

OTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA DE UMA PLACA ÓSSEA FABRICADA POR MANUFATURA ADITIVA PARA REDUÇÃO DE USO DE MATERIAL

Yago Chagas Santos Santiago, yago.moura@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: Nos últimos anos tem aumentado o interesse no estudo dos impactos que diversos setores da indústria possuem no meio ambiente já que tem-se apontado que as emissões de gases do efeito estufa tem chegado a níveis alarmantes. Há uma gama ampla de fatores que podem ser estudados na área de fabricação que podem contribuir para minimizar esses impactos, sendo um deles a questão do gasto/desperdício de material. Processos de manufatura aditiva em metais têm avançado de forma rápida para substituir operações de usinagem em diversas aplicações tendo como uma das principais vantagens o menor desperdício de material, que costuma ser considerável na manufatura subtrativa. Além disso, um menor gasto de material é importante por questões financeiras das empresas. Uma das principais aplicações da manufatura aditiva tem sido na área biomédica, mais especificamente na fabricação de implantes, antes fabricados em grande parte por usinagem. Placas ósseas são implantes sintéticos utilizados para tratar fraturas de osso e funcionam a partir da imobilização dos segmentos fraturados. Dessa forma, o presente trabalho tem como objetivo otimizar a geometria de uma placa óssea interna, diminuindo o volume de material utilizado considerando as possibilidades de fabricação dos processos de manufatura aditiva, porém garantindo sua funcionalidade através de análises numéricas utilizando elementos finitos.

Palavras-chave: placa óssea, projeto, elementos finitos, manufatura aditiva, sustentabilidade

1. INTRODUÇÃO

Placas ósseas são dispositivos utilizados para fixar internamente pedaços de osso em uma posição após a realização de uma osteotomia ou para tratar fraturas onde há colapso do sistema ósseo. As placas são usadas em conjunto com parafusos de fixação e, usualmente, são fabricadas em dois materiais: aço inoxidável ou liga de titânio, usualmente com alumínio e vanádio (Miller and Goswami, 2007).

O aço inoxidável ASTM F138 é um material bastante utilizado na fabricação desse tipo de implante por ser biocompatível, possuir boa resistência mecânica, apresentar uma boa usinabilidade em comparação com a liga de titânio e ser mais barato. Porém, ele apresenta uma alta porcentagem de níquel que é um material conhecido por causar reações alérgicas nos pacientes. Dessa forma, o material ideal para a fabricação das placas ósseas para fixação interna é a liga de titânio Ti-6Al-4V, pois além de possuir uma boa resistência, é mais biocompatível que o aço inoxidável, possui uma ótima resistência à corrosão, porém é caro e difícil de usar (Singh, Acesso em abril de 2022).

Atualmente, existem diversos tipos de placas ósseas que podem ser utilizadas em pacientes, dependendo do osso a ser tratado, do tipo de tratamento e fixação, entre outros fatores. De forma resumida, os principais tipos são explicados abaixo (Conzemius and Swainson, 1999; Pilliar *et al.*, 1979):

- DCP (*Dynamic Compression Plate* - Placa de Compressão Dinâmica) - é um tipo de placa óssea que atinge a fixação através do atrito entre a placa e o osso. Dessa forma, a superfície de contato da placa deve ter o formato do osso para haver um bom encaixe. O aperto entre a placa e o osso pode causar problemas no fluxo sanguíneo;
- LC-DCP (*Limit-Contact Dynamic Compression Plate* - Placa de Compressão Dinâmica com Contato Limitado) - É uma modificação do tipo anterior que visa diminuir o contato entre o osso e a placa para preservar o fluxo sanguíneo;
- LCP (*Locking Compression Plate* - Placa) - É um tipo de placa onde seus furos são do tipo convencional e rosqueados, possibilitando a utilização da placa tanto como compressão com contato como sem contato.

Há diversos processos de fabricação que podem ser usados para fabricar placas ósseas, sendo eles na maioria das vezes usados em conjunto. Por exemplo, uma barra que é usinada até a geometria da placa desejada passou anteriormente por

processos de lingotamento e sucessivas operações de conformação mecânica. Assim, a cadeia produtiva usual da placa óssea é grande, custosa e, como normalmente utiliza-se processos de usinagem, ocorre muito desperdício de material por se tratar de uma manufatura subtrativa.

Além de aumentar o custo com matéria-prima, o desperdício de material tem sido cada vez mais foco de estudos relacionados à questão da sustentabilidade já que para produzir um material é gasto bastante energia e se ele não é aproveitado, os gases de efeito estufa emitidos para a sua produção foram em vão. Fazendo o contraponto com a usinagem, a manufatura aditiva (MA) apresenta a alternativa de praticamente zerar o desperdício de material, especialmente em casos onde não é preciso processos de usinagem para acabamento. No caso de processos de MA que utilizam pós metálicos, o desperdício somente não é zero porque há um número de vezes máximo que o pó pode ser reutilizado já que ele passa por ciclos de aquecimento e resfriamento sempre que é utilizado próximo às áreas fundidas ou sinterizadas.

Além disso, a manufatura aditiva possibilita a fabricação de geometrias complexas que muitas vezes seriam impossíveis ou demoradas para fabricar por usinagem, o que possibilita também reduzir o gasto de material ao modificar ou otimizar o projeto das peças.

Como dito anteriormente, um dos problemas da utilização da liga de titânio como material para as placas ósseas é o custo, o que pode ser minimizado através da manufatura aditiva, apesar do processamento de materiais metálicos ainda apresentar um alto custo inicial. Porém, os custos têm caído com o passar do tempo e o avanço do uso comercial dessas novas tecnologias. Um dos tipos de otimização utilizados quando se quer otimizar a geometria de uma peça é a otimização topológica.

Na otimização topológica, é possível obter uma geometria otimizada a partir de um modelo tridimensional de partida e condições de contorno e propriedades do material como carregamento, pontos de fixação e propriedades do material, para que seja possível a retirada de material redundante do modelo original, ou seja, de forma que a peça continue funcional (Murat *et al.*, 2021).

Gupta *et al.* (2021) produziram placas ósseas fabricadas da liga de titânio Ti-6Al-4V convencional e por Selective Laser Melting (SLM) e analisou suas propriedades mecânicas e a aplicabilidade comercialmente. Os autores identificaram que a formação de martensita nas amostras de SLM tornaram as placas mais resistentes, porém frágeis. Assim, aplicaram ciclos de tratamentos térmicos e conseguiram chegar a propriedades similares às da liga convencional, indicando ser possível a utilização deste tipo de material. Lima *et al.* (2017) analisou a possibilidade de fabricar placas ósseas pelo processo de MA laser engineered net shaping (LENS) utilizando a liga de titânio Ti-Nb-ZR. Os autores concluíram que é possível a utilização desse processo, pois mesmo com produzindo algum nível de porosidade, as propriedades mecânicas encontradas estavam de acordo com as aplicações.

Assim, o presente trabalho possui o objetivo de otimizar a geometria de uma placa óssea considerando as possibilidades de fabricação por processos de manufatura aditiva, visando minimizar o desperdício ou uso de material, porém garantindo sua funcionalidade através da análise numérica de tensões.

2. METODOLOGIA

Esta seção apresenta as metodologias aplicadas para o desenvolvimento das etapas deste trabalho, incluindo a definição da geometria da placa óssea utilizada, o desenvolvimento do CAD, análise de tensões e a otimização topológica da geometria.

2.1 Modelagem CAD - Geometria

O objeto de estudo deste trabalho foi uma placa óssea do tipo DCP com geometria simples, hipoteticamente a ser utilizada no tratamento de uma fratura de fêmur. A geometria da placa foi definida a partir da literatura (Nourisa *et al.*, 2015): 5 mm de espessura e 12 furos. Considerou-se que a sua aplicação se daria em conjunto com seis parafusos a serem inseridos nas posições 1, 4, 6, 7, 9 e 12 como mostra a Fig. 1. O modelo CAD da placa foi desenvolvido no programa Fusion 360 da Autodesk.



Figura 1: Geometria inicial da placa óssea com 12 furos.

O material considerado para fabricação da placa foi a liga de titânio Ti-6Al-4V, que seria o material ideal para esse tipo de aplicação e é um material que está sendo amplamente aplicado em processos de manufatura aditiva. Considerou-se a fabricação por Selective Laser Melting que é um processo de fabricação de MA usando pó metálico, onde uma camada do pó é depositada numa mesa e um raio faz um caminho fundindo o pó para formar a camada da peça desejada e o pó é prontamente resfriado e solidificado já que a espessura da camada é muito pequena. Em seguida, a mesa é movimentada para baixo, possibilitando nova deposição de camada e o processo continua até formar a peça inteira. O processo de SLM também foi selecionado por já possibilitar a fabricação de peças sólidas com 100 % de densidade.

Considerando a fabricação por MA, há alguns pontos que devem ser levados em consideração em relação à fabricação por usinagem. No processo de SLM, devido ao rápido resfriamento do material, a microestrutura da liga Ti-6Al-4V é diferente da convencional, havendo a formação de uma estrutura martensita. Isso leva ao aumento da dureza e da resistência mecânica do material, o que pode ser levado em consideração na hora do planejamento da fabricação e a relação com as propriedades necessárias na peça final. A Tab. 1 apresenta as propriedades mecânicas dessa liga quando produzida de forma convencional e por SLM de acordo com a literatura.

Tabela 1: **Propriedades da liga de titânio Ti-6Al-4V convencional e fabricada por SLM (Shunmugavel *et al.*, 2016).**

Material	Tensão de Escoamento	Resistência Mecânica	Alongamento	Dureza
Liga convencional	948 MPa	994 MPa	21 %	306 HV
Liga SLM	1050 MPa	1120 MPa	4 %	360 HV

2.2 Elementos Finitos e Otimização Topológica

A análise numérica do modelo foi realizada através de elementos finitos utilizando o programa Fusion 360 da Autodesk. Como mencionado, a placa foi considerada fixada por seis parafusos em posições mostradas na Fig. 2. A situação de carregamento foi considerado uma pessoa de massa 70 kg com todo o peso apoiado na perna onde a placa estaria aplicada. Assim, foi feito um carregamento axial de 700 N. Os detalhes da malha gerada podem ser vistos na Tab. 2.



Figura 2: **Resultado da distribuição da tensão de Von Mises para a geometria inicial da placa óssea.**

Tabela 2: **Detalhes da malha da análise de elementos finitos da placa óssea.**

Propriedade	Valor
Geometria dos elementos	Tetraédrica
Tamanho médio dos elementos	5 mm
Número de nós	7.416
Número de elementos	3.951

Como resultado da análise numérica, foi analisada apenas a tensão equivalente de Von Mises a qual pode ser comparada com a tensão de escoamento do material (1050 MPa), ou seja, da liga de titânio produzida por SLM.

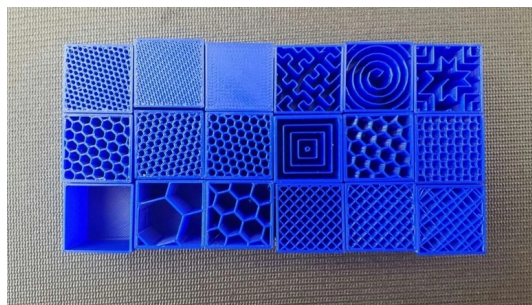
A otimização topológica foi aplicada no modelo CAD desenvolvido considerando as condições de contorno previamente detalhadas e foi utilizada a ferramenta de otimização do programa Fusion 360. Além do carregamento, da fixação e das propriedades do material, também foi definido que em um círculo de 12 mm em torno de cada furo onde haveria um parafuso, ou seja, onde há fixação, não poderia ser retirado material.

A partir da geometria otimizada gerada pelo programa, uma nova geometria plausível de fabricação por SLM foi modelada considerando as possibilidades geométricas permitidas pela manufatura aditiva como, por exemplo, o preenchimento de partes não essenciais com menos material, como mostra a Fig. 3.

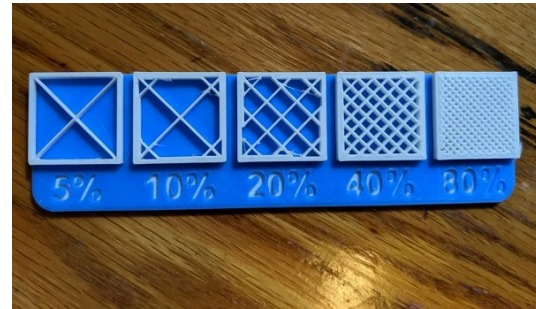
Com a nova geometria gerada, a massa e o volume de material que seria utilizado para sua fabricação foram comparados.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Fig. 4 mostra a distribuição de tensão de Von Mises e pode ser visto que a tensão crítica fica longe da tensão de escoamento da liga, indicando que a placa está sobreprojetada. Aqui, é importante ratificar que a geometria da placa foi retirada da literatura. A tensão crítica encontrada foi de cerca de 18 MPa e está concentrada nos pontos de aplicação dos carregamentos.



(a) Exemplos de tipos de preenchimento na manufatura aditiva.



(b) Porcentagens de preenchimento para usar menos material.

Figura 3: Preenchimentos possíveis na manufatura aditiva (O'Connell, 2022)



Figura 4: Resultado da distribuição da tensão de Von Mises para a geometria inicial da placa óssea.

Tendo garantida a funcionalidade da placa óssea para os parâmetros definidos neste trabalho, foi realizada a otimização topológica da geometria com o intuito de diminuir o uso de material na fabricação da peça. A ferramenta de otimização topológica do Fusion 360 gera uma geometria otimizada de acordo com as condições de contorno selecionadas e não leva em consideração a forma resultante ou a possibilidade de fabricar a peça. Assim, deve-se desenvolver uma nova geometria em cima da geometria gerada pelo programa.

A nova geometria otimizada foi desenvolvida utilizando o preenchimento do tipo colmeia para as partes menos solicitadas da placa óssea e excluindo os furos não utilizados para fixação. A Fig. 5 apresenta a placa inicial, a placa gerada na otimização e a geometria da placa otimizada desenvolvida a partir dela.

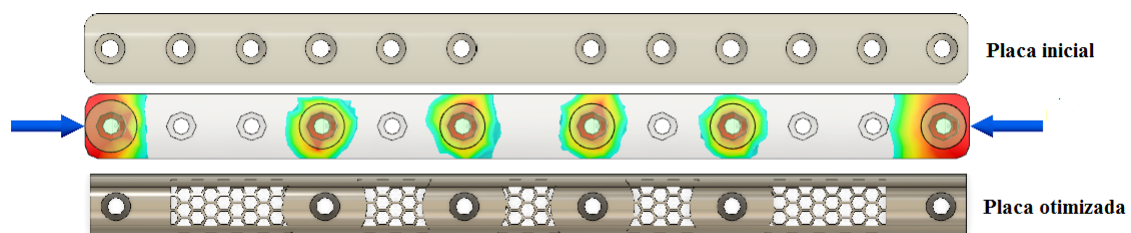


Figura 5: Resultado da distribuição da tensão de Von Mises para a geometria inicial da placa óssea.

A geometria otimizada foi, então, também submetida à análise de tensões por elementos finitos, usando o módulo de Static Stress do Fusion 360, já que a ferramenta de otimização não garante que a nova geometria iria suportar o carregamento. A Fig. 6b mostra a distribuição da tensão equivalente de Von Mises para o mesmo carregamento e fixação da placa otimizada. Apesar de ter ocorrido um leve aumento da tensão crítica, indo de 18 MPa para cerca de 21 MPa, os valores ainda estão longe da tensão de escoamento do material de 1050 MPa. Assim, a geometria otimizada da placa óssea manteve sua funcionalidade dentro dos parâmetros definidos neste trabalho.

A Tab. 3 apresenta os dados da massa e volume das geometrias da placa óssea antes e depois da otimização. Antes da otimização, a placa apresentava uma massa de 0,095 kg e volume de 211,75 mm³ e depois da otimização, apresentou

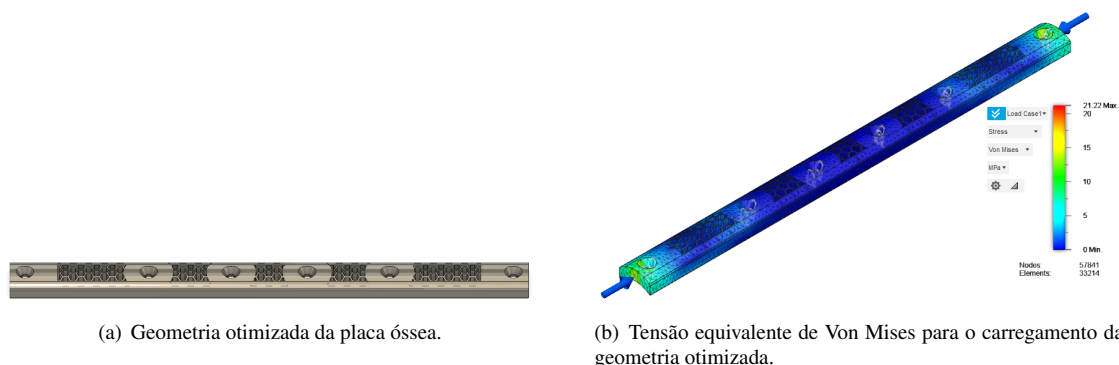


Figura 6: **Otimização topológica da placa óssea.**

massa de 0,078 kg e volume de 171,91 mm³. Assim, a massa e o volume tiveram uma redução de 17,89 % e 18,81 %, respectivamente. Apesar de já ser uma redução significativa de volume de material a ser utilizado, é importante apontar que a reconstrução da geometria foi feita de forma conservadora, sendo possível analisar a possibilidade de diminuir espessura da estrutura de material deixada em torno do preenchimento e também alterar as possibilidades de preenchimento.

Além disso, cabe ressaltar que se for feita a comparação da fabricação da usinagem com a manufatura aditiva, na usinagem, o material bruto teria que ser uma barra ou tarugo de dimensões ainda maiores, resultando em um desperdício maior de material.

Tabela 3: **Comparação da massa e volume de material entre as geometrias da placa óssea inicial e otimizada.**

Geometria	Massa	Volume
Inicial	0,095 kg	211,75 mm ³
Otimizada	0,078 kg	171,91 mm ³
Comparação	Redução de 17,89 %	Redução de 18,81 %

4. CONCLUSÕES

O presente trabalho lidou com a otimização da geometria de uma placa óssea fabricado em liga de titânio Ti-6Al-4V, considerando as possibilidades de fabricação por manufatura aditiva, visando a redução do uso de material. Foi desenvolvido um modelo CAD inicial da placa, sua funcionalidade foi analisada via elementos finitos e a otimização topológica foi aplicada, sendo desenvolvida uma geometria otimizada cuja funcionalidade foi também testada. Por fim, a massa e volume de material utilizado para cada geometria foi comparada.

As seguintes conclusões podem ser apontadas:

- A placa óssea definida neste trabalho apresentou boa funcionalidade considerando as condições de carregamento e fixação especificadas, considerando a análise de elementos finitos, cujo resultado apontou uma tensão crítica de Mises de cerca de 18 MPa, sendo que a tensão de escoamento do material era 1050 MPa;
- A partir da otimização topológica gerada pelo programa Fusion 360, uma nova geometria foi desenvolvida e sua funcionalidade para as mesmas condições foi novamente analisada, apontando que a nova geometria manteve seu funcionamento. A análise numérica apontou uma tensão de Mises crítica de cerca de 21 MPa;
- A geometria otimizada apontou para uma redução de cerca de 17 % na massa e 18 % no volume de material utilizado, sendo que a otimização realizada foi conservadora. Pode-se concluir que é possível reduzir consideravelmente o uso de material considerando as possibilidades da manufatura aditiva, não só na fabricação de placas ósseas, mas também em outras áreas.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao programa de bolsas de Iniciação Científica PIBIC do qual é fruto o presente trabalho.

6. REFERÊNCIAS

- Conzemius, M. and Swainson, S., 1999. "Fracture fixation with screws and bone plates". *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, Vol. 29, No. 5, pp. 1117–1133. ISSN 0195-5616. doi:[https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(99\)50105-8](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(99)50105-8). URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0195561699501058>.
- Gupta, S.K., Shahidsha, N., Bahl, S., Kedaria, D., Singamneni, S., Yarlagaadda, P.K., Suwas, S. and Chatterjee, K., 2021. "Enhanced biomechanical performance of additively manufactured ti-6al-4v bone plates". *Journal of the Mechanical*

- Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 119, p. 104552. ISSN 1751-6161. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104552>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616121002356>.
- Lima, D., Mantri, S., Mikler, C., Contieri, R., Yannetta, C., Campo, K., Lopes, E., Styles, M., Borkar, T., Caram, R. and Banerjee, R., 2017. “Laser additive processing of a functionally graded internal fracture fixation plate”. *Materials & Design*, Vol. 130, pp. 8–15. ISSN 0264-1275. doi:<https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.05.034>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0264127517305154>.
- Miller, D.L. and Goswami, T., 2007. “A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing”. *Clinical Biomechanics*, Vol. 22, No. 10, pp. 1049–1062. ISSN 0268-0033. doi:<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307001532>.
- Murat, F., Kaymaz, I. and Korkmaz, I.H., 2021. “A new porous fixation plate design using the topology optimization”. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 92, pp. 18–24. ISSN 1350-4533. doi:<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.04.003>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453321000370>.
- Nourisa, J., Baseri, A., Sudak, L. and Rouhi, G., 2015. “The effects of bone screw configurations on the interfragmentary movement in a long bone fixed by a limited contact locking compression plate”. *Journal of biomedical science and engineering*.
- O’Connell, J., 2022. “3d printing infill: The basics – simply explained”. <https://all3dp.com/2/infill-3d-printing-what-it-means-and-how-to-use-it/>. All3DP.
- Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Binnington, A.G., Szivek, J.A. and Macnab, I., 1979. “Bone ingrowth and stress shielding with a porous surface coated fracture fixation plate.” *Journal of biomedical materials research*, Vol. 13 5, pp. 799–810.
- Shunmugavel, M., Polishetty, A., Nomani, J., Goldberg, M. and Littlefair, G., 2016. “Metallurgical and machinability characteristics of wrought and selective laser melted ti-6al-4v”. *Metallurgical and Machinability Characteristics of Wrought and Selective Laser Melted Ti-6Al-4V*, Vol. 2016, p. 10. doi:10.1155/2016/7407918.
- Singh, D.A.P., Acesso em abril de 2022. “Bone plates in orthopedics – principle, types and uses”. <https://boneandspine.com/plating-and-different-modes-of-plating-in-orthopedics/#bone-plates-material>. Bone Spine.

7. RESPONSABILIDADE AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

GEOMETRY OPTIMIZATION OF A BONE PLATE MANUFACTURED BY ADDITIVE MANUFACTURING FOR MATERIAL WASTE REDUCTION

Yago Chagas Santos Santiago, yago.moura@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: In recent years, the interest in studies about the impact that sectors of the industry have on the environment has been increasing as it has been pointed out that greenhouse gas emission reached alarming limits. There is a wide range of factors that can be studied in the manufacturing field and can contribute to minimize these impacts and one of them is about material waste. Additive manufacturing processes using metals have rapidly advanced to replace machining operations on several applications, presenting as one of the main advantages the lower material waste, which is usually considerable in removal manufacturing. Besides, a smaller material waste is important because of financial issues of the companies. One of the main applications for additive manufacturing has been in biomedical area, more precisely on implants manufacturing, which are produced mainly by machining. Bone plates are synthetic implant used to treat bone fractures and they work by immobilizing the fractured segments. So, the present study has the objective of optimizing the geometry of an internal bone plate, decreasing the volume of material used considering the possibilities of production regarding additive manufacturing, but ensuring its functionality through finite element analysis.

Palavras-chave: bone plate, design, finite element, additive manufacturing, sustainability