

ANÁLISE COMPARATIVA DE SCAFFOLDS DE ARQUITETURA CELULAR TRADICIONAL E TPMS USANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Congresso Brasileiro De Manufatura Aditiva, 1ª edição, de 30/11/2020 a 01/12/2020
ISBN dos Anais: 978-65-86861-62-4

GRAÇA; Guido Rezende de Alencastro ¹, **JUNIOR;** Neilton Paixão de Jesus ², **SILVA;** Cristiane Evelise Ribeiro da ³, **O'CONNOR;** Joan ⁴, **MENDONÇA;** Roberta Helena ⁵, **BORGES;** Lavinia Maria Sanabio Alves ⁶

RESUMO

1. Introdução A engenharia tecidual aplicada aos tecidos ósseo e cartilaginoso pode ser definida como um campo multidisciplinar que busca o desenvolvimento de terapias a fim de solucionar doenças ósseas, como a osteoporose. Visando alcançar esse objetivo, pesquisas indicam a utilização de suportes tridimensionais “*scaffolds*” como base de sustentação para células como o principal expoente na busca do desenvolvimento de novas tecnologias. Os *scaffolds* precisam de características específicas para serem aplicados a osteoregeneração, dentre as quais destacam-se (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; HOLLISTER, 2005): - Resistência Mecânica: Os *scaffolds* aplicados na regeneração óssea necessariamente precisam ter resistência mecânica compatível ao tecido ósseo a ser tratado (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; O'BRIEN, 2011); - Arquitetura: O tamanho e a forma dos *scaffolds* precisa ser adaptada ao dano do tecido. Além disso, geralmente busca-se uma arquitetura porosa, com tamanho variando entre 200-600µm, para estimular o crescimento celular (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; BOSE et al., 2012; HOLLISTER, 2005); - Porosidade: Para garantir a estrutura óssea ideal a área superficial de cultivo celular deve ser grande, logo a interconectividade dos poros deve ser superior a 90% (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; DOMINGOS, 2012; HOLLISTER, 2005); - Osteogênese: Ocorre quando os osteoblastos são inseridos na área danificada com o biomaterial a ser enxertado; - Osteocondutividade: Habilidade do *scaffold* para suportar a adesão de osteoblastos e garantir a conexão adequada com a estrutura tecidual que seja compatível com a migração celular (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; OLSZTA et al., 2007); - Osteoindutividade: Habilidade do *scaffold* em promover a diferenciação das células osteoprogenitoras, que podem ser aplicadas em tecidos cartilagosos e ósseos, dos osteoblastos (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; LIU et al., 2013); - Osteointegração: Envolve a integração das propriedades antes citadas do *scaffold* ao organismo (PERIĆ KAČAREVIĆ et al., 2019; PARITHIMARKALAINAN e PADMANABHAN, 2013). Dentro de tantos requisitos com o avanço da manufatura aditiva (MA), também chamada de impressão 3D, que vem alcançando diferentes setores tecnológicos, como aeronáutico, automobilístico, saúde, dentre outros, na engenharia de tecidos, graças a MA, novas geometrias complexas passaram a ser utilizadas na fabricação de *scaffolds*. (LONG et al., 2016) (BOLAND et al., 2006) (CHOI et al., 2020). Sendo possível serem fabricadas através de diferentes técnicas de bioimpressão, principalmente, das técnicas de modelagem depositada de fundido (do inglês *Fused deposited Modeling, FDM*) e *inkjet*. Dentre os diferentes polímeros utilizados em bioimpressão, destaca-se o uso da Policaprolactona (PCL), por ser fácil de imprimir e devido ao seu baixo ponto de fusão e às suas propriedades reológicas e viscoelásticas. (SOUFIVAND et al., 2020). Em função disso, é amplamente utilizado como substituto ósseo para osteoindução, na confecção de fios de sutura e como meio para liberação de fármaco. Posto isso, é o mais atrativo dos

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpjj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

poliésteres biodegradáveis. (SIDDIQUI et al., 2018; DOMINGOS, 2012; PATRÍCIO et al., 2013) As geometrias de superfícies mínima triplamente periódicas (TPMS, do inglês *Triply Periodic Minimal Surface*) vem se destacando na aplicação de regeneração do tecido ósseo na construção de *scaffolds* por atender os pré-requisitos supracitados. As TPMS são superfícies periodicamente infinitas em três direções independentes com a curvatura média nula, consequência de simetrias de convexidade e concavidade. Essas superfícies são compostas por uma célula unitária que se repete em três direções. Os exemplos mais conhecidos das TPMS são o giróide e diamante, também conhecido como superfície D de Schwarz. Desta forma, com o objetivo de auxiliar no estudo sobre as diferentes geometrias de *scaffolds*, foi utilizado análise numérica, por elementos finitos. Analisando o comportamento mecânico de diferentes geometrias de *scaffolds*, principalmente em condição de compressão, indo desde modelos mais tradicionais como retangulares quanto modelos mais complexos como TPMS, como também observado em trabalhos desenvolvidos na literatura por (ALMEIDA e BARTOLO, 2013)(YUAN et al., 2019)(SCHIPANI et al., 2020) (SOUFIVAND et al., 2020).

2. Objetivo O presente trabalho tem como objetivo avaliar por simulação computacional, usando o método de Elementos Finitos, a resistência mecânica da célula unitária do giróide quando submetida à compressão. Também tem como objetivo analisar o comportamento mecânico de duas geometrias diferentes de *scaffolds* a serem fabricados por MA, uma com uma geometria tradicional e outra com uma geometria de giróide, quando submetidas a compressão. Ambas possuem as mesmas dimensões totais e mesmo volume de porosidade.

3. Metodologia

3.1. Modelagem Ambos os *scaffolds* foram modelados com dimensões totais de 4,5mm x 4,5mm x 4,5mm e com 70% de volume de poros, para posterior comparação. O *scaffold* com geometria tradicional, mostrado na Figura 1, foi modelado no software *Solidworks Dassault Systemes*. O filamento extrudado possui uma dimensão aproximada de 0,2 mm. Como o filamento é extrudado por cima da camada anterior, foi usado um modelo de círculo achatado nas extremidades, com dimensões 0,15 mm por 0,25 mm. Foi modelado o contorno do filamento e posteriormente extrudado para obter o corpo de um fio. Utilizando ferramentas de padrão linear, foram utilizados 6 fios em cada camada, alternando a orientação dos fios cada camada. O espaçamento entre os fios foi tal que garantisse o volume de poros desejado. (Figura 1.a) A modelagem geométrica de *scaffolds* de superfícies complexas como as TPMS, é difícil de ser feita utilizando as ferramentas dos softwares CAD tradicionais. Para modelar-se superfícies complexas como a TPMS faz-se necessário uma modelagem utilizando equações descritivas dessas superfícies. A equação que define uma célula unitária de um giróide é dada por (Eq. 1).

$$F(x, y, z) = \cos\left(\frac{2\pi}{L}x\right) \sin\left(\frac{2\pi}{L}y\right) + \cos\left(\frac{2\pi}{L}y\right) \sin\left(\frac{2\pi}{L}z\right) + \cos\left(\frac{2\pi}{L}z\right) \sin\left(\frac{2\pi}{L}x\right) + a \quad (1)$$

Onde correspondem às coordenadas do ponto no espaço, o parâmetro L é o comprimento da célula unitária e *a* reflete a porosidade desejada do giróide. Para *a*=0, a célula resultante terá uma porcentagem volumétrica de 50%. (YUAN et al., 2019). Para a modelagem das giróides foi utilizado o *MS Lattice* (AL-KETAN, e ABU AL-RUB, 2020). Foram modelados uma célula unitária do giróide e um arranjo cúbico com duas células unitárias de lado. A superfície foi exportada como um arquivo STL. Para fazer o processo de importação da superfície no software de elementos finitos ser mais leve e ágil, a malha foi remalhada e simplificada, bem como trechos desconectados do giróide foram removidos. Também foi ajustada a escala do *scaffold*. A edição da malha STL foi realizada no software *Autodesk Meshmixer*. (Figura 1.b) Onde correspondem às coordenadas do ponto no espaço, o parâmetro L é o comprimento da célula unitária e *a* reflete a porosidade desejada do giróide. Para *a*=0, a célula resultante terá uma porcentagem volumétrica de 50%. (YUAN et al., 2019). Para a modelagem das giróides foi utilizado o *MS Lattice* (AL-KETAN, e ABU AL-RUB, 2020). Foram modelados uma célula unitária do giróide e um arranjo cúbico com duas células unitárias de lado. A superfície foi exportada como um arquivo STL. Para fazer o processo de importação da superfície no software de elementos finitos ser mais leve e ágil, a

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpjj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

malha foi remalhada e simplificada, bem como trechos desconectados do giróide foram removidos. Também foi ajustada a escala do *scaffold*. A edição da malha STL foi realizada no software Autodesk Meshmixer. (Figura 1.b).

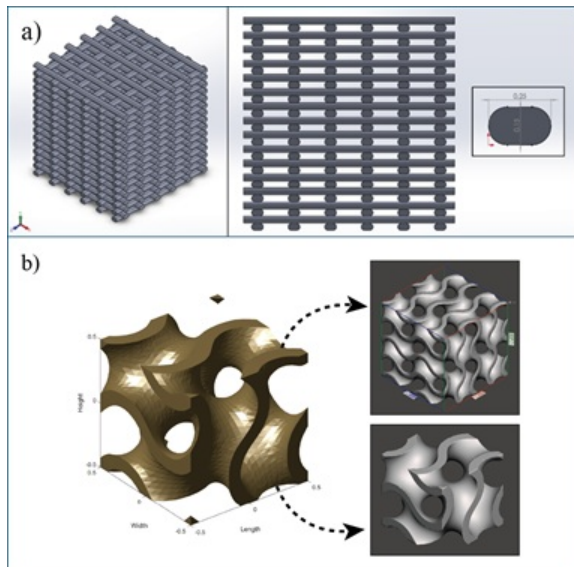


Fig. 1 Scaffold com geometria

tradicional e com geometria complexa como a TPMS giróide a) *scaffold* com geometria tradicional. b) Célula unitária do giróide no MS Lattice e as malhas STL do *scaffold* e da célula unitária no Meshmixer.

3.2. Modelos constitutivos de plasticidade: Após um corpo atingir um nível de tensão superior ao seu limite de escoamento, ele irá atingir o chamado regime plástico e ocorrerão deformações plásticas, i.e., deformações residuais que, mesmo após cessar o carregamento, irão se manter no corpo. As condições de como ocorrerá uma deformação plástica, após atingido o regime plástico no mesmo, são estabelecidas pela lei de encruamento. Essa lei é consequência do fato de que a superfície de escoamento sofre constantes alterações enquanto ocorre as deformações plásticas. Além disso, pode ser modelada de acordo com a definição dos parâmetros de endurecimento. No presente trabalho, foram estudados dois casos de plasticidade, um com um modelo perfeitamente plástico e um modelo com uma lei de encruamento não linear, seguindo o modelo de Hockett-Sherby (H-S). O modelo H-S foi considerado pelo comportamento de saturação em tensão mostrado para o caso de polímeros. (GONÇALVES et al. 2019; CONNOR et al., 2020) Para o caso perfeitamente plástico, a lei evolui como uma função constante com o valor da tensão de escoamento inicial σ_{ys} (Eq. 2). Logo, o limite de escoamento do material e sua superfície de escoamento ficam inalteradas. (LEMAITRE, J., & CHABOCHE, J. 1990), (NETO, E. A. D. S. et al. 2008)

$$\sigma_{ys} = \sigma_{ys0} \quad (2) \text{ Para o caso de}$$

encruamento isotrópico não linear de H-S, a lei de encruamento é dada por (Eq. 3):

$$\sigma_{ys} = \sigma_{ys0} + (\sigma_{\infty} - \sigma_{ys0})(1 - e^{-\gamma \varepsilon_{pe}^m}) \quad (3) \text{ Sendo } \sigma_{y0} \text{ a tensão de}$$

escoamento inicial, ε_{pe} a deformação plástica efetiva, σ_{∞} a tensão de fluxo em estado estacionário, γ o coeficiente de saturação e m o expoente de saturação.

3.3. Simulação computacional usando o MEF As simulações foram realizadas no software de elementos finitos COMSOL Multiphysics (COMSOL Multiphysics, 2013). Tanto na simulação da célula unitária quanto para os *scaffolds*, foi utilizado uma condição de deslocamento prescrito equivalente a 2% da altura total na parte superior, enquanto nas laterais foi utilizado uma condição de deslizamento sem atrito e na parte inferior uma condição de engaste (Figuras 2.a, 2.c e 2.e). Para a malha, foram utilizados elementos tetraédricos Lagrangeanos com função de interpolação de segunda ordem em todos os modelos. Respectivamente, foram usados para a célula unitária uma malha com 40949 elementos, para o *scaffold* tradicional com 302681 elementos e para o *scaffold* de giróide com 28965 elementos. (Figuras 2.b e 2.d e 2.f)

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpjj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

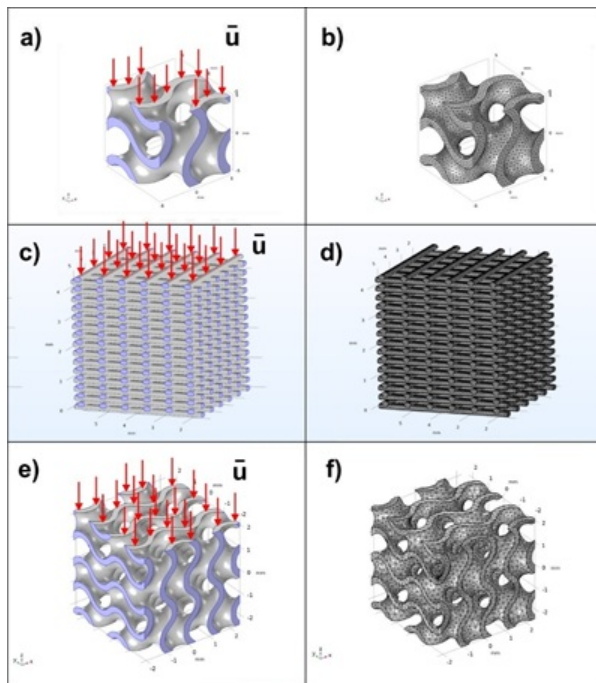


Fig. 2 Condições de contorno e

malha de elementos finitos das geometrias estudadas. Condições de contorno: de deslocamento prescrito na face superior indicado por setas vermelhas, de rolagem sem atrito nas laterais indicado em azul e de engaste nas faces inferiores. a,b) Célula unitária de um giróide. c,d) *Scaffold* com geometria tradicional. e,f) *Scaffold* com geometria de giróide Para as propriedades mecânicas, foram adotados dois modelos de plasticidade: Perfeitamente plástico e encruamento não linear de H-S. Foram usados modelos de plasticidade em polímeros já utilizados em trabalhos anteriores, dado que os ensaios experimentais no PCL ainda não foram realizados. Os parâmetros foram extraídos de GONÇALVES et al. (2019) e correspondem à poliamida 12 (PA 12), impresso por MA. Os valores constam na Tabela 1. Tabela 1: Parâmetros dos modelos constitutivos de plasticidade para a PA12 (GONÇALVES

	E (MPa)	σ_y (MPa)	σ_u (MPa)	σ_∞ (MPa)	γ_{HS}	m_{HS}
et al. 2019)	1418	20,3	39,5	64,7	0,48	0,852

4.Resultados e discussão 4.1. Célula unitária Os resultados da simulação para a célula unitária convergiram tanto para o modelo perfeitamente plástico quanto para o modelo de H-S. Ambos os modelos apresentaram um campo de tensões similares, onde o perfeitamente plástico apresentou um valor de tensão máxima igual ao limite de escoamento, o que era esperado. O modelo de H-S apresentou um valor de tensão máxima 1,34 vezes acima do limite de escoamento (Figuras 3.a.1- a.3).

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpjj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

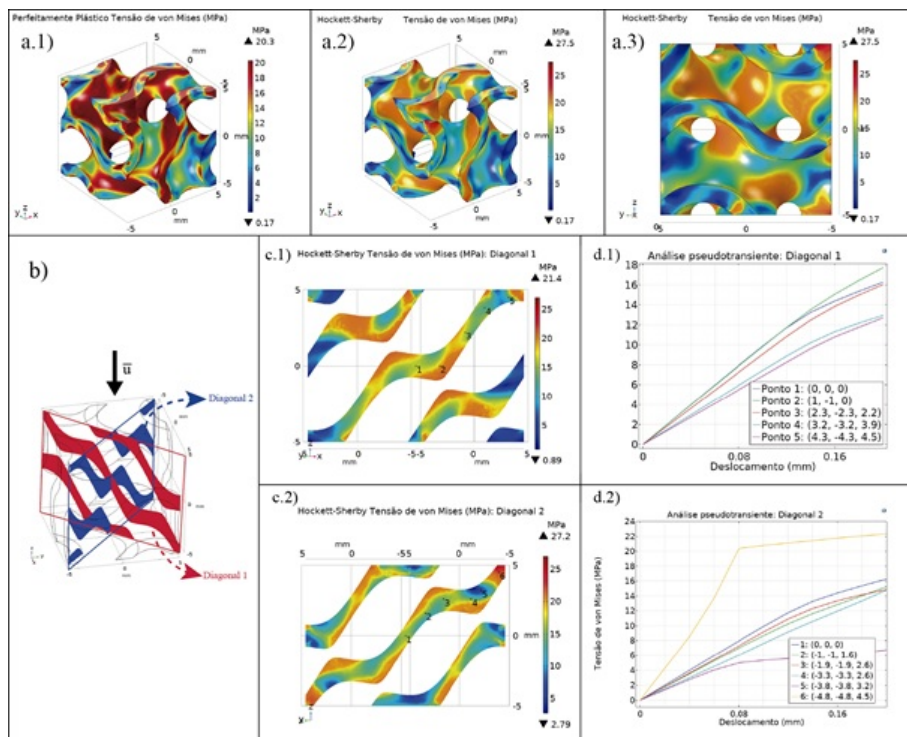


Fig 3.

Análise do comportamento de uma célula unitária do giróide. Campo de tensões para o caso perfeitamente plástico (a.1) e modelo não linear de H-S (a.2 e a.3). Duas diagonais analisadas (b). Campos de tensão para as diagonais 1 e 2 e os pontos analisados no caso pseudotransiente (c.1 e c.2, respectivamente). Curvas de tensão avaliada nos pontos indicados nas diagonais (d.1 e d.2)

Por apresentar um campo de tensões sem a contenção do limite de escoamento, optou-se por dar preferência a esse modelo de plasticidade na análise. Analisou-se os dois planos diagonais da célula unitária com o modelo de H-S para ver como se comportou o campo de tensões, ambos os planos são longitudinais ao sentido do deslocamento (Figura 3.b). Nota-se que o campo de tensões entre as duas diagonais é bem similar, onde a diagonal 2 possui um valor de tensão máxima maior em relação à diagonal 1, com um valor de 1,27 vezes maior. Esse ponto de máximo está situado na região próxima à aplicação do deslocamento. Porém quando comparados os campos de tensão em ambas nota-se o mesmo comportamento geral, as tensões aumentam próximo das curvas convexas e são mais baixas próximas às curvas côncavas, indicando um aumento em regiões submetidas à tração. O meio da giróide possui um campo de tensão com valores entre esses limites máximos e mínimos. (Figuras 3.c.1, c.2) Foram escolhidos cinco pontos na diagonal 1 e seis na diagonal 2, onde foram analisados o comportamento da tensão utilizando uma simulação pseudotransiente, ou seja, foram feitas simulações estacionárias no tempo com valores entre 0 e o deslocamento máximo. Para isso foi feito uma varredura paramétrica no parâmetro do deslocamento prescrito, utilizando 10 valores diferentes. Os pontos escolhidos variaram desde o centro geométrico da célula unitária até a extremidade de aplicação da carga, passando pelo meio da célula. Onde, os resultados estão são mostrados nas Figuras 3.d.1 e 3.d.2. Observa-se que as curvas possuem um ligeiro comportamento não linear quando aproximado de 15% de deformação. Para a diagonal 2, próximo do contorno com a condição de deslocamento prescrito ocorreram dois pontos com comportamento bem destoantes e opostos. O ponto 6 (amarelo) plastificou rapidamente e apresentou um valor de tensão muito maior que os demais. Já o ponto 5, embora situado próximo ao ponto 6, se encontra em uma região de tensão muito inferior, situando-se bem distante do valor de escoamento. Isso pode ser devido a ser uma região próxima da condição de contorno.

4.2. Scaffolds A simulação do *scaffold* tradicional apresentou um campo de tensão bastante não homogêneo, com as tensões se concentrando principalmente nas regiões de contato entre os fios. No resto do corpo, as tensões foram praticamente nulas. Entretanto, embora tenha ocorrido uma tensão bem localizada, o seu valor foi baixo, de apenas 4,08 MPa,

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

alcançando cerca de um quinto do valor da tensão de escoamento. Por este motivo, embora implementado o modelo de plasticidade houve apenas deformação elástica (Figura 4.a). Para o *scaffold* de giróide, o modelo de H-S não convergiu. Por tanto, optou-se por utilizar o modelo perfeitamente plástico. As simulações mostraram uma intensa plastificação do material. O valor de tensão máxima foi igual ao limite de escoamento. Foram analisadas as tensões nos planos XZ e YZ. Notou-se que, no plano XZ, a seção transversal consiste praticamente de fios na vertical, alinhados com a direção de deformação. Por este motivo, a plastificação foi particularmente intensa nesses fios. Já para o plano YZ, sua seção transversal consistiu apenas de segmentos na direção longitudinal, ou seja, transversal à aplicação do deslocamento. Por este motivo, houve uma variação muito maior de tensão, alternando entre regiões de alta e de baixa tensão. Interessantemente, essas regiões de maior tensão são aquelas que, ao fazer um corte perpendicular, em um plano paralelo ao XZ, ele irá corresponder a trechos verticais. Analogamente, as regiões de menor tensão são aquelas que, neste plano paralelo ao XZ, também apresentaram trechos horizontais.

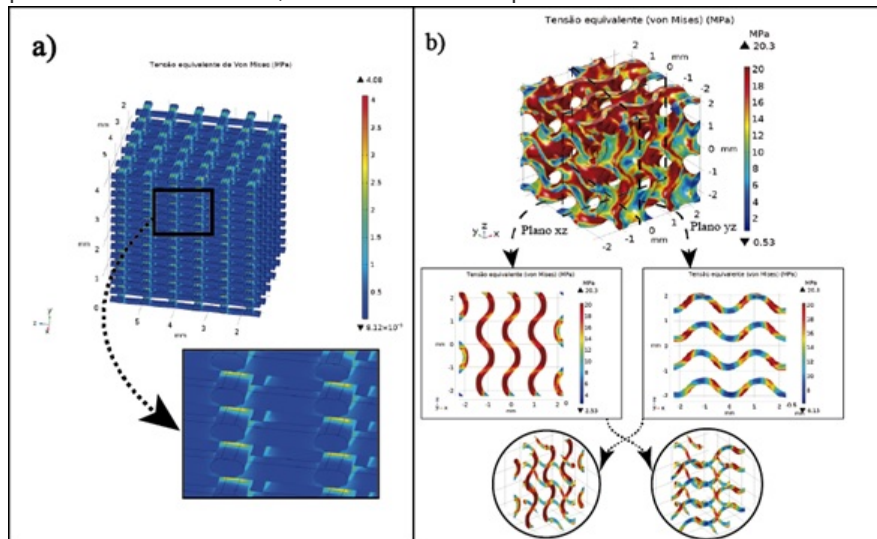


Fig. 4

Resultados da análise por elementos finitos dos *scaffolds*. a) *Scaffold* com geometria tradicional. Detalhe da concentração de tensão na junção entre os fios b) *Scaffold* com geometria de giróide. Detalhe das seções transversais, com trechos alinhados e perpendiculares à aplicação do deslocamento. Detalhe das interseções de dois planos transversais, resultando em pontos de máximo e de mínimo de tensões. **5. Conclusões e próximos passos** Como conclusões do trabalho, temos: - Conseguiu-se modelar com sucesso as geometrias de *scaffolds* tanto com a geometria tradicional quanto com uma TPMS. Ambas as geometrias resultaram na mesma porcentagem de porosidade de 70%. Após a exportação das malhas de giróide, o tratamento da malha para levar ao software FEM conseguiu simplificar a malha geométrica com sucesso. - As superfícies foram importadas para o *COMSOL* e, apesar das geometrias não triviais, foi possível gerar as malhas. - Para a simulação na célula unitária, as simulações com plasticidade, não houve diferença considerável no campo de tensões entre os modelos perfeitamente plástico e o modelo de H-S. A diferença ocorreu nos valores de tensão máxima, com o modelo perfeitamente plástico tendo seu valor máximo limitado pela tensão de escoamento enquanto o modelo de H-S teve uma tensão máxima 1,34 vezes maior que o escoamento. O campo de tensões se comportou de maneira homogênea para ambos os casos, salvo na região próxima da condição de contorno de deslocamento. As tensões em dois planos perpendiculares entre si e longitudinais com a aplicação do deslocamento mostraram-se satisfatoriamente similar. - Sobre a simulação comparando dois *scaffolds*, o *scaffold* tradicional apresentou tensões cerca de cinco vezes abaixo da tensão de escoamento do material. A distribuição se deu de maneira muito localizada na interface entre os fios. Já o *scaffold* de giróide apresentou dificuldades quando aplicado o modelo de plasticidade, fato evidenciado pelo modelo de H-S não ter convergido. - Notou-se que a variação de tensão ocorre de forma que as regiões do giróide conectadas à

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

superfície do engaste com a superfície de aplicação de carga concentram mais tensão quando comparadas as partes que estão alinhadas com a direção transversal ao deslocamento. Embora o giróide consiga distribuir melhor as tensões ao longo de sua superfície, esta mostrou valores mais elevados de tensão, tendo como valor máximo o limite de escoamento e chegando a ter várias regiões no regime plástico do material (plastificação). Futuramente, serão ensaiados corpos de prova do filamento de PCL com e sem fármaco para o levantamento da curva tensão deformação do material e assim a obtenção das propriedades mecânicas. Com base nestas curvas experimentais, os parâmetros dos modelos de plasticidade serão atualizados para o PCL. Acredita-se que, devido à similaridade dos modelos perfeitamente plástico e H-S, o modelo perfeitamente plástico será mais prático de usar, dado que o único parâmetro do material necessário, além do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson, é o limite de escoamento e o modelo de H-S possui outros três parâmetros a serem estimados por regressão. Para melhorar e aprimorar as simulações dos processos multifísicos envolvidos nesta linha de pesquisa, também serão utilizados modelos constitutivos mais avançados, considerando modelos constitutivos de maior complexidade como viscoplasticidade e hiperelasticidade. Finalmente, serão impressos *scaffolds* com geometria tradicional e de giróide para serem ensaiados e comparados com o modelo computacional.

Referências Bibliográficas Al-Ketan, O, Abu Al-Rub, RK. MSLattice: A free software for generating uniform and graded lattices based on triply periodic minimal surfaces. *Mat Design Process comm.* 2020; e 205. <https://doi.org/10.1002/mdp2.205> ALMEIDA, Henrique A. e BARTOLO, Paulo J. **Numerical simulations of bioextruded polymer scaffolds for tissue engineering applications.** *Polymer International*, v. 62, n. 11, p. 1544-1552, 2013. BOLAND, Thomas et al. **Application of inkjet printing to tissue engineering.** *Biotechnology Journal*, v. 1, n. 9, p. 910-917, 2006. BOSE, Susmita e ROY, Mangal e BANDYOPADHYAY, Amit. **Recent advances in bone tissue engineering scaffolds.** *Trends in Biotechnology*, v. 30, n. 10, p. 546-554, 2012. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167779912001151>>. CHOI, Won Jun et al. **Rapid development of dual porous poly(lactic acid) foam using fused deposition modeling (FDM) 3D printing for medical scaffold application.** *Materials Science and Engineering C*, v. 110, n. December 2019, p. 110693, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.110693>>. Comsol Multiphysics Software Reference Manual V 4.4. 2013. CONNOR, Joan O et al. **Computational modeling of viscoplastic polymeric material response during micro-indentation tests.** v. 42, n. 8, p. 1-18, 2020. DOMINGOS, Marco. **Caracterización Mecánica y Biológica de Scaffolds producidos con tecnología de impresión BioCell.** 2012. HOLLISTER, Scott J. **Porous scaffold design for tissue engineering.** *Nature Materials*, v. 4, n. 7, p. 518-524, 2005. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/nmat1421>>. LIU, Yuchun e LIM, Jing e TEOH, Swee-Hin. **Review: Development of clinically relevant scaffolds for vascularised bone tissue engineering.** *Biotechnology Advances*, v. 31, n. 5, p. 688-705, 2013. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S073497501200184X>>. LONG, Jingjunjiao et al. **Application of Fused Deposition Modelling (FDM) Method of 3D Printing in Drug Delivery.** *Current Pharmaceutical Design*, v. 23, n. 3, p. 433-439, 2016. O'BRIEN, Fergal J. **Biomaterials & scaffolds for tissue engineering.** *Materials Today*, v. 14, n. 3, p. 88-95, 2011. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)>. OLSZTA, Matthew J et al. **Bone structure and formation: A new perspective.** *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v. 58, n. 3, p. 77-116, 2007. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0927796X07000642>>. PARITHIMARKALAINAN, S e PADMANABHAN, T V. **Osseointegration: An Update.** *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, v. 13, n. 1, p. 2-6, 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>>. PATRÍCIO, T et al. **Characterisation of PCL and PCL/PLA Scaffolds for Tissue Engineering .** *Procedia CIRP*, v. 5, p. 110-114, 2013. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827113000231>>. PERIĆ

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpjj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br

KAČAREVIĆ, Željka et al. **An introduction to bone tissue engineering**. The International Journal of Artificial Organs, v. 43, n. 2, p. 69-86, 23 Set 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/0391398819876286>>. SCHIPANI, Rossana et al. **Integrating finite element modelling and 3D printing to engineer biomimetic polymeric scaffolds for tissue engineering**. Connective Tissue Research, v. 61, n. 2, p. 174-189, 2020. SIDDIQUI, Nadeem et al. **PCL-Based Composite Scaffold Matrices for Tissue Engineering Applications**. Molecular Biotechnology, v. 60, n. 7, p. 506-532, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s12033-018-0084-5>>. SOUFIVAND, Anahita Ahmadi et al. **Prediction of mechanical behavior of 3D bioprinted tissue-engineered scaffolds using finite element method (FEM) analysis**. Additive Manufacturing, v. 33, n. October 2019, 2020. YUAN, Li e DING, Songlin e WEN, Cuie. **Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review**. Bioactive Materials, v. 4, n. 1, p. 56-70, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.12.003>>.

PALAVRAS-CHAVE: Scaffolds, TPMS. Elementos Finitos, Plasticidade, Polímeros

¹ Instituto Nacional de Tecnologia, guido.rezende@int.gov.br

² INT, neiltonpj@gmail.com

³ Laboratório de Caracterização de Propriedades Mecânicas e Microestruturais, crisevelise@gmail.com

⁴ Av. Venezuela, joconnorb@gmail.com

⁵ 82 Praça Mauá, Rio de Janeiro, rhmendonca.ufrj@gmail.com

⁶ RJ, lavinia@mecanica.coppe.ufrj.br