

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS – UFSCAR  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA - CCET  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - DEMEC

JAMES LIU

INVESTIGAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO  
DE SCAFFOLDS UTILIZADOS NO TRATAMENTO DE  
FRATURAS ÓSSEAS



SÃO CARLOS - SP  
2020

JAMES LIU

INVESTIGAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE SCAFFOLDS NO  
TRATAMENTO DE FRATURAS ÓSSEAS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Departamento de Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de São Carlos, para  
obtenção do título de bacharel em Engenharia  
Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Tácito Malavolta



SÃO CARLOS - SP  
2020

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE

## FICHA CATALOGRÁFICA

Liu, James

Investigação do comportamento mecânico de scaffolds utilizados no tratamento de fraturas ósseas / James Liu -- 2020.

60f.

TCC (Graduação) - Universidade Federal de São Carlos, campus São Carlos, São Carlos

Orientador (a): Alexandre Tácito Malavolta

Banca Examinadora: Gustavo Franco Barbosa, Renan Roque

Bibliografia

1. Método dos elementos finitos. 2. Scaffolds. 3. Fratura óssea. I. Liu, James. II. Título.



## FOLHA DE APROVAÇÃO DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Resultado da avaliação da defesa pública do Trabalho de Conclusão de Curso do discente **James Liu**, intitulado “**Investigação do comportamento mecânico de scaffolds utilizados no tratamento de fraturas ósseas**”, defendido junto ao curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de São Carlos na presente data.

	Resultado:
Prof. Dr. Gustavo Franco Barbosa DEMec / UFSCar	Aprovado
Me. Renan Roque Embraer S.A.	Aprovado
Prof. Dr. Alexandre Tácito Malavolta DEMec / UFSCar	Aprovado

São Carlos, 10 de agosto de 2020

## RESUMO

*Scaffolds* são implantes utilizados para acelerar o processo de regeneração óssea de ossos fraturados. Estes componentes, desenvolvidos em uma área de pesquisa denominada de Engenharia de Tecido Ósseo, são projetados para imitar o osso humano tanto na sua composição como propriedade mecânica e são compostos por materiais biocompatíveis e biodegradáveis que possuem formato manipulável cuja função é auxiliar a regeneração do local desejado proporcionando uma estrutura temporária que facilite a união, proliferação e diferenciação celular na região e posteriormente sendo absorvida e eliminada pelo organismo após a regeneração óssea no local. Este estudo fez uso do método dos elementos finitos para investigar o comportamento mecânico de *scaffolds* e o objetivo do trabalho foi comparar os resultados numéricos com os dados experimentais e avaliar e determinar a rigidez das configurações de *scaffolds* modeladas. Concluiu-se que das duas configurações compostas pelo mesmo material, uma possuindo uma estrutura organizacional composta por cilindros e outra por hexágonos, a última exibiu uma superioridade em relação a rigidez e peso. No entanto, as propriedades mecânicas dos *scaffolds* se mostraram inferiores aos considerados ideais pela literatura, mostrando que o material puro estudado não é o mais indicado, mas sim um compósito. Também viu-se a necessidade em refinar o modelo pois foi observado um erro significativo entre as simulações e o experimento real, além de estudar outros tipos de carregamentos para se obter uma melhor compreensão do comportamento do material. Apesar disso, foi possível concluir que o método dos elementos finitos é uma ferramenta que auxilia na compreensão de problemas complexos com a capacidade de reduzir tempo e custo nas análises, resultando em procedimentos e tratamentos médicos mais eficientes e menos invasivos, proporcionando uma maior qualidade de vida para o paciente.

**Palavras-chave:** Método dos elementos finitos. *Scaffolds*. Fratura óssea. Tensão. Deformação.

## ABSTRACT

Scaffolds are implants used to accelerate the bone regeneration process of fractured bones. These components, developed in a research area called Bone Tissue Engineering, are designed to mimic human bone both in its composition and mechanical properties and are composed of biocompatible and biodegradable materials that have a manipulable shape whose function is to assist the regeneration of the desired site providing a temporary structure that facilitates cell union, proliferation and differentiation at the region and subsequently is absorbed and eliminated by the body after bone regeneration at the site. This study used the finite element method to investigate the mechanical behavior of scaffolds and the objective of the work was to compare the numerical results with the experimental data and to evaluate and determine the stiffness of the modeled scaffold configurations. It was concluded that of the two configurations composed of the same material, one having an organizational structure composed of cylinders and the other with hexagons, the latter exhibited a superiority in relation to rigidity and weight. However, the mechanical properties of the scaffolds proved to be inferior to those considered ideal in the literature, showing that the pure material studied is not the most suitable, but a composite. The need to refine the model was also seen, as a significant error was observed between the simulations and the real experiment, in addition to studying other types of loads to obtain a better understanding of the material's behavior. Despite this, it was possible to conclude that the finite element method is a tool that helps to understand complex problems with the ability to reduce time and cost in analysis, resulting in more efficient and less invasive medical procedures and treatments, providing a higher quality of life for the patient.

**Keywords:** Finite Element Method. Scaffolds. Bone Fracture. Stress. Strain.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Procedimentos cirúrgicos para cada tipo de fratura óssea.	16
Figura 2 - Esquemas dos processos convencionais de fabricação de scaffolds.	23
Figura 3 - Esquemas dos processos de manufatura aditiva de scaffolds.	24
Figura 4 - Fluxograma do método.	27
Figura 5 - Ensaio de compressão dos scaffolds.	28
Figura 6 - Sequência básica de solução do programa de elementos finitos.	30
Figura 7 – Dimensões do scaffold barra.	31
Figura 8 – Malha gerada no scaffold barra.	32
Figura 9 – Regiões de contato das barras.	34
Figura 10 – Força aplicada no scaffold.	34
Figura 11 – Célula do scaffold esponja.	35
Figura 12 – Dimensões do scaffold esponja.	36
Figura 13 – Malha na célula.	37
Figura 14 – Dimensões do scaffold esponja.	37
Figura 15 - Solução MEF do scaffold barra dos deslocamentos aplicando $F=90,93N$ .	39
Figura 16 - Solução MEF do scaffold barra das tensões aplicando $F=90,93N$ .	39
Figura 17 - Solução MEF do scaffold esponja dos deslocamentos aplicando $F=131,17N$ .	40
Figura 18 – Solução MEF da seção do scaffold esponja das tensões aplicando $F=131,17N$ .	40
Figura 19 - Composição do osso humano.	47
Figura 20 - Condição de carregamento durante a recuperação óssea.	48
Figura 21 - Scaffold na regeneração óssea para implante dentário.	49
Figura 22 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para $F=11,06N$ .	53
Figura 23 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para $F=11,06N$ .	53
Figura 24 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para $F=46,98,06N$ .	54
Figura 25 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para $F=46,98N$ .	54
Figura 26 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para $F=90,93N$ .	55

Figura 27 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para $F=90,93\text{N}$ .	55
Figura 28 - Scaffold barra reduzido: solução não linear do deslocamento para $F=11,06\text{N}$ .	56
Figura 29 - Scaffold barra reduzido: solução não linear da tensão para $F=11,06\text{N}$ .	56
Figura 30 - Scaffold barra reduzido: solução não linear do deslocamento para $F=46,98\text{N}$ .	57
Figura 31 - Scaffold barra reduzido: solução não linear da tensão para $F=46,98\text{N}$ .	57
Figura 32 - Scaffold esponja reduzido: solução linear do deslocamento para $F=15,93\text{N}$ .	58
Figura 33 - Scaffold esponja reduzido: solução linear da tensão para $F=15,93\text{N}$ .	58
Figura 34 - Scaffold esponja reduzido: solução linear do deslocamento para $F=67,90\text{N}$ .	59
Figura 35 - Scaffold esponja reduzido: solução linear da tensão para $F=67,90\text{N}$ .	59
Figura 36 - Scaffold esponja reduzido: solução linear do deslocamento para $F=131,17\text{N}$ .	60
Figura 37 - Scaffold esponja reduzido: solução linear da tensão para $F=131,17\text{N}$ .	60
Figura 38 - Scaffold esponja reduzido: solução não linear do deslocamento para $F=15,93\text{N}$ .	61
Figura 39- Scaffold esponja reduzido: solução não linear da tensão para $F=15,93\text{N}$ .	61
Figura 40- Scaffold esponja reduzido: solução não linear do deslocamento para $F=67,90\text{N}$ .	62
Figura 41- Scaffold esponja reduzido: solução não linear da tensão para $F=67,90\text{N}$ .	62
Figura 42 - Scaffold esponja reduzido: solução não linear da tensão para $F=131,17\text{N}$ .	63



## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Tensão-deformação da média dos resultados do ensaio de compressão.	29
Gráfico 2 – Ajuste da curva tensão-deformação.	29
Gráfico 3 – Tensão-deformação do PCL puro submetido a um ensaio de compressão.	33
Gráfico 4 - Curva tensão deformação resultante.	33
Gráfico 5 – Resultados dos deslocamentos MEF.	42
Gráfico 6 - Resultados das tensões MEF.	43
Gráfico 7 – Curvas tensão deformação dos resultados MEF.	44

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades dos biomateriais comumente utilizados em procedimentos médicos.	18
Tabela 2 – Comparação dos materiais de scaffolds.	20
Tabela 3 – Vantagens e desvantagens dos processos da MA.	25
Tabela 4 – Dimensões mínimas e custo dos processos da MA.	26
Tabela 5 – Área superficial superior de cada scaffold.	38
Tabela 6 – Forças aplicadas para cada deformação.	38
Tabela 7 – Resultados das soluções MEF.	41
Tabela 8 – Erro dos resultados dos modelos comparados com experimento.	45
Tabela 9 – Propriedades dos scaffolds.	46
Tabela 10 – Propriedades mecânicas dos tecidos ósseos.	48

## LISTA DE SIGLAS

A – Área Superficial  
AEL – Análise Estática Linear  
ACP – Fosfato de Cálcio  
CAD – *Computer Aided Design*  
CAE – *Computer Aided Engineering*  
CAM – *Computer Aided Manufacturing*  
E – Módulo de Young  
ET – Engenharia de Tecido  
ETO – Engenharia de Tecido Ósseo  
F – Força  
HA – Hidroxiapatita  
MA – Manufatura Aditiva  
MEF – Método dos Elementos Finitos  
OCP – Fosfato Octacálcio  
P – Pressão  
PCL – Policaprolactona  
PEG – Polietilenoglicol  
PGA – Políácido glicólico  
PLA – Políácido láctico  
TCP – Fosfato Tricálcico

## SUMÁRIO

1.	<b>INTRODUÇÃO</b>	12
2.	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	14
2.1.	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ÁREA DA SAÚDE	14
2.2.	FRATURAS ÓSSEAS	14
2.2.1.	<b>Tratamentos Convencionais</b>	15
2.3.	ENGENHARIA DE TECIDO	16
2.3.1.	<b>Materiais</b>	17
2.3.2.	<b>Scaffolds</b>	19
2.3.2.1.	Polímeros	21
2.3.2.2.	Processos de fabricação	22
2.3.2.2.1.	Métodos convencionais	22
2.3.2.2.2.	Manufatura aditiva	23
3.	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	27
3.1.	EXPERIMENTO	28
3.2.	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	30
3.2.1.	<b>Scaffold Barra</b>	31
3.2.1.1.	Modelagem	31
3.2.1.2.	Malha	32
3.2.1.3.	Simulação	32
3.2.2.	<b>Scaffold Esponja</b>	35
3.2.3.	<b>Carregamentos</b>	38
4.	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	39
4.1.	COMPARAÇÃO COM OS DADOS EXPERIMENTAIS	45
4.2.	DETERMINAÇÃO DA RIGIDEZ	46
4.3.	AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ	46
5.	<b>CONCLUSÕES</b>	50
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	52
	<b>APÊNDICE A – Resultados das Simulações MEF</b>	53
A.1.	<i>Scaffold Barra Linear Reduzido</i>	53
A.2.	<i>Scaffold Barra Não Linear Reduzido</i>	56
A.3.	<i>Scaffold Esponja Linear Reduzido</i>	58
A.4.	<i>Scaffold Esponja Não Linear Reduzido</i>	61

## 1. INTRODUÇÃO

---

A medicina juntamente com a engenharia vem desenvolvendo materiais biodegradáveis e biocompatíveis com o corpo humano, denominados *scaffolds*, que aceleram o processo de regeneração óssea proporcionando uma qualidade de vida melhor para o paciente. Por se tratar de um material artificial, diversos parâmetros do implante podem ser configurados durante sua fabricação e o Método dos Elementos Finitos (MEF) auxilia na compreensão do comportamento do produto manufaturado, pois é uma ferramenta que possibilita a simulação das suas condições de funcionamento e a realização de análises tanto estruturais quanto térmicas do material.

Lotti et al. (2006) define o MEF como um modelo matemático, o qual um meio contínuo é discretizado em diversos elementos menores que preservam as propriedades do meio original, permitindo uma análise mais simplificada. Por se tratar de uma metodologia sistemática, sua solução pode ser implementada computacionalmente proporcionando uma capacidade maior de processamento de equações e de resolução de problemas complexos. Com isso, o MEF vem ganhando cada vez mais espaço em diversas áreas como a área da saúde no estudo de fraturas ósseas, foco deste trabalho. A integração destas áreas é benéfica a ambas, compartilhando o conhecimento adquirido e abrindo possibilidades para a aplicação de conceitos de uma área em outra.

Neste contexto, o objetivo principal deste trabalho é de investigar, via método dos elementos finitos, o comportamento mecânico de duas configurações distintas de *scaffolds* fabricadas com material compósito PCL/HA e submetidas à carregamentos de compressão. Como objetivos específicos destacam-se:

- Comparação dos resultados numéricos com dados experimentais;
- Avaliação da rigidez de compressão das configurações de *scaffolds* modeladas;
- Determinação da rigidez específica (rigidez / massa) das configurações de *scaffolds* modeladas;

Para alcançar estes objetivos, o trabalho foi dividido em cinco Capítulos descritos a seguir:

Capítulo 1 Introdução:

Apresentação do tema de estudo e objetivos do trabalho.

Capítulo 2 Revisão Bibliográfica:

Motivação do estudo, descrição dos tratamentos de fratura óssea e revisão dos materiais e processos de fabricação de *scaffolds*.

Capítulo 3 Materiais e Métodos:

Descrição dos materiais e metodologia utilizada nas análises de elementos finitos para cada configuração de *scaffold*.

Capítulo 4 Resultados e Discussões

Capítulo 5 Conclusões

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

---

### 2.1. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ÁREA DA SAÚDE

Ao longo dos anos, o MEF vem sendo cada vez mais reconhecido e utilizado, comprovando a sua versatilidade nas diversas aplicações na engenharia. Alguns dos exemplos da sua aplicabilidade são a análise de tensões em vasos de pressão, térmica em motores automotivos, sísmica em represas, de impacto em aeronaves, de escoamento em líquidos refrigerantes, eletromagnética em transistores e de procedimentos cirúrgicos como reconstrução maxilar (FISH e BELYTSCHKO, 2009).

Um campo o qual Método dos Elementos Finitos tem ganhando cada vez mais espaço é a área da saúde. De acordo com Mehboob e Chang (2014), MEF é uma ferramenta que permite uma análise não invasiva quando comparada aos experimentos *in vivo* e *in vitro* que são realizados para estudar o processo de recuperação de certos tecidos. No entanto, é um método complexo que consome tempo, é dispendioso, lida com questões éticas e não é preciso devido a heterogeneidade do organismo humano.

Deste modo, as simulações computacionais permitem uma investigação rápida, mais completa e com um custo reduzido. Por outro lado, há a dificuldade em representar com precisão o complexo corpo humano e levar em consideração todas as condições de contorno. Por isso, ao utilizar um modelo simplificado, o resultado pode divergir do caso real. Apesar disso, conforme o entendimento sobre o corpo humano e o MEF aumentam, assim como o aprimoramento das ferramentas computacionais, é possível cada vez mais representar com maior exatidão as situações reais.

### 2.2. FRATURAS ÓSSEAS

Dentro da área da saúde, as simulações computacionais vêm auxiliando no tratamento de fraturas ósseas. O osso humano tem uma grande capacidade de regeneração, mas há situações em que este limite é ultrapassado, sendo necessário intervir cirurgicamente para auxiliar na recuperação. Segundo Turnbull et al. (2014) o segundo tecido mais transplantado mundialmente é o osso com no mínimo quatro milhões de cirurgias que fazem uso de enxertos e materiais de substituição óssea. No entanto, estas duas técnicas possuem suas limitações no tratamento do paciente.

### 2.2.1. Tratamentos Convencionais

Enxerto ósseo fundamenta-se na utilização de uma porção do tecido ósseo retirado de um outro local do próprio paciente ou de um doador e inserido na região desejada. No entanto, ambos os procedimentos apresentam riscos como morbidade no local doado e restrição do tamanho do enxerto no caso de autoenxertos e risco de transmissão de doenças e rejeição do tecido doado no caso de aloenxertos. Técnicas como inserção de materiais de substituição óssea e estruturas metálicas para auxiliar na regeneração do osso também são comumente utilizados. Porém, estas operações apresentam limitações associadas ao afinamento do osso, desgaste e falha dos implantes e o risco de revisão cirúrgica (TURNBULL et al., 2018).

Uma das técnicas mais convencionais para o tratamento de fraturas ósseas é a utilização de dispositivos de fixação. Essas fraturas ocorrem com mais frequência em ossos mais longos dos membros inferiores devido as altas proporções e exposição a impactos. Estes traumas podem ser causados tanto por fatores externos como internos (MEHBOOB e CHANG, 2014).

O procedimento de fixação de fraturas ósseas convencional faz uso de um metal como titânio ou aço inoxidável como um dispositivo estabilizador que auxilia na recuperação do tecido. Este método foi primeiramente utilizado em 1895 por Lane. A Figura 1 ilustra algumas técnicas utilizadas de acordo com fratura que variam desde fixações externas como internas.

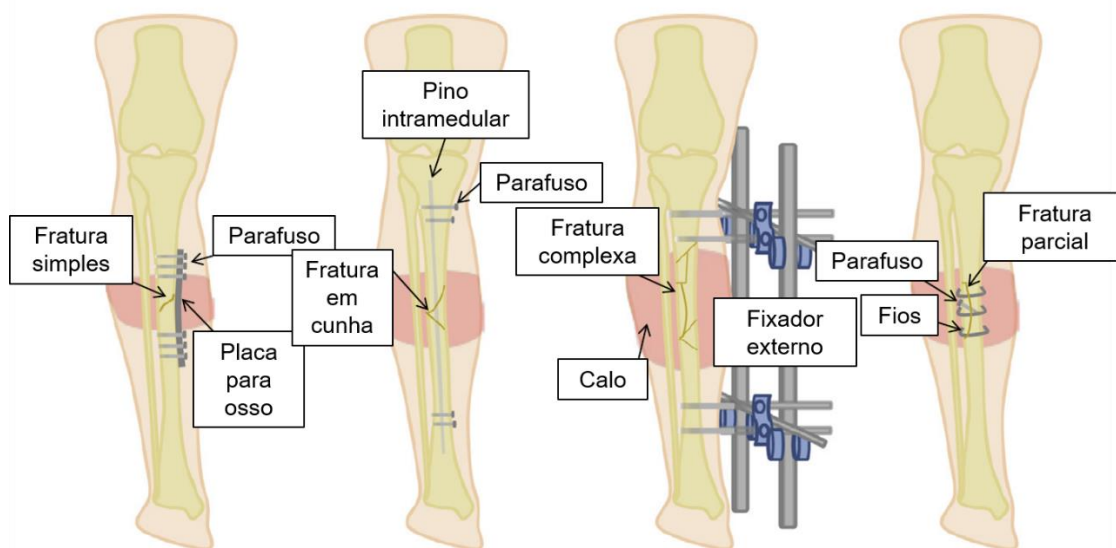
A regeneração do osso ocorre com a formação de calos que preenchem o vão da ruptura e posteriormente se tornam em tecido ósseo sob condições favoráveis. Uma destas condições é a presença de movimento relativo no local da fratura, pois esse pequeno deslocamento estimula a formação de calos. É neste ponto que o método convencional de fixação se limita, pois o material utilizado possui uma rigidez muito maior que a do osso, provocando um efeito conhecido como “*stress shielding*”. Este fenômeno promove o enfraquecimento do osso regenerado, pois grande parte da carga é transferida para a prótese metálica privando o local da fratura dos estímulos necessários para uma recuperação saudável. Posteriormente, podendo desenvolver em alguns casos osteoporose, necrose óssea e união óssea atrasada.

Além disso, metais podem sofrer efeitos como corrosão, falha por fadiga, afrouxamento de implante e reações alérgicas. Por este motivo, a ciência desenvolveu materiais compósitos que possuem não apenas propriedades como



biocompatibilidade, resistência e flexibilidade, mas também biodegradabilidade. O último, por sua vez, elimina o processo de realizar uma nova cirurgia para remover o elemento estabilizador da fratura, pois o corpo acaba absorvendo o implante compósito (MEHBOOB e CHANG, 2014).

Figura 1 - Procedimentos cirúrgicos para cada tipo de fratura óssea.



Fonte: adaptado de Mehboob e Chang (2014).

### 2.3. ENGENHARIA DE TECIDO

Conforme dito anteriormente, estímulos mecânicos desempenham uma função importante no desenvolvimento de tecido ósseo, especialmente no caso de remodelação óssea. Por isso, na Engenharia de Tecidos (ET), compreender como aplicar e controlar esses sinais mecânicos podem auxiliar na regeneração do osso. (HENDRIKSON et al., 2017). Landers (2002) define Engenharia de Tecido como:

A aplicação dos princípios e métodos de engenharia e ciência da vida visando a compreensão fundamental das complexas estruturas e funções dos tecidos e do desenvolvimento de substitutos biológicos para a restauração, manutenção e melhoria das funções do tecido. (apud MORENO MADRID et al., 2019, p. 633).

Essa área vem apresentando grandes avanços na fabricação de tecidos artificiais que auxiliam na regeneração de tecidos do organismo humano como o osso. Métodos tradicionais como enxertos ósseos do próprio paciente ou de doadores são utilizados para tratar traumas no osso. Porém, problemas como escassez de doadores, transmissão de doenças, morbidade do local doado e a incompatibilidade geométrica e fisiológica dos materiais, surgiu a Engenharia de Tecido Ósseo (ETO).

Esta área se caracteriza pela criação de biomateriais com funções e propriedades superiores aos enxertos com o objetivo de melhorar regeneração do osso (MORENO MADRID et al., 2019).

### **2.3.1. Materiais**

Segundo Mehboob e Chang (2014) os biomateriais podem ser classificados em três grupos principais: metais, biocerâmicas e polímeros e a combinação destes. Os principais materiais e suas propriedades estão listadas na Tabela 1.

Próteses ósseas metálicas podem ser classificados como degradáveis e não degradáveis. Titânio e aço inoxidável são considerados não degradáveis e apresentam algumas desvantagens no tratamento de fratura óssea já discutido anteriormente. Metais como Magnésio (Mg) e algumas de suas ligas são considerados biodegradáveis, pois são facilmente absorvidas pelo corpo humano e eliminado através da urina. Ademais, as propriedades de resistência e densidade são muito próximas com a do osso natural. Porém são limitadas por sua rápida taxa de degradação e estimulação física de bolha de gás (MEHBOOB e CHANG, 2014).

Segundo Mehboob e Chang (2014), cerâmicas, por outro lado, possuem boa resistência a corrosão e biocompatibilidade, mas são frágeis, têm baixa resistência a fratura, limitação na fabricação de formatos complexos e resistência a tensão muito elevada. Podem ser classificados em duas categorias, cerâmica bioinerte, como zircônia e alumina, e cerâmica bioabsorvível e bioativo, por exemplo a hidroxiapatita (HA). Deste modo, material biocerâmico não é recomendável para a fabricação de próteses longas que são submetidas a cargas, mas é usual para preenchimento de defeitos ósseos e fabricação de *scaffolds* (MEHBOOB e CHANG, 2014).

Tabela 1 - Propriedades dos biomateriais comumente utilizados em procedimentos médicos.

Material		Módulo de Young (GPa)	Tempo de degradação (meses)	Aplicações médicas
Ossos longos de membros inferiores	Osso cortical (dir. longitudinal) Osso cortical (dir. transversal) Osso cortical (dir. arco) Osso trabecular	15 – 20 8,5 6,9 1,1		
Fenótipos de tecidos no processo de regeneração óssea	Tecido de granulação Tecido fibroso Cartilagem Osso imaturo Osso intermediário Osso maduro	0,00002 0,001 0,005 – 0,5 0,5 – 1,0 1,0 – 2,0 2,0 – 6,0		
Metais	Aço inoxidável Liga Co-Cr Titânio Liga de Titânio (Ti-6Al-4V) Liga de Magnésio (AZ91, A31, WE31, WE43, Mg-Ca, LAE442, Mg-Mn-Zn)	190 210 – 235 110 116 45	Anos Anos Anos Anos Meses Anos	Placas para osso, pinos intramedulares, parafusos, substituição de juntas, engenharia de tecido, implantes dentais, válvulas e stents cardíacos, implantes espinhais, ferramentas médicas  Placas para osso, pinos intramedulares, parafusos, substituição de juntas, engenharia de tecido, implantes dentais, válvulas e stents
Cerâmica	Alumina Zircônia Fosfatos de cálcio (HA, TCP)	380 150 – 220 35 – 110		Próteses ortopédicas, enchimentos ósseos, implante dental, reconstruções mandibulares, cirurgias faciais, orelha, nariz e reparos na garganta
Biovidro	45S5 13 – 93	35 60	1 – 6 1 – 6	
Polímeros	UHMWPE PEEK Polisulfona (PSU) Tereftalato de polietileno Poliácido láctico (PLA) Poliácido glicólico (PGA) Poli(L-ácido láctico-co-ácido glicólico) (PLGA) Policaprolactona (PCL)	4 – 12 3,6 2,6 2,8 2 – 3 5 – 7 1,4 – 2,8 0,4 – 0,6	    12 – 18 3 – 4 2 – 6 >24	Placas para osso, pinos intramedulares, parafusos, discos, próteses, gaiola espinhal, âncora de sutura, reparo do menisco  Placas para osso, pinos intramedulares, parafusos, discos, implante dental, gaiola espinhal, âncora de sutura, reparo do menisco, dispositivos médicos, entrega de drogas
Compósito de polímeros	CF/PEEK, GF/PEEK, CF/epóxi, BG/polilactida, poliglicólido e seus copolímeros, CF/OS, BG/OS, CF/UHMWPE	10 – 130	Meses - Anos	

Fonte: adaptado de Mehboob e Chang (2014).

### 2.3.2. *Scaffolds*

*Scaffolds* são implantes estudados e desenvolvidos numa área de pesquisa crítica da ETO. Este material foi projetado para imitar o osso humano tanto na sua composição como propriedade mecânica. *Scaffolds* não foram projetados para serem implantes permanentes, são compostos por materiais biocompatíveis e biodegradáveis que possuem formato manipulável cuja função é auxiliar a regeneração do local desejado proporcionando uma estrutura que facilite a união, proliferação e diferenciação celular na região. Posteriormente, o implante é eliminado pelo organismo após a regeneração óssea no local.

É essencial que haja um controle desta taxa de biodegradabilidade, pois, se o material se degradar muito rapidamente, não irá oferecer tempo suficiente para a formação do osso novo e poderá ocorrer falha mecânica. Por outro lado, se a degradação ocorrer muito lentamente, uma resposta imune poderá ser ativada causando uma inflamação no local e prejudicando a regeneração do tecido.

Uma característica importante do *scaffold* que permite a união dela com as células do corpo é a presença de poros. Essa estrutura de poros interligados permite o aumento da área de contato com as células do organismo e o suprimento de fluxo sanguíneo, facilitando a união e conseqüentemente a formação e regeneração óssea do local. Além disso, é necessário que o *scaffold* apresente propriedades mecânicas similares ao osso nativo para que o tecido regenerado se forme possuindo essas mesmas características (TURNBULL, 2018).

Na Tabela 2 estão descritos as vantagens e desvantagens de materiais comumente utilizados para a fabricação de *scaffolds*: Hidrogéis, polímeros, cerâmicas, vidros bioativos e metais.

Tabela 2 - Comparação dos materiais de scaffolds.

Material	Vantagens	Potencial Limitações
Hydrogéis	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inclusão de mídia de alto teor de conteúdo/crescimento de água que permite a encapsulação e crescimento de células</li> <li>• Propriedades mecânicas podem ser modificados através da reticulação</li> <li>• Possibilidade de controlar a liberação do fator droga/crescimento</li> <li>• Facilidade de padronizar via impressão 3D para imitar as microestruturas do tecido</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Propriedades mecânicas</li> <li>• Otimizando condições de impressão para hydrogéis individuais podem demandar muito tempo</li> <li>• Dificuldade em manipular fisicamente a construção</li> <li>• Carregar uniformemente com células pode ser desafiador</li> </ul>
Polímeros	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Polímeros naturais podem ser derivados de matrizes extracelulares, garantindo biocompatibilidade e baixa toxicidade</li> <li>• Biodegradabilidade</li> <li>• Frequentemente contém moléculas biofuncionais na superfície</li> <li>• Polímeros sintéticos proporcionam um melhor controle das propriedades físicas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Polímeros naturais e sintéticos geralmente não possuem propriedades mecânicas para suportar carregamentos</li> <li>• Impurezas patológicas como a endotoxina pode estar presente em polímeros naturais</li> <li>• Polímeros sintéticos normalmente são hidrofóbicos e faltam sites de reconhecimento celular</li> </ul>
Cerâmicas	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Propriedades de condução e indução óssea permitem uma forte integração com o tecido nativo</li> <li>• Composição similar ao conteúdo mineral do osso nativo</li> <li>• Pode ser entregue como grânulos, pasta ou formato injetável</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Duro e frágil quando utilizado sozinho</li> <li>• Pode apresentar taxas de degradação/reabsorção inapropriada com declínio das propriedades mecânicas como resultado</li> </ul>
Vidros Bioativos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Propriedades de condução e indução óssea</li> <li>• Já adaptada para próteses clínicas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Herdar fragilidade</li> <li>• Dificuldade em controlar a taxa de reabsorção</li> <li>• Dificuldade na manipulação de construções em formatos 3D para tratar defeitos específicos</li> <li>• Potencial para a liberação de íons metálicos tóxicos</li> </ul>
Metais	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Biocompatibilidade</li> <li>• Resistência superior</li> <li>• Propriedades mecânicas superiores podem ser vantajosas em situações onde há crescimento lento ósseo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Módulo superior pode levar a <i>stress-shielding</i></li> <li>• Biodegradabilidade pobre pode resultar em cirurgias/perda de crescimento do tecido</li> <li>• Liberação secundária de íons metálicos podem causar toxicidade local e distal</li> </ul>

Fonte: adaptado de Mehboob e Chang (2014).

### 2.3.2.1. Polímeros

Para o foco deste estudo, foram analisados apenas os benefícios e limitações dos polímeros, mais especificamente o policaprolactona (PCL) (MEHBOOB e CHANG, 2014).

Os polímeros vêm sendo utilizado na ET por possuírem propriedades desejáveis como ductilidade, biocompatibilidade e biodegradabilidade. Além disso, a sua superfície permite que haja união, integração e diferenciação celular do organismo no scaffold. Muitos polímeros naturais como colágeno e seda já foram estudados, no entanto estes possuem limitações como presença de impurezas tóxicas, falta de controle na taxa de degradação do material e propriedades mecânicas não ideais. Como solução foram desenvolvidos polímeros sintéticos como o poliácido láctico (PLA), poliácido glicólico (PGA), policaprolactona (PCL) e polietilenoglicol (PEG). A vantagem destes materiais sintéticos é a possibilidade de controlar propriedades como tamanho do poro, porosidade, taxa de degradação e resistência mecânica. Por outro lado, o último parâmetro continua não atendendo a capacidade de carga desejável. Por isso, para aumentar sua resistência, foi adotado um método popular de combinar polímeros sintéticos com biocerâmicas ou biovidros, produzindo compósitos de *scaffolds* (TURNBULL et al., 2018).

O PCL é um polímero que possui todas as propriedades benéficas citadas acima e possui uma melhor biocompatibilidade, uma taxa de degradação relativamente lenta e uma maior capacidade de carga quando comparada com outros poliésteres. Porém, o policaprolactona contém uma baixa adesão celular e para combater esta deficiência foram criados compósitos de PCL. Uma das técnicas utilizadas foi de combinar o polímero com a hidroxiapatita, um material cerâmico de fosfato de cálcio, que por sua composição química ser semelhante a região inorgânica do osso humano consegue melhorar a bioatividade celular. No entanto, de acordo com Roque (2019), devido a limitação da utilização da fase de fosfato de cálcio HA, biomateriais são produzidos a partir de outras fases como OCP, TCP e ACP.

O compósito PCL com uma das fases da HA pode ser fabricado através do método da manufatura aditiva (MA), a impressão 3D. Assim, resultando em um biomaterial que proporciona uma melhor osseointegração, resistência mecânica, e biodegradabilidade quando comparado com o polímero sólido (TURNBULL et al., 2018).

### 2.3.2.2. Processos de fabricação

*Scaffold* pode ser fabricado através de diversas técnicas como o método convencional que abrange os processos de fundição com solvente / lixiviação de partículas, espuma de gás, liofilização, separação de fase e eletroafiação ou por meio da manufatura aditiva.

#### 2.3.2.2.1. Métodos convencionais

A fundição com solvente / lixiviação de partículas, Figura 2A, consiste primeiramente na dissolução do polímero em um solvente e em seguida na adição de porogênios na mistura, partículas que se dispersam na solução. Conforme o solvente evapora o polímero endurece e posteriormente é utilizado água para dissolver os porogênios. Assim, o produto é um polímero poroso endurecido. Segundo Hendrikson et al. (2017), os poros do *scaffold* nesta fabricação é determinado pela disposição em que as partículas do agente porogênio estão arbitrariamente organizadas na mistura, tornando difícil prever e controlar a porosidade exata do material resultante.

Já a técnica de espuma de gás, Figura 2B, baseia se na criação de poros em um polímero através de bolhas de gás, obtido pela variação de pressão aplicado a mistura.

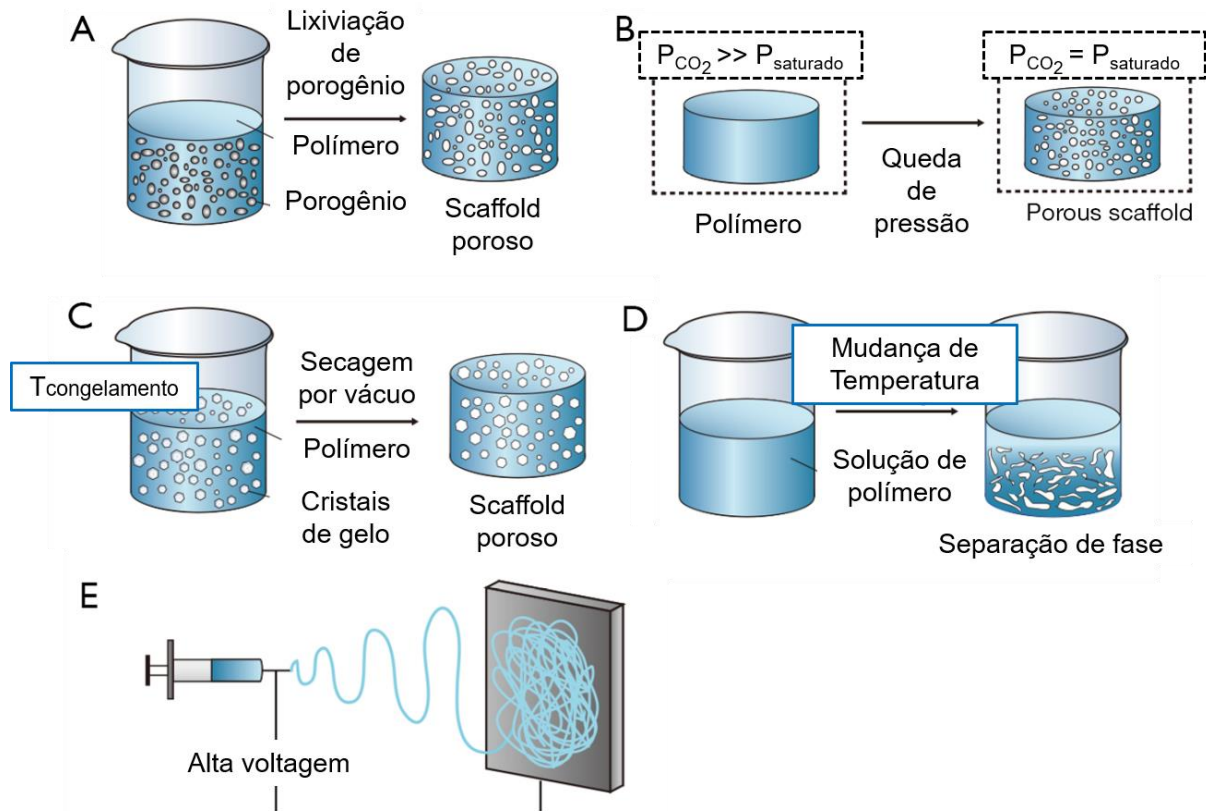
No método de liofilização, Figura 2C, a solução, polímero e solvente, é inicialmente submetida a uma temperatura de congelamento que forma cristais de gelo do próprio solvente e em seguida a mistura é sujeita a uma diferença de pressão que ocasiona a sublimação destes cristais, formando assim poros.

O processo de separação de fase, Figura 2D, é semelhante ao de fundição com solvente, no entanto não é utilizado porogênios, mas tira-se proveito do fenômeno de separação de fase da mistura homogênea do polímero e solvente para criar os poros. Isso só é possível ao expor a mistura a uma temperatura alta para alcançar a homogeneidade e depois controlar a queda de temperatura para atingir a fase desejada. Uma vez que os poros foram criados, o solvente é removido por extração, evaporação ou sublimação.

Por último, a eletroafiação, Figura 2E, fundamenta se em criar nano fibras interconectadas que constituem em um *scaffold* poroso. Esta técnica utiliza um campo elétrico para controlar a deposição de um fio de solução polimérica em um coletor,

possibilitando a fabricação de fibras micro e até nanométricas com potencial de incluir materiais compósitos e biomoléculas (TURNBULL et al., 2018).

Figura 2 - Esquemas dos processos convencionais de fabricação de scaffolds.



Fonte: adaptado de Shi et al. (2016).

Os métodos convencionais de fabricação de *scaffolds* apresentam uma dificuldade em controlar a configuração dos poros dos materiais. Um processo de fabricação que não apenas contém a capacidade de reproduzir as dimensões físicas do tecido do organismo, mas permite um maior controle sobre a porosidade do *scaffold* é a MA (HENDRIKSON et al., 2017).

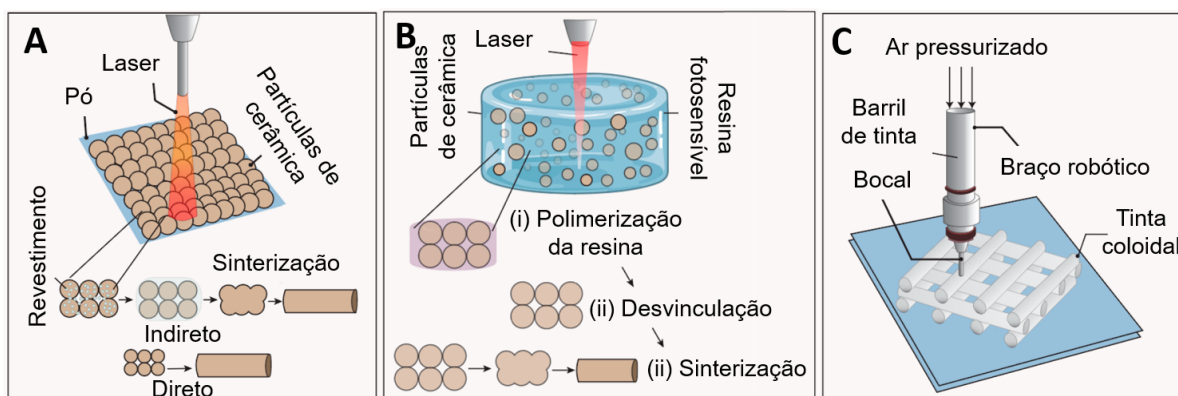
#### 2.3.2.2.2. Manufatura aditiva

A manufatura aditiva é um processo que liga materiais para fabricar objetos a partir de modelos tridimensionais, normalmente através do método camada por camada. Algumas técnicas utilizadas nesse método são através do pó, foto sensibilidade e extrusão por fusão. Na manufatura utilizando pó, Figura 3A, a ligação do material ocorre pela fusão ao ser submetido a altas temperaturas através de um laser de alta intensidade ou por meio de um material de ligação como um solvente. É



usual sinterizar o material para melhorar as suas propriedades mecânicas. Na técnica por foto sensibilidade, Figura 3B, por sua vez, possui o mesmo princípio de que a do pó, mas neste caso o material é uma resina líquida e o elemento de ligação é uma fonte de luz que cura a substância camada por camada. Por último, a extrusão por fusão, Figura 3C, consiste em aquecer o filamento de polímero termoplástico, podendo ocorrer no bico injetor ou no cartucho da extrusora, e posteriormente pressurizado para extrusão e depositado em uma plataforma. Levando em consideração que através da manufatura aditiva é possível obter um controle maior na geometria e porosidade do material fabricado, possuir alta reprodutibilidade e poder modelar o objeto utilizando programas computacionais como CAD (*Computer Aided Design*)/ CAM (*Computer Aided Manufacturing*)/ CAE (*Computer Aided Engineering*), este método se torna o mais ideal para uma análise MEF.

Figura 3 - Esquemas dos processos de manufatura aditiva de *scaffolds*.



Fonte: adaptado de Lin (2019).

Conforme mencionado anteriormente, a MA abrange as técnicas de solidificação ou união do material através da foto sensibilidade, laser, calor (aquecimento e extrusão do filamento) e solvente. Na Tabela 3 estão algumas vantagens e desvantagens de cada um desses processos.

Tabela 3 - Vantagens e desvantagens dos processos da MA.

Processo de Fabricação		Descrição
Foto sensibilidade	Vantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fabricação de geometrias complexas;</li> </ul>
	Desvantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Resistência do material moderada;</li> <li>• Utilização apenas de materiais fotopolímeros;</li> <li>• Distorções e encolhimentos podem ocorrer;</li> <li>• Poucos materiais biocompatíveis e biodegradáveis disponíveis.</li> </ul>
Laser	Vantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sem pós processamento.</li> </ul>
	Desvantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta temperatura de processamento pode induzir degradação do polímero;</li> <li>• Variedade de materiais limitados e de alto custo.</li> <li>• Pó pode ficar preso dentro da estrutura.</li> </ul>
Calor	Vantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Processo simples;</li> <li>• Maior resistência mecânica;</li> <li>• Maior taxa de produção;</li> <li>• Baixo custo;</li> <li>• Ausência de materiais presos na estrutura.</li> </ul>
	Desvantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Variedade limitada de materiais;</li> <li>• Extrusão apenas de filamentos;</li> <li>• Possível degradação térmica dos polímeros;</li> </ul>
Solvente	Vantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sem processo de aquecimento;</li> <li>• Maior taxa de produção;</li> <li>• Maior variedade de matéria prima.</li> </ul>
	Desvantagem	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Necessidade de pós processamento;</li> <li>• Pó pode ficar preso dentro da estrutura.</li> </ul>

Fonte: Moreno Madrid et al. (2019).

A seguir, a Tabela 4 mostra valores da dimensão mínima do poro e para cada camada que é possível obter através de cada método, assim como o custo de cada técnica de manufatura aditiva. O tamanho recomendado de poro para a engenharia de tecido ósseo é entre 200  $\mu\text{m}$  e 900  $\mu\text{m}$  (MORENO MADRID et al., 2019).

Tabela 4 - Dimensões mínimas e custo dos processos da MA.

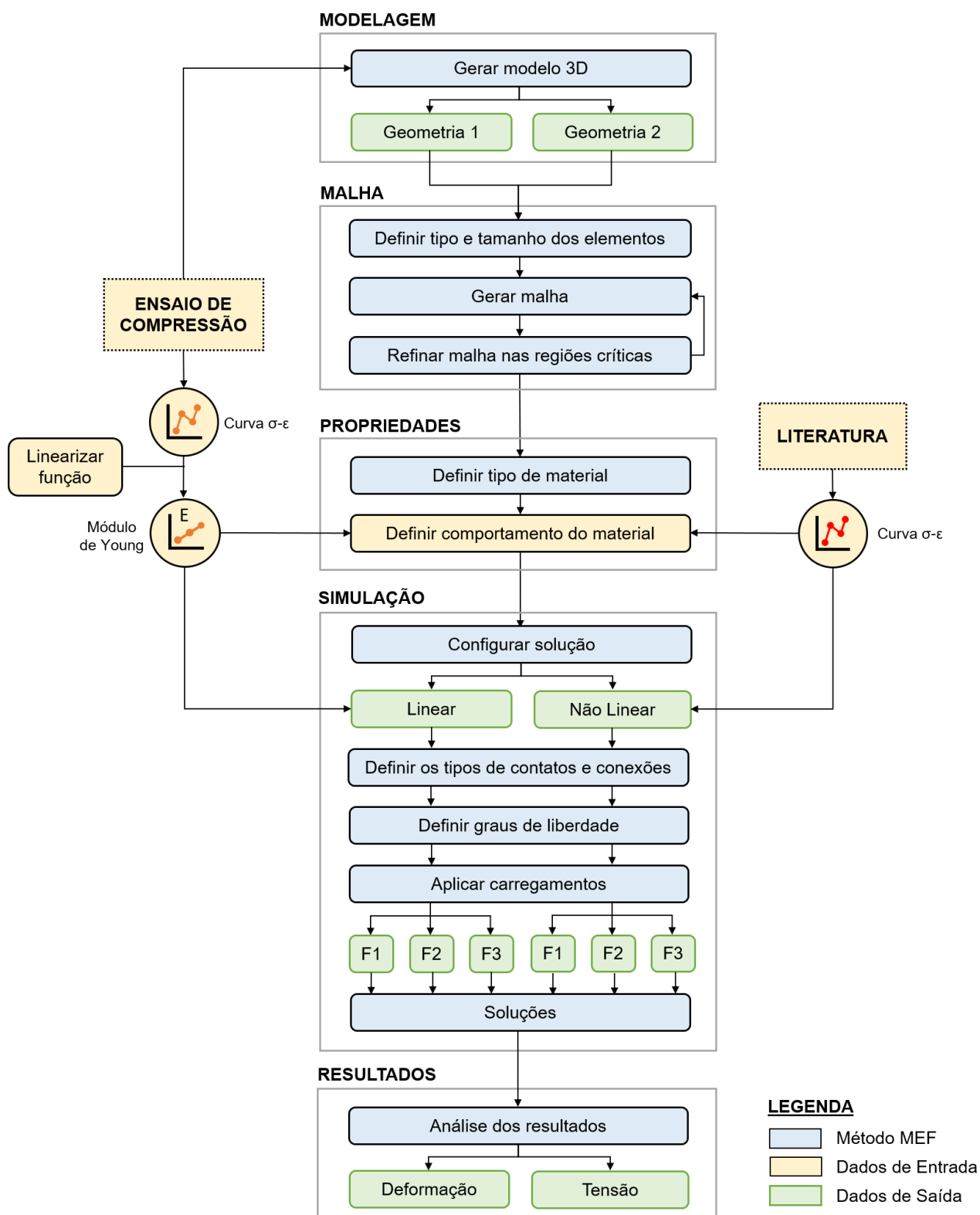
<b>Processo de Fabricação</b>	<b>Dimensão Mínima</b>	<b>Custo</b>
Foto sensibilidade	Espessura da camada: 1 $\mu\text{m}$ Poro: 200 $\mu\text{m}$	Alto
Laser	Espessura da camada: 76-100 $\mu\text{m}$ Poro: 200 $\mu\text{m}$	Médio
Calor	Espessura da camada: 250-370 $\mu\text{m}$ Poro: 250 – 700 $\mu\text{m}$	Baixo
Solvente	Espessura da camada: 20-100 $\mu\text{m}$ Poro: 250 – 700 $\mu\text{m}$	Médio

Fonte: Moreno Madrid et al. (2019).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

As análises foram realizadas utilizando *software* NX Siemens®. O método adotado está descrito na Figura 4.

Figura 4 - Fluxograma do método.



Fonte: elaborada pelo autor.

O procedimento empregado se fundamentou primeiramente nos dados de entrada fornecidos por Roque (2019), no caso as dimensões das geometrias dos *scaffolds* e as curvas das respostas mecânicas do material no ensaio experimental. Além disso, também foram utilizados os dados do comportamento do material encontrado na literatura.

A partir destes dados, foi possível seguir com as seguintes etapas de resolução via elementos finitos: modelagem 3D dos *scaffolds*, geração da malha, definição das propriedades do material, simulação do modelo e finalmente na análise dos resultados. A seguir, cada uma das etapas será descrita com maior detalhe.

### 3.1. EXPERIMENTO

Os *scaffolds* utilizados no experimento foram fabricados a partir de um compósito de PCL e ACP na proporção de 90:10. Conforme mencionado anteriormente, o PCL é um termoplástico biodegradável e o ACP é uma das fases do material cerâmico de fosfato de cálcio.

O experimento consistiu em sujeitar cinco *scaffolds* iguais, cubos de aproximadamente  $1000 \text{ mm}^3$  a um ensaio de compressão. Os corpos de provas foram submetidos a uma carga crescente até que os materiais atingissem a falha conforme a Figura 5.

Figura 5 - Ensaio de compressão dos *scaffolds*.



Fonte: Roque (2019).

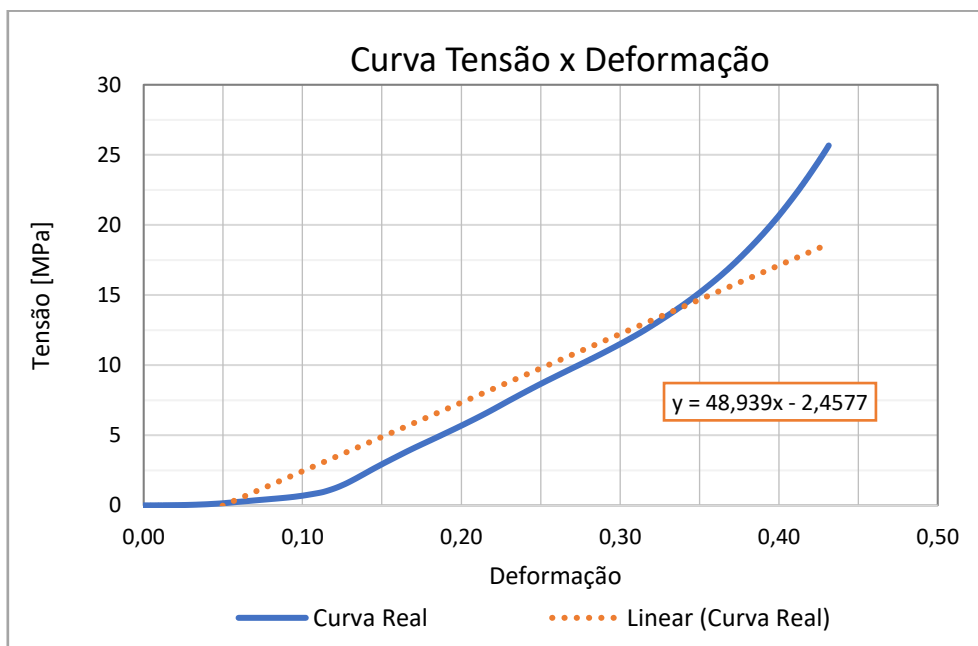
Roque (2019) registrou para cada um dos *scaffolds* as forças e os deslocamentos ao longo do tempo. Com isso, foram gerados cinco curvas de tensão por deformação para cada caso, possibilitando a construção de uma curva média

representado pelo Gráfico 1. A curva azul e laranja pontilhada representam os dados reais do experimento e interpolação para uma função linear, respectivamente. Através da função, foi possível calcular o módulo de Young (E) pela Lei de Hooke,

$$\sigma = E\varepsilon \quad (3.1)$$

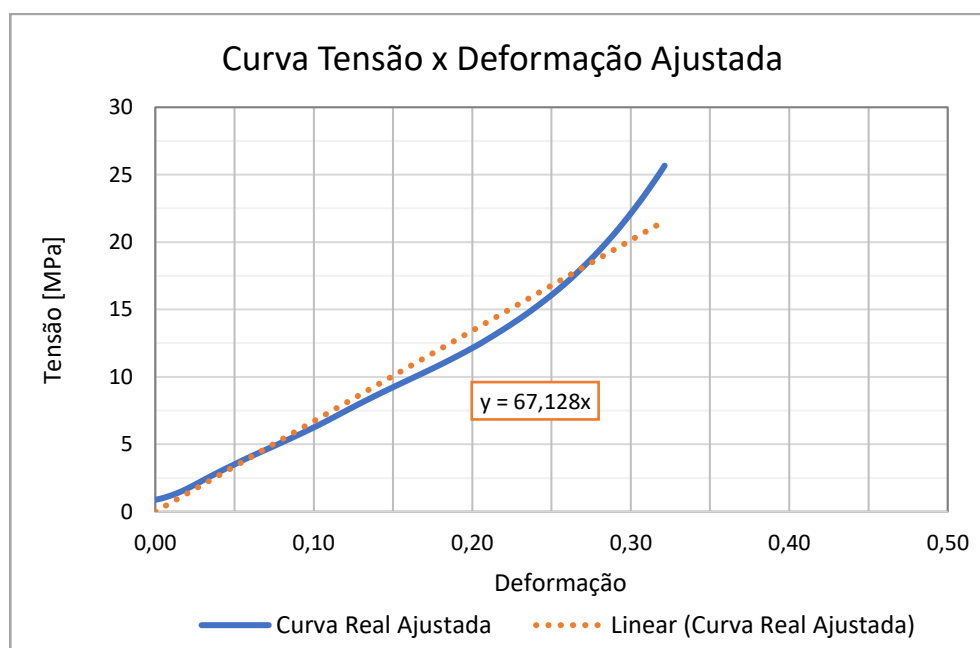
ou seja, pela inclinação da curva neste caso. Antes disso, ajustou-se a curva original desprezando os valores iniciais praticamente nulos, conforme o Gráfico 2.

Gráfico 1 – Tensão-deformação da média dos resultados do ensaio de compressão.



Fonte: Roque (2019).

Gráfico 2 – Ajuste da curva tensão-deformação.

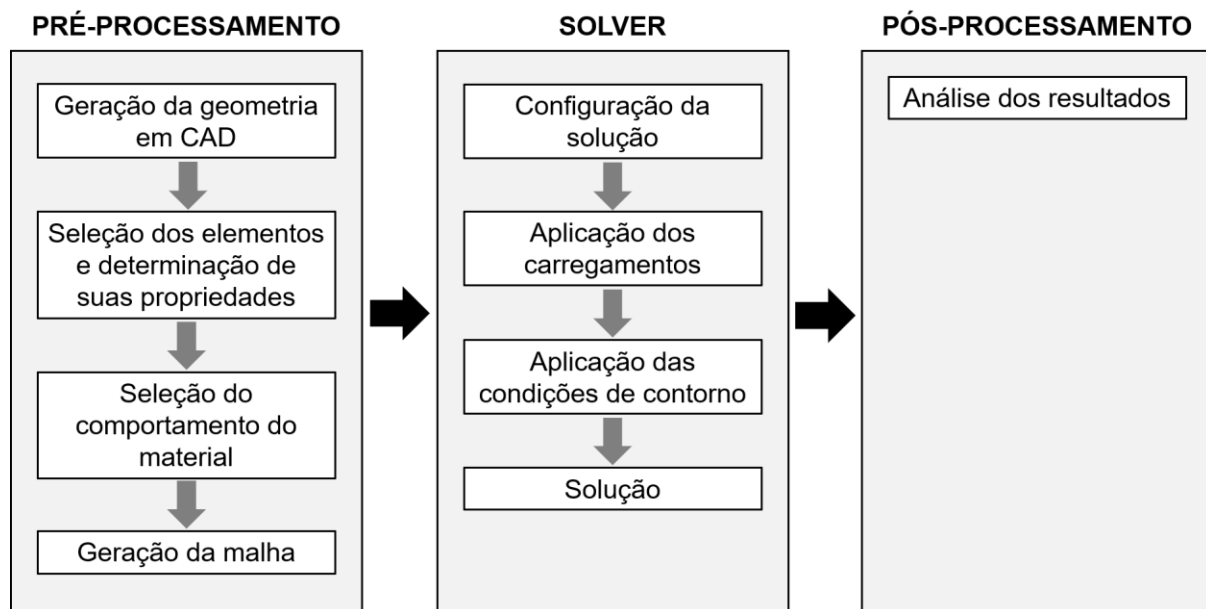


Fonte: elaborada pelo autor.

### 3.2. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Os programas de elementos finitos possuem etapas essenciais para a análise de um problema. O fluxograma do processo está ilustrado na Figura 6 e pode ser dividido em três blocos: pré-processamento, *solver* e pós processamento. No pré processamento todos os parâmetros referente a geometria, propriedade do material e malha (conjunto de elementos) são definidos. Já no *solver* são determinados os fatores externos como cargas aplicadas, condições de contorno e tipo de solução adotada. Finalmente, é no pós-processamento que os resultados são analisados.

Figura 6 - Sequência básica de solução do programa de elementos finitos.



Fonte: elaborada pelo autor.

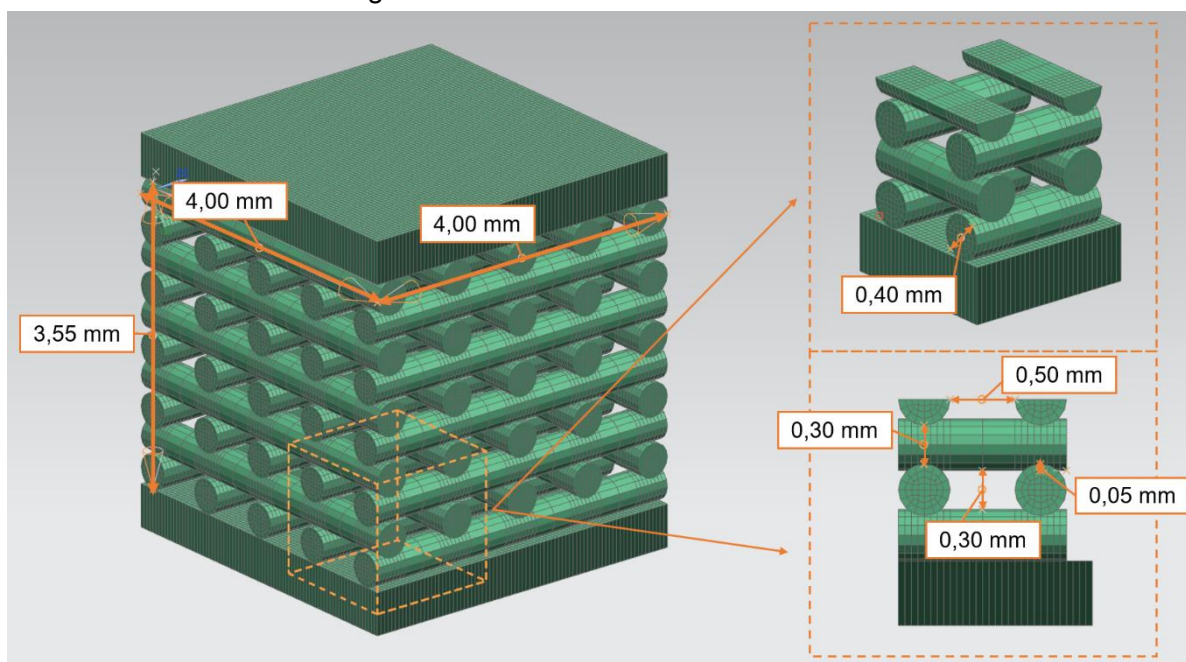
Roque (2019) estudou dois tipos de geometria de *scaffolds* diferentes, ambos gerados através do *software* Mastercam®. Como não foi possível exportar os modelos originais para o *software* de elementos finitos, foi necessário desenhar novamente ambas as geometrias no NX Siemens®.

A princípio Roque (2019) iria realizar o ensaio de compressão, descrito anteriormente, para duas geometrias de *scaffolds* diferentes. No entanto, devido a limitações de fabricação, foi possível apenas produzir um dos modelos. Apesar disso, ambas as configurações do biomaterial foram analisadas neste estudo e cada uma será detalhada a seguir.

### 3.2.1. Scaffold Barra

A geometria fabricada e submetida ao ensaio de compressão foi denominada de “*scaffold* barra” por possuir uma geometria interna composta por camadas de barras sólidas com 0,4 mm de diâmetro, ilustrado pela Figura 7. A união entre camadas se dá pela região de interferência de 0,05 mm entre as barras geradas durante a fabricação. Esta região de adesão é crucial, pois a determinação da altura entre camadas influencia na estabilidade das mesmas e na estrutura do *scaffold* como um todo.

Figura 7 – Dimensões do *scaffold* barra.



Fonte: elaborada pelo autor.

#### 3.2.1.1. Modelagem

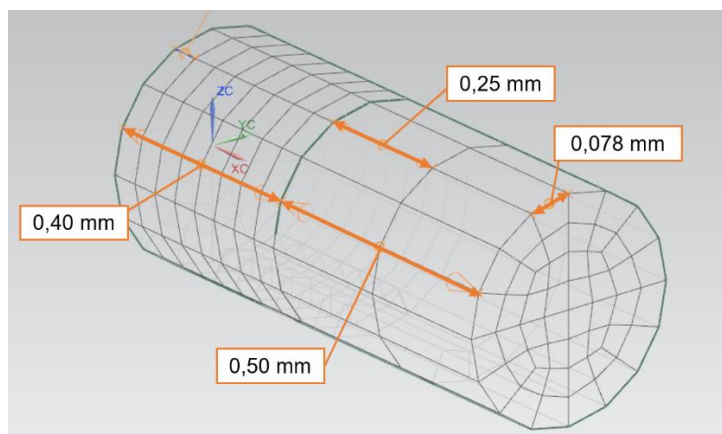
O *scaffold* gerado no programa foi um modelo reduzido de dimensão 4 mm x 4 mm x 3,55 mm em contrapartida daquele utilizado como corpo de prova de 10 mm x 10 mm x 10 mm, pois o custo computacional seria muito alto se fosse considerado o modelo completo. Elementos auxiliares também foram criados para simular o contato entre o *scaffold* e o equipamento aplicador de carga, como a adição de duas placas rígidas na superfície superior e inferior do modelo.



### 3.2.1.2. Malha

Uma vez que o modelo 3D foi definido, a próxima etapa foi gerar a malha. O elemento utilizado foi o quadrilátero, pois o mesmo é amplamente utilizado em análises estruturais sendo aplicado para problemas de tensão e deformação, foco deste estudo. Em seguida, foi determinado o tamanho do quadrilátero, 0,08 mm, de forma que fosse possível cobrir a superfície inteira do modelo sem apresentar muitas distorções e suficientemente pequeno para analisar as regiões de interesse. Quanto mais refinado for a malha, ou seja, menor forem os elementos, mais preciso será a simulação, por outro lado, maior será o tempo de processamento. Por isso, buscou-se refinar a malha nas regiões mais críticas estruturalmente, nos pontos de contato entre as barras. Nos locais de união entre camadas, os elementos eram cinco vezes menores do que os restantes. As dimensões da malha podem ser observadas com mais detalhes na Figura 8. Ao todo a malha continha 128001 elementos.

Figura 8 – Malha gerada no *scaffold* barra.



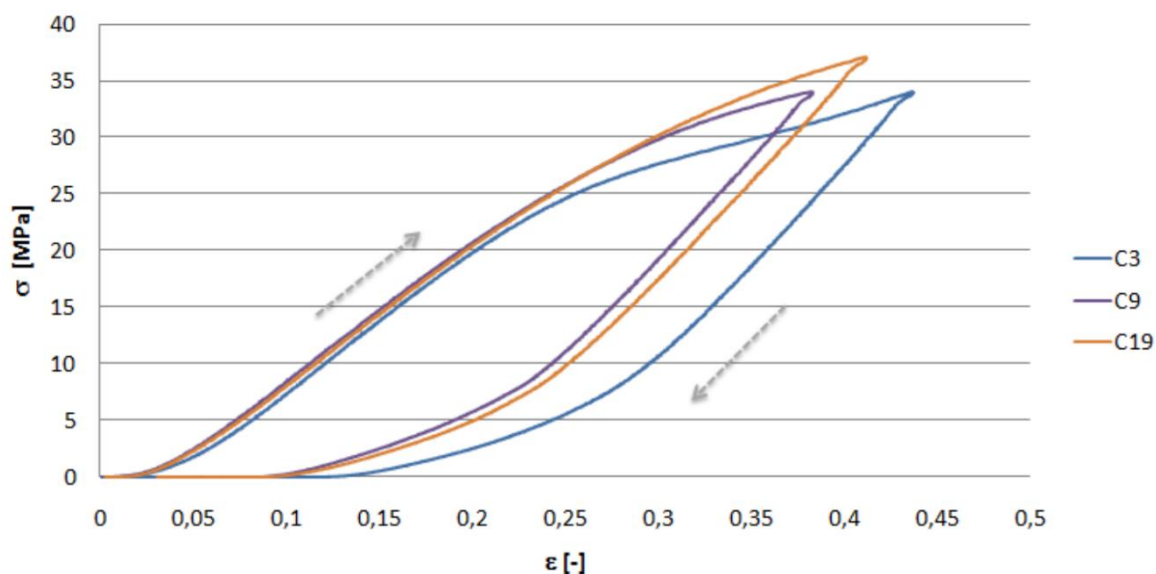
Fonte: elaborada pelo autor.

### 3.2.1.3. Simulação

Após gerar a malha, as propriedades do material foram determinadas. O modelo foi baseado nos *scaffolds* do experimento realizado, atribuindo o módulo de Young calculado  $E = 67 \text{ MPa}$  conforme o Gráfico 2 e por simplificação foi considerado como material o sólido puro de PCL. Este, por ser um polímero, foi utilizado o comportamento não linear elástico para definir comportamento mecânico da representação 3D. Para isso, a curva de tensão-deformação desse material foi encontrada no estudo de Ragaert (2014), Gráfico 3, e os dados foram extraídos utilizando o WebPlotterDigitizer<sup>®</sup> que identifica os pontos do gráfico a partir de uma

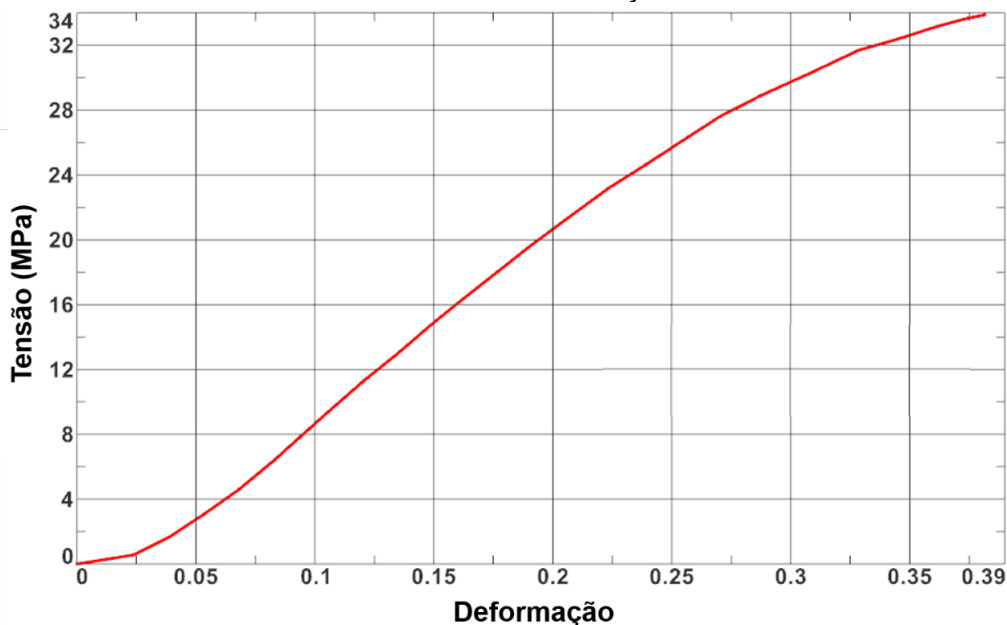
imagem, resultando no Gráfico 4. Essas informações foram inseridas nas propriedades do material PCL no programa. Além disso, para que as placas se comportassem como um material rígido, foi atribuído um material que possuísse uma rigidez muito maior que a do polímero, no caso o titânio, o qual suas propriedades mecânicas foram obtidas a partir da biblioteca interna do NX Siemens®.

Gráfico 3 – Tensão-deformação do PCL puro submetido a um ensaio de compressão.



Fonte: Ragaert (2014).

Gráfico 4 - Curva tensão deformação resultante.

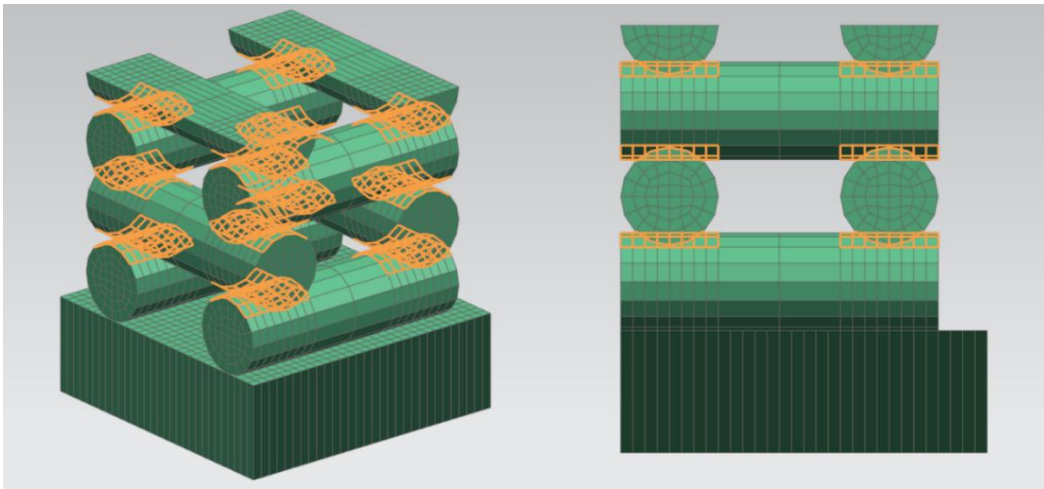


Fonte: elaborada pelo autor

Posto que as propriedades do material foram definidas, determinou-se as condições de contorno da simulação. Primeiramente, foi necessário definir o contato entre as barras utilizando a função “*Surface-to-Surface Gluing*” do NX

Siemens®, um comando que realiza a união dos elementos de duas regiões distintas, destacadas na Figura 9. Além disso, as barras das camadas superiores e inferiores também foram coladas com as placas usando o mesmo comando para evitar movimento relativo entre ambas. Em seguida, foram determinados os graus de liberdade do *scaffold*, nesta situação, a placa inferior foi engastada, desprovido de qualquer movimento.

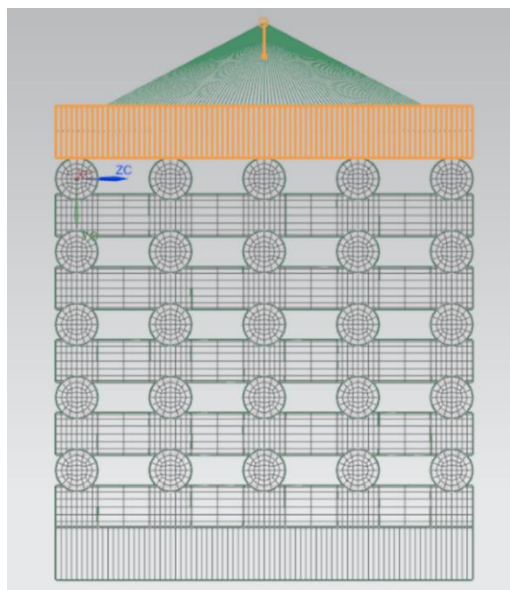
Figura 9 – Regiões de contato das barras.



Fonte: elaborada pelo autor.

Por último, ilustrado pela Figura 10, uma força pontual foi posicionada no centro da placa e para que a carga fosse distribuída uniformemente pela chapa de titânio, criou-se uma união entre este ponto com cada nó (cantos de cada elemento) da placa, representados pelas linhas verdes conectando a seta com a placa superior.

Figura 10 – Força aplicada no *scaffold*.



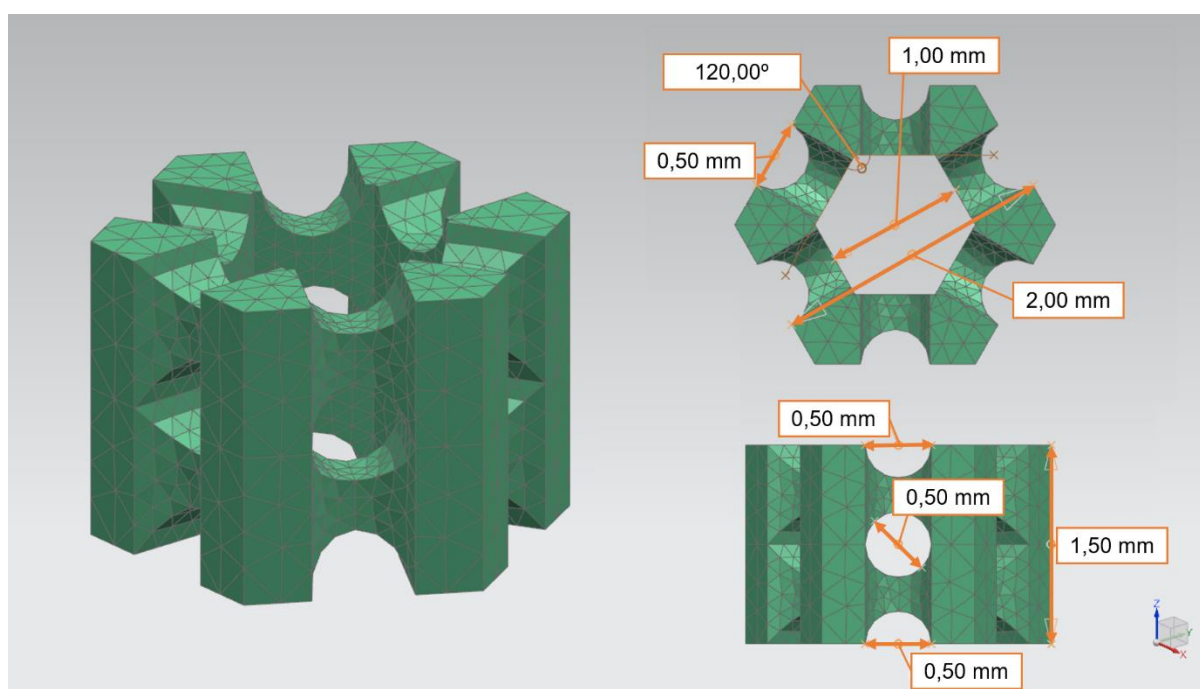
Fonte: elaborada pelo autor.

Foram consideradas duas abordagens diferentes para a análise dos resultados, a utilização dos *Solvers* Lineares e Não-Lineares. O primeiro considera que o material apresente uma resposta linear a força aplicada enquanto o segundo apresente um comportamento não linear.

### 3.2.2. Scaffold Esponja

A outra geometria, o “*scaffold* esponja”, por sua vez, recebeu esta denominação neste estudo por se tratar de um sólido perfurado em diversas direções. Esta geometria, segundo Roque (2019), já é utilizada na indústria aeronáutica. Uma célula deste *scaffold* é um hexágono sólido com furações verticais e horizontais em cada lado, ilustrado pela Figura 11.

Figura 11 – Célula do *scaffold* esponja.

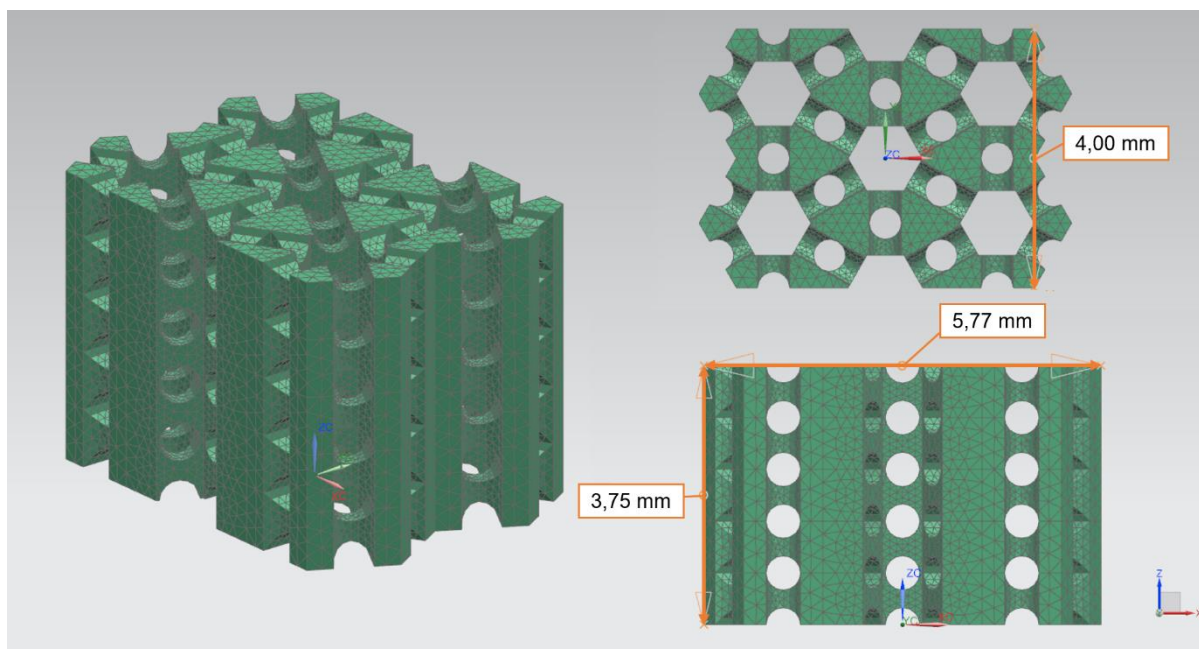


Fonte: elaborada pelo autor.

#### 3.2.2.1. Modelagem

O modelo em CAD do *scaffold* esponja foi a combinação de várias células até formar a geometria com dimensões 4 mm x 5,74 mm x 3,75 mm, ilustrado pela Figura 12. Estes valores foram determinados com base nas dimensões do *scaffold* barra, com a tentativa de se obter modelos com medidas semelhantes. A peça foi gerada como um sólido vazado, sem necessidade de adicionar elementos de união.

Figura 12 – Dimensões do *scaffold* esponja.



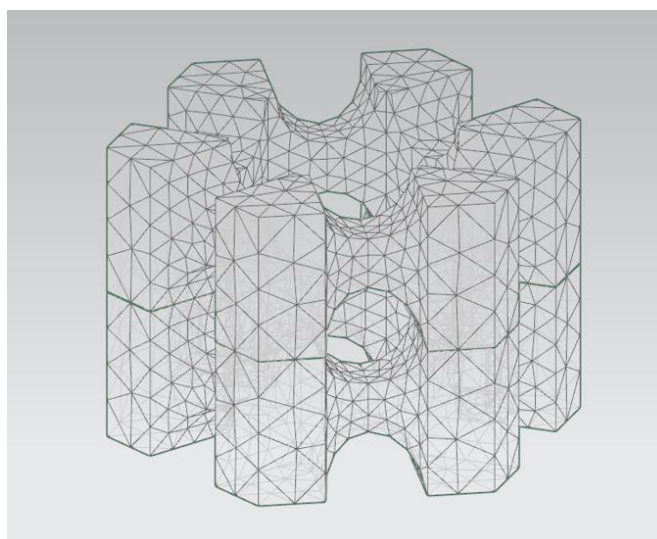
Fonte: elaborada pelo autor.

### 3.2.2.2. Malha

O elemento escolhido para gerar a malha foi o elemento tetraédrico, pois é amplamente utilizado em análises estruturais, aplicado também para problemas de tensão e deformação e principalmente pela simplicidade para geração da malha. Porém, este elemento possui limitações e não é recomendado para solução de problemas estruturais. No entanto, pela complexidade da geometria optou-se por utilizar o elemento tetraédrico, pois o elemento hexaédrico, por exemplo, apesar de ser mais recomendável para análises estruturais, possui limitações em regiões com formatos muito irregulares os quais distorcem muito os elementos. Quanto mais distorcido o elemento estiver do formato original, mais impreciso serão os resultados do mesmo e dos elementos ao redor.

A fim de mitigar este problema, uma das soluções é refinar a malha nestas regiões, mas com isso o custo computacional aumenta, além de a solução da malha com elementos hexaédricos ser mais complexa, e conseqüentemente mais demorada, do que a malha tetraédrica. O tamanho escolhido do elemento foi de 0,2 mm, como pode ser observado na Figura 13. Após a geração da malha tetraédrica o modelo continha 106081 elementos ao todo.

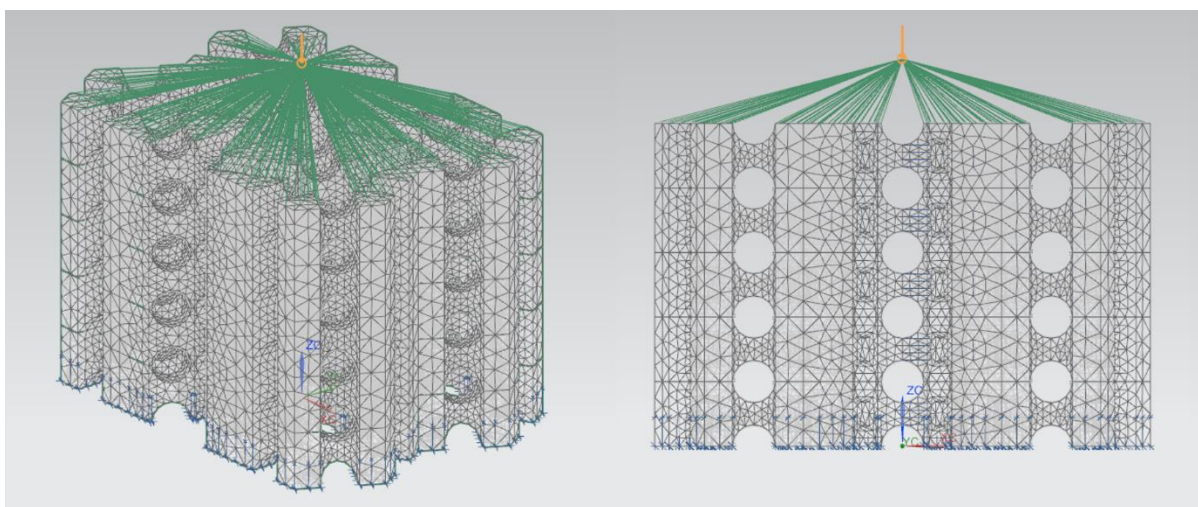
Figura 13 – Malha na célula.



Fonte: elaborada pelo autor.

### 3.2.2.3. Simulação

Dado que a malha foi gerada, as propriedades do material adotados foram os mesmos que as do *scaffold* barra, de PCL. Análogo as condições de contorno da geometria modelada anteriormente, uma força foi aplicada pontualmente e distribuída na superfície superior do *scaffold* esponja, neste caso sem necessidade de placas auxiliares pelo topo da peça possuir regiões planas e assim possibilitando a conexão direta da força distribuída com área superficial superior. Já a superfície inferior se manteve engastada. Essas condições podem ser vistas na Figura 14.

Figura 14 – Dimensões do *scaffold* esponja.

Fonte: elaborada pelo autor.

Neste modelo também foram analisadas as soluções lineares e não-lineares.

### 3.2.3. Carregamentos

Com propósito de comparar os resultados dos *scaffolds* modelados e o do ensaio experimental, todos foram submetidos as mesmas cargas. Para tal, primeiramente foram definidos os valores das forças a partir dos dados do experimento. Foram escolhidos aquelas que resultaram em deformações de 10%, 15% e 20% da altura original do *scaffold*. Calculando a pressão (P) nas situações desejadas de deformação, dada pela equação a seguir,

$$P = \frac{F}{A} \quad (3.2)$$

sendo que F e A são força e área superficial, respectivamente, foi possível determinar as forças equivalentes dos *scaffolds* modelados, considerando que a área superficial não se altere. A Tabela 5 exibe os dados das áreas superficiais de cada peça. A Tabela 6 mostra as cargas equivalentes para cada força do experimento.

Tabela 5 – Área superficial superior de cada scaffold.

<b>Scaffold</b>	<b>Área Superficial Superior</b>
Experimental	100,000 mm <sup>2</sup>
Barra	16,000 mm <sup>2</sup>
Esponja	23,094 mm <sup>2</sup>

Fonte: elaborada pelo autor.

Tabela 6 - Forças aplicadas para cada deformação.

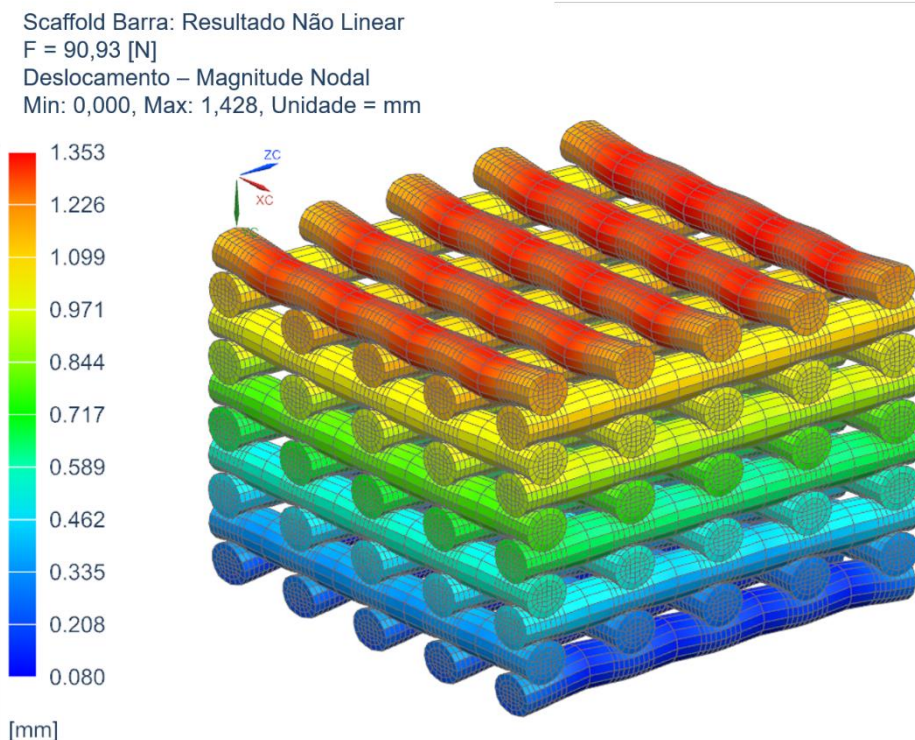
<b>Deformação (ε)</b>	<b>Deslocamento</b>	<b>Scaffold Experimental</b>	<b>Scaffold Barra</b>	<b>Scaffold Esponja</b>
0,099	0,999 [mm]	79,98 [N]	11,06 [N]	15,93 [N]
0,150	1,501 [mm]	339,82 [N]	46,98 [N]	67,90 [N]
0,200	2,000 [mm]	657,69 [N]	90,93 [N]	131,17 [N]

Fonte: elaborada pelo autor.

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

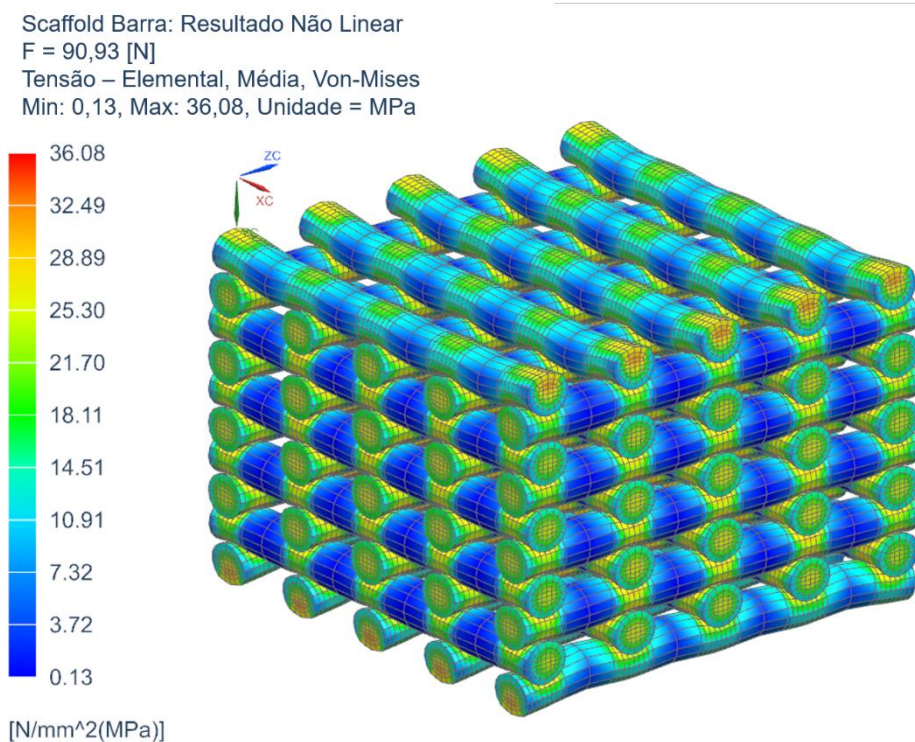
Adiante a Figura 15 – Figura 18 ilustram alguns dos resultados da solução MEF.

Figura 15 - Solução MEF do *scaffold* barra dos deslocamentos aplicando  $F=90,93\text{N}$ .



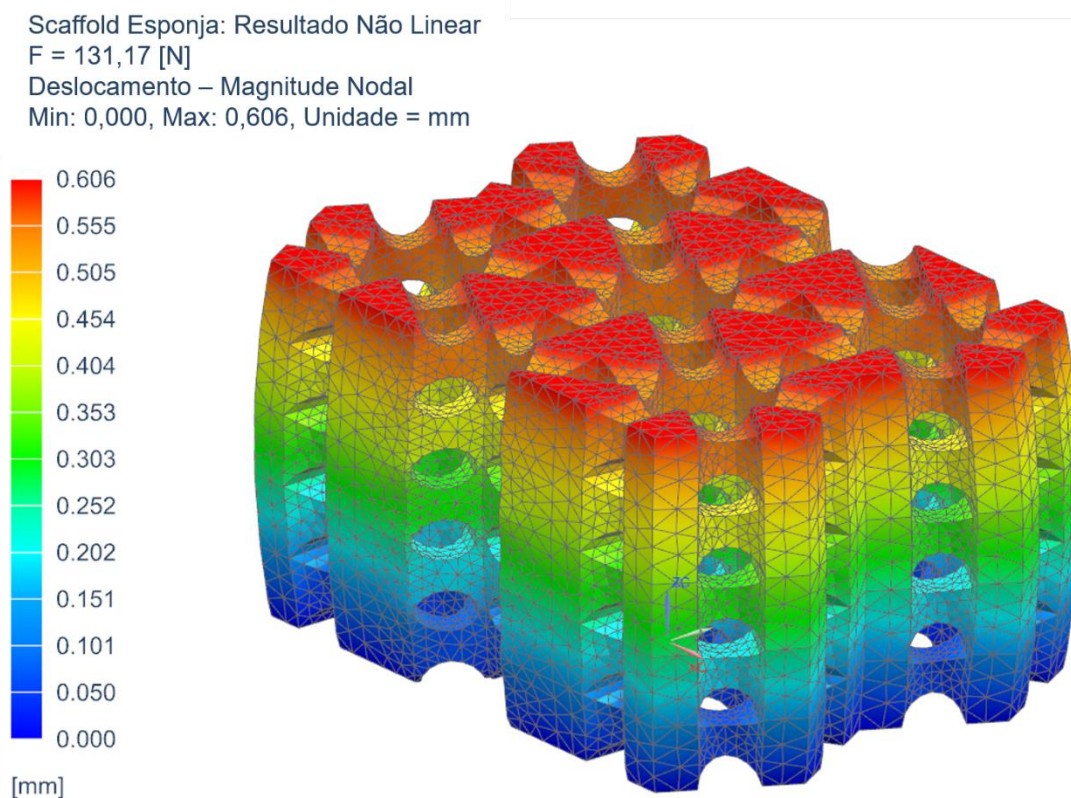
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 16 - Solução MEF do *scaffold* barra das tensões aplicando  $F=90,93\text{N}$ .

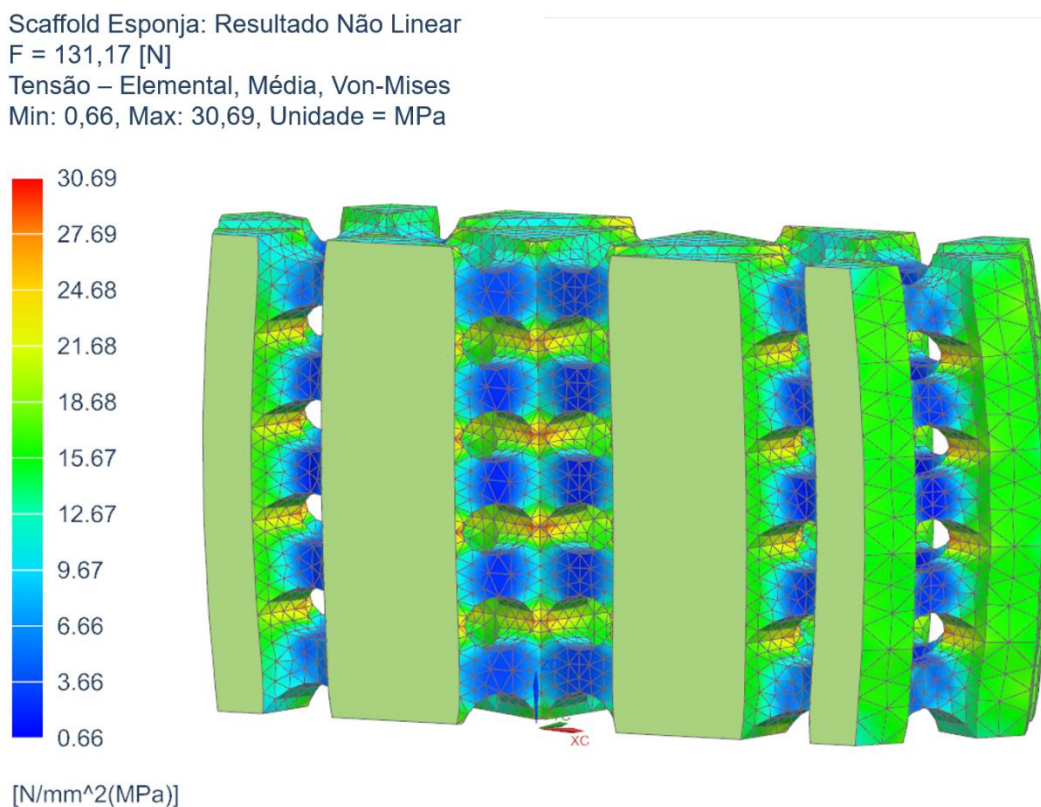


Fonte: elaborada pelo autor.



Figura 17 - Solução MEF do *scaffold* esponja dos deslocamentos aplicando  $F=131,17\text{N}$ .

Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 18 – Solução MEF da seção do *scaffold* esponja das tensões aplicando  $F=131,17\text{N}$ .

Fonte: elaborada pelo autor.

Os valores foram exibidos visualmente através de uma escala de cor, onde as regiões em vermelho e azul representam os pontos de maior e menor deslocamento, deformação ou tensão, respectivamente.

Foi possível observar que a região superior dos *scaffolds* foi a que sofreu maior deformação, enquanto os pontos de tensão mais críticos se concentraram nos locais de contato das barras, e no caso do modelo esponja, o local de encontro entre as extremidades dos furos.

O restante dos resultados se encontra no Apêndice A e os seus valores foram consolidados na Tabela 7, a qual contém dados como deslocamento sofrido, tensão máxima suportada e tempo de processamento de cada solução.

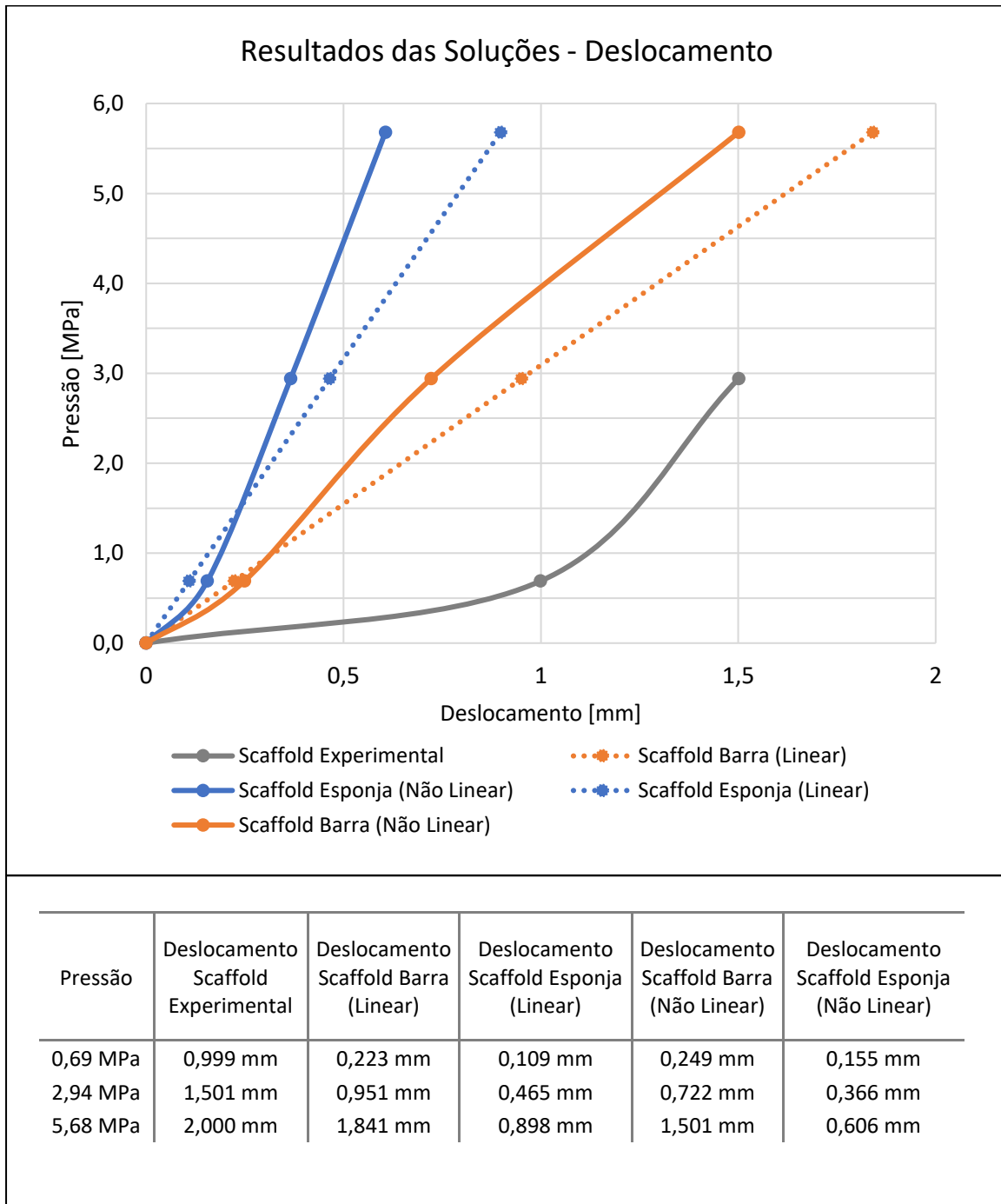
Tabela 7 - Resultados das soluções MEF.

<b>Scaffold</b>	<b>Solução</b>	<b>Tempo</b>	<b>Pressão [MPa]</b>	<b>Deslocamento [mm]</b>	<b>Deformação</b>	<b>Tensão [MPa]</b>
Barra Reduzida	Linear	5 min	0,69	0,223	0,063	5,66
			2,94	0,951	0,268	24,18
			5,68	<b>1,841</b>	<b>0,519</b>	<b>46,81</b>
	Não Linear	480 min	0,69	0,249	0,070	6,80
2,94			0,722	0,203	26,84	
5,68			<b>1,501</b>	<b>0,423</b>	<b>38,87</b>	
Esponja Reduzida	Linear	0,27 min	0,69	0,109	0,029	4,07
			2,94	0,465	0,124	17,36
			5,68	<b>0,898</b>	<b>0,239</b>	<b>33,54</b>
	Não Linear	45 min	0,69	0,155	0,041	5,10
2,94			0,366	0,098	18,23	
5,68			<b>0,606</b>	<b>0,162</b>	<b>31,48</b>	

Fonte: elaborada pelo autor.

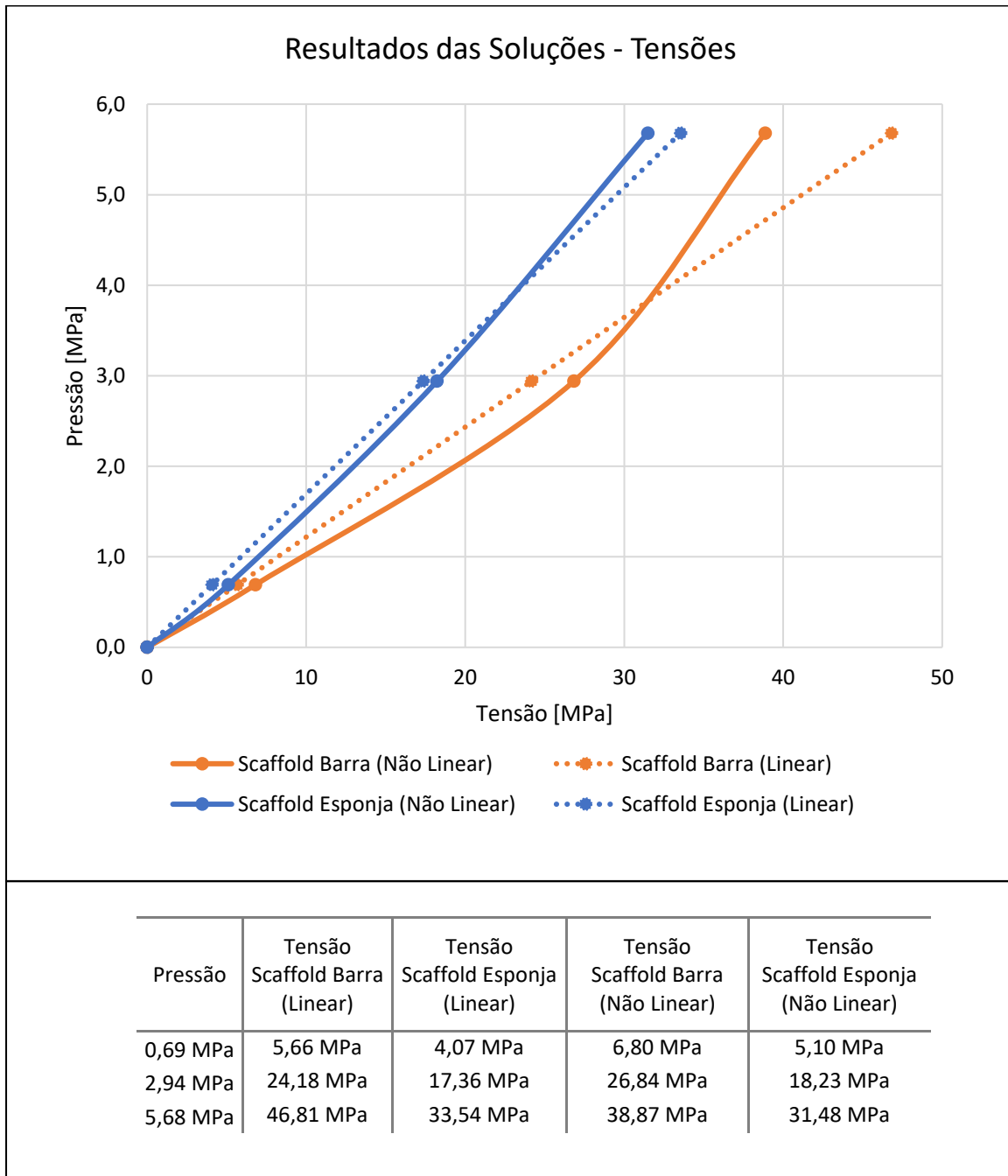
A partir da Tabela 6 e Tabela 7, foram gerados as curvas de deslocamento, tensões e tensão deformação das soluções MEF e dos dados experimentais. Pode-se observar que a geometria esponjosa foi a que apresentou as melhores respostas em relação as cargas de compressão, ou seja, exibiu as menores deformações.

Gráfico 5 – Resultados dos deslocamentos MEF.



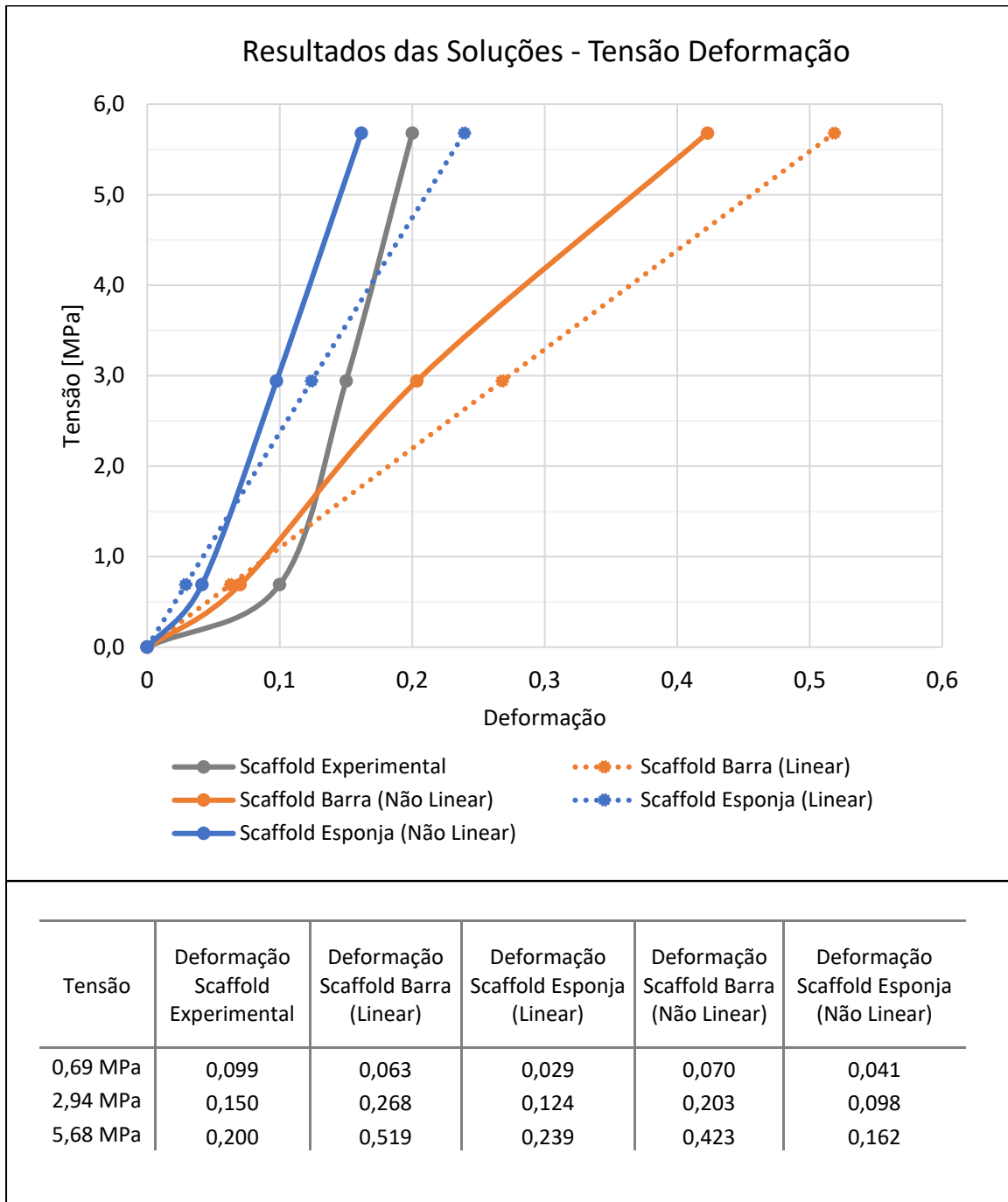
Fonte: elaborada pelo autor.

Gráfico 6 - Resultados das tensões MEF.



Fonte: elaborada pelo autor.

Gráfico 7 – Curvas tensão deformação dos resultados MEF.



Fonte: elaborada pelo autor.

Reunindo estes dados, foram realizadas três análises de acordo com os objetivos traçados anteriormente:

- Comparação dos resultados numéricos com dados experimentais;
- Determinação da rigidez específica das configurações de *scaffolds* modeladas;
- Avaliação da rigidez de compressão das configurações de *scaffolds* modeladas.

#### 4.1. COMPARAÇÃO COM OS DADOS EXPERIMENTAIS

Para conferir a representatividade do modelo, é possível observar os erros de cada solução gerada na Tabela 8.

Tabela 8 - Erro dos resultados dos modelos comparados com experimento.

Geometria	Solução	Deslocamento Experimento	Deslocamento Simulação	Erro
Barra	Linear	0,999 mm	0,223 mm	77,68 %
		1,501 mm	0,951 mm	36,64 %
		<b>2,000 mm</b>	<b>1,841 mm</b>	<b>7,95 %</b>
	Não Linear	0,999 mm	0,249 mm	75,08 %
		1,501 mm	0,722 mm	51,90 %
		<b>2,000 mm</b>	<b>1,501 mm</b>	<b>24,95 %</b>

Fonte: elaborada pelo autor.

Com base nos dados acima, é possível concluir que o modelo linear do *scaffold* barra representou com mais exatidão o comportamento do corpo de prova. Esse erro consideravelmente elevado, principalmente com relação ao início do ensaio, pode ter sido ocasionado pela diferença na composição do material, pois foi considerado o comportamento de um PCL sólido e não compósito. Além disso, fatores como imperfeições de fabricação e da solução adotada que não considera grandes deformações também podem ter contribuído para esta divergência.

#### 4.2. DETERMINAÇÃO DA RIGIDEZ

A segunda análise foi a comparação das geometrias estudadas, levando em consideração a massa, porosidade e rigidez de cada tipo de *scaffold*, exibidos na Tabela 9. A porosidade reflete a porcentagem de espaços vazios dentro da estrutura ao comparar o peso do *scaffold* com um material maciço possuindo o mesmo volume. Já a rigidez específica ( $K_e$ ) deste biomaterial foi calculado pela Equação 4.1, em que  $F$ ,  $x$  e  $m$  são força [N], deslocamento [mm] e massa [kg], respectivamente.

$$K_e = \frac{Fx}{m} \quad (4.1)$$

#### 4.3. AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ

Segundo a Tabela 9, foi possível estabelecer que a geometria esponjosa não apenas apresentou uma rigidez duas vezes mais elevada que o da geometria em barras, mas também apresentou uma menor densidade, ou seja, maior porosidade.

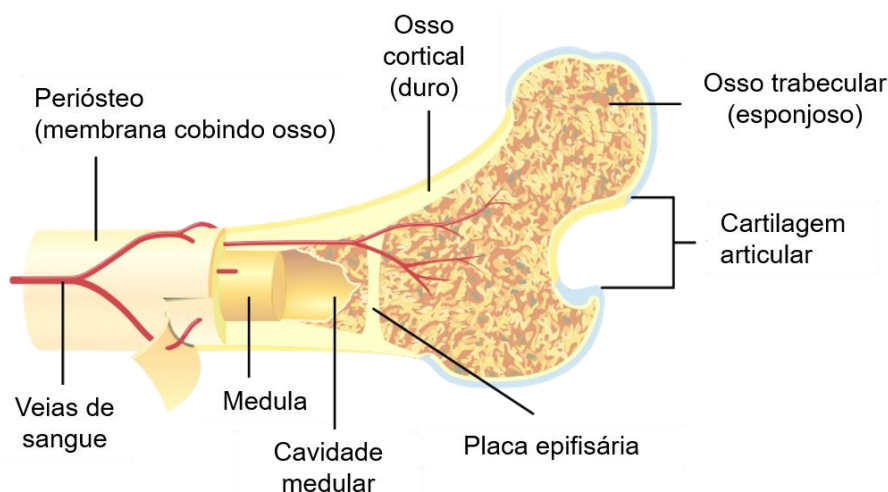
Tabela 9 - Propriedades dos scaffolds.

Geometria	Solução	Massa [g]	Densidade $10^{-4}$ [g/mm <sup>3</sup> ]	Porosidade [%]	Rigidez Específica $10^6$ [N/(mm*kg)]
Barra	Experimental	0,5157	4,76	58,38	0,551
	Linear	0,0288	5,07	55,75	1,716
	Não Linear				2,212
Esponja	Linear	0,0402	4,64	59,50	3,637
	Não Linear				5,389

Fonte: elaborada pelo autor.

Por último, antes de realizar a comparação das propriedades dos *scaffolds* estudados com os considerados ideais pela literatura, foi preciso entender primeiramente a composição do osso humano. Ilustrado pela Figura 19, o osso é composto basicamente por dois tipos de ossos, o cortical e o trabecular. A estrutura do osso cortical é mais rígido e denso e se localiza na superfície externa do osso, ao contrário do osso trabecular que é menos rígido e denso, caracterizado como esponjoso e se encontra na região interna do osso (HENDRIKSON et al., 2017).

Figura 19 - Composição do osso humano.



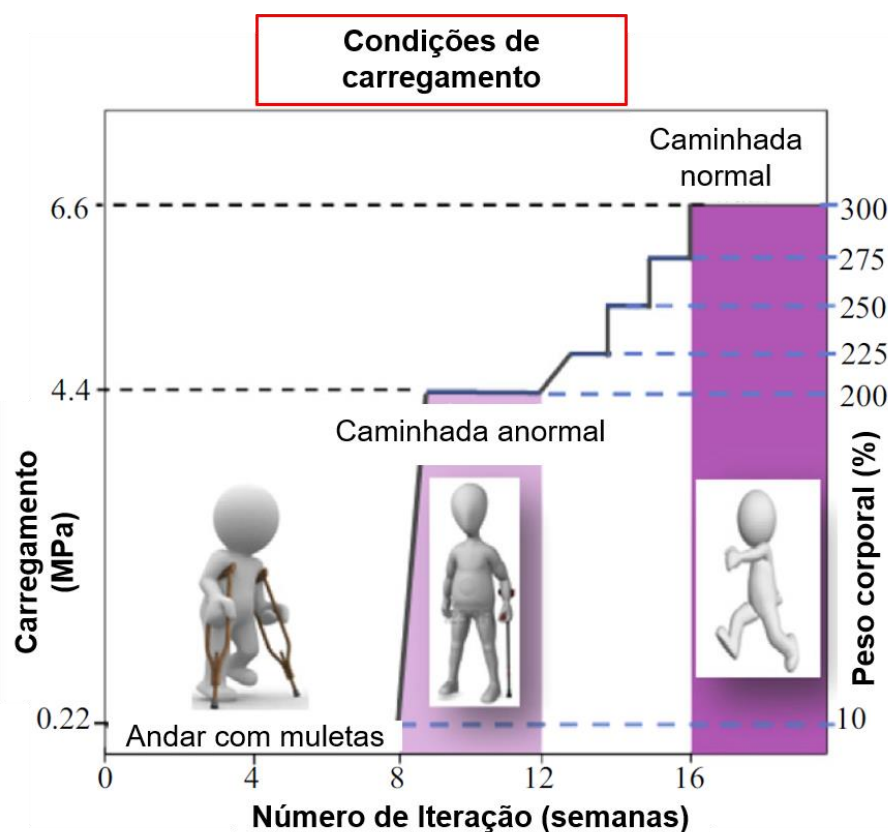
Fonte: adaptado de Samanthi (2020).

Segundo Turnbull et al. (2018), o *scaffold* deveria idealmente possuir uma resistência a compressão de aproximadamente 100 – 230 MPa, módulo de Young de 7 – 30 GPa e resistência a tração de 50 – 151 MPa, características comparáveis ao osso cortical. Estes valores foram determinados adotando um ponto de vista conservador, considerando a resistência mecânica do tecido ósseo mais resistente do osso humano de um membro inferior. Além disso, também deveria apresentar uma porosidade de 60% a 90% com uma média de tamanho de poros maiores que 150  $\mu\text{m}$ .

No entanto, durante o tratamento, o paciente fica restrito a aplicar o peso corporal em cima da perna machucada. Para definir as forças as quais o local fraturado é submetido durante o tratamento, Bogey (2005) apud Mehboob e Chang (2014, p.333) demonstrou que nestes casos a perna suporta em média 10% do peso corporal, ilustrado pela Figura 20.



Figura 20 - Condição de carregamento durante a recuperação óssea.



Fonte: Adaptado de Mehboob e Chang (2014).

Ademais, durante o processo de recuperação, há um conjunto de tecidos diferentes que se formam antes de se tornarem osso cortical e trabecular. Estes estão listados na Tabela 10 juntamente com suas propriedades mecânicas.

Tabela 10 - Propriedades mecânicas dos tecidos ósseos.

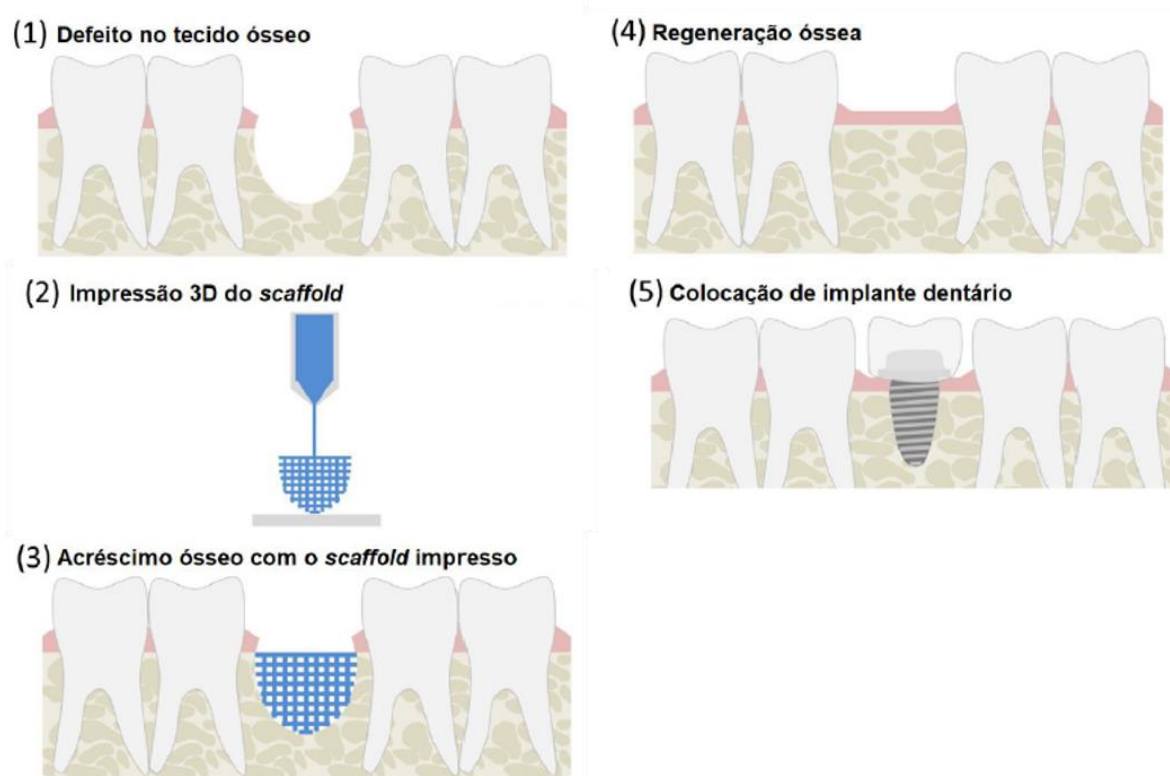
Material		Módulo de Young (GPa)
Ossos longos de membros inferiores	Osso cortical (dir. longitudinal)	15 – 20
	Osso cortical (dir. transversal)	8,5
	Osso cortical (dir. arco)	6,9
	Osso trabecular	1,1
Fenótipos de tecidos no processo de regeneração óssea	Tecido de granulação	0,00002
	Tecido fibroso	0,001
	Cartilagem	0,005 – 0,5
	Osso imaturo	0,5 – 1,0
	Osso intermediário	1,0 – 2,0
	Osso maduro	2,0 – 6,0

Fonte: adaptado de Mehboob e Chang (2014).

Em suma, tendo em vista os dados acima, para uma fratura óssea de um membro inferior em recuperação adotando a premissa de que apenas 10% da carga é aplicada no osso, o *scaffold* ideal deveria ter um módulo de Young de no mínimo 700 MPa. Entretanto, se for considerar a Tabela 10, o *scaffold* ideal pode ser comparado com o osso imaturo, pois uma vez que o osso imaturo é formado, o implante já cumpriu com a função de proporcionar formação e adesão óssea, além de resistência mecânica durante a regeneração. Sendo assim, o *scaffold* deveria apresentar no mínimo um  $E = 500$  MPa.

Os dois valores de referência ideais para *scaffolds* encontrados na literatura demonstraram serem superiores comparados com aqueles fabricados por Roque com  $E = 67$  MPa. No entanto, Roque analisou a aplicação de *scaffolds* para o tratamento de implantes dentários, representado na Figura 21. Para este caso, os valores de resistência mecânica atenderam as especificações identificadas na literatura (ROQUE, 2019).

Figura 21 - Scaffold na regeneração óssea para implante dentário.



Fonte: Roque (2019).

## 5. CONCLUSÕES

---

Os resultados indicam que a geometria esponjosa foi superior à de barras em todos os aspectos: densidade, rigidez e porosidade. Tal fato demonstra que a manipulação da organização estrutural do *scaffold* permite aprimorar suas propriedades mecânicas.

Por outro lado, a resistência mecânica do material estudada neste trabalho se mostrou inferior quando comparado com aquela considerada ideal pela literatura. Um dos fatores que mais influenciaram nesta divergência foi a fabricação dos *scaffolds* para o tratamento da regeneração óssea mandibular, região que possui uma resistência mecânica mais baixa e sofre carregamentos menores com relação ao tecido ósseo dos membros inferiores. Além disso, não foi encontrado na teoria uma concordância referente ao valor e tipo de carregamento que um *scaffold*, para este último caso, deveria suportar durante a regeneração, muitas vezes apenas comparando com a resistência do osso nativo que possui uma rigidez mais elevada do que os tecidos formados durante a recuperação.

Ademais, foi considerado apenas o PCL puro, o que demonstra que um compósito deste polímero seria mais indicado para o tratamento de fraturas ósseas. A divergência de valores com a literatura pode ter sido causada também por imperfeições e impurezas durante a fabricação do corpo de prova, além de imprecisões no decorrer da aquisição dos dados. Entretanto, a porosidade apresentada pelas duas geometrias alcançou a faixa tida como ideal, um dos aspectos essenciais que garantem a osseointegração do *scaffold*.

Com relação as simulações, Roque utilizou o método da Análise Estática Linear (AEL) através do *software* Altair Inspire™. Este método é capaz de analisar deslocamentos, tensões, deformações e forças de reação de um modelo 3D submetido a um carregamento. Porém, possui limitações como a condição de linearidade do método, a qual condiciona o modelo a uma resposta linear proporcional ao esforço sofrido, por exemplo, se a carga for duplicada, a simulação retorna uma deformação também duplicada.

A simulação MEF, por sua vez, possibilita análises não lineares e customização do comportamento mecânico do material, função utilizada neste estudo, como pode ser visto no Gráfico 4. Assim, podendo não apenas controlar e prever as fases de deformação elástica e plástica do material, mas analisar a resposta do mesmo em

cada instante do carregamento. Além disso, o *software* de elementos finitos permite também uma maior customização e parametrização do modelo com respeito a geometria, tipos e direções de carregamentos, diferentes análises de tensões e outras análises como as dinâmicas, térmicas, de escoamento, ressonância, de fluido e eletromagnético. O método também permite refinar os resultados em regiões de interesse, definir o tipo e valor das forças de interação entre elementos e componentes e realizar estudos em geometrias complexas.

Neste estudo, com o uso do MEF, os resultados obtidos pela simulação linear se aproximaram mais com os dados reais do que a simulação não linear. No entanto, o modelo ainda não representa com precisão os dados experimentais, indicando que a simulação deve ser mais refinada considerando, por exemplo, um *solver* que calcula grandes deformações, analisar o compósito PCL/HA, incorporar na solução o comportamento de materiais hiperelásticos, usar uma malha com elementos hexaédricos para analisar a geometria esponjosa e modelar os *scaffolds* na mesma dimensão que os corpos de prova.

Portanto, para trabalhos futuros seria interessante investigar não apenas as forças compressivas, mas outros tipos de carregamentos como torção, flexão e cisalhamento, identificando qual seria o mais crítico e também conseguir modelar e simular o osso fraturado por completo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **Um Primeiro Curso de Elementos Finitos**, LTC, 2009.

HENDRIKSON, Wim. J.; VAN BLITTERSWIJK, Clemens. A.; ROUWKEMA, J.; MORONI, L. The Use of Finite Element Analyses to Design and Fabricate Three-Dimensional Scaffolds for Skeletal Tissue Engineering. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, [s. l.], v. 5, p. 30, 2017.

LIN, K.; SHEIKH, R.; ROMANAZZO, S.; ROOHANI, I. 3D Printing of Bioceramic Scaffolds—Barriers to the Clinical Translation: From Promise to Reality, and Future Perspectives. **Materials**, [s. l.], v. 12, n. 17, p. 2660, 2019.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 35–43, 2006.

MEHBOOB, H.; CHANG, S.-H. Application of composites to orthopedic prostheses for effective bone healing: A review. **Composite Structures**, [s. l.], v. 118, p. 328–341, 2014.

MORENO MADRID, A. P.; VRECH, S. M.; SANCHEZ, M. A.; RODRIGUEZ, A. P. Advances in additive manufacturing for bone tissue engineering scaffolds. **Materials Science and Engineering: C**, [s. l.], v. 100, p. 631–644, 2019.

PAREDES, C.; MARTÍNEZ-VÁZQUEZ, F. J.; PAJARES, A.; MIRANDA, P. Development by robocasting and mechanical characterization of hybrid HA/PCL coaxial scaffolds for biomedical applications. **Journal of the European Ceramic Society**, [s. l.], v. 39, n. 14, p. 4375–4383, 2019.

RAGAERT, K.; CARDON, L.; DE BAERE, I.; DEGRIECK, J. Bulk mechanical properties of thermoplastic poly- $\epsilon$ -caprolactone. **Polymers & Mold Innovations International Conference**, [s. l.], p. 339–344, 2014.

ROQUE, R. **Biofabricação de scaffolds com fosfatos de cálcio e interconectividade estruturada entre poros**. 2019. Dissertação (Mestre em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos) – Faculdade de Ciências Farmacêuticas, Universidade Estadual Paulisa, 2019.

SAMANTHI; **Difference Between Trabecular and Cortical Bone**. [s.d.]. Disponível em: <<https://www.differencebetween.com/difference-between-trabecular-and-cortical-bone/>>. Acesso em: 12 jul. 2020.

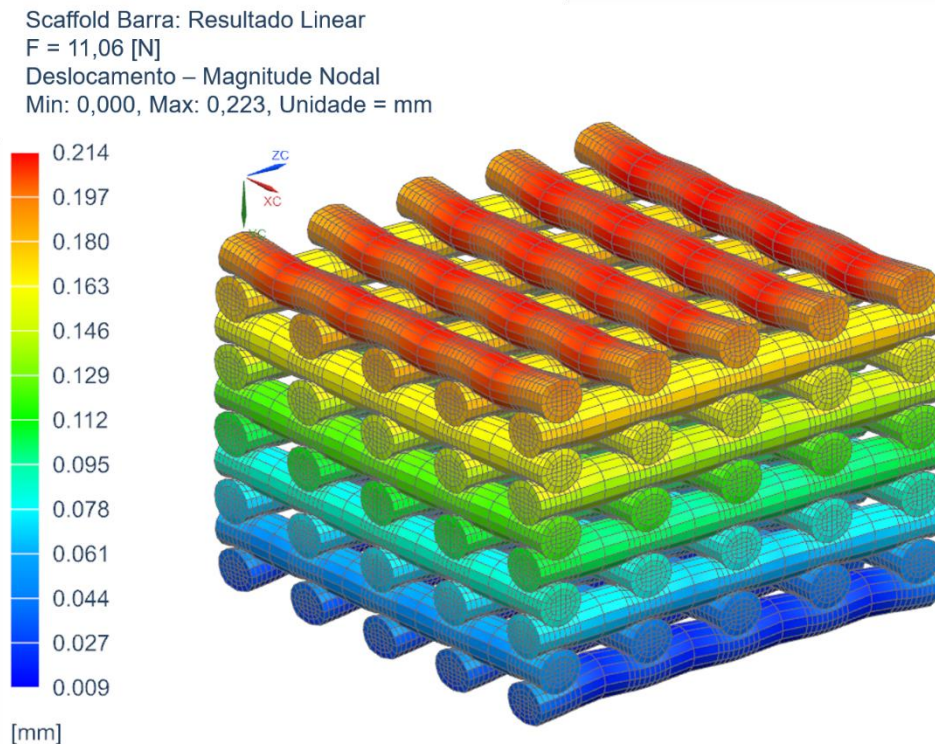
SHI, C.; YUAN, Z.; HAN, F.; ZHU, C.; LI, B. Polymeric biomaterials for bone regeneration. **Annals of Joint**, [s. l.], v. 1, p. 27–27, 2016.

TURNBULL, G.; CLARKE, J.; PICARD, F.; RICHES, P.; JIA, L.; HAN, F.; LI, B.; SHU, W. 3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering. **Bioactive Materials**, [s. l.], v. 3, n. 3, p. 278–314, 2018.

## APÊNDICE A – Resultados das Simulações MEF

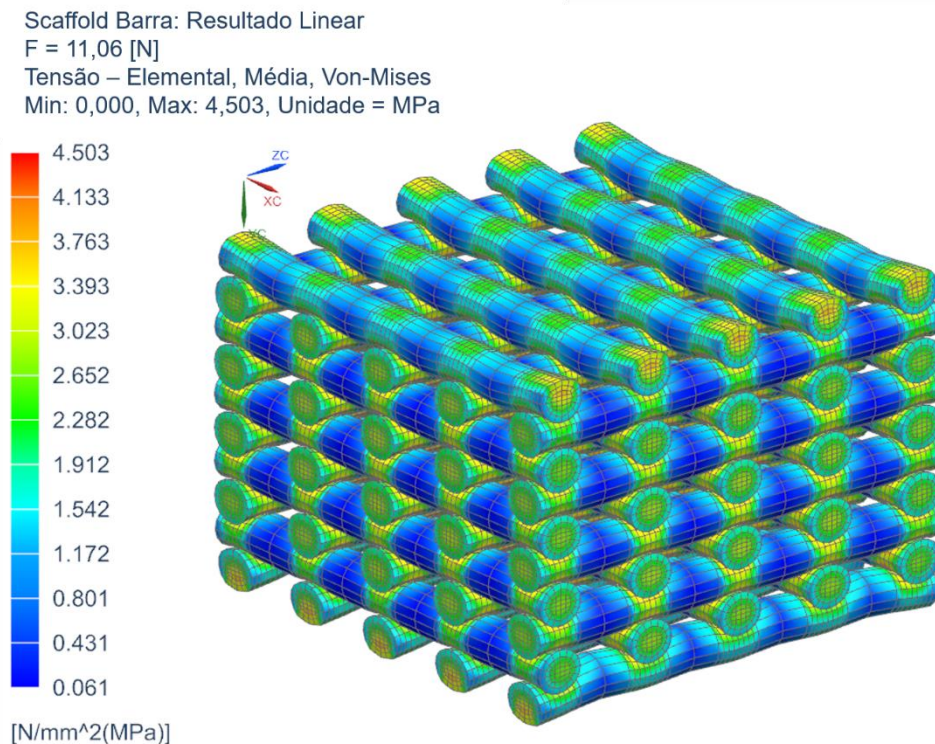
### A.1. Scaffold Barra Linear Reduzido

Figura 22 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=11,06N$ .



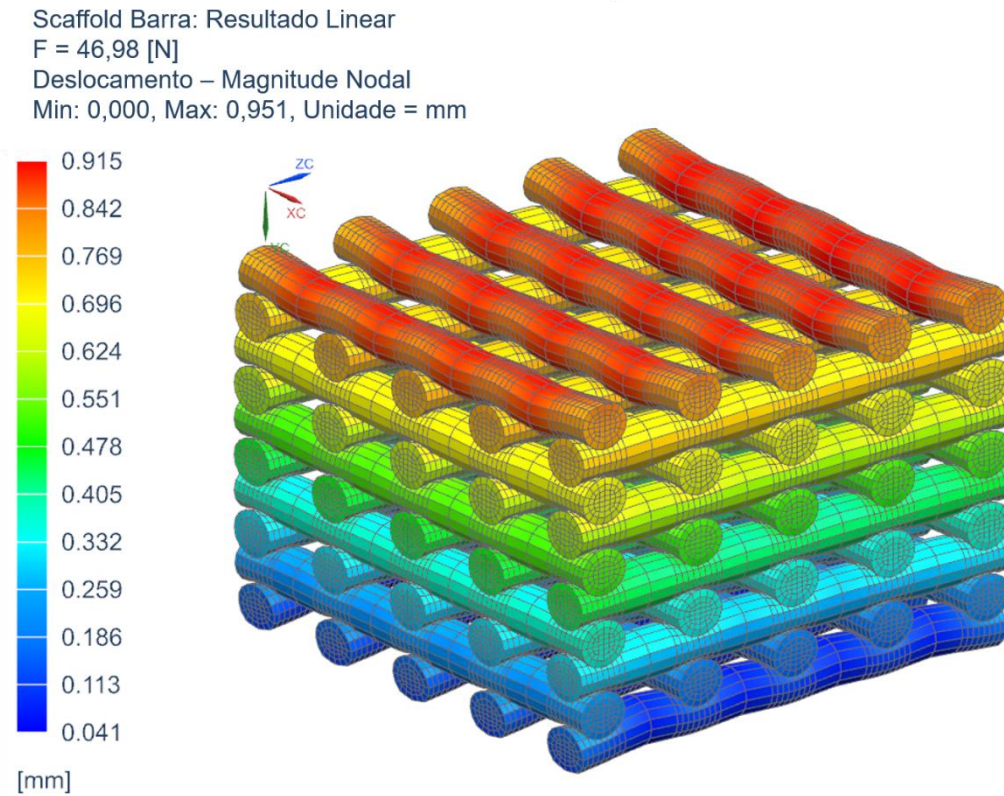
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 23 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para  $F=11,06N$ .



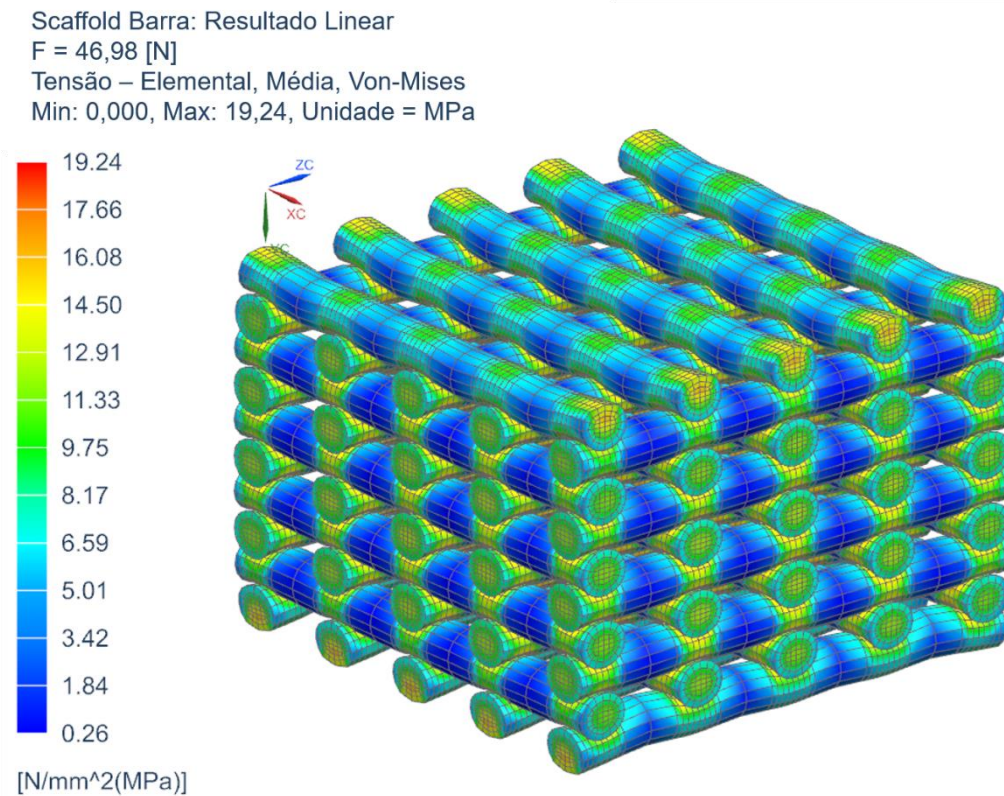
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 24 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=46,98,06N$ .



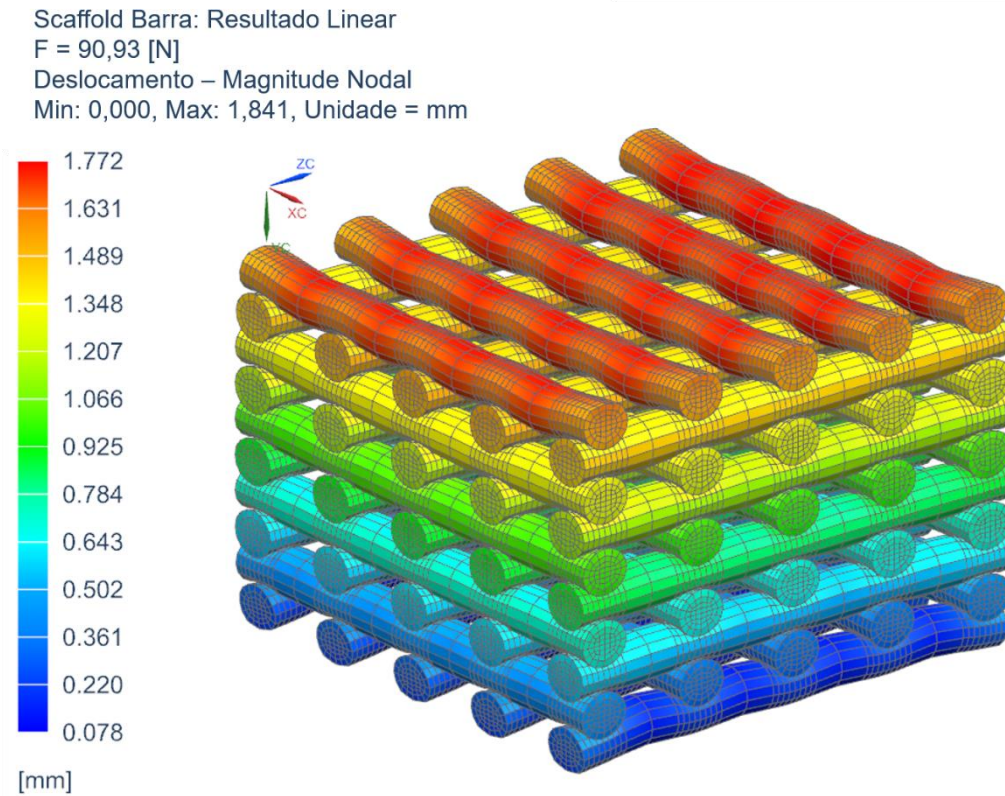
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 25 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para  $F=46,98N$ .



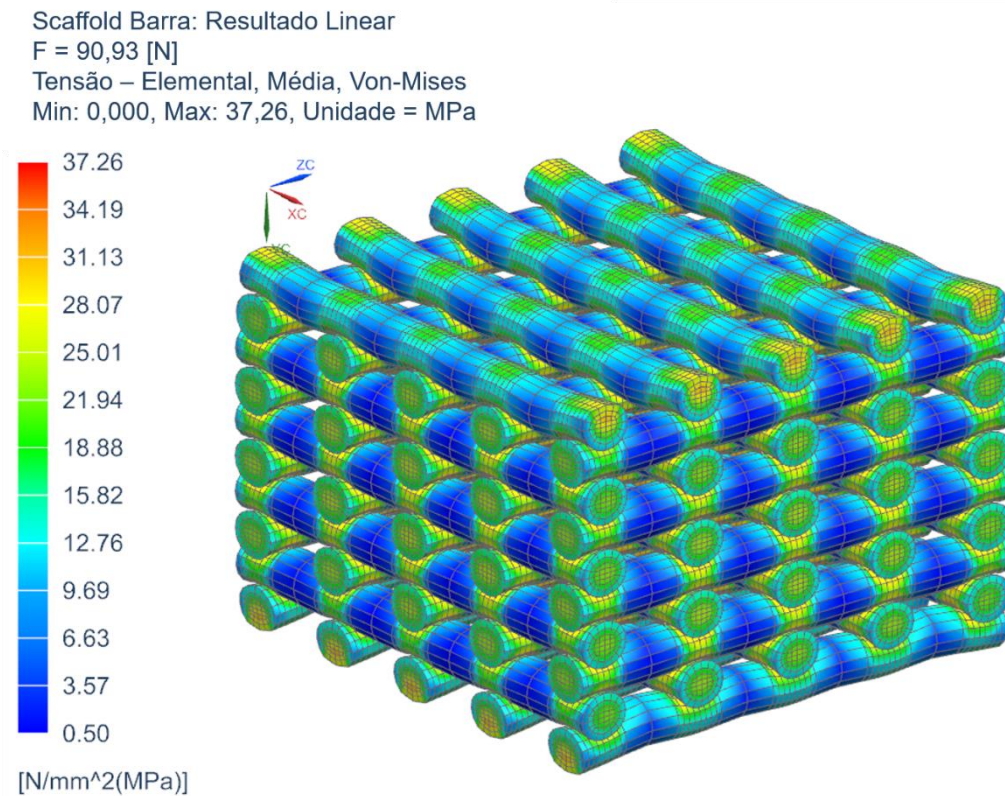
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 26 - Scaffold barra reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=90,93\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 27 - Scaffold barra reduzido: solução linear da tensão para  $F=90,93\text{N}$ .

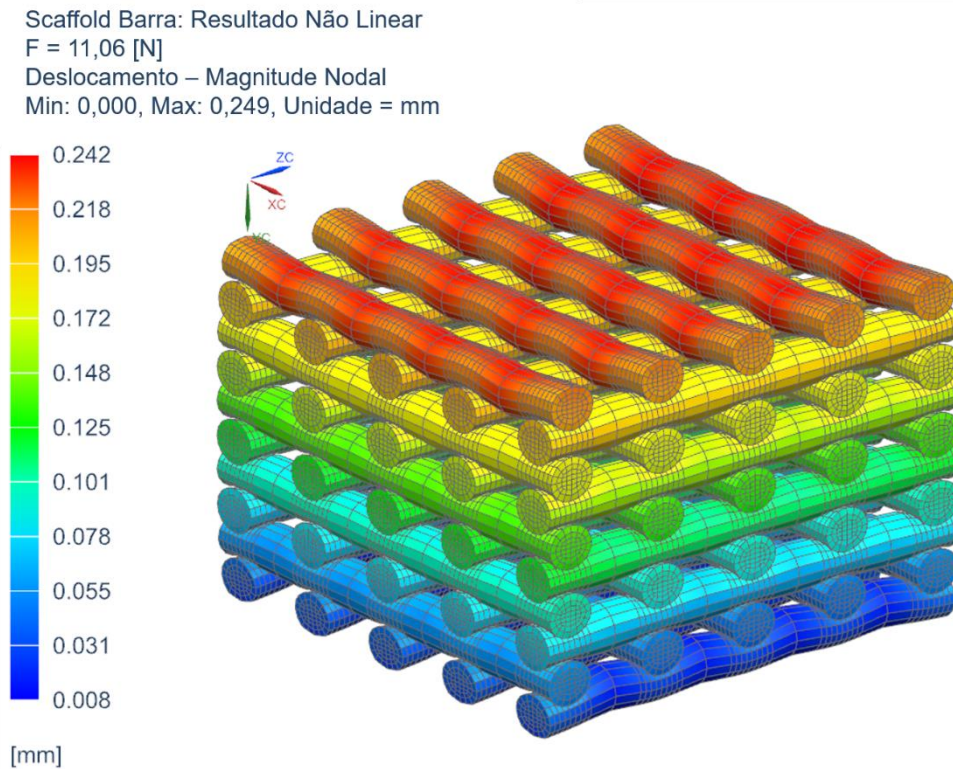


Fonte: elaborada pelo autor.



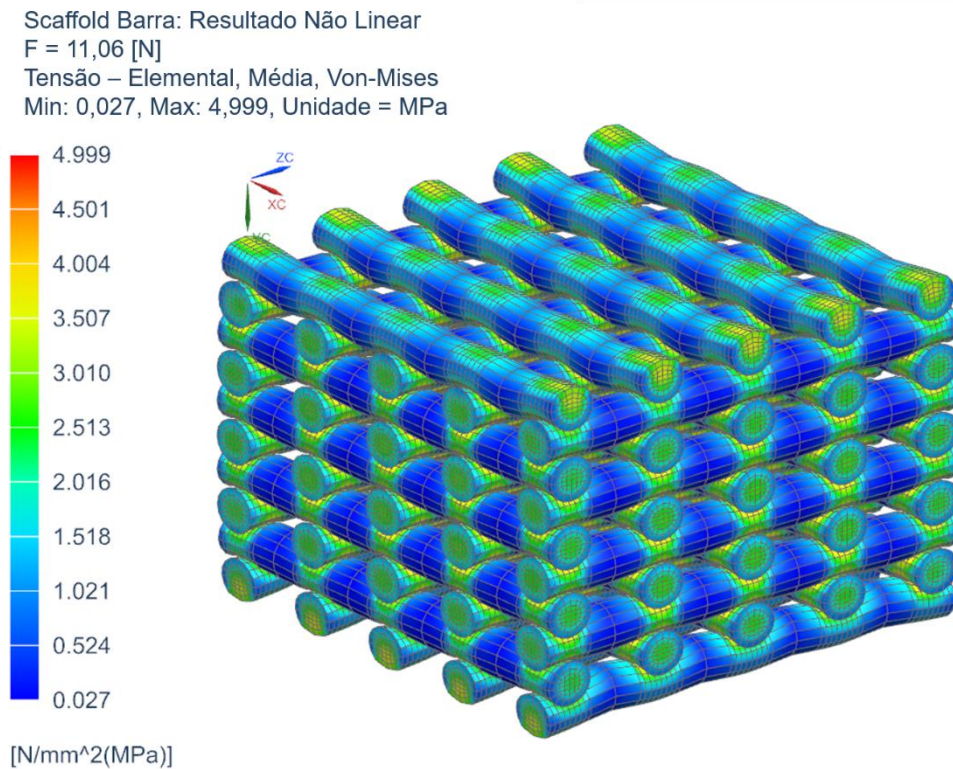
## A.2. Scaffold Barra Não Linear Reduzido

Figura 28 - Scaffold barra reduzido: solução não linear do deslocamento para  $F=11,06\text{N}$ .



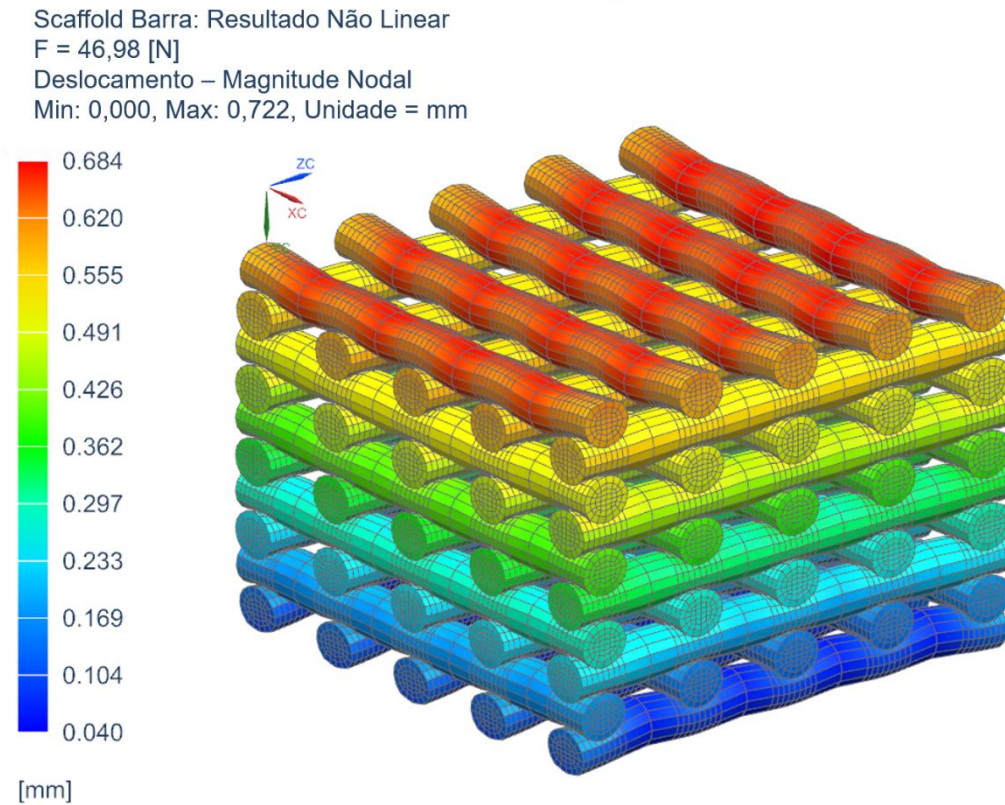
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 29 - Scaffold barra reduzido: solução não linear da tensão para  $F=11,06\text{N}$ .



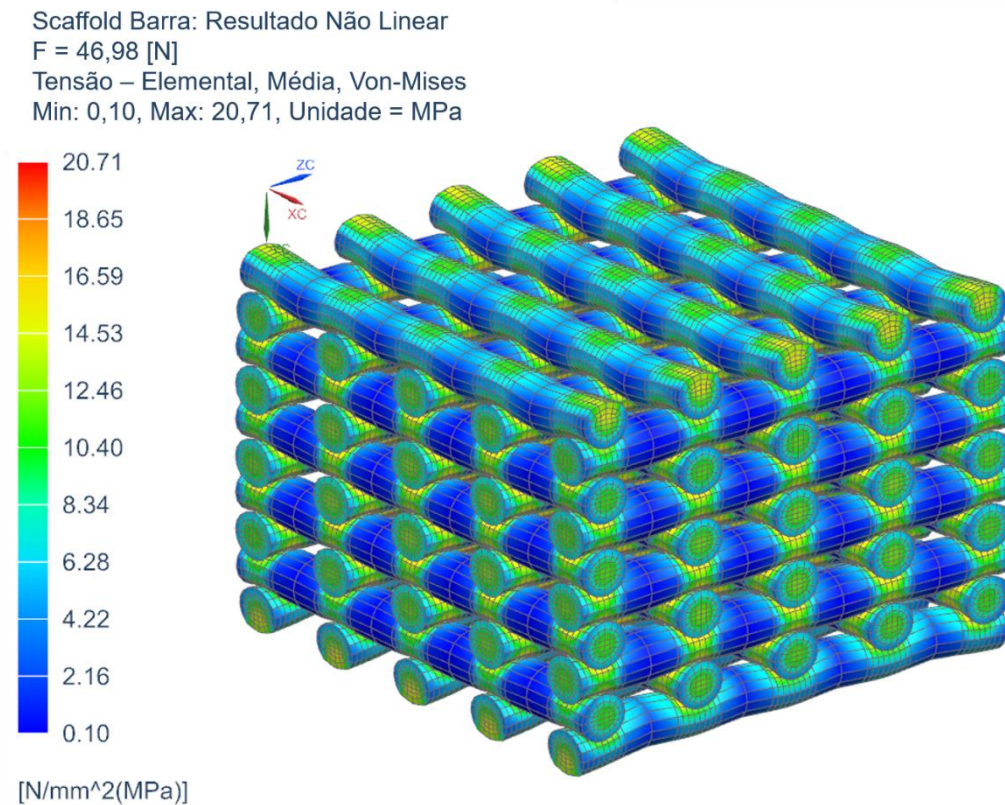
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 30 - Scaffold barra reduzido: solução não linear do deslocamento para  $F=46,98\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

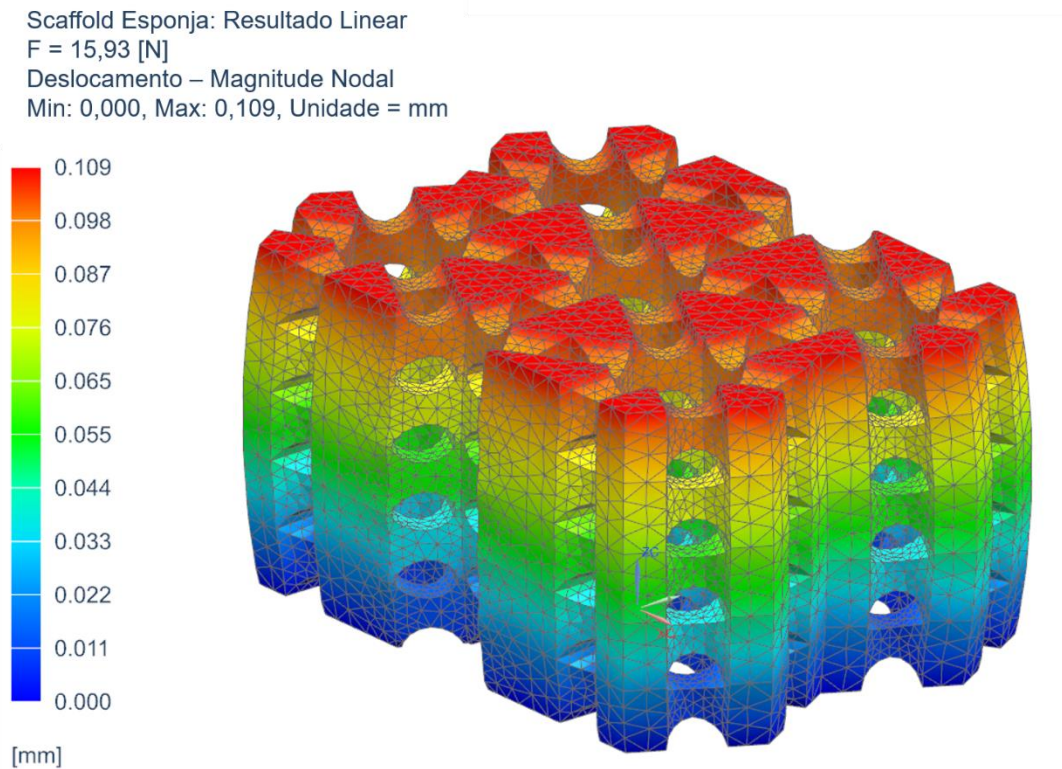
Figura 31 - Scaffold barra reduzido: solução não linear da tensão para  $F=46,98\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

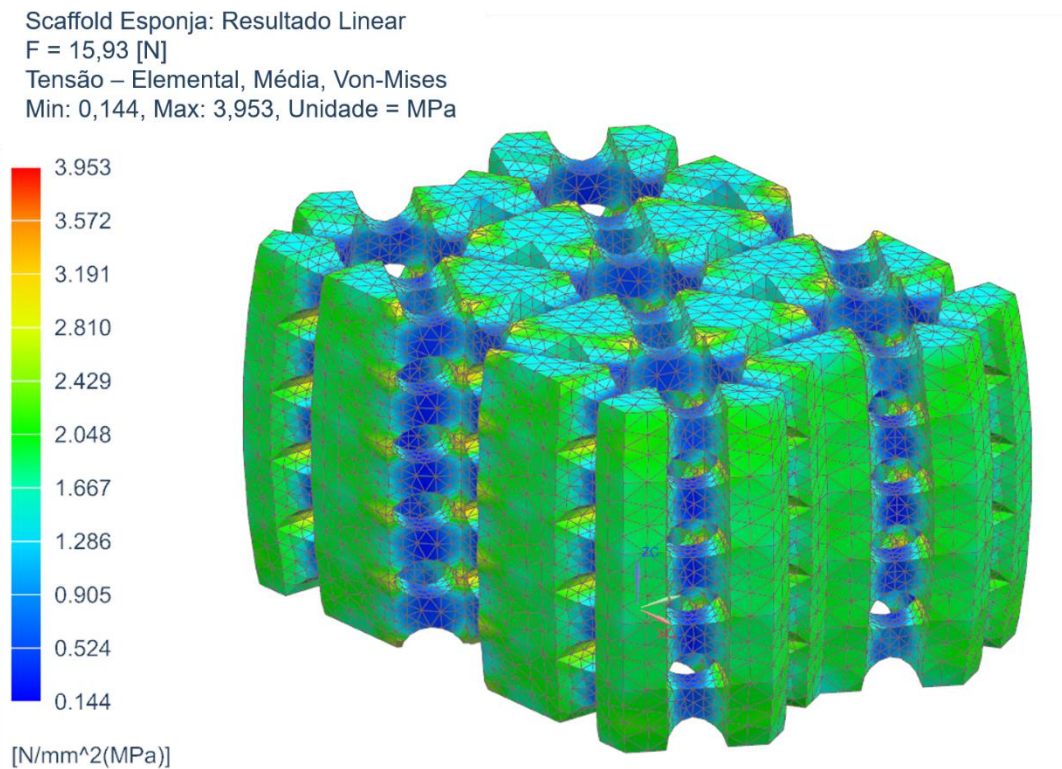
### A.3. Scaffold Esponja Linear Reduzido

Figura 32 - Scaffold esponja reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=15,93\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

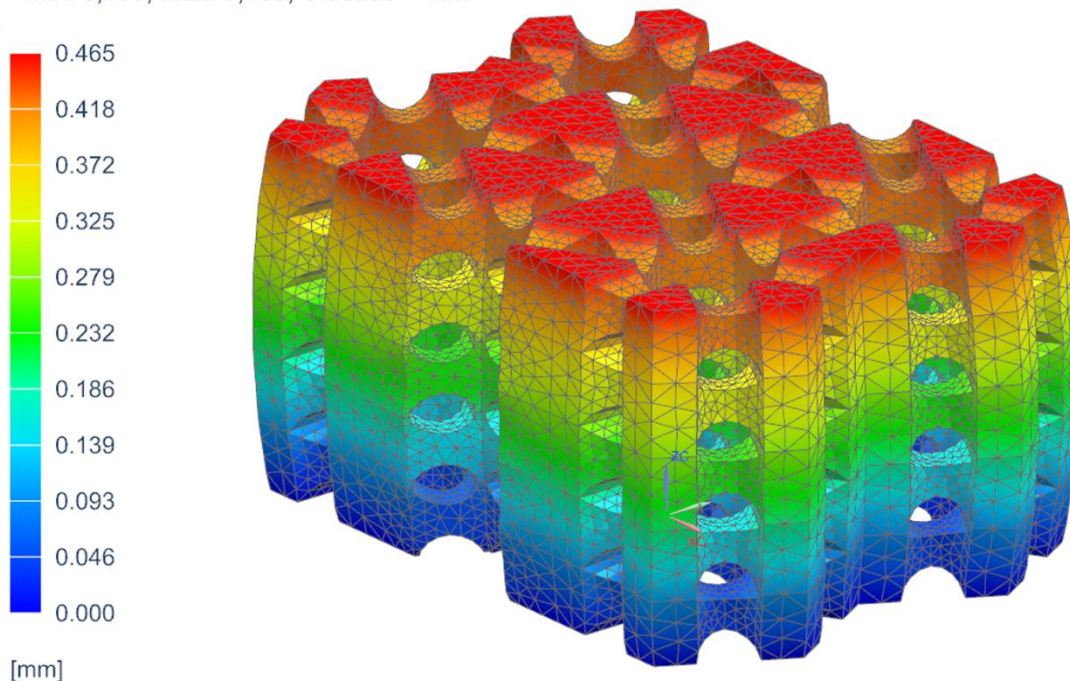
Figura 33 - Scaffold esponja reduzido: solução linear da tensão para  $F=15,93\text{N}$



Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 34 - *Scaffold* esponja reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=67,90\text{N}$ .

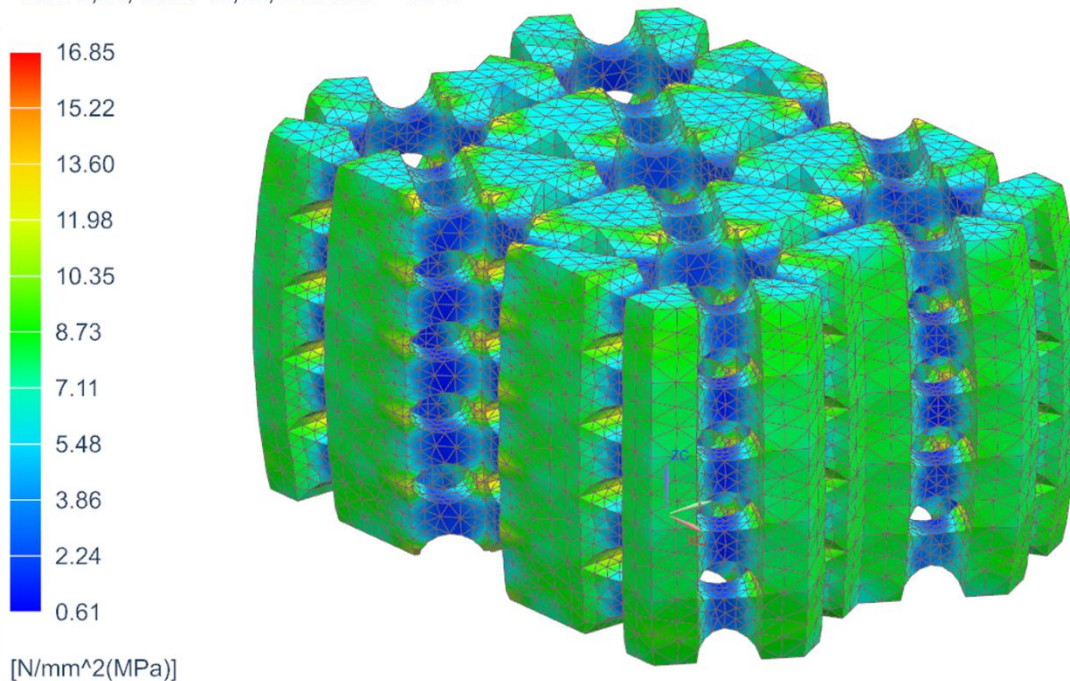
Scaffold Esponja: Resultado Linear  
 $F = 67,90 \text{ [N]}$   
Deslocamento – Magnitude Nodal  
Min: 0,000, Max: 0,465, Unidade = mm



Fonte: elaborada pelo autor.

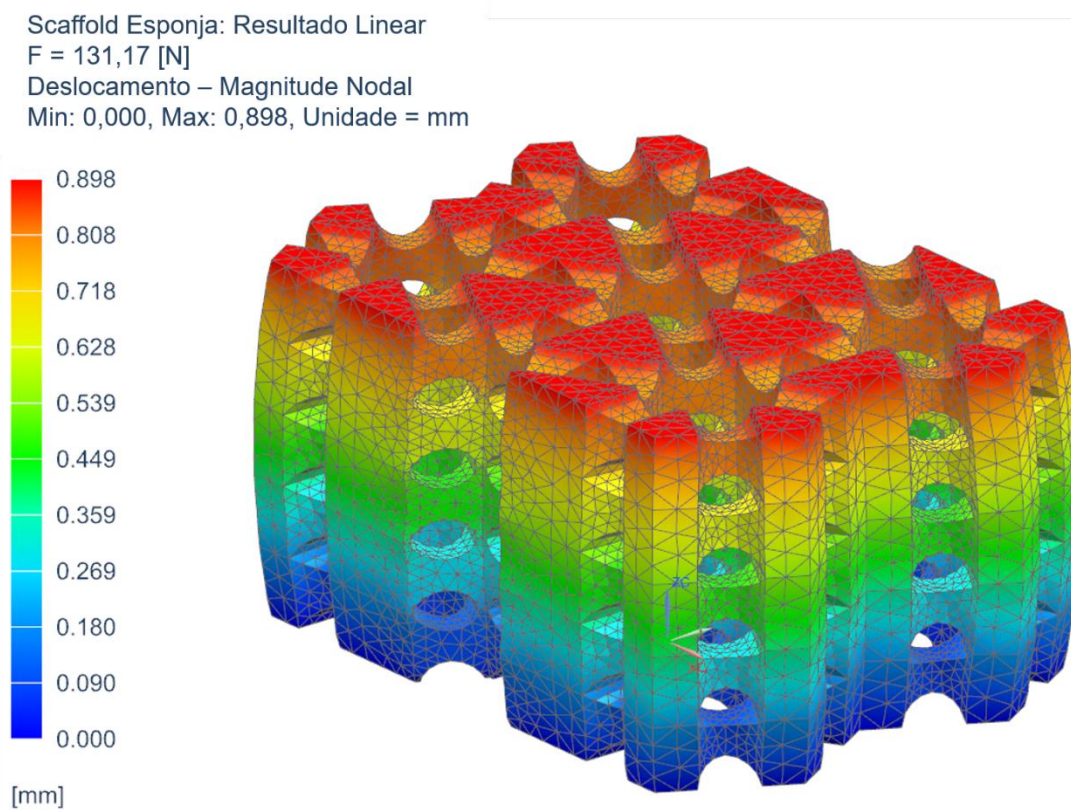
Figura 35 - *Scaffold* esponja reduzido: solução linear da tensão para  $F=67,90\text{N}$ .

Scaffold Esponja: Resultado Linear  
 $F = 67,90 \text{ [N]}$   
Tensão – Elemental, Média, Von-Mises  
Min: 0,61, Max: 16,85, Unidade = MPa



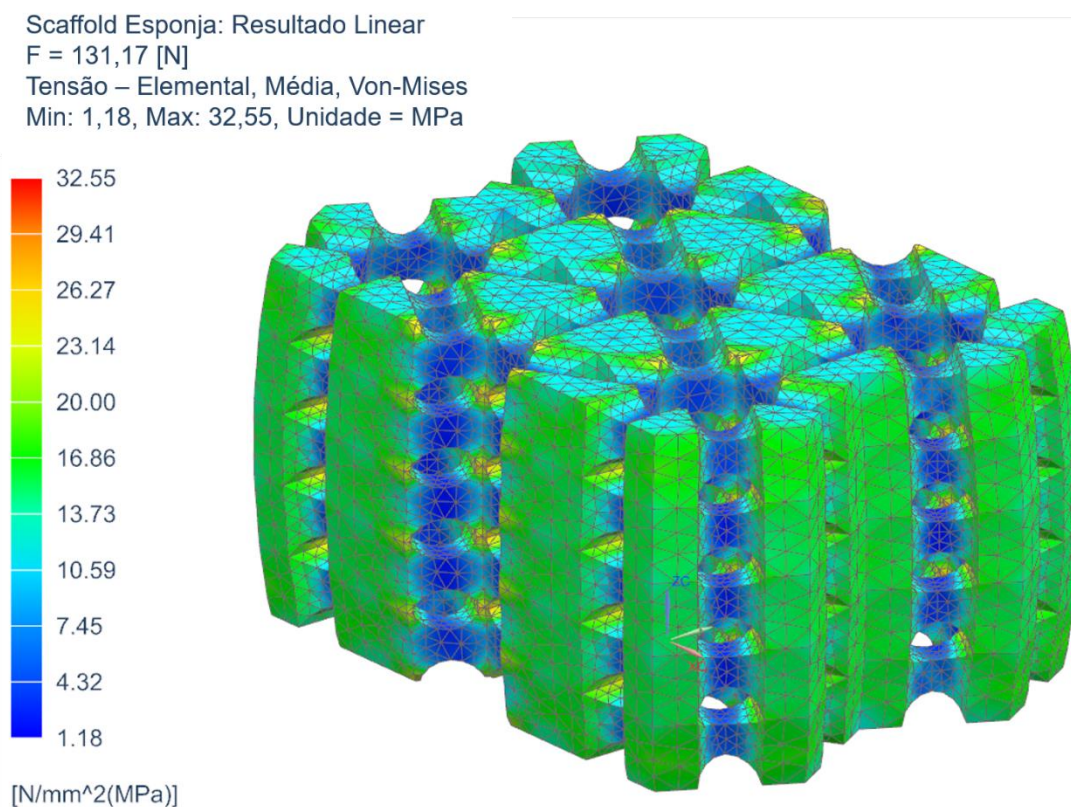
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 36 - *Scaffold* esponja reduzido: solução linear do deslocamento para  $F=131,17\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

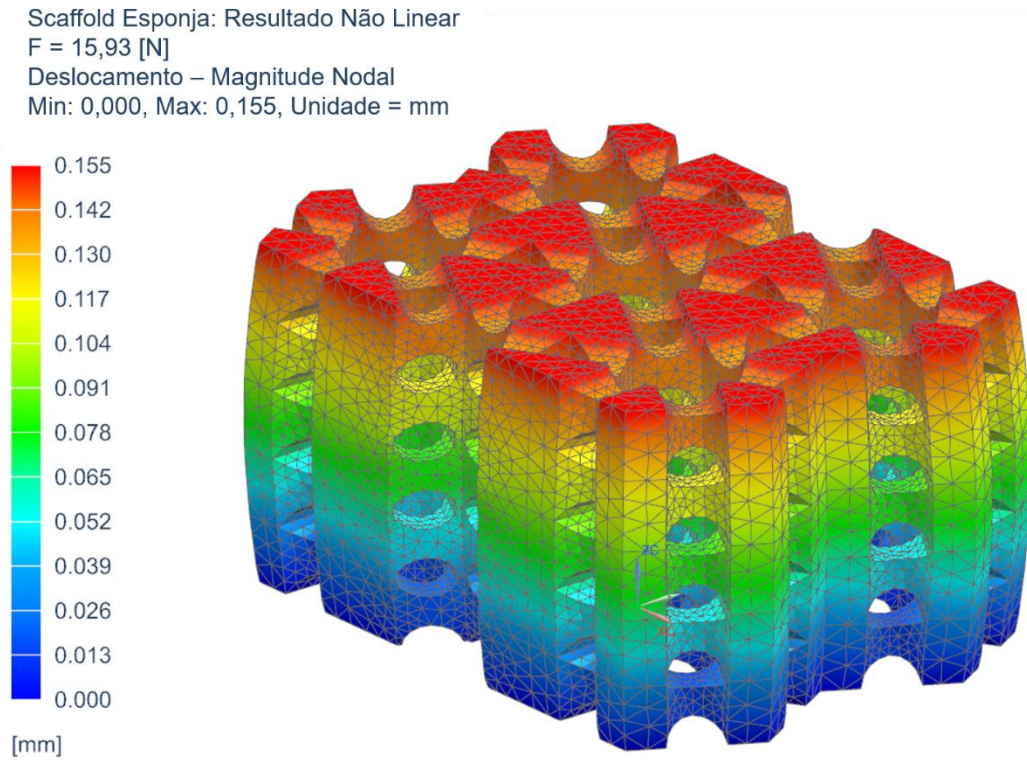
Figura 37 - *Scaffold* esponja reduzido: solução linear da tensão para  $F=131,17\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

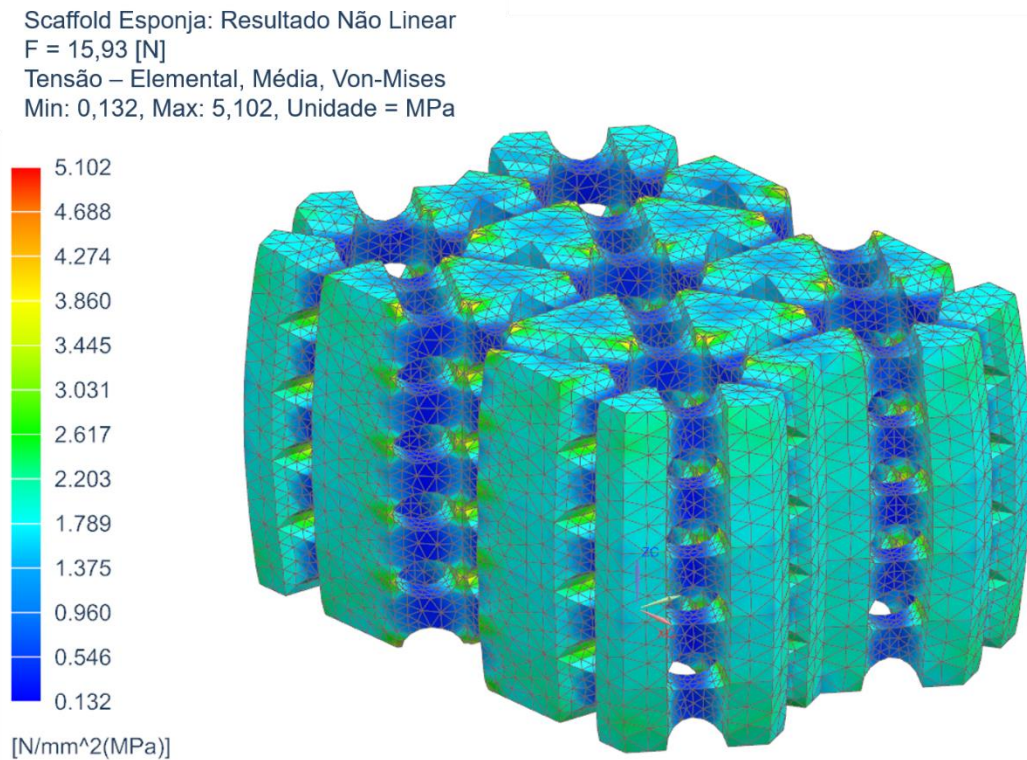
#### A.4. Scaffold Esponja Não Linear Reduzido

Figura 38 - Scaffold esponja reduzido: solução não linear do deslocamento para  $F=15,93\text{N}$ .



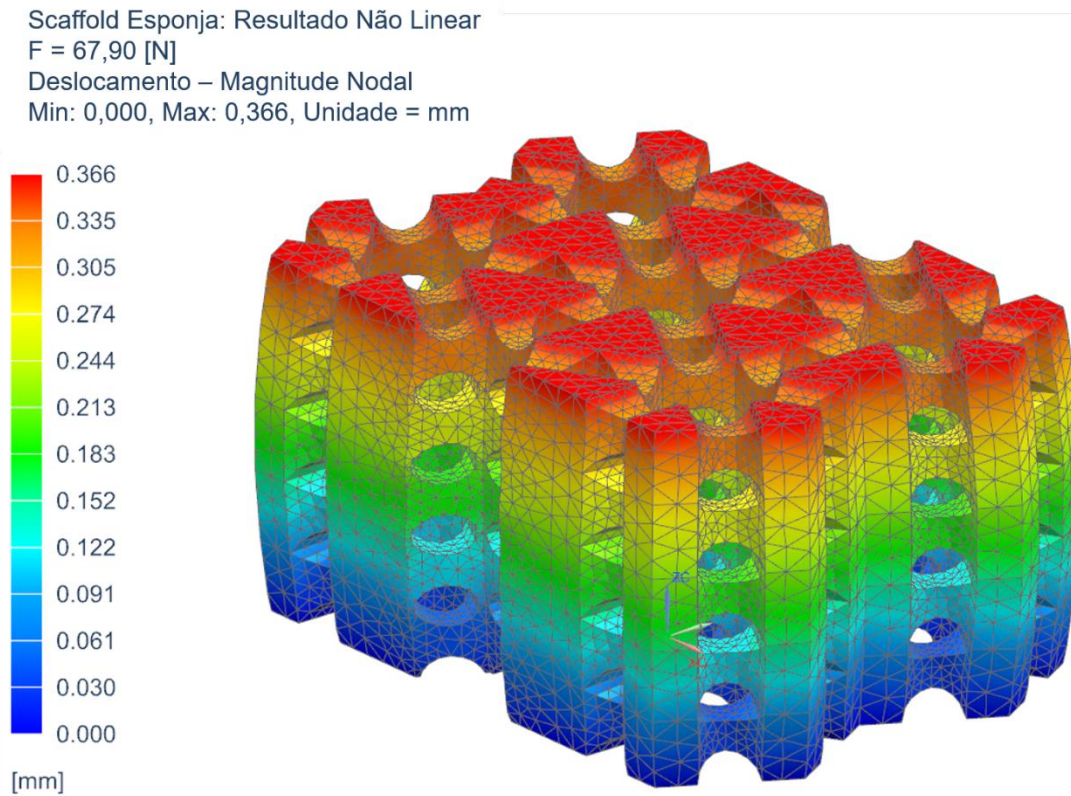
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 39- Scaffold esponja reduzido: solução não linear da tensão para  $F=15,93\text{N}$ .



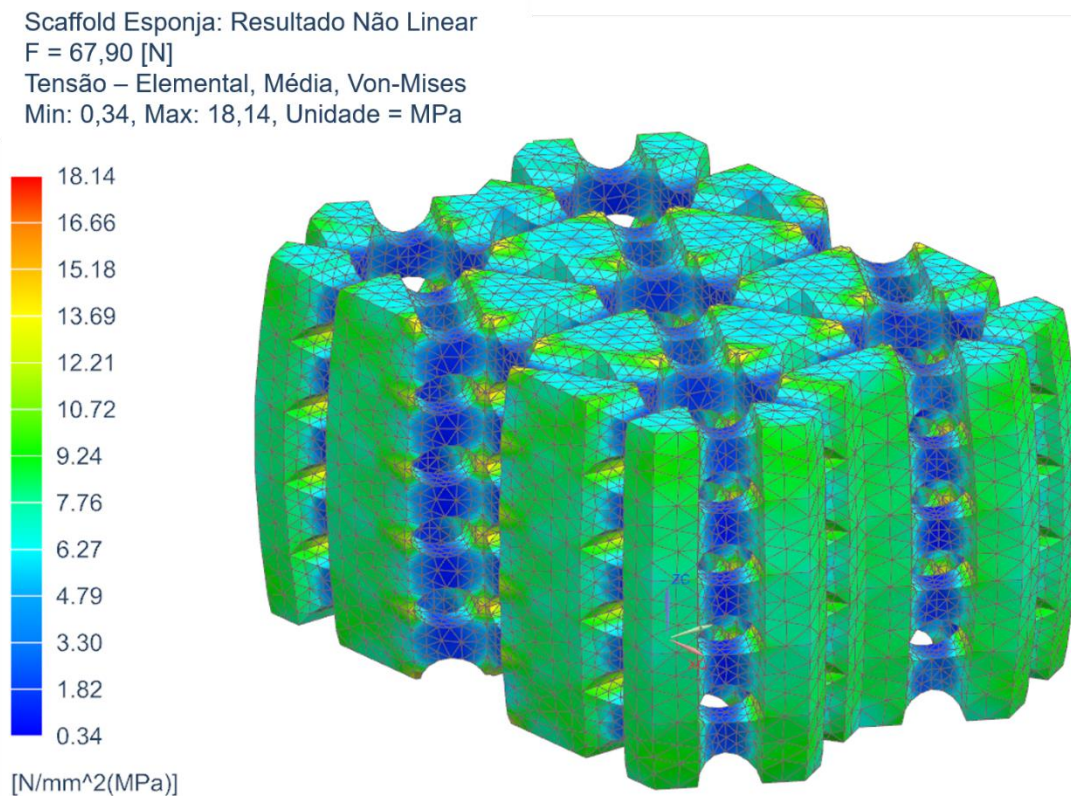
Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 40- *Scaffold* esponja reduzido: solução não linear do deslocamento para  $F=67,90\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

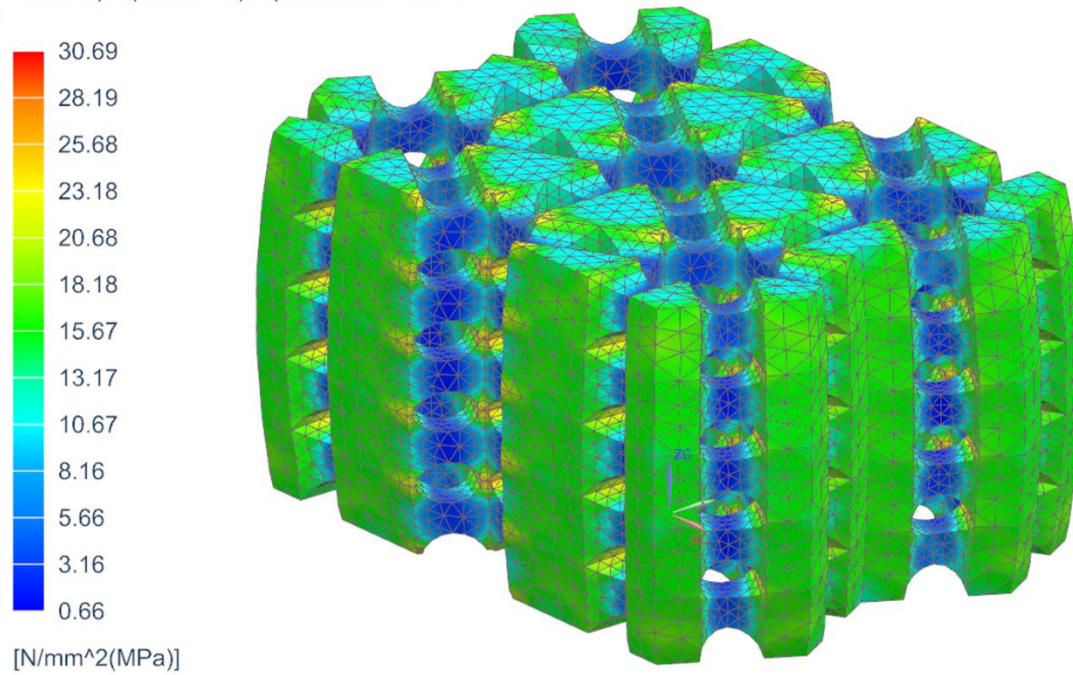
Figura 41- *Scaffold* esponja reduzido: solução não linear da tensão para  $F=67,90\text{N}$ .



Fonte: elaborada pelo autor.

Figura 42 - Scaffold esponja reduzido: solução não linear da tensão para  $F=131,17\text{N}$ .

Scaffold Esponja: Resultado Não Linear  
 $F = 131,17 \text{ [N]}$   
Tensão – Elemental, Média, Von-Mises  
Min: 0,66, Max: 30,69, Unidade = MPa



Fonte: elaborada pelo autor.