

Análise de geometrias de Scaffolds para impressão 3D

Larissa F. Huguet¹, Jorge V. L.², Marcelo F. Oliveira²

lhuguet@cti.gov.br, jorge.silva@cti.gov.br, marcelo.oliveira@cti.gov

¹Faculdade de Engenharia Mecânica
Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

² Laboratório Aberto de Impressão 3D – Laprint
CTI Renato Archer – Campinas/SP

Abstract. This article aims to analyze a range of computer-aided design (CAD) software modeling scaffold geometries with respect to their mechanical properties (Young's modulus, Poisson's ratio, and resistance to external forces) and their biocompatibility (fixation, cell proliferation and differentiation). The structures were divided into 2D and 3D unit cells. The first has a greater focus on its Poisson ratio, mainly in auxetic cases and, despite not having been studied in a specific tissue application, they showed great potential for cases of cutaneous, cardiac and ligament tissues, in the area it was found good evolution of the geometries regarding the control of Poisson's ratio and its maintenance throughout the expansion of the body, good results were still found when cellular fixation. Regarding the second, the geometries found focused on application in musculoskeletal tissues, mainly for bone defects, and showed good mechanical resistance to compression and Young's modulus close to those of bone tissues, in addition, good biological results were achieved, with cell differentiation and even, in some cases, calcium deposits on the scaffolds.

Resumo. Este artigo tem por finalidade analisar uma gama de geometrias de scaffolds de modelagem por software de design auxiliado por computador (CAD) com relação às suas propriedades mecânicas (módulo de Young, razão de Poisson e resistência a forças externas) e sua biocompatibilidade (fixação, proliferação e diferenciação celular). As estruturas foram divididas em células unitárias 2D e 3D. A primeira tem foco maior em sua razão de Poisson, principalmente em casos auxéticos e, apesar de não terem sido estudadas em uma aplicação de tecido específico, demonstraram grande potencial para os casos de tecidos cutâneos, cardíacos e de ligamento, na área achou-se boa evolução das geometrias quanto ao controle do coeficiente de Poisson e sua manutenção ao longo da expansão do corpo, ainda achou-se bons resultados quando a fixação celular. Com relação a segunda, as geometrias encontradas possuíam foco na aplicação em tecidos musculoesqueléticos, principalmente para defeitos ósseos, e demonstraram boa resistência mecânica à compressão e módulo de Young próximo aos dos tecidos ósseos, ademais bons resultados biológicos foram alcançados, com diferenciação celular e até, em algumas casos, depósitos de cálcio nos scaffolds.

1.Introdução

A construção e fabricação de scaffolds é voltada para reconstrução ou reparo de um tecido danificado, para tal, ele deve promover migração, fixação e diferenciação celular além de manter sua integridade estrutural e suportar os esforços aos quais o tecido original é submetido. Ademais, estas estruturas devem proporcionar um ambiente com boa oxigenação e transferência de nutrientes metabólicos para as células nele injetadas.

Muitos fatores devem ser levados em consideração para se cumprir com os requisitos supracitados, a primeira é o material de fabricação do scaffold que deve ser não antigenico, não carcinogênico, não tóxico, não teratogênico, biodegradável e biocompatível, suas propriedades superficiais, porosidade, arquitetura, propriedades mecânicas e a variação de todas estas com o tempo também devem ser estudadas para avaliar a viabilidade de um scaffold[1].

Com relação a porosidade, estudos mostraram que a presença de macroporos ($>50\text{um}$) são responsáveis pela diferenciação celular; poros por volta de 300um são ideais para o crescimento ósseo, poros de $50\text{-}160\text{um}$ são melhores para o crescimento do endotélio do músculo liso, fibroblastos e células nervosas, axônios periféricos longos tiveram melhor regeneração com poros entre $200\text{-}750 \mu\text{m}$ (orientados longitudinalmente), e microporos ($<50\text{um}$) são os responsáveis pela relação célula-célula e célula-superfície adequada, possibilitando fixação e migração[2].

Com relação às propriedades mecânicas, o scaffold deve ter rigidez (módulo de Young) controlada, assim como resistência a tração e compressão e não apresentar sintomas de fadiga ou falha. Scaffolds designados para reparação óssea são os que apresentam maior exigência dessas propriedades, tendo que possuir um módulo de elasticidade alta para fornecer um bom suporte mecânico. Outra propriedade importante de ser analisada é a razão de Poisson, que, juntamente com o módulo de elasticidade, deve ser ajustada para refletir, sobre mesma condição de carga, as funções do tecido alvo, tendo como desafio ainda tecidos biológicos como artérias do tecido epitelial embrionário, tendões e anel fibroso do disco intervertebral[3] que demonstram um comportamento auxético, ou seja, razão negativa de Poisson.

Outro desafio na produção de scaffolds é a reprodutibilidade de sua estrutura/arquitetura. Nesse sentido a manufatura aditiva (MA) apresenta uma boa solução para se obter geometrias precisas e personalizadas com estruturas internas porosas, uma vez que se parte de um mesmo modelo geométrico geralmente produzido por software de design auxiliado por computador (CAD) a replicabilidade é garantida.

Ao se tratar do desenvolvimento de modelos de scaffolds deve-se controlar a geometria para alcançar razão área/volume, densidade e porosidade ideais com intuito de criar um ambiente celular sólido e propriedades mecânicas satisfatórias. Inicialmente podemos dividir estas estruturas em scaffolds de célula unitária bidimensional e de célula unitária tridimensional, diversas pesquisas foram realizadas para o desenvolvimento de geometrias propícias. Os scaffolds de geometria 2D são voltados para uso em tecidos finos ou membranas como cartilagens, ligamento, pericárdio e cutâneo, sua pesquisa é mais focada nas propriedades de módulo de elasticidade e razão de Poisson. Já para scaffolds de célula unitária 3D as geometrias são diversas podendo ser divididas em “Non-parametric Design”, ou design

baseado em geometria, e “Parametric design”[4], ou modelagem matemática, a maioria das pesquisas desse tipo de scaffolds são voltadas para os tecidos musculoesqueléticos e analisa principalmente o módulo de young e resistência aos esforços mecânicos.

Nesse contexto, este artigo tem por objetivo estudar as estruturas de scaffolds já existentes e suas respectivas aplicações e analisar a viabilidade da replicabilidade da modelagem destas para futura impressão na máquina FAB@CTI[5]. Inicialmente, será discutido as estruturas de célula unitária 2D, após as estruturas em 3D.

2. Estruturas de célula unitária bidimensional

A estrutura mais encontrada na literatura corresponde a malha quadrada, produzida por superposição de filamentos com angulação de 90° entre eles, contudo, por ser uma geometria simples já bem modelada pelo software BioScaffolds PG[6] necessitando apenas dos parâmetros iniciais como número de camada e diâmetro do filamento para modelagem e impressão, não discutiremos neste trabalho esta estrutura.

Dessa forma começaremos com a segunda estrutura mais estudada, as células favo de mel(HC), já juntamente tratando de sua modificação, o favo de mel reentrante hexagonal (NRHH). A estrutura HC é conhecida por possuir baixo peso e alta rigidez enquanto a NRHH é conhecida por suas propriedades auxéticas.

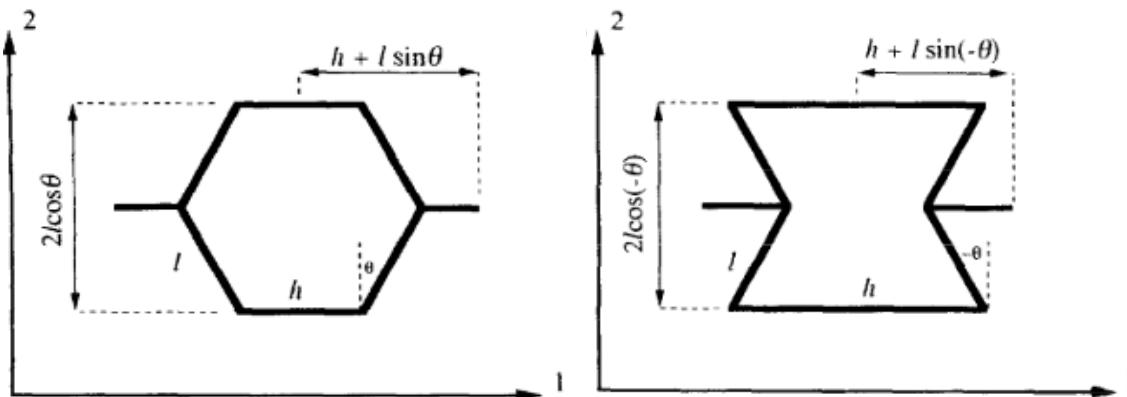


Figura 1: Modelo NRHH indicando os eixos e as medidas respectivas da célula unitária. Fonte: [7]

Em estudo teórico[7], considerando que a força externa aplicada poderia ser dividida entre 3 tipos diferentes de forças internas constantes da forma $F=K\delta$, com K sendo uma constante e δ o deslocamento, sendo elas a de flexão, alongamento e articulação. Chegou-se então que seu módulo de Young (E) e sua razão de Poisson (ν) podem ser deduzidos pelas seguintes equações para as duas estruturas:

$$E_1 = \frac{1}{(h/l + \sin \theta) \left[\frac{\cos^2 \theta}{K_f} + \frac{\cos^2 \theta}{K_h} + \frac{(2h/l + \sin^2 h)}{K_s} \right]} \quad E_2 = \frac{1}{b(h/l + \sin \theta) \left[\frac{\sin^2 \theta}{K_f \cos \theta} + \frac{\sin^2 \theta}{K_h \cos \theta} + \frac{\cos \theta}{K_s} \right]}$$

$$\nu_{12} = -\sin \theta (h/l + \sin \theta) \left[\frac{-\frac{1}{K_f} - \frac{1}{K_h} + \frac{1}{K_s}}{\frac{\cos^2 \theta}{K_f} + \frac{\cos^2 \theta}{K_h} + \frac{2h/l + \sin^2 \theta}{K_s}} \right] \quad \nu_{21} = \frac{-\sin \theta \cdot \cos \theta \left[\frac{1}{K_f} + \frac{1}{K_h} - \frac{1}{K_s} \right]}{(h/l + \sin \theta) \left[\frac{\sin^2 \theta}{K_f \cos \theta} + \frac{\sin^2 \theta}{K_h \cos \theta} + \frac{\cos \theta}{K_s} \right]}$$

Sendo K_f a constante de flexão, K_h a constante de articulação e K_s a constante de alongamento.

Pranav Soman[8] mostrou que houve boa adesão das células-tronco mesenquimais humanas (hMSCs) e diferenciação destas nas estruturas HC e NRHH, além disso, notou-se que no NRHH houve crescimento destas células não apenas nas hastes do scaffold como também em seus poros, diferentemente do HC onde houve crescimento somente nas hastes. Contudo, com relação à razão de poisson, a geometria NRHH apresenta significativa variação com relação a sua deformação nominal.

Com intuito de melhorar as propriedades mecânicas da geometria NRHH foi-se proposto uma junção entre ela e a configuração rômbica[9], as análises mostraram que esta nova célula unitária apresenta rigidez e comportamento auxético superiores com relação a geometria NRHH, ademais também foi notado um aumento na resistência crítica de flambagem da estrutura. Ainda deve-se estudar a biocompatibilidade desta estrutura.

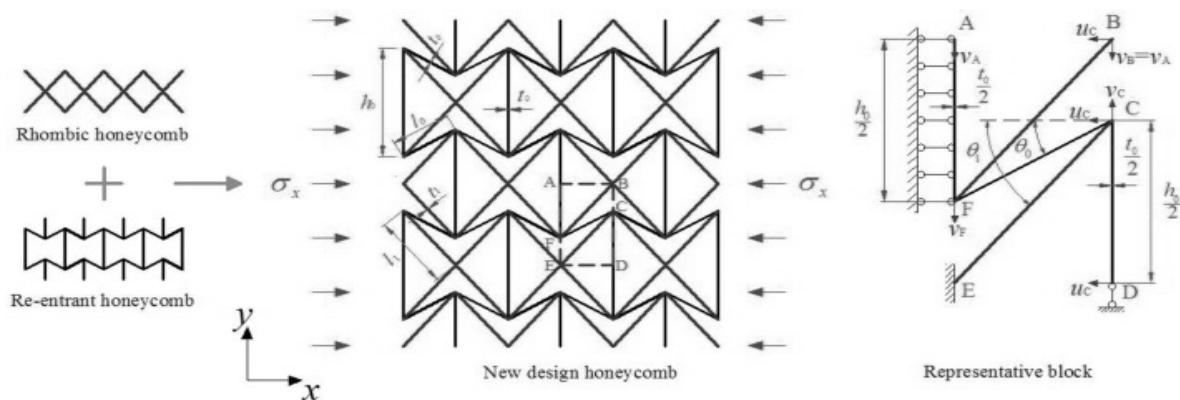


Figura 4: representação do scaffold NRHH + configuração rômbica e suas relações geométricas. Fonte:[9]

Outra variação proposta corresponde a eliminação dos cantos triangulares das malhas[10], estes pontos de articulação tiveram melhor resultado com a geometria de dobradiça arredondada estabilizada de quinta escala (SRH) chegando a aguentar razão de deformação de 0,2 antes da fratura. Testes de biocompatibilidade mostraram que esta nova estrutura apresentou ótima adesão e crescimento celular

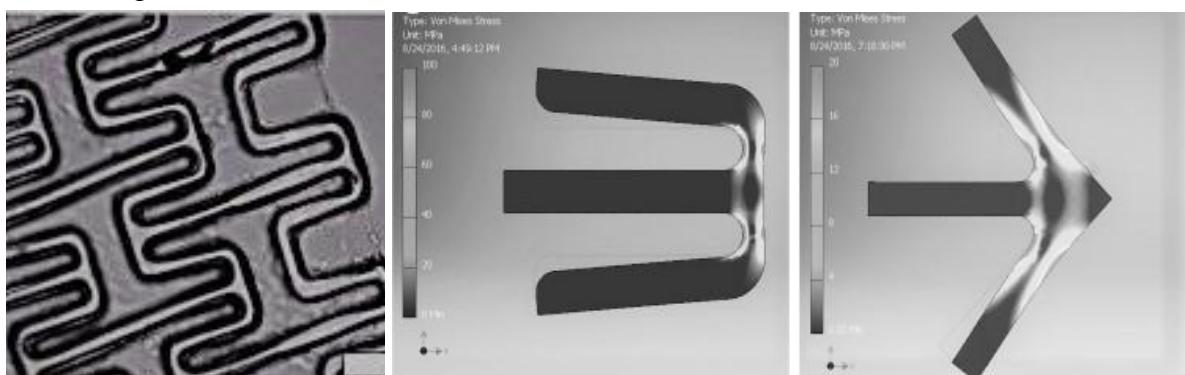


Figura 3: fotografia da estrutura SHR; análise de tensão do SHR com escala de 0–100 MPa; análise de tensão do NRHH com escala de 0–20 MPa. Fonte:[10]

Ainda propondo alterações na estrutura NRHH, encontra-se a estrutura semi-reentrante que tem por objetivo atingir um coeficiente de poisson igual a zero, sua geometria consiste em alternar os ângulos das articulações formando uma geometria

semelhante a uma seta. Esta geometria mostrou-se isotrópica e apresentou razão de poisson igual a 0 para os três modos possíveis de deformação, os experimentos mostraram que essa razão se manteve até aproximadamente uma razão de deformação verdadeira de 0,2. O scaffolds apresentou boa adesão e proliferação de células-tronco mesenquimais humanas tanto nas nervuras quanto nos poros.[11]

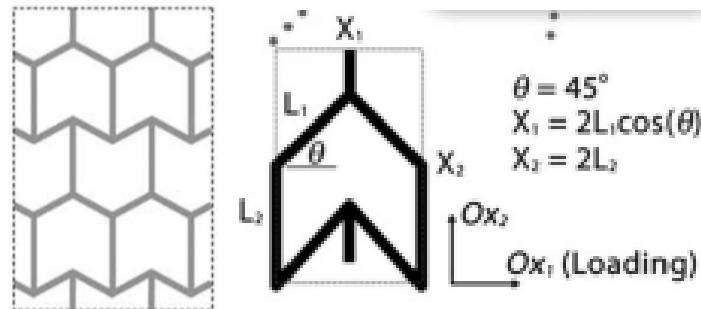


Figura 4: representação geométrica do scaffold semi-reentrante e suas relações geométricas. Fonte:[24][11] respectivamente

Por fim, um estudo feito por Anders Clausen[12] desenvolveu uma nova classe de materiais com razão de poisson quase constante e programável, mesmo sob razão de deformação de 0,2. Esses scaffolds baseiam-se em uma otimização de topologia que é convertido em uma parametrização de super elipses, para valores negativos de Poisson a estrutura é formada pela superposição de filamentos tortuosos idênticos com diferença de fase de 90°, já para valores estritamente positivos a geometria é composta por unidades arredondadas ligadas entre si por um membro reto. A parametrização é por meio de um processo binário definido por $\varphi_e = \max(S_i(x_e, y_e))$, $i = 1 \dots N$, se $\varphi_e=1$ o elemento é sólido, se $=0$ o elemento é um vazio, sendo $S_i(x_e, y_e)$ a equação da super elipse dada por:

$$S_i(x_e, y_e) = 1 - \frac{1}{1+e^{\left(-\beta\left(\left(\frac{A}{a^i}\right)^{100} + \left(\frac{B}{b^i}\right)^{100} - 1\right)\right)}}$$

$$A = (x_e - (x^i + x^{i+1})/2) \cos \alpha + (y_e - (y^i + y^{i+1})/2) \sin \alpha$$

$$B = -(x_e - (x^i + x^{i+1})/2) \sin \alpha + (y_e - (y^i + y^{i+1})/2) \cos \alpha$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{y^{i+1} - y^i}{x^{i+1} - x^i} \right)$$

Onde β é escolhido como 50, $2a^i$ é o tamanho desejado de recurso e $2b^i$ é a distância entre dois pontos do projeto. Uma vez que foram produzidas 9 arquiteturas de referência com razões de poisson igualmente espaçadas entre o intervalo de -0,8 e 0,8, para se obter qualquer outro valor basta interpolar os pontos de projeto. Ainda que promissoras, estas estruturas devem passar por teste in vitro e in vivo para averiguar sua biocompatibilidade.

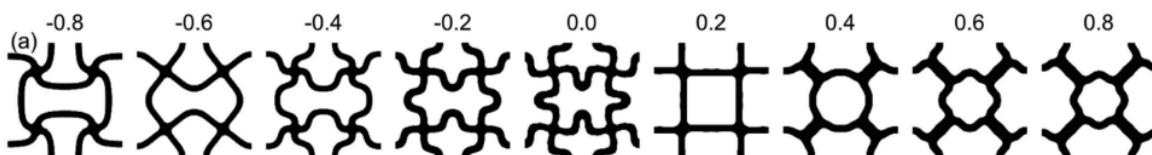


Figura 5: ilustração dos 9 scaffolds de referência e suas respectivas razões de Poisson. Fonte: [12]

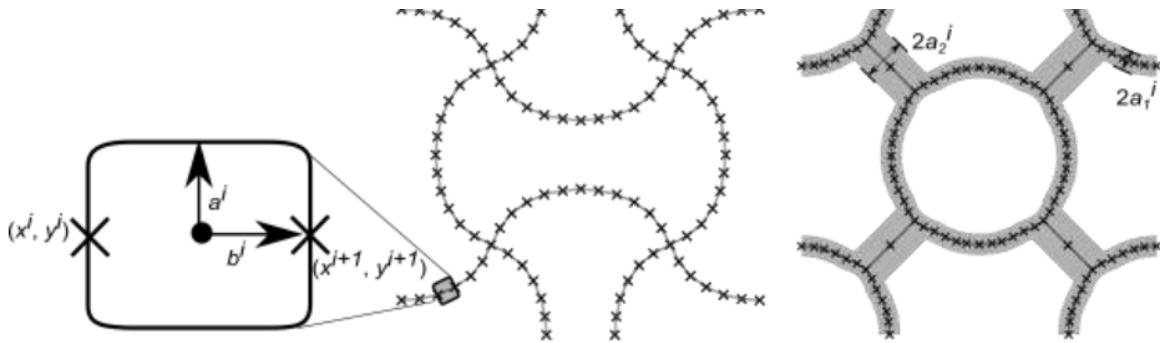


Figura 6: ilustração do design parametrizado por superelípses usado na otimização de topologia. Fonte:[12]

Por fim, não encontrou-se estudos específicos que relacionam a geometria com a aplicação específica para um tecido, sendo necessário futuras investigações e aplicações.

3. Estruturas de célula unitária tridimensional

Este é o tipo de scaffold mais estudado atualmente e possui uma grande gama de geometrias diversas propostas, as quais só são possíveis e fabricar devido aos processos de produção MA[13] uma vez que possuem geometrias mais complexas do que as estudadas até então neste artigo. Apesar de terem potenciais para diversas aplicações, a mais estudada atualmente é a ortopédica, dessa forma, muitas das comparações entre as estruturas são referentes a aplicabilidade destas na área da ortopedia.

Estas estruturas podem ser feitas de 2 formas[14]: Geometricamente, através de booleanos de geometrias simples, como por exemplo células treliçadas, ou por modelos matemáticos como a Superfície Mínima Tripla Periódica(TPMS). Ademais, pesquisas mostraram que um aumento na fração de volume, ou densidade relativa, resulta em propriedades mecânicas aumentadas, ou seja, maior resistência à compressão, tração e flexão[4]. Neste trabalho, apenas as células geométricas serão estudadas devido sua modelagem em CAD.

Nesse contexto, as scaffolds geométricas são caracterizadas por ter fácil modelagem e replicabilidade. Em sua maioria possuem uma célula unitária que é replicada ao longo da estrutura, estas são chamadas de estruturas treliçadas e consistem em escorras que se ligam por nós, ademais, existem ainda algumas geometrias de colunas com formatos variados.

Trataremos inicialmente das estruturas treliçadas que, apesar de ter uma grande variedade de formatos, apresentam estudos significativos apenas nas células unitárias cúbica de corpo centrado/octaedrica (BCC), cúbica de face centrada/diamante (FCC) e dodecaédrica rômbica (RD).

Com relação à célula unitária BCC, apesar de sua fácil impressão, suas propriedades compressivas são baixas e apresentam concentração de tensões nas juntas. Para sanar este problema algumas soluções foram propostas. A primeira foi tornar o nó de união das hastes esférico, esta modificação foi bem sucedida resultando em uma redução no acúmulo de tensão e aumento de rigidez[15]. Outra solução foi acrescentar um pilar a estrutura BCC formando o BCCz que possui maior módulo de young, propriedades compressivas e área relativa que sua célula de origem, entretanto, a propriedade anisotrópica foi perdida levando a uma redução da

vida em fadiga da célula unitária[16]. Por fim, uniram-se as geometrias BCC e FCC, essa nova geometria (FBCC) apresentou elevada rigidez e maiores valores absolutos de resistência à compressão e a tração que as células de origem, mostrando-se ideal para uso na ortopedia[17].

As ligações FCC/diamante apresentaram características interessantes com relação a variação de sua porosidade, com baixa porosidade ela apresentou módulo de Young e resistência a compressão semelhantes ao osso cortical, enquanto que em alta porosidade foram semelhantes ao osso esponjoso[18]. Outrossim, esta geometria apresentou boas qualidades anisotrópicas apesar de concentrar grandes tensões nas junções, o que levou a uma fratura a 45°[19].

Já para a célula unitária RD, notou-se que, para alta porosidade, a compressão e o módulo de Young do RD foram próximos ao osso esponjoso, notou-se ainda boas propriedades anisotrópicas[20]. Em acréscimo, essa estrutura demonstrou boa biocompatibilidade, proporcionando um excelente microambiente osteogênico para a integração dos osteoblastos[21]. Contudo, esta estrutura apresenta concentrações de tensões nos nós e fratura a 45° devido à flexão[19].

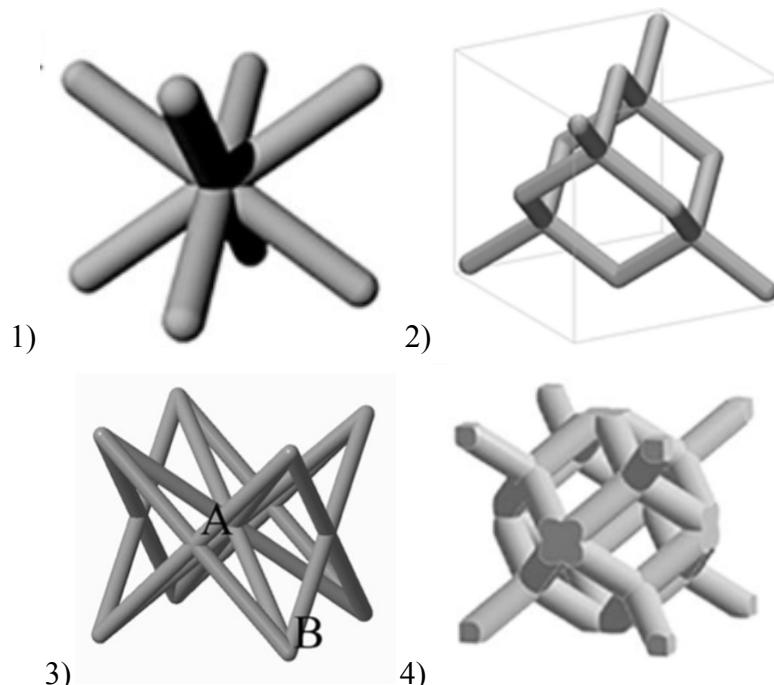


Figura 7: Células unitárias 1)BCC, 2)FCC/Diamond, 3)FBCC e 4)RD.

Fonte: [4][18][17][20] respectivamente

Analizando agora as estruturas em colunas, duas pesquisas foram encontradas desenvolvendo projetos de scaffolds para tecidos ósseos.

A primeira[22] desenvolve uma nova estrutura baseada no favo de mel, ele é formada basicamente por canais hexagonais regulares axiais de largura de canal de 470-490 μm com orifícios laterais de interconexão também hexagonais com comprimento lateral de poro de 260–290 μm . Os resultados mostraram que o scaffold desenvolvido possuía resistência à compressão e módulo de young próximos aos do osso esponjoso, $1,62 \pm 0,22$ MPa e 1,9–7,0 MPa respectivamente. Além dos resultados mecânicos, estudos de biocompatibilidade mostraram que as células aderiram ao andaime e estenderam os

pseudópodes após a cultura por 3 dia, e em 7 dias elas distribuíram-se de forma homogênea e quase completa nos scaffolds.

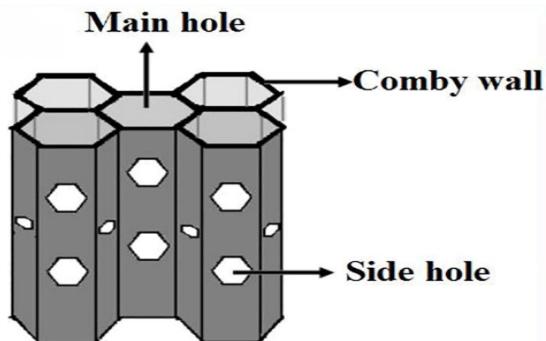


Figura 8: Desenho da estrutura colunar do favo de mel. Fonte: [25]

A segunda pesquisa propõe uma nova geometria tubular para defeitos ósseos de grande alcance[23]. Ela consiste em 8 canais distribuídos concentricamente de forma a formar um canal maior central, esses oito canais são reforçados por uma estrutura de treliça e interconectados por uma rede de filamentos trançados, pequenos orifícios são formados durante a extrusão das camadas além de microfilamentos cruzando o canal central, por fim, tanto no início quanto no fim da estrutura há uma base de duas camadas sólidas, além de um sistema de conexão usando suportes externos para conectar várias unidades desse scaffold.

Os resultados mostraram boa adesão sanguínea nas estruturas internas e externas e, após 3h de incubação, houve formação de hematoma em todas as áreas dos scaffolds. Após pré-condicionamento foi verificado penetração profunda até mesmo na estrutura filamentosa central, com aumento na atividade celular entre os dias 1 e 21, além disso as células cultivadas em meio de diferenciação osteogênica deixaram depósitos de cálcio no scaffolds. Outrossim, em testes mecânicos, uma única subunidade de coluna oca rendeu aproximadamente 150 N de carga axial, exibindo uma resistência mecânica de até 30% da carga dinâmica axial do fêmur nativo.

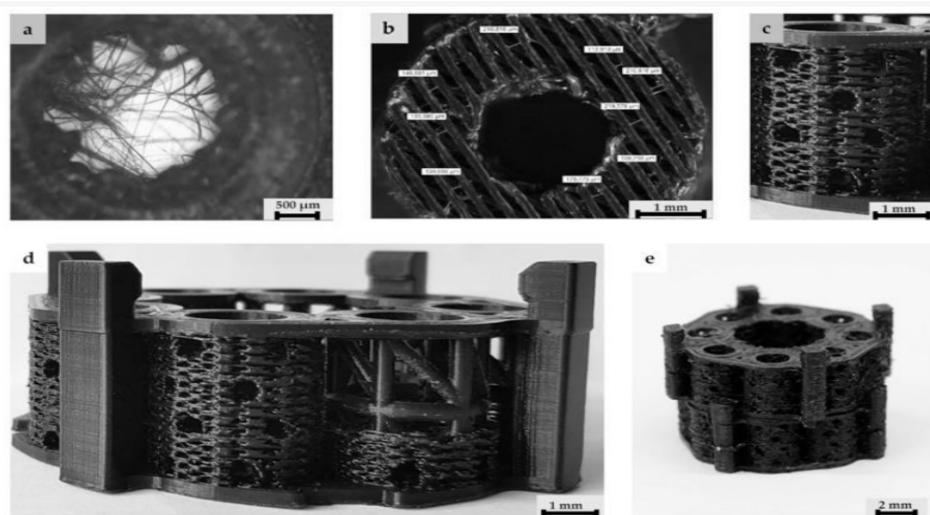


Figura 9: Imagens do scaffold colunar impresso. Fonte: [23]

4. Conclusão

Diversas estruturas de scaffolds foram encontradas e, sendo elas geométricas, sua replicabilidade e modelagem em CAD são garantidas, contudo, as estruturas de BCC e

NRHH, como comparativamente são inferiores às demais, sendo insuficiente para os requisitos exigidos aos scaffolds, não devem ser consideradas para futura impressão. Ademais, a análise das aplicações específicas de cada scaffold não pode ser feita de maneira precisa devido ao fato de os estudos dessas estruturas ainda estarem em estágio inicial com relação às culturas celulares *in vitro* e *in vivo*.

5.Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador Jorge Silva e ao meu coorientador Marcelo Oliveira por me acompanharem durante esse ano de pesquisas e estudos e me apoiarem em minha trajetória. Agradeço também ao Leonardo Machado por me ensinar pacientemente e me ajudar a encontrar e corrigir meus erros durante todo o período da bolsa, sendo deveras crucial para a confecção e futura publicação deste trabalho. Por fim, agradeço à comissão PIBIC e ao CNPQ por me proporcionarem essa incrível experiência de trabalhar no laboratório do CTI e me permitiram produzir este artigo.

6.Referências

- [1] Scaffold Design and Fabrication _Dietmar W. Hutmacher, Tim B.F. Woodfield, Paul D. Dalton
- [2] Scaffolds and cells for tissue regeneration: different scaffold pore sizes—different cell effects _Bruz'auskaite, Daiva Bironaite, Edvardas Bagdonas, Eiva Bernotiene
- [3] The use of auxetic materials in tissue engineerings _Paul Mardling , Logo ORCID Andrew Alderson , Nicola Jordan - Mahy, Christine Lyn Le Maitre
- [4] Porous Scaffold Design for Additive Manufacturing in Orthopedics: A Review _Hao Chen, Qing Han, Chenyu Wang, Yang Liu, Bingpeng Chen and Jincheng Wang
- [5] Estudo da viabilidade técnica e projeto de um mini-cabeçote de extrusão com rosca para impressoras tridimensionais portáteis. _Inforçatti, N. P.
- [6] Software to generate 3-D continuous printing paths for the fabrication of tissue engineering scaffolds _J. L. Davila, M. S. Freitas, P. Inforcatti Neto, Z. C. Silveira, J. V. L. Silva, M. A. d'Avila
- [7] Models for the elastic deformation of honeycombs _ I. G. Masters & K. E. Evans
- [8] Spatial tuning of negative and positive Poisson's ratio in a multi-layer scaffold _Pranav Soman a,1, Jin Woo Lee a,1, Ameya Phadke b, Shyni Varghese b, Shaochen Chen
- [9] A novel auxetic honeycomb with enhanced in-plane stiffness and buckling strength _Ming-Hui Fu, Yu Chen, Ling-Ling Hu
- [10] 3D-printed biomaterials with regional auxetic properties _John J. WarneraAllison R.GilliesbHenry H.HwangaHongZhangaRichard L.LiebercdShaochenChen
- [11] A three-dimensional polymer scaffolding material exhibiting a zero Poisson's ratio _Pranav Soman, David Y. Fozdar, Jin Woo Lee, Ameya Phadke, Shyni Vargheseb and Shaochen Chen
- [12] Topology Optimized Architectures with Programmable Poisson's Ratio over Large Deformations _Anders Clausen , Fengwen Wang , Jakob S. Jensen , Ole Sigmund , and Jennifer A. Lewis

- [13]Additive manufacturing of bone scaffolds _ Youwen Yang, Guoyong Wang, Huixin Liang, Chengde Gao, Shuping Peng, Lida Shen and Cijun Shuai
- [14]Mechanical characterization and properties of laser-based powder bed–fused lattice structures: a review _ Leonardo Riva, Paola Serena Ginestra, Elisabetta Ceretti
- [15]Multi-property cellular material design approach based on the mechanical behaviour analysis of the reinforced lattice structure _ X.Rena, L.Xiao and Z.Hao
- [16]An investigation into reinforced and functionally graded lattice structures _ Ian Maskery, Alexandra Hussey, Ajit Panesar, Adedeji Aremu, Christopher Tuck, Ian Ashcroft, Richard Hague
- [17]An investigation of the mechanical properties of metallic lattice structures fabricated using selective laser melting _ Qixiang Feng, Qian Tang, Zongmin Liu, Zongmin Liu
- [18]Comparison of 3D-printed porous tantalum and titanium scaffolds on osteointegration and osteogenesis _ Han Wanga, Kexin Su, Leizheng Su, Panpan Liang, Ping Jia and ChaoWang
- [19]Numerical simulation of the fatigue behavior of additive manufactured titanium porous lattice structures _ A.Zargariana, M.Esfahaniana, J.Kadkhodapour and S.Ziae Rad
- [20]Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting _ Y.J.Liu, S.J.Li, H.L.Wang, W.T.Hou, Y.L.Hao, R.Yang, T.B.Sercomb and L.C.Zhang
- [21]Cellular response of osteoblasts to low modulus Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy mesh structure _ K. C. Nune, R. D. K. Misra, S. J. Li, Y. L. Hao and R. Yang
- [22]A novel comby scaffold with improved mechanical strength for bone tissue engineering _ Hongxia Zhao, Weihuan Liang
- [23]3D-Printing of Hierarchically Designed and Osteoconductive Bone Tissue Engineering Scaffolds _ Nicolas Söhling, Jonas Neijhoft, Vinzenz Nienhaus, Valentin Acker, Jana Harbig, Fabian Menz, Joachim Ochs, René D. Verboket, Ulrike Ritz, Andreas Blaeser, Edgar Dörsam, Johannes Frank, Ingo Marzi and Dirk Henrich
- [24]Molecular networks with a near zero Poisson's ratio _ Joseph N. Grima and Daphne Attard
- [25]Effect of porous structure and pore size on mechanical strength of 3D-printed comby scaffolds _ Hongxia Zhaoa, Lihua Lib, Shan Ding, Chenxing Liu and Jiaoyan Ai