâmicos da marca INSTRON, modelo 8872, com célula de carga de 10 kN. Os ensaios de fadiga nas amostras de implantes usinados serão realizados no laboratório de

ensaios do INT, através da utilização do mesmo equipamento, com os mesmos parâmetros oriundos da norma ISO 14801:2016.

Ensaaios de compressão

Os ensaios de compressão dos implantes fabricados por manufatura aditiva (SLM) foram iniciados no laboratório de ensaios mecânicos do Instituto Militar de Engenharia (IME). Os ensaios mecânicos de compressão estáticos seguiram as recomendações da norma ISO 14801:2016. Nestes ensaios empregou-se a máquina de ensaio Universal EMIC DL10000, com célula de carga de 1.000N e velocidade de deslocamento de 2,0 mm/min. Já os ensaios mecânicos de compressão nas amostras dos implantes usinados serão realizados no laboratório de ensaios mecânicos do Instituto Nacional de Tecnologia, seguindo as mesmas recomendações da norma supracitada, empregando-se a máquina universal de ensaios da marca INSTRON, modelo 3382, equipada com célula de carga 10 kN.

Microscopia eletrônica de varredura

A microscopia eletrônica de varredura será utilizada para a visualização dos implantes como recebidos e também para a revelação da superfície de fratura dos implantes após os ensaios de fadiga. As imagens dos implantes fabricados por SLM, como recebidos, foram feitas no IME, através do MEV JSM-5800LV, da JEOL, com voltagem de aceleração de 10 kV. As demais imagens serão realizadas no INT, através do MEV INSPECT S 50, da FEI, com voltagem de aceleração de 20 kV.

Microscopia Óptica

A microscopia óptica será utilizada para visualização dos implantes como recebidos com o objetivo de caracterizar a microestrutura dos implantes fabricados por manufatura aditiva (SLM) e a microestrutura dos implantes usinados. Para tanto será utilizado o microscópio óptico da marca Olympus modelo BX51M, do INT.

3. RESULTADOS PRELIMINARES

As superfícies das amostras dos implantes produzidos por manufatura aditiva (SLM) foram analisadas como recebidas. A Fig. 1 mostra as superfícies visualizadas no MEV.

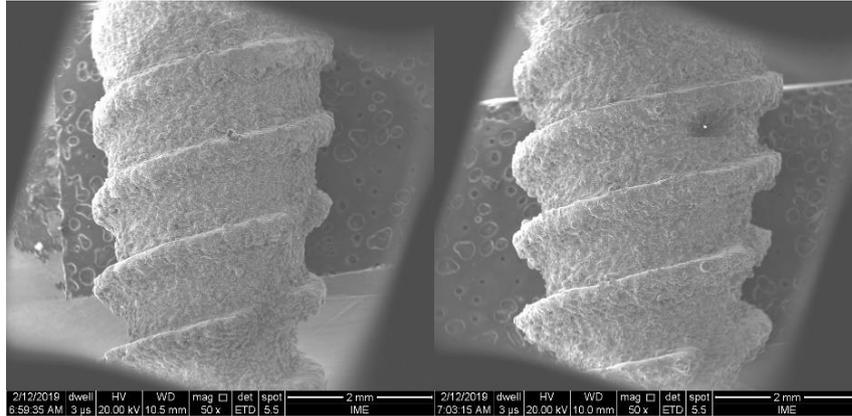


Fig. 1 Amostras de implantes produzidos por manufatura aditiva (SLM) observadas no MEV.

3.1 Ensaio de fadiga

O ensaio foi iniciado com a força de compressão de 400 N e a cada 500.000 ciclos um incremento de 100 N foi realizado, até a fratura do corpo de prova.

Com 5.238.820 ciclos, e com uma carga de 600 N, uma das amostras fraturou. As superfícies da fratura, são mostradas nas Fig. 2 e 3.

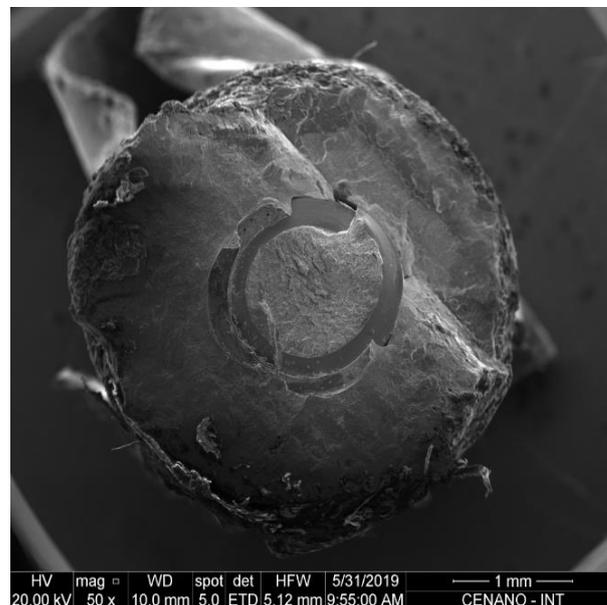


Fig. 2 Vista superior do implante fabricado por manufatura aditiva (SLM), após fratura (MEV).

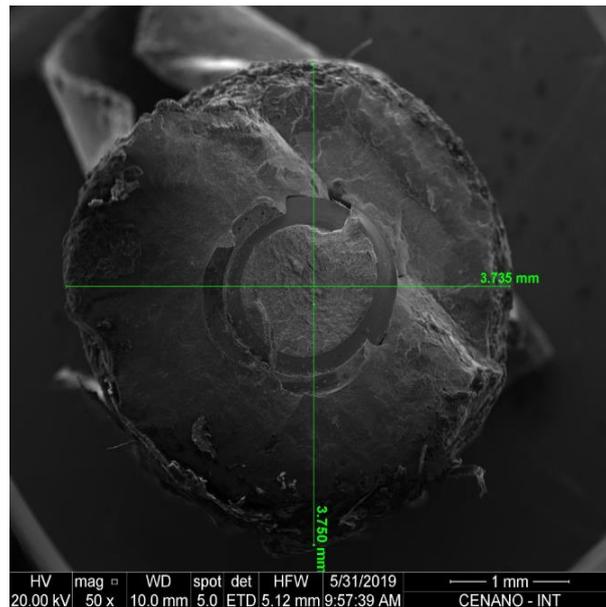


Fig. 3 Diâmetro aproximado do implante fabricado por manufatura aditiva (SLM), após fratura (MEV).

Não foram evidenciadas regiões em que ocorreu a nucleação de trincas e posterior propagação. Além disso, as imagens são compatíveis com a literatura pesquisada para a liga de Ti6Al4V.

4. CONCLUSÃO

Como os ensaios ainda não foram finalizados, poucas conclusões puderam ser evidenciadas. Entretanto, pelo ensaios de fadiga que estão em curso, a amostra de implante (SLM) que fraturou com pouco mais de $5,3 \times 10^6$ ciclos, trata-se de uma situação atípica, já que as demais amostras possuem mais de 10^7 e ainda encontram-se íntegras. Ao final dos ensaios, serão levantados os mecanismos que levaram as amostra a fratura por fadiga. Pelos resultados iniciais, há uma previsão de que as amostras de implantes fabricadas por manufatura aditiva (SLM) terão desempenho superior se comparada às amostras de implantes fabricadas por usinagem.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Governo Federal, ao Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações pelo apoio oferecido e, em especial, ao Instituto Nacional de Tecnologia pelo apoio oferecido.

REFERÊNCIAS

- AKÇIN, E. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *The journal of prosthetic dentistry*. V. 120. Holanda, 2018.
- AROLA, D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *ScienceDirect*. V. 33. Holanda, 2017.
- ASM Handbook. Alloy Phase Diagrams. ASM International: vol. 3, 1992.
- ASM Handbook. Fatigue And Fracture. ASM International: vol. 19, 1996 ASM INTERNATIONAL. Handbook, Casting. vol. 15, 1998.
- ASM Handbook. Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special Purpose Materials. vol. 2, 1990.
- ASTM American Society for Testing and Materials ASTM F136 - 08: Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401).
- BAI, L. Additive Manufacturing of Customized Metallic Orthopedic Implants: Materials, Structures, and Surface Modifications. *Metals*. V. 9. EUA, 2019.
- BARBOSA, C. Metais não ferrosos e suas ligas. Rio de Janeiro: e-papers, 2014.
- BENEDETTI, M. et al. The effect of post-sintering treatments on the fatigue and biological behavior of Ti-6Al-4V ELI parts made by selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. V. 71. Holanda, 2017.
- CAO, F. A Review of the Fatigue Properties of Additively Manufactured Ti-6Al-4V. *The Minerals, Metals & Materials Society*. V. 70. EUA, 2018.
- CHASTAND, V. Fatigue characterization of Titanium Ti-6Al-4V samples produced by Additive Manufacturing. *Science direct*. ECF21. Italy, 2016.
- CHEN, X. Effect of MEVVA ion implantation on fatigue properties of TC18 titanium alloy. *Surface & Coatings Technology*. V. 344. Holanda, 2018.
- CHEN, Y. Fatigue behaviour of titanium/PET joints formed by ultrasound-aided laser welding. *Journal of manufacturing processes*. V. 31. Holanda, 2018.
- CHERN, A. A review on the fatigue behavior of Ti-6Al-4V fabricated by electron beam
- CUI, W. A state-of-the-art review on fatigue life prediction methods for metal structures. *Journal of Marine Science and Technology*. V. 7. EUA, 2002.
- DENTI, L. Fatigue life and microstructure of additive manufactured Ti6Al4V after different finishing processes. *Materials Science & Engineering A*. V. 755. Holanda, 2019.

DIAS, F. Comportamento mecânico do polímero PTFE sujeito a diferentes taxas de deformação. Dissertação - UFF. Rio de Janeiro, p. 73. 2011.

DIKOVA, T. Microstructure and hardness of fixed dental prostheses manufactured by additive Technologies. Journal of achievements in materials and manufacturing engineering. V. 71. Polônia, 2015.

ELIAS, C. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. Journal of materials research and technology. V. 8. Holanda, 2019.

GARCIA, A. Ensaio dos materiais. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2012.

HERNÁNDEZ, A. Avaliação do comportamento microestrutural e em fadiga da liga T—35Nb-7Zr-5Ta sinterizada e termicamente tratada. Tese – UNB. Brasília, p.178. 2012.

ILEA, A. Osseointegration of titanium scaffolds manufactured by selective laser melting in rabbit femur defect model. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. V. 30. EUA, 2019.

International organization for standardization. ISO/DIS 14801: Dentistry — Implants — Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Suíça, p.22. 2016.

JUNIOR, C. Avaliação das propriedades mecânicas e emissão de ruído de roldanas poliméricas de POM/TPU utilizadas na indústria moveleira – UCS. Caxias do Sul, p. 76. 2014.

KAJIMA, Y. Effect of adding support structures for overhanging part on fatigue strength in selective laser melting. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. V. 78. Holanda, 2018.

KELLY, C. The effect of surface topography and porosity on the tensile fatigue of 3D

KRUTH, JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping Journal. U K, 2007.

LEON, M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. The journal of prosthetic dentistry. V. 120. Holanda, 2018.

LI, Y. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications. Materials. V. 7. EUA, 2014.

LIU, S. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. V. 164. Holanda, 2019.

LIU, Y. Additive manufacturing techniques and their biomedical applications. Family Medicine and Community Health. V. 5. UK, 2017.

LIU, Z. Fatigue Properties of Ti-6Al-4V Titanium Alloy Friction Stir Welding Joint. *Journal of Materials Engineering and Performance*. V. 27. EUA, 2018.

MANGANO, F. Histological Evidence of the Osseointegration of Fractured Direct Metal Laser Sintering Implants Retrieved after 5 Years of Function. *Biomed Research International*. UK, 2014.

MANMEET, K. Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. *Materials Science & Engineering C*. V.102. Holanda, 2019.
melting additive manufacturing. *International Journal of Fatigue*. V. 119. Holanda, 2018.

MIERZEJEWSKA, Z. Mechanical Properties and Microstructure of DMLS Ti6Al4V Alloy Dedicated to Biomedical Applications. *Metals*. V. 12. EUA, 2019.

MIZUKAMI, H. et al. Nitriding Behavior of Titanium Sponge Studied using Nitrogen Gas and Dissolution Behavior of a Titanium Nitride Sponge in Titanium Alloy Melt. *ISIJ International*. Vol. 59. N. 1. Japão, 2019.

MOUNIR, M. Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *International association of oral and maxillofacial surgeons*. V. 47. EUA, 2017.

NEWMAN, J. C. Fatigue and crack-growth behavior in a titanium alloy under constant-amplitude and spectrum loading. *Engineering Fracture Mechanics*. V. 187. Holanda, 2018.

NIKITIN, A. Fatigue behavior of titanium alloys under very high cycle fatigue loading. *Inorganic materials: applied research*. V. 9. Rússia, 2018.

OBEROI, G. 3D Printing—Encompassing the Facets of Dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. V. 6. Suíça, 2018.

PAN, X. The behavior of crack initiation and early growth in high-cycle and veryhigh-cycle fatigue regimes for a titanium alloy. *International Journal of Fatigue*. V. 115. Holanda, 2018.

PRIVADO, M. A Finite Element Analysis of the Fatigue Behavior and Risk of Failure of Immediate Provisional Implants. *Metals*. V. 9. Suíça, 2019.

ROMERO, C. Fatigue and fracture properties of Ti alloys from powder-based processes – A review. *International Journal of Fatigue*. V. 117. Holanda, 2018.

ROSA, E. *Análise de resistência mecânica (mecânica da fratura e fadiga)*. 1. ed. Santa Catarina: UFSC, 2002.

SANTOS, V. *Análise da resistência à fratura entre pilares retos e angulados do sistema cone Morse*. *Revista de odontologia da UNESP*. V. 44. São Paulo, 2015.

SCHÖN, C. *Mecânica dos Materiais*. 1. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

SCHWITALLA, A. Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. V. 69. Holanda, 2017.

SU, W. Manufatura aditiva da liga Ti-6Al-4V aplicada em uma biela automotiva. Dissertação - UNICAMP. Campinas, p.99. 2013.

SUI, Q. Effect of Build Orientation on the Corrosion Behavior and Mechanical Properties of Selective Laser Melted Ti-6Al-4V. Metals. V. 9. EUA, 2019.

TAN, C. Cyclic deformation and microcrack initiation during stress controlled high cycle fatigue of a titanium alloy. Materials science & engineering A. V. 711. Holanda, 2018.

TASAKA, A. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. Journal of Prosthodontic Research. V. 63. Holanda, 2019.

TUOMI, J. In vitro cytotoxicity and surface topography evaluation of additive manufacturing titanium implant materials. Clinical applications of biomaterials. V. 53. EUA, 2017.

WALLY, Z. Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. V. 90. Holanda, 2019.

WARCHOMICKA, F. In-Situ Synchrotron X-Ray Diffraction of Ti-6Al-4V During Thermomechanical Treatment in the Beta Field. Metals. V. 9. EUA, 2019.

WOJCIECHOWSKI, E. Feasibility of designing, manufacturing and delivering 3D printed ankle-foot orthoses: a systematic review. Journal of Foot and Ankle Research. V. 12. EUA, 2019.

WYCISK, E. Effects of Defects in Laser Additive Manufactured Ti-6Al-4V on Fatigue Properties. Science direct. 8th International Conference on Photonic Technologies. Lane, 2014.

WYSOCKI, B. Laser and Electron Beam Additive Manufacturing Methods of Fabricating Titanium Bone Implants. Applied Science. V. 7. EUA, 2017.

YAN, X. Effect of heat treatment on the phase transformation and mechanical properties of Ti6Al4V fabricated by selective laser melting. Journal of Alloys and Compounds. V. 764. Holanda, 2018.