

# O IMPACTO DA GEOMETRIA COMPLEXA DO TECIDO CORTICAL ÓSSEO BOVINO NO ENSAIO DE TRAÇÃO: UMA ABORDAGEM EXPERIMENTAL E COMPUTACIONAL

Bianca de L. Gonçalves<sup>1,2</sup>, Cristiane E. R. da Silva<sup>1\*</sup>, Fernando P. Duda<sup>2,3</sup>, Guido R. de A. Graça<sup>1</sup>, Claudio T. dos Santos<sup>1</sup>, Maurício J. Monteiro<sup>1</sup>, Joan O'Connor<sup>2\*\*</sup>, Lavinia M. Alves Borges<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Ensaio em Materiais e Produtos (DIEMP) do Instituto Nacional de Tecnologia INT, Rio de Janeiro (RJ), Brasil. E-mail\*: [cristiane.evelise@int.gov.br](mailto:cristiane.evelise@int.gov.br)

<sup>2</sup>Programa de Engenharia Mecânica PEM-COPPE, Universidade Federal de Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro (RJ), Brasil. E-mail\*\*: [joan@mecsol.ufrj.br](mailto:joan@mecsol.ufrj.br)

<sup>3</sup>Programa de Engenharia em Nanotecnologia PENt-COPPE, Universidade Federal de Rio de Janeiro, UFRJ.

**Resumo.** O objetivo deste trabalho foi estudar a influência da geometria complexa de corpos de prova (CP) de tecido ósseo cortical bovino, nas propriedades mecânicas obtidas por ensaios de tração. Para isso, foi realizada uma comparação dos resultados das curvas tensão-deformação dos CP de geometria padrão para ensaios de tração e dos CP da geometria de osso cortical bovino, todos os quais foram impressos usando manufatura aditiva por sinterização seletiva à laser em Poliamida 12. O CP padrão foi construído de acordo com a ASTM-D638 e os CP de geometria complexa foram digitalizados a partir dos CP de tecido ósseo usinados, usando escâner óptico. O ensaio de tração foi realizado em máquina de ensaio universal. A simulação computacional foi realizada no COMSOL Multiphysics, utilizando modelos de plasticidade considerando comportamento perfeitamente plástico, e endurecimento isotrópico não linear de Hockett-Sherby (H-S); e de viscoplasticidade considerando modelo de Chaboche com endurecimento isotrópico. O modelo de viscoplasticidade de Chaboche com encruamento isotrópico de H-S foi o que mostrou melhor ajuste aos valores obtidos experimentalmente para os CP normalizado e digitalizado, quando comparados aos modelos perfeitamente plástico e de H-S.

**Palavras-chave:** osteoporose, impressão 3D, ensaio de tração, elementos finitos, viscoplasticidade.

## 1. INTRODUÇÃO

A osteoporose afeta 200 milhões de pessoas no mundo, 10 milhões só no Brasil. Segundo dados de um novo estudo, no mundo, o custo anual de hospitalização por fraturas causadas pela doença é de 19,8 bilhões de reais. No Brasil, a osteoporose custa 1,2 bilhão de reais anualmente. Mais da metade (61%) deste montante, o equivalente a 733,5 milhões de reais, está associado à perda de produtividade. As despesas com hospitalização representam 234 milhões de reais e os custos cirúrgicos, 162,6 milhões de reais (AZIZIYEH et al, 2019). Esta doença osteometabólica, caracterizada pela desmineralização óssea, está associada, portanto, ao aumento do risco de fratura. A resistência à fratura dos ossos está relacionada com o grau de deformação dos elementos existentes nas múltiplas escalas do tecido ósseo, sendo um importante indicativo da qualidade óssea. Fatores sinérgicos, tais como, composição do tecido, arranjo de características estruturais e grau de dano são responsáveis pela qualidade óssea (COWIN, 2003). O diagnóstico da osteoporose baseia-se na avaliação quantitativa da densidade mineral óssea (DMO), normalmente utilizando métodos radiológicos tais como absormetria de dupla emissão de raios-X (DEXA) e tomografia quantitativa computadorizada. No entanto, estas técnicas apresentam um alto custo e expõe o paciente a radiação ionizante, o que tem levado muitos pesquisadores a procurarem métodos de baixo custo e alternativas livres de radiação, bem como, técnicas que avaliem a qualidade do tecido ósseo, prevenindo o risco prematuro de fraturas conjuntamente (YUN-QI JIANG et al., 2014). Neste sentido, diversas pesquisas têm sido conduzidas sobre o uso de ultrassom quantitativo para caracterizar o osso trabecular ou tecidos ósseos, pois além de usar energia não ionizante, tem um custo operacional mais baixo comparado à DEXA e à tomografia e também uma melhor aceitação dos pacientes e capacidade para avaliar a qualidade óssea. O uso clínico do QUS

para diagnosticar osteoporose é ainda modesto devido às discordâncias em relação às técnicas de Raios-X, sendo, desta forma, usado como uma técnica indicativa para posterior verificação. No entanto, esta técnica seria um importante indicativo de risco de fratura. Caso uma validação seja feita, o QUS pode fornecer informações adicionais para a elaboração do diagnóstico.

Com esta motivação, este projeto interdisciplinar pretende utilizar as técnicas de ensaios mecânicos em conjunto com a simulação computacional usando o método de elementos finitos (FEM<sup>1</sup>) em modelos tridimensionais, que possuem capacidade de avaliar a resistência à fratura e propriedades mecânicas, para validar a técnica de ultrassom quantitativo. Como o tecido ósseo cortical bovino proveniente do fêmur apresenta geometria complexa e irregular, entender o quanto e como esta geometria impacta nos resultados do ensaio mecânico ajudará a validar os resultados deste ensaio bem como o diagnóstico por ultrassom. Assim, o presente trabalho tem como objetivo geral o estudo do comportamento mecânico através de ensaio experimental de tração e simulação numérica dos corpos de prova (CP) usinados de tecido ósseo cortical bovino de geometria complexa e irregular para entender o quanto esta geometria impacta na confiabilidade dos resultados. A metodologia do presente trabalho consiste em; i) a fabricação dos CP em polímero por impressão 3D originados do escaneamento do tecido ósseo cortical bovino, ii) a realização de ensaios tração nos corpos de prova; iii) o estudo do efeito da geometria dos corpos de prova nos resultados obtidos nos ensaios utilizando a ferramenta de simulação computacional baseada em FEM, iv) e finalmente, encontrar um modelo constitutivo que melhor descreva os resultados do ensaio de tração através da simulação numérica.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção descreve os métodos experimentais deste trabalho que consistiram na fabricação dos CP por impressão 3D e nos ensaios de tração.

### 2.1 Impressão 3D

#### Material, modelamento CAD e digitalização 3D dos CP

Os CP foram fabricados em Poliamida 12 (PA) pelo método de Sinterização Seletiva a Laser (SLS<sup>2</sup>), utilizando o pó PA 2200 da EOS.

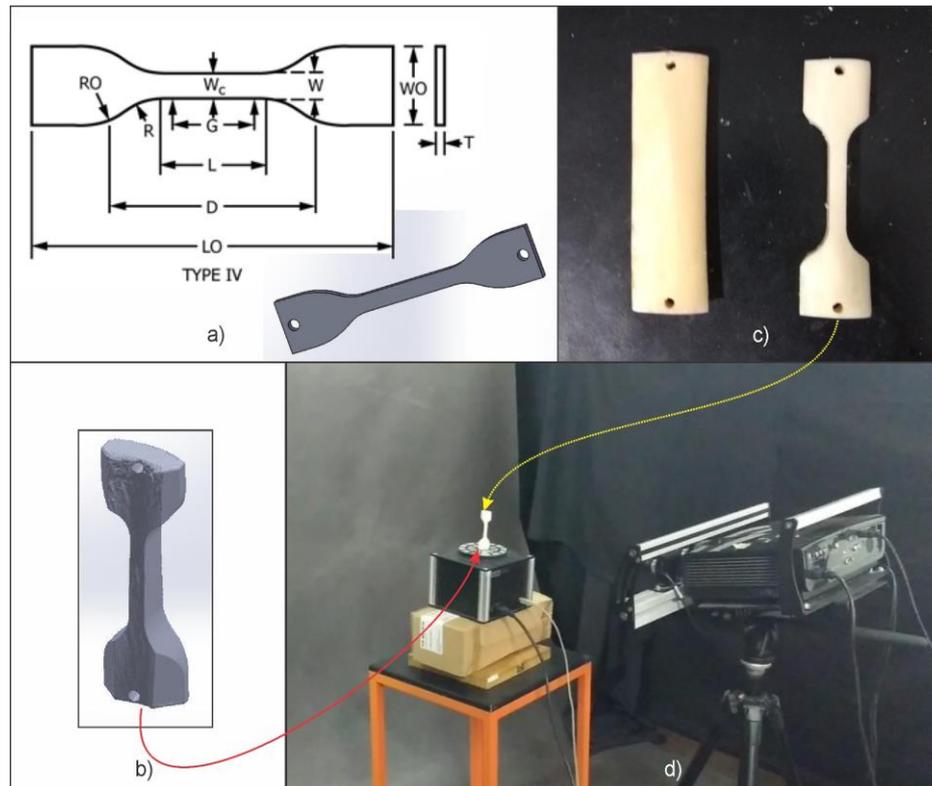
Assim, dois tipos de CP foram fabricados:

1. Normalizados, desenhados no SolidWorks de acordo com a norma ASTM-D638 (*Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*) mostrados na Fig. 1. a.
2. Digitalizados, mostrados na Fig. 1. b, provenientes do escaneamento de amostra usinada de osso cortical de fêmur bovino (Fig. 1. c, d).

---

<sup>1</sup>do inglês: *Finite Element Method*

<sup>2</sup>do inglês: *Selective Laser Sintering*



**Fig. 1:** Corpos de prova. a) CP normalizados, desenhados no SolidWorks segundo ASTM-D638 (Dimensões: T=3.2 mm, L0=115 mm, Wc=6mm, L=33mm, D=76.07mm). b) CP digitalizados provenientes do escaneamento dos: c) CP usinados do osso cortical de fêmures bovinos. d) Procedimento de escaneamento do corpo de prova.

Na Tabela 1 encontram-se os valores das dimensões dos corpos de prova (Fig 1. a). Os CP digitalizados originados de tecido ósseo foram usinados (Fig. 1. c), e escaneados. Para o escaneamento dos CP digitalizados foi usado um escâner óptico Spectrum da Range Vision (Fig. 1.d), que funciona através do princípio de luz estruturada. O bloco ótico é composto por duas câmeras digitais (1800 pixels) e um projetor de luz branca (1920 x 1080 pixels). A resolução alcançada com este dispositivo foi de 0,0012 mm.

**Tabela 1:** Dimensões e tolerâncias dos corpos de prova Normalizados e Digitalizados.

Dimensões (mm)	W	L	Wo	Lo	G	D	R	Ro	T
Tipo IV	6,0 ± 0,5	33 ± 0,5	19 ± 6,4	90 ± 3,2	25 ± 0,2	65 ± 5	14 ± 1	25 ± 1	3,2 ± 0,4

### Plataformas de construção

Com a malha disponível, foi feito o modelo de plataforma virtual. A plataforma de construção da impressora é onde os CP serão depositados e é possível organizar a disposição e orientação deles construindo esse modelo. Para este fim, foi usado o software Rhinoceros, destinado a distribuir e organizar as malhas dentro da plataforma. Para o sistema de coordenadas, a norma ASTM 52921 foi seguida e para disposição, foi utilizada a Classe I da norma ASTM F3091/F3091M.

### Impressão 3D e parâmetros de impressão

A impressora 3D usada foi a Formiga (EOS), da Divisão de Desenho Industrial (DiDIN-INT) e para o processo de fatiamento foi utilizado o software dedicado EOS *ParameterEditor*, EOS RP Tools, PSW 3.6. Os parâmetros de impressão foram:

- Volume de construção: 200 x 250 x 70 mm;
- Tipo de Laser: CO<sub>2</sub>, 30 W;
- Taxa de construção: até 1,2 l/h;
- Espessura da camada: 0,12 mm;
- Velocidade de varredura do processo de construção: 5 m/s.

Foram impressos 8 CP, sendo 4 normalizados e 04 digitalizados. Na Fig. 2. a.1, encontram-se os CP normalizados; na Fig. 2. a.2, e os CP digitalizados.

## 2.2 Ensaio de tração e corpos de prova

Os dois tipos de CP (normalizados e digitalizados) foram ensaiados para a comparação das curvas tensão-deformação. O ensaio de tensão foi realizado na máquina universal de ensaios INSTRON 3382 100 kN (Fig. 2.a), a uma taxa de carregamento de 5 mm/min, de acordo com a norma ASTM-D638. Para os CP digitalizados, devido a geometria não padronizada, foi necessário usar uma garra especial feita exclusivamente para estes corpos de prova (detalhe Fig. 2.a).



**Fig. 2:** a) Máquina de ensaio universal INSTRON 3382 durante o ensaio de tração com um dos corpos de provas digitalizados. Detalhe de garra especial (modelo CAD) para a realização do ensaio de tração. a.1) CP normalizados. a.2) CP digitalizados,

Os resultados do ensaio de tração dos corpos de prova normalizados e digitalizados encontram-se na Tabela 2. Nela dispõem-se os valores de tensão máxima, tensão de escoamento e módulo de elasticidade e o valor médio e seu respectivo desvio padrão.

Na Tabela 2, também são apresentados os parâmetros do modelo de encruamento isotrópico não linear de Hockett-Sherby (H-S), os quais foram determinados usando um procedimento de ajuste do modelo aos dados experimentais do CP Normalizado. O ajuste foi realizado por meio da minimização da norma da diferença entre os dados experimentais e as previsões do modelo dado pela Eq. 5 que será apresentada na seguinte seção.

**Tabela 2:** Média dos valores de tensão máxima, tensão de escoamento e módulo de elasticidade dos CP ensaiados e parâmetros do modelo H-S.

CP	$\sigma_{ult} \pm DP$ (MPa)	$\sigma_y \pm DP$ (MPa)	$E \pm DP$ (MPa)	$\sigma_\infty$ (MPa)	$\gamma_{HS}$	$n_{HS}$
Normalizado	39,5 ± 1,3	20,3 ± 0,96	1418 ± 32			
Digitalizado	33,3 ± 1,3	21,8 ± 0,96	358 ± 22			
Parâmetros/modelo H-S				64.7	0.48	0.852

$\sigma_{ult}$ : Tensão Máxima,  $\sigma_y$ : Tensão de Escoamento,  $E$ : Módulo de Elasticidade, DP: Desvio Padrão.

Parâmetros modelo H-S:  $\sigma_\infty$ ,  $\gamma_{HS}$  e  $n_{HS}$  (Determinados a partir dos resultados experimentais do CP Normalizado)

Os CP digitalizados apresentaram valores abaixo dos valores normalizados na tensão máxima, e próxima na tensão de escoamento, porém aproximadamente quatro vezes menor que o valor de módulo de elasticidade. Estes resultados foram utilizados como parâmetros para o estudo computacional.

## 2.3 Modelagem computacional usando FEM

### 2.3.1 Modelo teórico

Para simulação computacional dos testes experimentais, foram utilizados modelos constitutivos de plasticidade para dois casos: *i*) comportamento perfeitamente plástico, e *ii*) endurecimento isotrópico não linear de Hockett-Sherby (H-S), e um terceiro caso de viscoplasticidade: *iii*) modelo de Chaboche considerando endurecimento isotrópico não linear de tipo H-S.

Os modelos de H-S e de Chaboche foram adotados; pelo comportamento de saturação no encruamento, coincidente com o comportamento experimental dos CP, e pela concordância com resultados experimentais em problema de microindentação em polímeros (pesquisa em fase de publicação J. O'CONNOR et al., 2019), respectivamente. Por simplicidade, o conjunto de equações para a implementação do modelo de viscoplasticidade (caso *iii*) no software FEM são apresentadas diretamente a seguir.

### Função escoamento

Considerando o critério de von Mises que geralmente é usado para polímeros (H. A. SHIRAZI et al. 2017), (A. A. ABDEL-WAHAB et al. 2017), (S. IIO et al. 2016), a função de escoamento tem a forma mostrada na Eq. 1:

$$F_y = \sigma_{Mises} - \sigma_{ys} \quad (1)$$

Onde  $\sigma_{ys}$  é a tensão de escoamento e  $\sigma_{Mises}$ , a tensão de Mises efetiva.

### Lei de encruamento

A lei de encruamento, para o caso perfeitamente plástico, evolui com um valor constante da tensão de escoamento inicial,  $\sigma_{ys0}$ . (Eq. 2).

$$\sigma_{ys} = \sigma_{ys0} \quad (2)$$

Para o caso de endurecimento isotrópico não linear a tensão de escoamento aumenta proporcionalmente à deformação viscoplástica, de acordo com a seguinte lei exponencial para o modelo de H-S, Eq. 3:

$$\sigma_{ys} = \sigma_{ys0} + (\sigma_{\infty} - \sigma_{ys0}) (1 - e^{-\gamma \varepsilon_{vpe}^m}) \quad (3)$$

sendo  $\sigma_{ys0}$  a tensão de escoamento inicial,  $\varepsilon_{vpe}$  a deformação viscoplástica efetiva,  $\sigma_{\infty}$  a tensão de fluxo em estado estacionário,  $\gamma$  o coeficiente de saturação e  $m$  o expoente de saturação.

### Regra de fluxo

Para o modelo constitutivo de Chaboche (caso iii), a taxa do tensor de deformação viscoplástica pode ser determinada, segundo (J. LEMAITRE e J. CHABOCHE 1994) como na Eq. 4:

$$\dot{\varepsilon}_{vp} = A \left\langle \frac{F_y}{\sigma_{ref}} \right\rangle^n \mathbf{S} \quad (4)$$

Sendo  $A$  o coeficiente da taxa de viscoplasticidade,  $F_y$  a função de escoamento (Eq. 1),  $\sigma_{ref}$  o nível de tensão de referência,  $n$  o expoente de tensão e  $\mathbf{S}$  o tensor desviador.

### 2.3.2 Implementação em software FEM

A simulação computacional utilizando FEM tem por objetivo reproduzir ou estimar, o comportamento tensão-deformação obtido experimentalmente nos CP digitalizados e normalizados. Para esse fim, foram utilizados os modelos constitutivos de plasticidade e de viscoplasticidade apresentados na seção anterior (casos *i*, *ii*, e *iii*), os quais foram implementados no software COMSOL Multiphysics, como descrito a seguir nesta seção.

#### Geometria e Condições de contorno e carregamento,

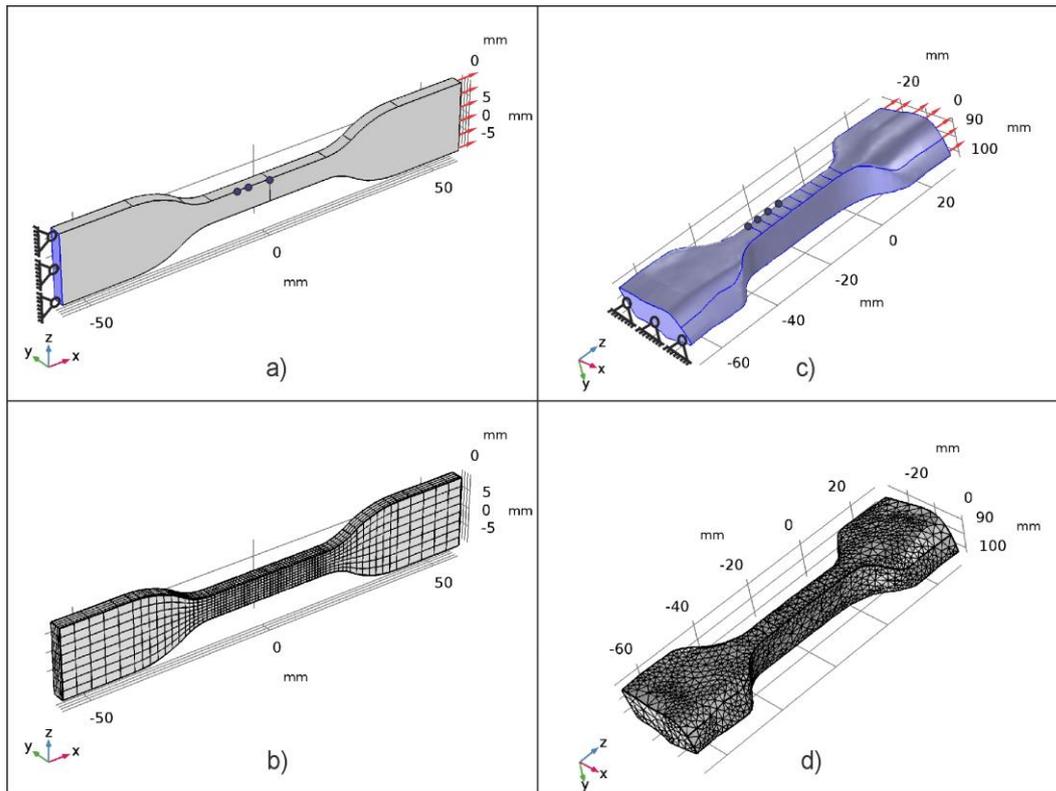
As geometrias correspondentes ao CP Normalizado, desenhado no SolidWorks, e ao CP Digitalizado, provenientes do escaneamento de amostras usinadas de osso cortical (seção 2.1), foram importadas no COMSOL em formatos .IGES e .SLDPRT, respectivamente (Fig. 2 a, c).

Para as condições de contorno, em ambos os casos, Normalizado e Digitalizado, uma das faces com sua normal paralela ao sentido do carregamento foi considerada fixa (deslocamento zero). A face oposta foi configurada para prescrever as condições de carregamento, (nas direções dos eixos  $x$  e  $z$  para os casos Normalizado e Digitalizado, respectivamente), simulando o ensaio de tração (Fig. 2 a) e c)). Para a simulação dessas condições de carregamento, foi adotado um esquema de tipo tempo dependente usando velocidade prescrita e uma taxa de 5 mm/min, como a utilizada durante o ensaio experimental.

#### Malha, tipo de elementos e função de interpolação

Para o CP Normalizado, o modelo foi discretizado em 915 elementos hexaédricos (Fig. 2 b), e foi resolvido para 189090 Graus de Liberdade (GDL). Para o CP Digitalizado, o modelo foi discretizado em 9879 elementos tetraédricos (Fig. 2 d), e resolvido para 812010 Graus de

Liberdade (GDL). Em ambos os casos foram utilizados elementos de tipo Lagrangeanos com interpolação quadrática.



**Fig. 3:** Geometria, condições de contorno, carregamento e Malhas dos CP. a, b) CP Normalizado. c, d) CP Digitalizado

### Propriedades do material adotadas e esquema para estimativa de parâmetros

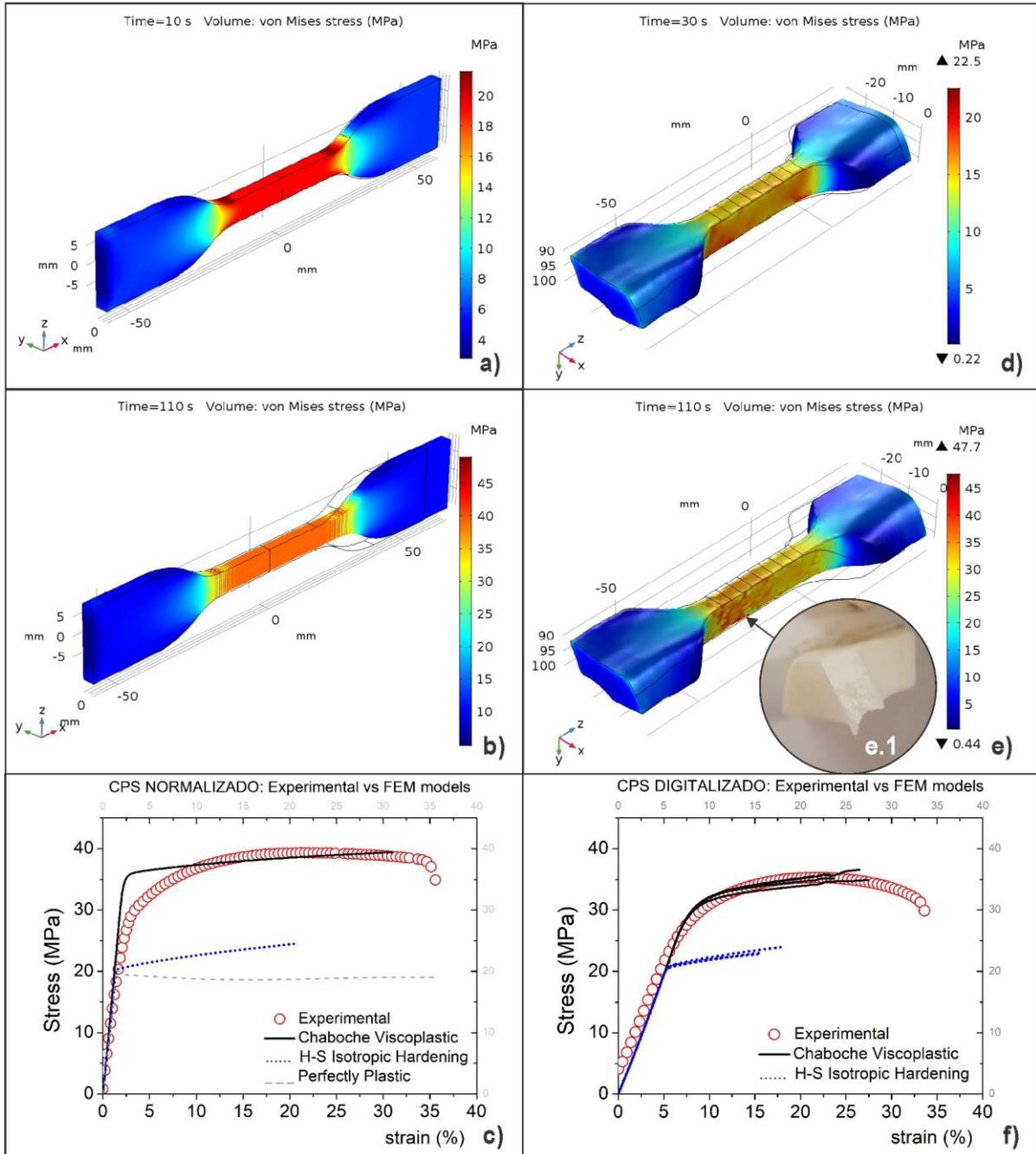
As propriedades do material adotadas para os três casos estudados de plasticidade e viscoplasticidade (*i*, *ii*, e *iii*) correspondem as obtidas experimentalmente: módulo de Young, tensão de escoamento e tensão máxima (Tabela 1). Para os casos *ii* e *iii*, foram utilizados os parâmetros do modelo H-S, mostrados também na Tabela 1, os quais foram determinados usando um procedimento de ajuste do modelo aos dados experimentais, como comentado na seção 2.2.

Finalmente, para o caso *iii*, foi implementado o modelo de viscoplasticidade de Chaboche, onde foram estimados os parâmetros  $A$ ,  $\sigma_{ref}$  e  $n$  (Eq. 8) usando um esquema computacional de tipo varredura (*sweep computational scheme*), a partir da perturbação em  $\pm 10\%$  de cada parâmetro, mantendo fixos os outros dois, até conseguir o melhor ajuste das curvas tensão-deformação simuladas e obtidas experimentalmente.

Para a discretização do tempo, em todos os modelos, foi utilizado o método BDF (*Backward Differentiation Formula*). O solver MUMPS foi usado para resolver o problema discreto resultante de cada passo de discretização com um nível de tolerância residual de  $10^{-4}$ . Para os dois modelos, CP Normalizado e CP Digitalizado, foram considerados um intervalo de tempo de 0 a 120 s (tempo total do experimento) com um passo de tempo  $\Delta t=0.5$ .

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção são apresentados os resultados das tensões de von Mises dos modelos FEM para os CP Normalizado e Digitalizado. Também, as curvas de tensão-deformação de ambos CP, considerando os três casos de comportamentos simulados (Perfeitamente plástico, endurecimento isotrópico e viscoplástico) e a comparação com os valores obtidos nos testes experimentais.



**Fig. 4:** Resultados modelos FEM e comparação com resultados experimentais. **a-c)** CP Normalizado: Tensões de von Mises em; a)  $t=10s$ , e b)  $t=110s$ , c) Gráficos tensão-deformação modelos FEM vs Experimental. **d-f)** CP Digitalizado: Tensões de von Mises em; e)  $t=30s$ , e b)  $t=110s$ , c) Gráficos tensão-deformação modelos FEM vs Experimental

Na Fig. 4 a) e b), são mostrados os resultados das tensões de von Mises do CP Normalizado para o modelo de viscoplasticidade de Chaboche para  $t=10s$ , tempo no qual o

modelo atinge o limite de escoamento e para  $t=110s$ , onde é observado um comportamento aceitável das tensões de acordo com o ensaio de tração e sem formação de pescoço no final da simulação.

As Fig. 4 d) e e), mostram as tensões de von Mises do CP Digitalizado usando também o modelo de viscoplasticidade de Chaboche para  $t=30s$ , tempo no qual o limite de escoamento é atingido, e para  $t=110s$ , onde é observado um comportamento de acordo com o ensaio de tração, como no caso do CP normalizado e sem formação de pescoço no final da simulação. No detalhe da Fig. 4 (e.1) é mostrada a forma da fratura sem pescoço (frágil) do CP, após o experimento. Além disso, a região de fratura do CP coincide com as regiões de máximas tensões capturadas no modelo FEM (sinalizada com a seta na Fig. 4 e).

Como mostrados nas Fig. 4 c) e f) o modelo de viscoplasticidade de Chaboche, com encruamento isotrópico de H-S, mostrou melhor ajuste aos valores obtidos experimentalmente para os CP Normalizado e Digitalizado, quando comparados com os modelos Perfeitamente plásticos e de H-S.

Embora a simulação do encruamento depois de ultrapassar o limite de escoamento para o caso do CP Normalizado difere do obtido experimentalmente (Fig. 4 c), o modelo implementado conseguiu reproduzir com excelente aproximação o comportamento em tensão do CP Digitalizado quando comparado com os resultados experimentais (Fig. 4 f).

Contudo, em nenhum dos dois casos foi possível capturar a fase de amolecimento correspondente ao final do ensaio experimental. Propõem-se o estudo e a implementação de modelos computacionais de dano, por exemplo, que incluam esse tipo de comportamento (amolecimento). Além disso, é intenção dos autores incluir em trabalhos futuros, a implementação computacional de métodos para estimativa de parâmetros considerando incertezas, como inferência bayesiana.

#### **4. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

- Foi possível reproduzir e imprimir geometrias a partir das imagens digitalizadas de corpos de prova usinados do tecido ósseo cortical, com resolução de 0,0012 mm alcançada com o dispositivo de escaneamento.
- O modelo de viscoplasticidade de Chaboche com encruamento isotrópico de H-S implementado, mostrou melhor ajuste aos valores obtidos experimentalmente para os CP normalizado e digitalizado, quando comparados com os modelos perfeitamente plástico e de H-S.
- O modelo de viscoplasticidade de Chaboche implementado conseguiu reproduzir com excelente aproximação o comportamento em tensão do CP digitalizado quando comparado com os resultados experimentais.

## REFERÊNCIAS

- Aziziyeh, Rima, Amin, Mo. Habib, Mohdhar, Garcia Perlaza, Javier, Szafranski, Kirk, McTavish, Rebecca K., Disher, Tim, Lüdke, Ana, Cameron, Chris, The burden of osteoporosis in four Latin American countries: Brazil, Mexico, Colombia, and Argentina, (2019), *Journal of Medical Economics*, 22,638-644
- Lemaitre, J. e Chaboche, J. (1994), “*Mechanics of Solid Materials*”, Cambridge University Press.
- De Souza Neto, E., Peric, D. e Owen D. (2011), “*Computational Methods for Plasticity: Theory and Applications*”, Wiley.
- Anand, L., Ames, N. M., Srivastava, V. e Chester, S. A., (2009), “A thermo-mechanically coupled theory for large deformations of amorphous polymers. Part I: Formulation”, *International Journal of Plasticity*, 25 1474 – 1494.
- Abdel-Wahab, A. A., Ataya, S. e Silberschmidt V. V. (2017), “Temperature-dependent mechanical behavior of PMMA: Experimental analysis and modelling”, *Polymer Testing*, 58 86– 95.
- Gudimetla, M. R. e Doghri, I. (2017), “A finite strain thermodynamically based constitutive framework coupling viscoelasticity and viscoplasticity with application to glassy polymers”, *International Journal of Plasticity*, 98 197 – 216.
- O’Connor J., Bastos dos Santos B., Borges L.A., Costa M.F., Castello D.A. (2019), “Computational modeling of viscoplastic polymeric material response during micro-indentation tests.”, *Mechanics of Materials*, status: under review in 29/09/2019.

## IMPACT OF THE COMPLEX GEOMETRY OF BOVINE CORTICAL BONE TISSUE IN TENSILE TESTING: AN EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL APPROACH.

Bianca de L. Gonçalves<sup>12</sup>, Cristiane E. R. da Silva<sup>1\*</sup>, Fernando P. Duda<sup>23</sup>, Guido R. de A. Graça<sup>1</sup>, Claudio T. dos Santos<sup>1</sup>, Maurício J. Monteiro<sup>1</sup>, Joan O'Connor<sup>2\*\*</sup>, Lavinia M. Alves Borges<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Divisão de Ensaaios em Materiais e Produtos (DIEMP) do Instituto Nacional de Tecnologia INT, Rio de Janeiro (RJ), Brasil. E-mail\*: [cristiane.evelise@int.gov.br](mailto:cristiane.evelise@int.gov.br)

<sup>2</sup>Programa de Engenharia Mecânica PEM-COPPE, Universidade Federal de Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro (RJ), Brasil. E-mail\*\*: [joan@mecsol.ufrj.br](mailto:joan@mecsol.ufrj.br)

<sup>3</sup>Programa de Engenharia em Nanotecnologia PENt-COPPE, Universidade Federal de Rio de Janeiro, UFRJ.

**Abstract.** *The objective of this work was to study the influence of the complex geometry of bovine cortical bone tissue specimens on the mechanical properties obtained by tensile tests. For this, a comparison of the stress-strain curves of a standard geometry specimen for tensile testing and the bovine cortical bone geometry specimens, all of which were printed using additive manufacturing by selective laser sintering in Polyamide 12. The standard specimen was constructed according to ASTM-D638 standard and the complex geometry specimens were scanned from the machined bone tissue specimens using an optical 3D scanner. The tensile test was performed on a universal testing machine. Computer simulation was performed in COMSOL Multiphysics, using plasticity models considering perfectly plastic behavior and Hockett-Sherby (H-S) nonlinear isotropic hardening; and viscoplasticity considering Chaboche's model with isotropic hardening. Chaboche's model best represented the experimental results of the standardized and digitalized specimen.*

**Key words:** *osteoporosis, 3D printed, tensile testing, finite elements methods, viscoplasticity.*