



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Câmpus de Araçatuba

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
Programa de Pós-graduação em Ciência Odontológica

Wellington de Lima Nogueira

Ensaio mecânico e validação experimental por análise pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada.

Araçatuba – SP
2018

Wellington de Lima Nogueira

Ensaio mecânico e validação experimental por análise pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para a obtenção do título de Mestre em Ciência Odontológica – Área de Concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof. Adjunto Fellippo Ramos Verri

Araçatuba – SP
2018

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

N778e	<p>Nogueira, Wellington de Lima. Ensaio mecânico e validação experimental por análise pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada / Wellington de Lima Nogueira. - Araçatuba, 2018 53 f. : il. ; tab.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba Orientador: Prof. Fellippo Ramos Verri</p> <p>1. Fenômenos biomecânicos 2. Tomografia 3. Análise de elementos finitos 3. I. T.</p> <p>Black D15 CDD 617.6</p>
-------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

Dados Curriculares

Wellington de Lima Nogueira

- Nascimento:** 03/09/1970 – Araçatuba – SP
- Esposa:** Beatriz Soares Nogueira
- Filhas:** Mariana Soares Nogueira
Maiara Soares Nogueira
- Filiação:** Maria Lúcia de Lima Nogueira
Arlindo Nogueira (sempre presente)
- 1987** Aprendizagem Industrial – Tornearia e Ajustagem
Escola SENAI Duque de Caxias – Araçatuba – SP
- 1991** Técnico em Mecânica de Precisão Escola SENAI – Suíço-Brasileiro
Engenheiro Roberto Mange – São Paulo – Santo Amaro – SP
- 1999** Graduação - Tecnologia em Análise e Desenvolvimento de Sistemas
FATAN – Faculdade de Tecnologia da Alta Noroeste – Salesiano
Araçatuba – SP
- 2013** Graduação - Engenharia Mecatrônica
UniSALESIANO – Araçatuba – SP
- 2016** Pós-Graduação – Especialização em Educação – EAD e Novas
Tecnologias. FAEL – Faculdade Educacional da Lapa – Araçatuba – SP
- 2017** Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Ciência
Odontológica, Área de concentração Biomaterias, nível Mestrado,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Dedicatória

Dedico e agradeço a **Deus** pela dádiva e bênçãos por essa conquista e graças por ter bons Amigos, porque se os tenho, foram enviados por Deus.

Aos meus pais, **Maria Lúcia de Lima Nogueira** e **Arlindo Nogueira** (sempre presente) dou graças e aos meus antepassados porque nasci nesta terra.

Dedico e agradeço às minhas filhas **Mariana Soares Nogueira** e **Maiara Soares Nogueira**, que sempre foram boas filhas e com carinho e paciência sempre entenderam e colaboraram comigo.

Dedico e agradeço mais essa conquista a minha esposa **Beatriz Soares Nogueira** que é uma defensora da Educação e da Ciência e que sempre me orientou para esse caminho, muito obrigado meu amor.

Agradecimentos

Ao meu orientador **Professor Adjunto Fellippo Ramos Verri** que aceitou e me orientou no desenvolvimento dessa pesquisa de mestrado e na realização desse sonho. Sou muito grato pela acolhida, pelos ensinamentos, carinho, compreensão, paciência, companheirismo e principalmente pela dedicação e competência por tudo que o senhor faz.

Aos Professores que compuseram a banca de EGQ, **Prof. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira** e **Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato**, que muito contribuíram com as suas sugestões.

Aos Professores **Leonardo Perez Faverani** e **Wirlei Gonçalves Assunção**, meus agradecimentos por suas colaborações.

Aos meus amigos do grupo de Mestrado, **Ronaldo Silva Cruz**, **Jessica Marcela de Luna Gomes**, **Cleidiel Aparecido Araujo Lemos**, **Victor Eduardo de Souza Batista**, **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira** e **Fernanda Costa Yogui**, muito obrigado por fazerem parte dessa conquista.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor, **Prof^a Tit. Wilson Roberto Poi** e de seu vice-diretor, **Prof. Tit. João Eduardo Gomes Filho** pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Ciência Odontológica da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa **do Prof. Adj. Luciano Tavares Ângelo**

Cintra, e a todos os membros do conselho pela brilhante condução sempre buscando o melhor ao nosso programa e assim permitir a realização de trabalhos importantes.

A todos os funcionários do departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Magda Requena, Eduardo Cobo, Carlos Alberto Gonçalves, Jander de Carvalho Inácio, Marco Antônio Requena**, pelo bom humor diário de vocês, por todo carinho e atenção que sempre me trataram, e por estarem sempre dispostos e disponíveis para nos ajudar.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela atenção, orientação e cordialidade.

Aos funcionários da Biblioteca: da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela colaboração e presteza em todos os momentos.

Ao **IFSP – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – Campus Birigui**, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Edmar César Gomes da Silva** agradecer a todos os Docentes e Servidores do Campus por essa realização.

Epígrafe

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”

Leonardo da Vinci

Nogueira WL. Ensaio mecânico e validação experimental por análise pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada. [Dissertação] Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2018.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi comparar os resultados de rigidez do ensaio mecânico de compressão axial com a rigidez da análise por elementos Finitos (FEA), gerar modelos biomecânicos que apresentem com precisão a geometria tridimensional do osso e realizar análise pelo Método dos Elementos Finitos propondo uma metodologia para a simulação computacional mecânica de estruturas ósseas de peças de fêmures e tíbias de coelhos cadáveres. Previamente ao ensaio mecânico de compressão, fez-se uma análise mecânica da estrutura óssea, reconstruindo 20 modelos a partir de tomografia computadorizada utilizando o software de processamento de imagem ScanIP. Em seguida, foi realizada a análise mecânica de rigidez da estrutura óssea simulada pelo método dos elementos finitos 3D no software Ansys. Após construção da malha de elementos finitos, ensaios mecânicos de compressão axial foram realizados nas amostras e seus resultados de rigidez foram então comparados com os resultados de rigidez do modelo biomecânico. Nessa comparação o menor desvio apresentado foi de 0,02% e o maior desvio foi de 8,68%. A diferença entre a média da rigidez extrínseca dos ensaios foi de 1,07%. A média dos resultados para a rigidez intrínseca dos modelos biomecânicos obtidas do pós processamento foi $25258,63 N/mm$. Concluiu-se que o uso dessa metodologia nos permitiu uma validação experimental do método dos elementos finitos aplicados à biomecânica das amostras testadas. Além disso, foi possível prever o comportamento do osso visto que a precisão da análise é melhor quanto mais o modelo biomecânico se aproxima da estrutura real.

Palavras chave: Fenômenos Biomecânicos; Tomografia; Análise de Elementos Finitos.

Nogueira WL. Mechanical testing and experimental validation by by the 3D finite element analysis of bone imaging obtained by computed tomography. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2018.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the stiffness results of the axial compression mechanical test with the FEA stiffness, to generate biomechanical models that accurately present the three-dimensional bone geometry and to perform analysis by the Finite Element Method proposing a methodology for the mechanical computational simulation of bony structures using parts of femurs and tibiae from rabbits that were healthy. Prior to mechanical compression testing, it was made a mechanical analysis of the bone structure, rebuilding 20 models from computed tomography using image processing software ScanIP. Then, it was performed mechanical analysis of stiffness of the simulated bone structure by the 3D finite element method in Ansys software. After finite element mesh construction, axial compression tests were performed on the samples and their stiffness results were compared with the stiffness results of the biomechanical model. In this comparison, the lowest deviation was 0,02% and the highest deviation was 8,68%. The difference between the mean extrinsic stiffness of the tests was 1.07%. The average of the results for the intrinsic rigidity of the biomechanical models obtained from the post-processing was 25258,63 *N/mm*. It was concluded that the use of this methodology enabled experimental validation of finite element method applied to biomechanics. Moreover, it was possible to predict the behavior of the bone because the accuracy of the analysis is better the more the biomechanical model approaches the actual structure.

Keywords: Biomechanical Phenomena; Tomography; Finite Element Analysis.

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Tomógrafo computadorizado SCANORA® 3Dx.....	19
Fig. 2. Esquemático das ferramentas de processamento de imagem.....	20
Fig. 3. Ambiente para manipulação da tomografia no ScanIP™.....	22
Fig. 4. Ensaio mecânico de compressão.....	23
Fig. 5. Interface de trabalho do Ansys Workbench®. Projeto esquemático.....	26
Fig. 6. Condições de contorno.....	27
Fig. 7. (a) Reconstrução da CT em uma imagem 3D. (b) Arquivo do tipo STL. (c) Sólido geométrico +NURBS. (d) Modelo biomecânico.....	28
Fig. 8. Vista interna do modelo biomecânico.....	28
Fig. 9. Modelo biomecânico exportado para FEA.....	29
Fig. 10. Gráfico de força versus deslocamento dos corpos de prova.....	30
Fig. 11. Malha tetraédrica gerada no software AnsysWorkbench®.....	31
Fig. 12. FEA - Análise por elementos finitos.....	32
Fig. 13. Correlação pós-processamento da Análise por Elementos Finitos.....	34
Fig. 14. Gráfico de barras da comparação entre os ensaios.....	35
Fig. 15. Média entre a rigidez extrínseca dos ensaios mecânico e da FEA.....	35
Fig. 16. Deslocamento para o módulo de elasticidade intrínseco.....	36
Fig. 17. Força aplicada 1749,3 N – K’’ 25648 Nmm.....	37
Fig. 18. Força aplicada 2561,6 N – K’’ 25648 Nmm.....	37
Fig. 19. Força aplicada 3743,2 N – K’’ 25648 Nmm.....	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Dimensões das amostras	18
Tabela 2 Parâmetros do arquivo DICOM.....	20
Tabela 3 Resultado dos ensaios mecânico de compressão uniaxial	30
Tabela 4 Estatística da malha tetraédrica.....	31
Tabela 5 Resultados das Simulações para o deslocamento	33
Tabela 6 Comparação entre a rigidez extrínseca do ensaio mecânico e a FEA	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
CT	<i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Comunicação de Imagens Digitais em Medicina)
E	Módulo de Elasticidade
FEA	Análise por Elementos Finitos
$F_{\text{máx}}$	Força Máxima
FOV	<i>Field of View</i> (Campo de Visão)
GPa	Gigapascal
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
K	Rigidez do ensaio mecânico
K'	Rigidez extrínseca FEA
K''	Rigidez Intrínseca FEA
LR	Limite de Resistência a Ruptura
MEF	Método dos Elementos Finitos
MPa	Megapascal
NURBS	<i>Non Uniform Rational Basis Spline</i> (Modelo matemático usado regularmente em programas gráficos para gerar e representar curvas e superfícies)
S_0	Área da seção original da amostra
STL	<i>Stereolithography</i> (É um formato de arquivo nativo para o software CAD criado para manufatura aditiva de Sistemas 3D)
Δl	Enlongação
ε	Deformação
τ	Tensão
l	Comprimento da amostra

SUMÁRIO

1	Introdução	15
2	Material e métodos	18
2.1	Definição do modelo animal e preparação das amostras	18
2.2	Tomografia computadorizada	19
2.3	Reconstrução e processamento da imagem	20
2.4	Ensaio Mecânico de compressão	22
2.5	Simulação por elementos finitos.....	25
3	Resultados	27
3.1	Reconstrução e segmentação da imagem da tomografia computadorizada.....	27
3.2	Ensaio de Compressão	29
3.3	Análise por elementos finitos FEA.....	31
4	Discussão	38
5	Conclusão	41
	Referências	42
	Anexo A (Parecer do comite de Ética)	44
	Anexo B (Normas Journal of Biomechanics)	45

1 Introdução

A utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) está cada vez mais consolidada para as pesquisas referente à Biomecânica (Ichim et al., 2006; Ramos Verri et al., 2015). A sua aplicação ocorreu pela primeira vez em análise estrutural na década de 1950 (Morgan and Bouxsein, 2005). Atualmente é empregado para auxiliar na compreensão do comportamento biomecânico do tecido ósseo e em outras estruturas biológicas (Strait et al., 2005; Rayfield, 2007; Bourke et al., 2008; Wroe et al., 2008).

Na mecânica estrutural, a Análise por Elementos Finitos (FEA) é o método de escolha em relação às ferramentas de modelagem computacional, possibilitando estimar com boa precisão como um objeto com uma forma geométrica complexa comporta-se quando é submetido a cargas externas (Zienkiewicz et al., 2013), principalmente o tecido ósseo (osso cortical e trabecular) (Boccaccio et al., 2011). Atualmente um dos métodos utilizados para confecção dos desenhos dos modelos para a FEA é a tomográfica computadorizada (CT) que, a partir da reconstrução e segmentação da imagem gerada, possibilita obter ou desenhar o sólido no qual serão feitas as análises com mais detalhes das estruturas (Verri et al., 2016).

Outro método que pode ser utilizado para análise mecânica do tecido ósseo é o ensaio mecânico, que tem sido considerado como o padrão ouro para investigar os efeitos das patologias sobre as propriedades da estrutura do esqueleto, concedendo dados da rigidez extrínseca e intrínseca da estrutura (Turner and Burr, 1993). No entanto, para a obtenção da rigidez intrínseca é preciso a confecção do corpo de prova normatizado.

Com a função de proteger os órgãos internos dos seres vivos vertebrados e ser considerado um depósito de cálcio para o organismo, os constituintes elementares do tecido ósseo podem ser divididos em basicamente três: a parte inorgânica, representada por cristais de

hidroxiapatita, a parte orgânica, representada por fibras de colágeno tipo I e ainda uma terceira parte constituída de água com proteínas não colagenosas (Bilezikian et al., 2002).

A hidroxiapatita, $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$, é o constituinte mineral do osso natural constituindo de 30 a 70% da massa dos ossos e dentes, representando um depósito de 99% do cálcio corporal e 80% do fósforo total (Behari, 2009).

No osso, assim como a madeira e algumas outras estruturas biológicas, a propriedade mecânica conhecida como módulo de Young varia com a direção, ou seja, apresenta anisotropia. Por exemplo, o módulo de Young no terço médio do osso longo varia de 17 GPa na direção longitudinal para 12 GPa na direção transversal (Reilly and Burstein, 1975). Em testes de nanoindentação resultados mostraram uma diferença pequena entre a propriedade mecânica do tecido ósseo cortical de rato no que diz respeito a sua orientação. A medida do módulo de elasticidade do osso do rato na direção axial foi de 18,98 GPa e na direção transversal foi de 17,65 GPa (Cory et al., 2010).

O tecido ósseo, por ser constituído por uma porção mineral e outra orgânica (Behari, 2009), não deveria ser avaliado apenas pelos métodos de imagem que quantificam indiretamente esse conteúdo mineral. O ideal seria uma análise com a utilização de duas ou mais metodologia conjuntas, como por exemplo ensaios mecânicos distintos que ofereceriam dados da força máxima admitida pelo osso, o módulo de elasticidade, a energia mecânica por ele absorvida e sua correspondente deformação (Louzada et al., 2006). Utilizando a metodologia dos elementos finitos, que fornece dados de deformação e tensão de cada elemento com base nos dados gerados por análise do ensaio mecânico pode fornecer assim uma resposta a partir de cargas aplicadas por funções simples conhecida como funções de forma, oferecendo assim, uma análise mais criteriosa com resultados mais fidedignos da estrutura óssea (Azevedo, 2003).

Embora na literatura os estudos de elementos finitos estejam fornecendo resultados consistentes, em que auxiliam a escolha de materiais mais benéficos em relação a distribuição de tensões no tecido ósseo (Arias-Moreno et al., 2016), é possível observar a escassez de dados na literatura comparativos aos resultados da rigidez mecânica obtidos no experimento do ensaio mecânico de compressão axial com o ensaio realizado numericamente pela análise dos elementos finitos. Entretanto, essa comparação faz-se necessária para contribuir na compreensão dos resultados obtidos, principalmente pela análise dos elementos finitos, e para que as novas pesquisas sejam fundamentadas não só apenas por uma metodologia e sim em uma associação de uma ou mais metodologias.

O objetivo desse estudo foi comparar os resultados de rigidez do ensaio mecânico de compressão axial com a rigidez da FEA, gerar modelos biomecânicos que apresentem com precisão a geometria tridimensional do osso e realizar análise pelo Método dos Elementos Finitos propondo uma metodologia para a simulação computacional mecânica de estruturas ósseas.

2 Material e métodos

2.1 Definição do modelo animal e preparação das amostras

As amostras foram retiradas do terço distal do osso cortical de fêmures e tíbias de coelhos cadáveres, referente ao processo FOA nº 00362-2018. Vinte amostras foram preparadas em função dos seus diâmetros médios com comprimentos de $12,5 \pm 0,05$ mm para as tíbias e $13,7 \pm 0,05$ mm para os fêmures. O preparo das amostras foi confeccionado utilizando a cortadora de precisão IsoMet 1000 BUEHLER. Com o auxílio do software para análise científica de imagem (ImageJ), mediu-se a área da seção transversal das amostras em ambas extremidades, obtendo-se assim a medida da área média de cada amostra. O volume médio de cada amostra foi obtido utilizando-se a medida da área média multiplicada pela medida da altura de cada amostra. As dimensões das amostras são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 Dimensões das amostras

Amostras	Altura da Amostra [mm]	Área da Seção Transversal A[mm ²]	Área da Seção Transversal B[mm ²]	Área da Seção Transversal Média[mm ²]	Volume Médio [mm ³]	Massa [g]
1	12,55	16,87	16,23	16,55	207,72	0,5284
2	12,45	16,55	16,41	16,48	205,14	0,4503
3	13,70	19,49	20,99	20,24	277,30	0,6418
4	13,70	22,49	19,49	20,99	287,63	0,6363
5	12,50	16,82	14,65	15,73	196,67	0,4370
6	12,50	16,18	15,27	15,73	196,58	0,4256
7	13,70	18,97	17,95	18,46	252,91	0,5227
8	13,75	19,77	19,01	19,39	266,67	0,5982
9	12,50	17,39	16,74	17,06	213,30	0,4528
10	12,50	14,76	17,04	15,90	198,79	0,4417
11	13,70	20,34	20,47	20,40	279,53	0,6234
12	13,70	21,46	18,98	20,22	276,98	0,6262
13	12,55	19,06	17,58	18,32	229,92	0,5087
14	12,50	19,07	16,91	17,99	224,91	0,5070
15	13,75	19,47	17,72	18,59	255,66	0,5967
16	13,70	18,01	19,65	18,83	257,97	0,5890
17	12,50	15,47	16,22	15,85	198,10	0,4727

18	12,50	16,76	14,78	15,77	197,14	0,4621
19	13,70	17,05	19,72	18,38	251,88	0,5500
20	13,70	16,83	15,57	16,20	221,96	0,5307

2.2 Tomografia computadorizada

Com o objetivo de desenvolver uma metodologia para análise mecânica utilizando o método dos elementos finitos em estruturas ósseas, inicialmente fez-se a tomografia computadorizada dos ossos inteiros de 10 fêmures e de 10 tíbias de coelhos adultos, cadáveres, utilizando-se do tomógrafo computadorizado (SOREDEX – SCANORA® 3Dx), (Fig. 1).



Fig. 1. Tomógrafo computadorizado SCANORA® 3Dx

Em seguida, fez-se a tomografia computadorizada das amostras já preparadas. A tomografia computadorizada forneceu um arquivo de extensão DICOM, com os seus respectivos parâmetros, conforme o tamanho do campo de visão (FOV) selecionado. Esses parâmetros encontram-se na tabela 2. Observou-se que o tamanho do pixel sempre foi a espessura da fatia.

Tabela 2 Parâmetros do arquivo DICOM

Arquivo DICOM	
FOV	75 x 145 mm
Espessura da fatia	0,25 mm
Tensão elétrica Raio - X	90 kV
Corrente elétrica - Tubo de Raio - X	10 mA
Aquisição de imagens	560 unidades
Espaçamento de pixel	0,25 mm/0,25 mm

2.3 Reconstrução e processamento da imagem

As imagens dos fêmures e tíbias obtidas por tomografia computadorizada, foram submetidas a um processo de filtragem e segmentação utilizando-se o software de processamento de imagem (ScanIP™). As imagens de CT foram importadas para o software e processadas pela ferramenta +NURBS e exportadas como arquivo IGES (Liu et al., 2017), conforme o esquemático (Fig. 2).

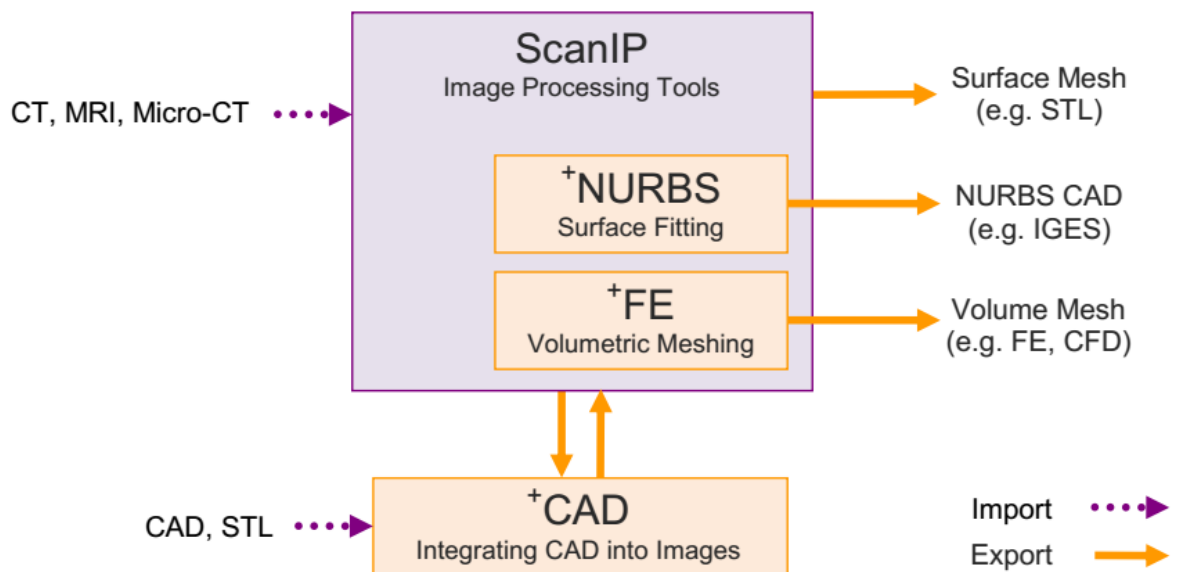


Fig. 2. Esquemático das ferramentas de processamento de imagem
Fonte: Simpleware LTD

Prepararam-se as amostras para o processo de tomografia computadorizada, retirou-se o máximo de tecido muscular e tendões do osso. O tecido cartilaginoso permaneceu nas extremidades do osso e pode ser visualizado melhor em ossos mais jovens. Em seguida realizou-se o processamento da imagem, iniciando-se a segmentação da região de interesse. Utilizando a escala de cinza, aplicaram-se os diferentes filtros disponíveis. Utilizou-se uma faixa de valores de pixel de 0 a 255, sendo 0 o valor mínimo mais escuro e 255 o valor máximo mais claro da escala de cinza. Ajustou-se o valor mínimo de tal forma que o material cartilaginoso foi eliminado do modelo biomecânico, tornando-o mais fiel ao tecido ósseo, permanecendo predominantemente o tecido mineral, a hidroxiapatita.

Esse ainda não é um modelo sólido, ele continua sendo uma geometria tridimensional do modelo e é um arquivo do tipo STL. Utilizando-se do módulo de modelo +NURBS, a partir da geometria tridimensional, obtém-se como resultado o sólido geométrico. Esse sólido geométrico poderá ser exportado para FEA, sendo salvo com extensão de arquivo IGES.

A Fig. 3 mostra a imagem reconstruída gerada. Essa imagem mostra as três vistas bidimensionais nomeadas de fatias axiais, coronais e sagitais também a perspectiva. Seguindo a orientação por quadrantes, no primeiro quadrante tem-se a representação das fatias coronais, no segundo a perspectiva, no terceiro as fatias axiais e no quarto quadrante as fatias sagitais.

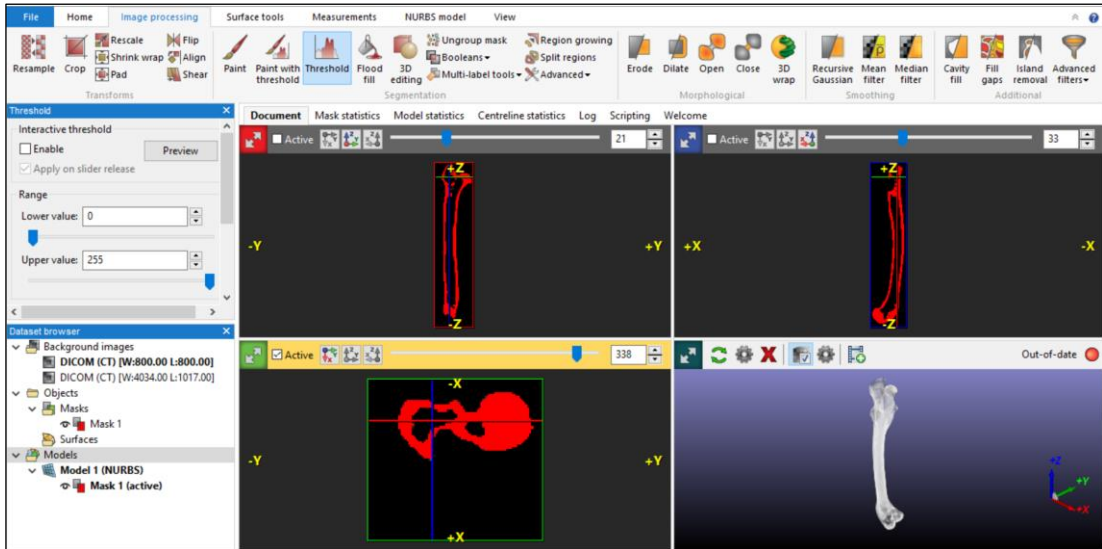


Fig. 3. Ambiente para manipulação da tomografia no ScanIP™

2.4 Ensaio Mecânico de compressão

Escolheu-se o ensaio mecânico de compressão para o experimento por ser o ensaio recomendado para materiais frágeis, que possuem uma fase elástica muito pequena com pouco ou nenhum escoamento (Beer et al., 2015). Considera-se como propriedade mecânica válida o limite de resistência a compressão ou limite de resistência a ruptura LR (N/mm^2), apresentado na equação 1. Sendo $F_{m\acute{a}x}$, a força máxima verificada no ensaio mecânico de compressão, ou seja, a força no instante em que ocorreu a ruptura da amostra e S_0 , a área da seção original da amostra.

$$LR = \frac{F_{m\acute{a}x}}{S_0} \quad \left[\frac{N}{mm^2} \right] \quad (1)$$

Do terço distal dos fêmures e tíbias de coelhos adultos, cadáveres, obtiveram-se os corpos de prova. Esses corpos de prova compreendem a região de tecido cortical do osso e foram submetidos ao ensaio mecânico de compressão, utilizando a máquina de ensaio universal DL 3000, com célula de carga de 5000 N e velocidade de aplicação da carga de 1 mm/min.

Obtiveram-se desse ensaio mecânico de compressão os dados de forças F (N) e deslocamentos x (mm), com o objetivo de determinar a rigidez K (N/mm) e o módulo de elasticidade E (MPa) para as amostras de ossos. A Fig. 4 mostra o corpo de prova submetido ao ensaio mecânico de compressão.



Fig. 4. Ensaio mecânico de compressão

Com os valores das forças F (N) e dos deslocamentos x (mm) obtidos no ensaio de compressão e baseado na lei de Hooke, equação 2, construiu-se os gráficos de F (N) versus x (mm) e posteriormente, através da regressão linear construiu-se os gráficos que forneceram a rigidez K (N/mm) das amostras, ou seja, da estrutura, equação 3.

$$F = K \cdot x \quad [N] \quad (2)$$

$$K = \frac{F}{x} \quad \left[\frac{N}{mm} \right] \quad (3)$$

Da mesma forma, com os valores das forças F (N) obtidas no ensaio mecânico de compressão e as medidas das áreas médias A (mm²) da seção transversal das amostras obtém-se os valores das tensões, τ (N/mm²), equação 4

$$\tau = \frac{F}{A} \left[\frac{N}{mm^2} \right] \quad (4)$$

e com os valores das elongações (Δl) dividido pelos valores das medidas das alturas (l) das amostras, tem-se as deformações, ε (mm/mm), equação 5.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \left[\frac{mm}{mm} \right] \quad (5)$$

Assim construíram-se os gráficos de tensão por deformação τ x ε e por meio da regressão linear construíram-se os gráficos que fornecem o módulo de elasticidade E das amostras, equação 6. Reescrevendo a equação 6, tem-se a equação 7, equação da tensão.

$$E = \frac{\tau}{\varepsilon} \quad [MPa] \quad (6)$$

$$\tau = E \cdot \varepsilon \quad [MPa] \quad (7)$$

Observou-se que essa propriedade mecânica E não é a do material e sim da amostra, ou seja, da estrutura. Trata-se então, do módulo de elasticidade extrínseco.

Conhecendo agora as propriedades mecânicas da estrutura, como o seu módulo de elasticidade E e a sua rigidez K , pode-se inserir essas propriedades no software de cálculo estrutural de elementos finitos.

Reescrevendo a equação 7, obtém-se a equação 8, que em utilização com as funções de forma, em que as únicas incógnitas são os deslocamentos dos nós, utilizadas em análise de elementos finitos (FEA), fornecem os resultados dos cálculos da estrutura para avaliar o comportamento biomecânico do osso.

$$\tau = E \cdot \varepsilon \quad (7)$$

$$\frac{F}{A} = E \cdot \frac{\Delta L}{l} \text{ logo:}$$

$$F = \frac{E \cdot A}{l} \cdot \Delta L \quad (8)$$

A equação 8 nos remete à lei de Hooke, na qual, a parcela $\frac{EA}{l}$ é a rigidez K (N/mm) e ΔL (mm) é o tamanho em que a estrutura deslocou. A rigidez da estrutura completa (Zienkiewicz et al., 2013) é obtida somando-se a rigidez de unidades individuais (Turner, 1956). Os deslocamentos nodais e as propriedades dos materiais foram utilizados para calcular a distribuição de tensão ao longo de toda a estrutura e poderão ser vistos na FEA.

2.5 Simulação por elementos finitos

A simulação por elementos finitos do modelo biomecânico do osso obtido por tomografia computadorizada foi efetuada no software Ansys (Fig. 5), utilizando-se o deslocamento apresentado em função da rigidez da amostra. A análise foi desenvolvida a partir de uma aproximação simples para investigar o comportamento mecânico do modelo biomecânico do osso.

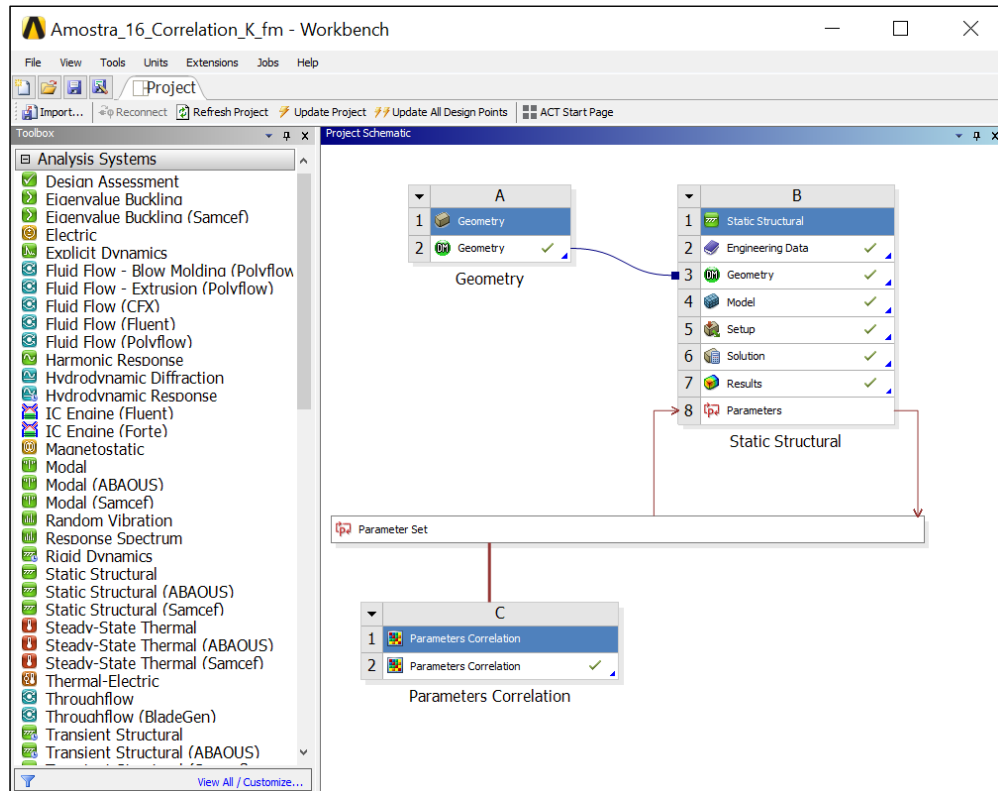


Fig. 5. Interface de trabalho do Ansys Workbench®. Projeto esquemático

As condições de contorno foram estabelecidas com os valores de rigidez e módulo de elasticidade extrínseco, obtidos dos ensaios mecânicos de compressão axial, para posterior geração das malhas tridimensionais, com elementos sólidos tetraédricos definidos por 10 nós com três graus de liberdade em cada nó. Mantendo-se a mesma estatística da malha para identificar a rigidez intrínseca, fez-se a FEA com as condições de contorno utilizando o módulo de elasticidade intrínseco obtido pelo ensaio de nanoindentação na direção axial (Cory et al., 2010). Para a simplificação do problema considerou-se o osso como sendo um material isotrópico, homogêneo, linearmente elástico.

Foi realizado uma aplicação de força, referente ao deslocamento de 1 mm em uma extremidade, em vermelho, do modelo biomecânico e fixou-se a outra extremidade, em azul, simulando os graus de liberdade restritos (Fig. 6), em seguida fez-se a correlação linear entre a força aplicada e o seu deslocamento máximo para obter a rigidez do modelo biomecânico,

ambas condições foram realizadas para cada amostra. Os resultados das análises foram comparados com os resultados do ensaio mecânico de compressão axial.

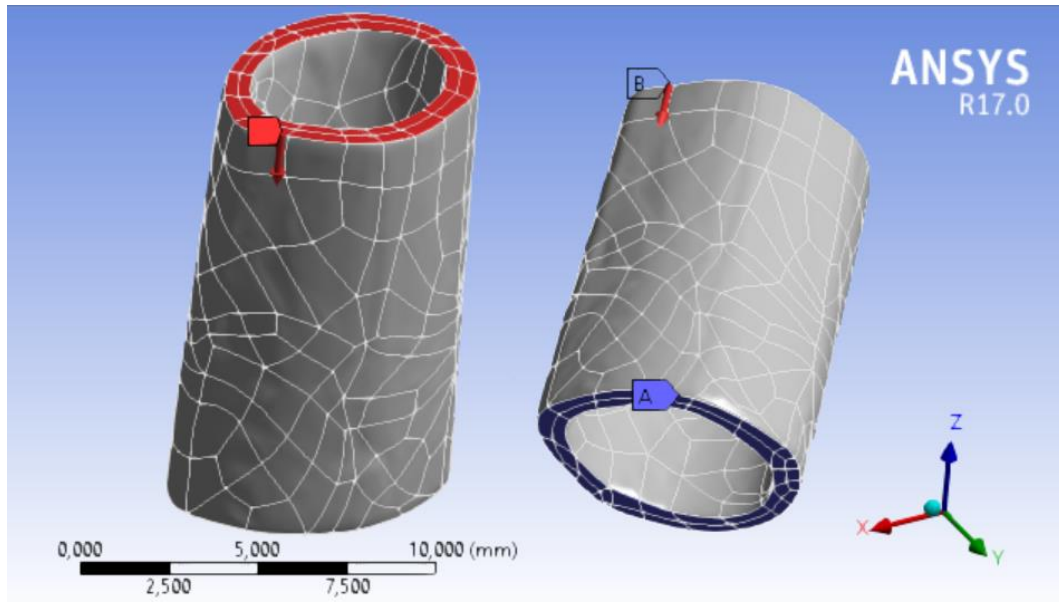


Fig. 6. Condições de contorno

3 Resultados

3.1 Reconstrução e segmentação da imagem da tomografia computadorizada

A (Fig 7a) mostra a reconstrução da CT em uma imagem 3D e dela é gerada uma outra geometria 3D, um arquivo do tipo STL (Fig. 7b). O processamento da imagem utilizando o modelo +NURBS nos retornou como resultado um sólido geométrico, o modelo biomecânico, mostrado na Fig. 7c e a região de onde foi extraído o modelo biomecânico (Fig. 7d). Na Fig. 8 verifica-se o sólido geométrico, a vista interna do modelo biomecânico.

A Fig. 9 mostra o resultado da amostra do modelo biomecânico que foi salvo como um arquivo IGES e exportado para a FEA.

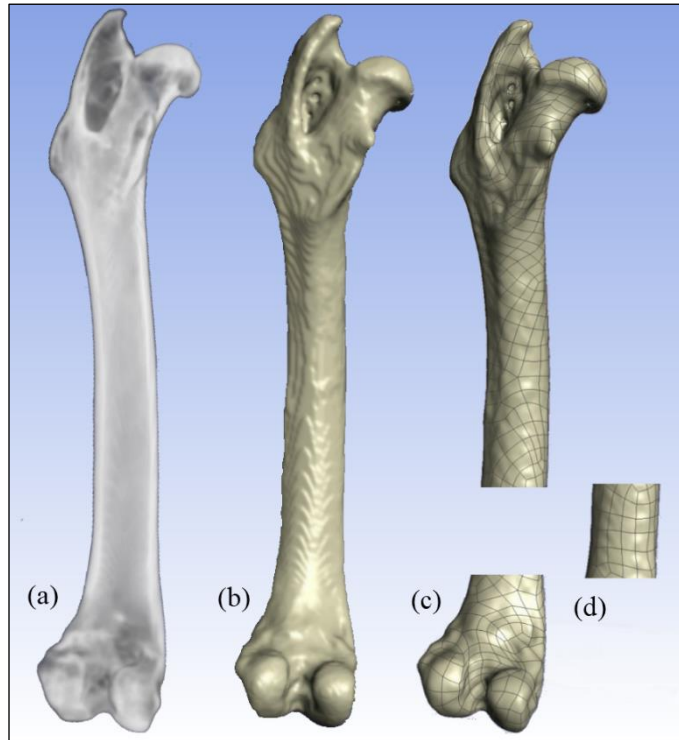


Fig. 7. (a) Reconstrução da CT em uma imagem 3D. (b) Arquivo do tipo STL. (c) Sólido geométrico +NURBS. (d) Modelo biomecânico.

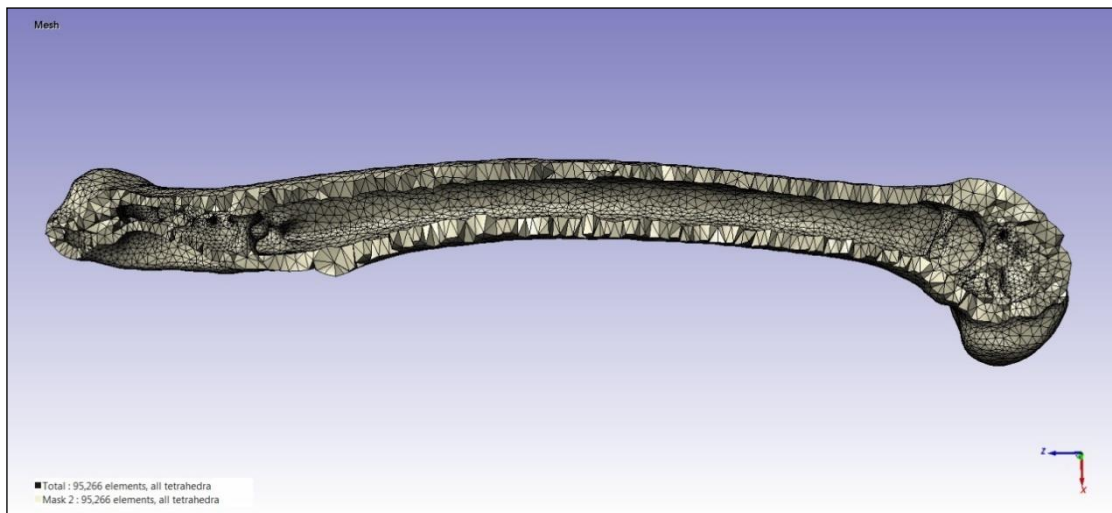


Fig. 8. Vista interna do modelo biomecânico

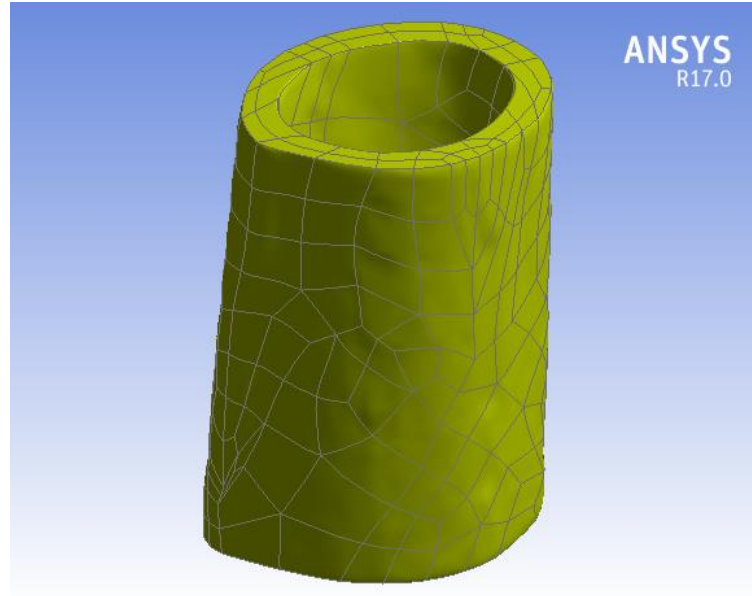


Fig. 9. Modelo biomecânico exportado para FEA

3.2 Ensaio de Compressão

Na Fig. 10 encontram-se os gráficos de força versus deslocamento das amostras do terço médio distal dos fêmures e das tíbias de coelho. Foram realizados os ensaios de compressão em 20 amostras, 10 fêmures e 10 tíbias; porém, uma amostra, a de número 11 se rompeu e foi desconsiderada no estudo para fins comparativos. Observou-se em todo o experimento uma resposta linear entre a força e o deslocamento e uma boa repetibilidade em toda faixa de medição entre as amostras, fornecendo as propriedades mecânicas.

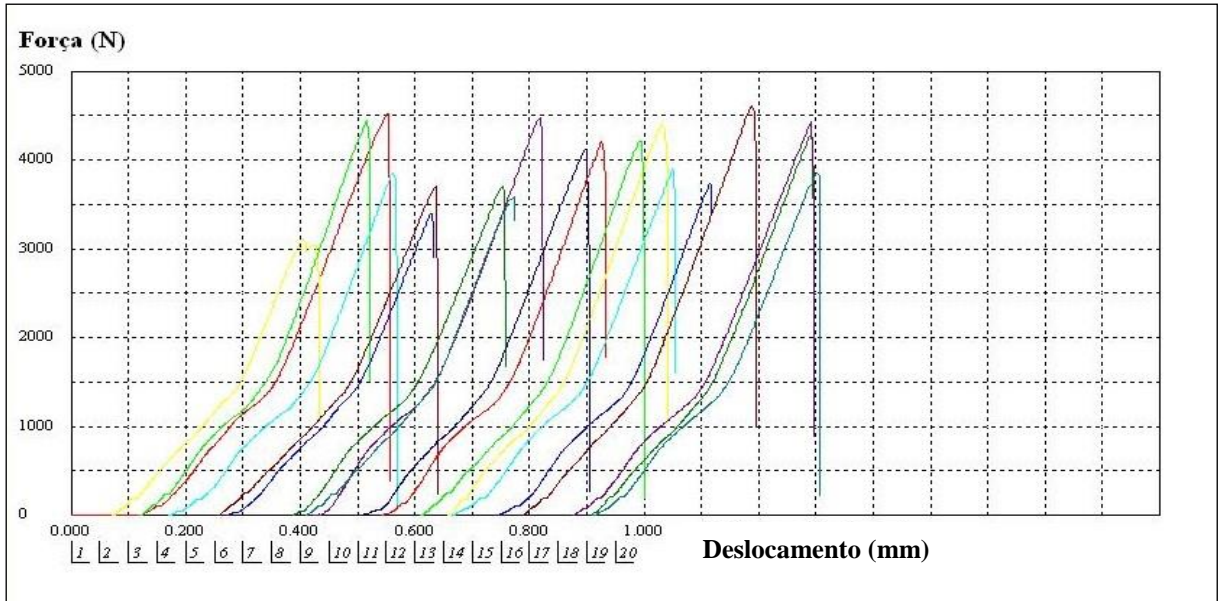


Fig. 10. Gráfico de força versus deslocamento dos corpos de prova

Os resultados provenientes da máquina universal de ensaio para o ensaio mecânico de compressão uniaxial das amostras juntamente com a propriedade mecânica, módulo de elasticidade extrínseco e rigidez e o limite de resistência a compressão estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3 Resultado dos ensaios mecânico de compressão uniaxial

Amostras	Área Média [mm ²]	Força Máxima na Ruptura [N]	Limite de resistência a Compressão [MPa]	Módulo de Elasticidade Extrínseco E [MPa]	Rigidez K [N/mm]
1	16,55	4524,70	273,39	12452	16347
2	16,48	3122,50	189,50	11930	15862
3	20,24	4422,10	218,47	12117	17881
4	20,99	3862,92	183,99	11134	16976
5	15,73	3337,95	212,15	12701	15976
6	15,73	3705,60	235,63	12337	15492
7	18,46	3719,30	201,47	11600	15647
8	19,39	4452,90	229,60	12088	17115
9	17,06	3585,90	210,14	12289	16830
10	15,90	4126,30	259,46	13254	16647
12	20,22	4040,80	199,86	11808	17542
13	18,32	4369,10	238,47	12405	17780
14	17,99	4215,20	234,27	12498	17709
15	18,59	3895,40	209,50	12425	16685

16	18,83	3743,20	198,79	12561	16978
17	15,85	4574,30	288,63	13843	17380
18	15,77	4271,60	270,84	13446	16815
19	18,38	4437,50	241,36	12243	16309
20	16,20	3856,10	238,00	13755	16125

3.3 Análise por elementos finitos FEA

As estatísticas referentes a malha do modelo biomecânico da amostra 16 tomada como exemplo, são vistas na tabela 4. A malha apresentada após os ajustes de convergência pode ser vista na Fig. 11.

Tabela 4 Estatística da malha tetraédrica

Estatísticas	
Nós	425517
Elementos	271043
Tipo de elemento	Tetraédrico Solid187
Tamanho do elemento	0,3 mm

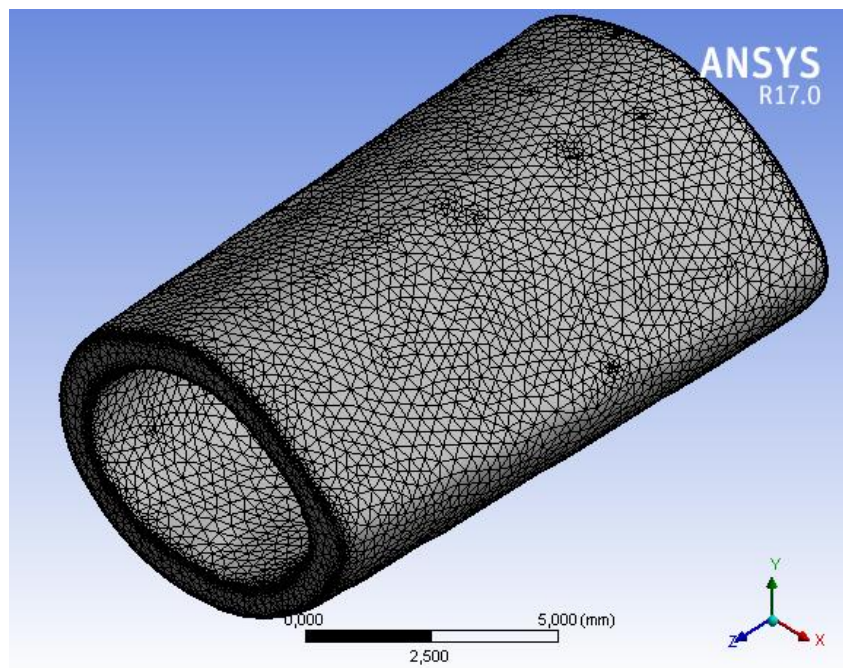


Fig. 11. Malha tetraédrica gerada no software AnsysWorkbench®

A Fig. 12 nos traz o resultado da simulação da análise por elementos finitos FEA, do modelo biomecânico da amostra de número 16 como exemplo, submetida a uma carga de 16978 N , correspondente a sua rigidez $K [N/mm]$, ou seja, espera-se que com a aplicação dessa carga o modelo biomecânico seja deslocado em 1 mm em seu sentido axial.

Verificou-se então, o resultado apresentado com um deslocamento total máximo de 1,0002 mm . O modelo biomecânico da amostra 16 apresentou o melhor resultado dentre os outros, com o menor desvio.

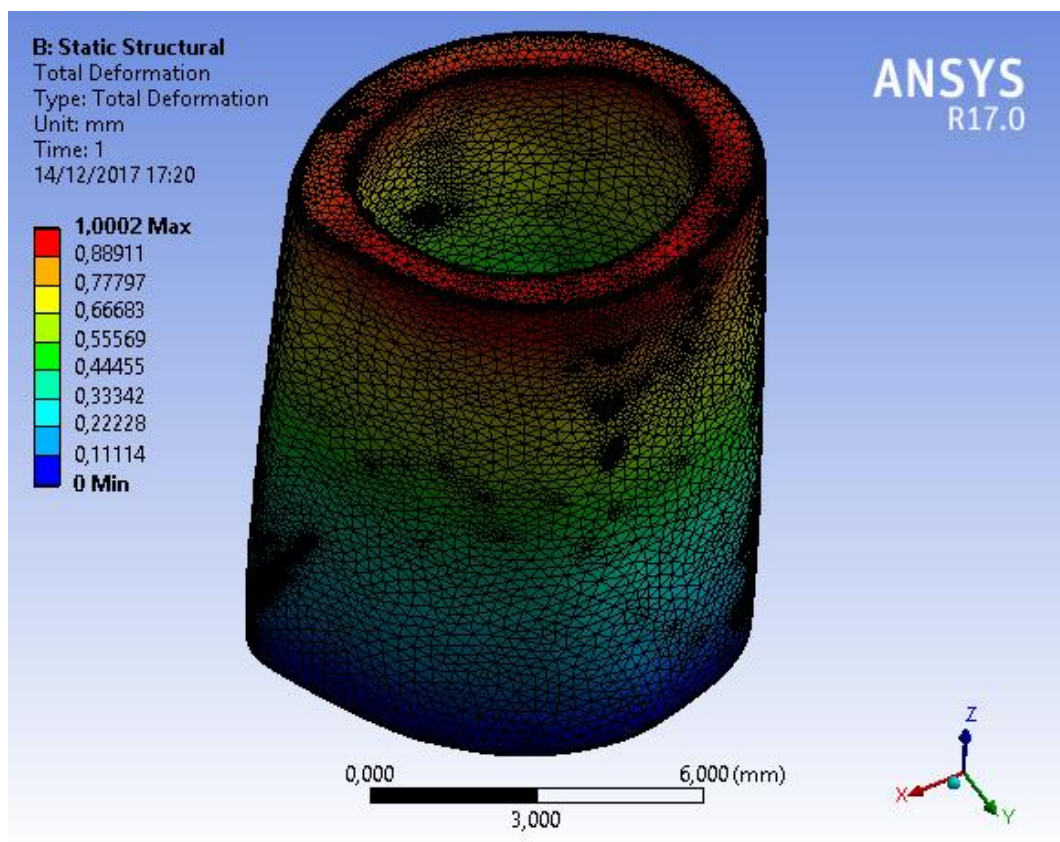


Fig. 12. FEA - Análise por elementos finitos

Na tabela 5, podem ser verificados os resultados das simulações referentes aos deslocamentos de todas as outras amostras. Essa tabela mostra os resultados do ensaio mecânico de compressão axial como módulo de elasticidade e rigidez que foram utilizados para a FEA retornando como resposta os seus respectivos deslocamentos.

Tabela 5 Resultados das Simulações para o deslocamento

Amostras	Resultados do Ensaio Mecânico de compressão		Resultados da Simulação FEA
	Módulo de Elasticidade Extrínseco E [MPa]	Rigidez K [N/mm]	Deslocamento Total [mm]
	1	12452	16347
2	11930	15862	1,09
3	12117	17881	1,04
4	11134	16976	1,04
5	12701	15976	0,92
6	12337	15492	0,95
7	11600	15647	1,05
8	12088	17115	0,96
9	12289	16830	1,03
10	13254	16647	1
12	11808	17542	1,09
13	12405	17780	0,93
14	12498	17709	1,07
15	12425	16685	0,96
16	12561	16978	1
17	13843	17380	0,93
18	13446	16815	1,02
19	12243	16309	1,04
20	13755	16125	1,01

Utilizando-se dos resultados obtidos no pós-processamento da análise por elementos finitos e por meio da correlação entre a força aplicada à amostra e o seu deslocamento máximo, apresentados na Fig. 13, obtém-se como resultado a rigidez K' obtida pela simulação, de 16974 N/mm .

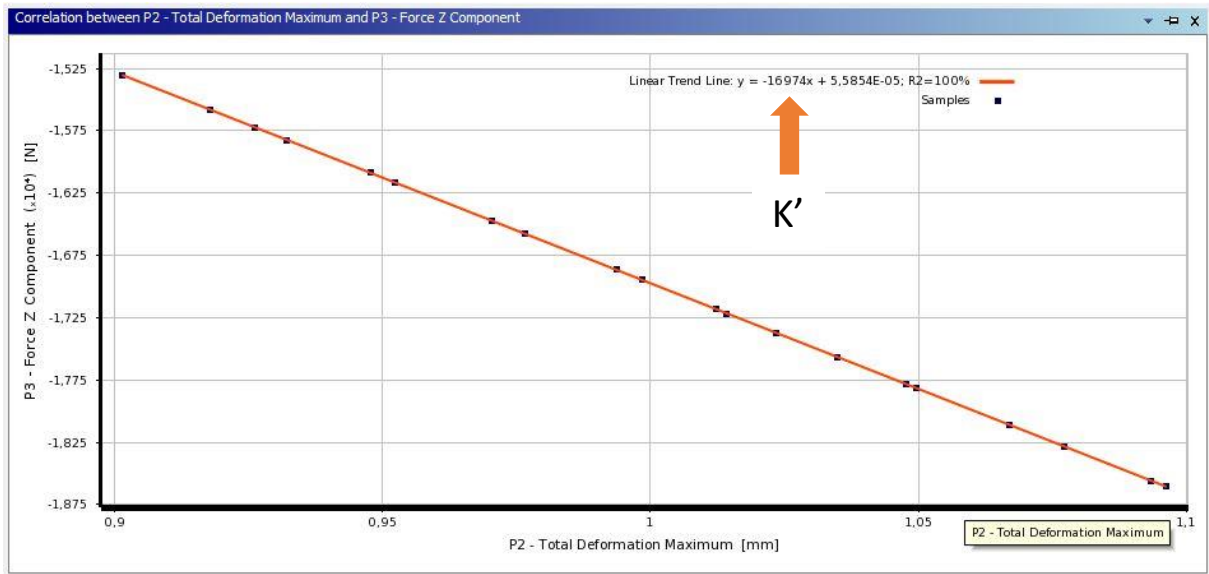


Fig. 13. Correlação pós-processamento da Análise por Elementos Finitos

Esse resultado refere-se ao modelo biomecânico da amostra de número 16, os resultados das demais amostras são apresentados na tabela 6, juntamente com os resultados da comparação entre a rigidez extrínseca do ensaio mecânico e a análise por elementos finitos com os seus respectivos desvios em porcentagem e em milímetro. A Fig. 14 apresenta o gráfico de barras dessa comparação e a média da rigidez do ensaio mecânico e da FEA são apresentados na Fig. 15, indicando uma diferença de 1,07%.

Tabela 6 Comparação entre a rigidez extrínseca do ensaio mecânico e a FEA

Amostra	Rigidez do Ensaio Mecânico K [N/mm]	Rigidez da Simulação FEA K' [N/mm]	Desvios %	FEA Deslocamento Total [mm]
1	16347	15870	2,92%	1,03
2	15862	14518	8,47%	1,09
3	17881	17165	4,00%	1,04
4	16976	16235	4,36%	1,04
5	15976	17333	8,49%	0,92
6	15492	16206	4,61%	0,95
7	15647	14778	5,55%	1,05
8	17115	17700	3,42%	0,96
9	16830	16285	3,24%	1,03
10	16647	16584	0,38%	1
12	17542	16020	8,68%	1,09

13	17780	19014	6,94%	0,93
14	17709	16414	7,31%	1,07
15	16685	17214	3,17%	0,96
16	16978	16974	0,02%	1
17	17380	18506	6,48%	0,93
18	16815	16443	2,21%	1,02
19	16309	15621	4,22%	1,04
20	16125	15828	1,84%	1,01
Médias	16741,89	16563,68	4,54%	1,01

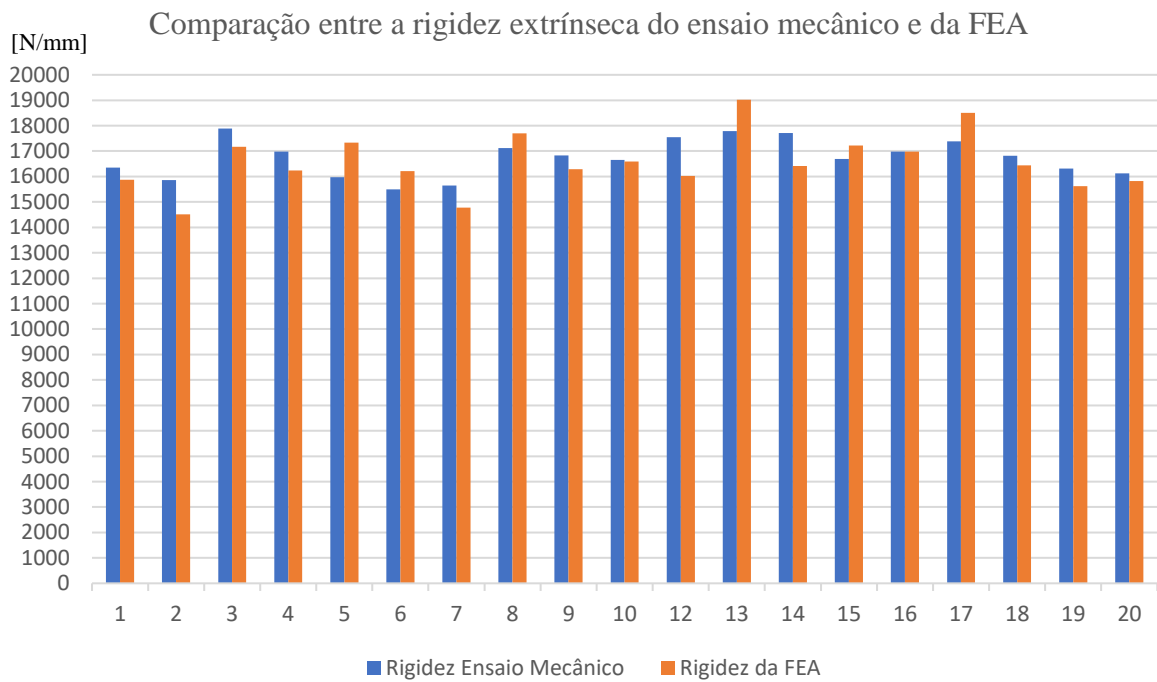


Fig. 14. Gráfico de barras da comparação entre os ensaios

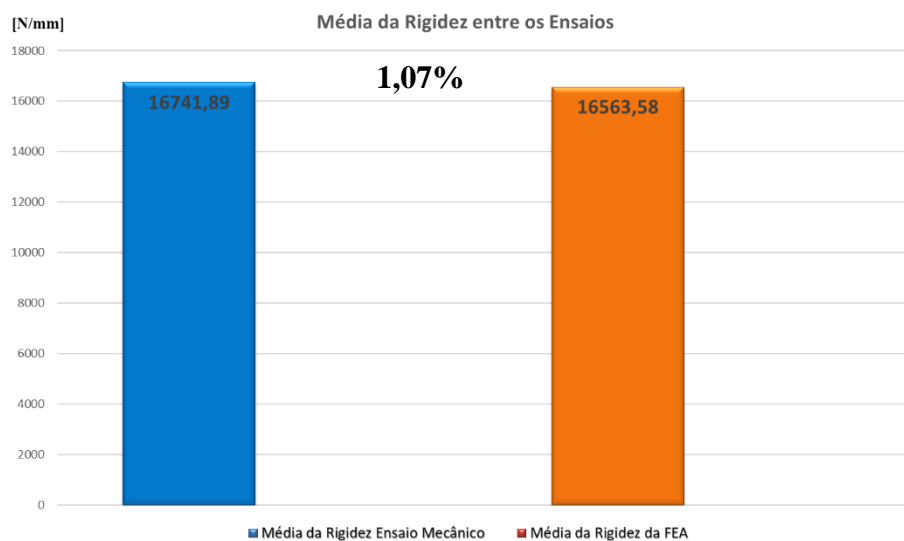


Fig. 15. Média entre a rigidez extrínseca dos ensaios mecânicos e da FEA

Para obter o resultado da rigidez intrínseca para a FEA, K'' , utilizou-se o módulo de elasticidade intrínseco do osso de 18,98 GPa baseado em (Cory et al., 2010) e aplicou-se a força máxima de ruptura (tabela 3) referente a cada amostra obtida pelo ensaio mecânico de compressão uniaxial para realizar a análise por elementos finitos dos modelos biomecânicos das amostras. No modelo 16 utilizado como exemplo, aplicou-se a força máxima de ruptura (tabela 3) obtida pelo experimento de 3743,2 N na direção axial e o resultado para o seu deslocamento foi de 0,14 mm (Fig. 16). Para verificar a rigidez intrínseca referente a outras forças aplicadas, dentro do limite do gráfico de onde foi definida a rigidez no ensaio mecânico, escolheram-se mais duas forças, uma de 2561,6 N e outra de 1749,3 N.

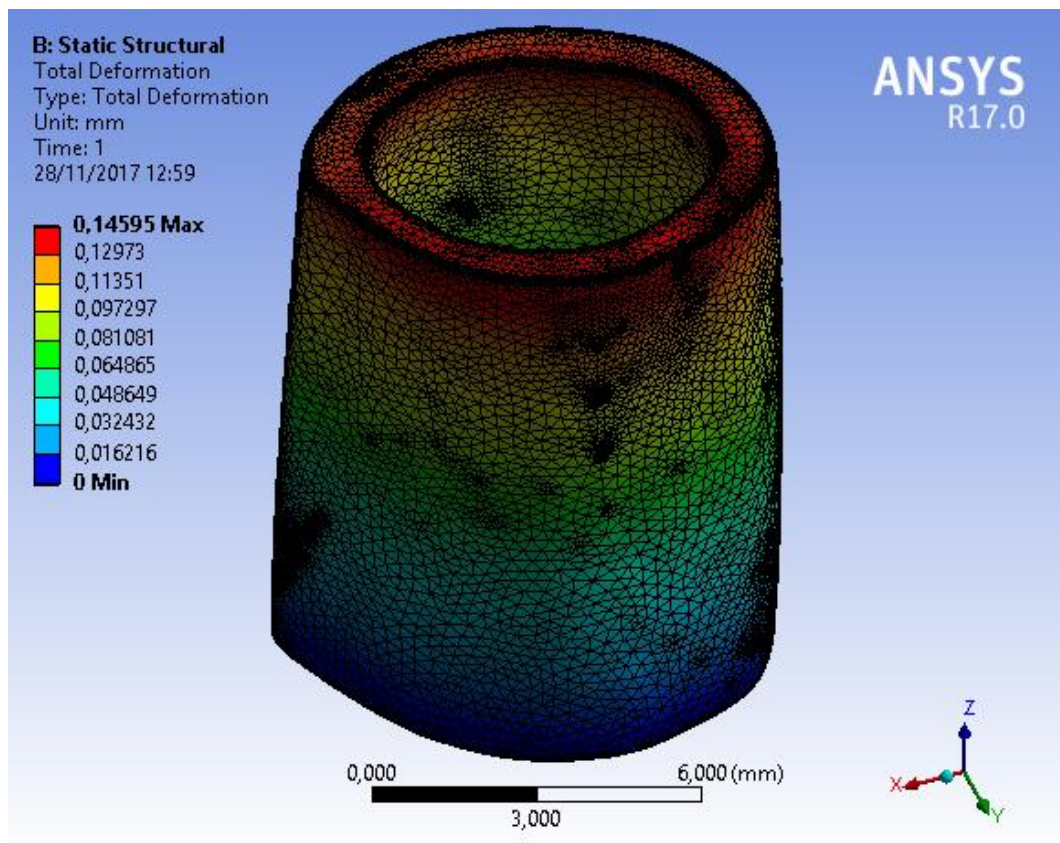


Fig. 16. Deslocamento para o módulo de elasticidade intrínseco

Logo, a correlação desses parâmetros aplicados nos retorna uma rigidez K'' de 25648 N/mm para qualquer força aplicada, sendo apresentada na Fig. 17, Fig. 18 e Fig. 19.

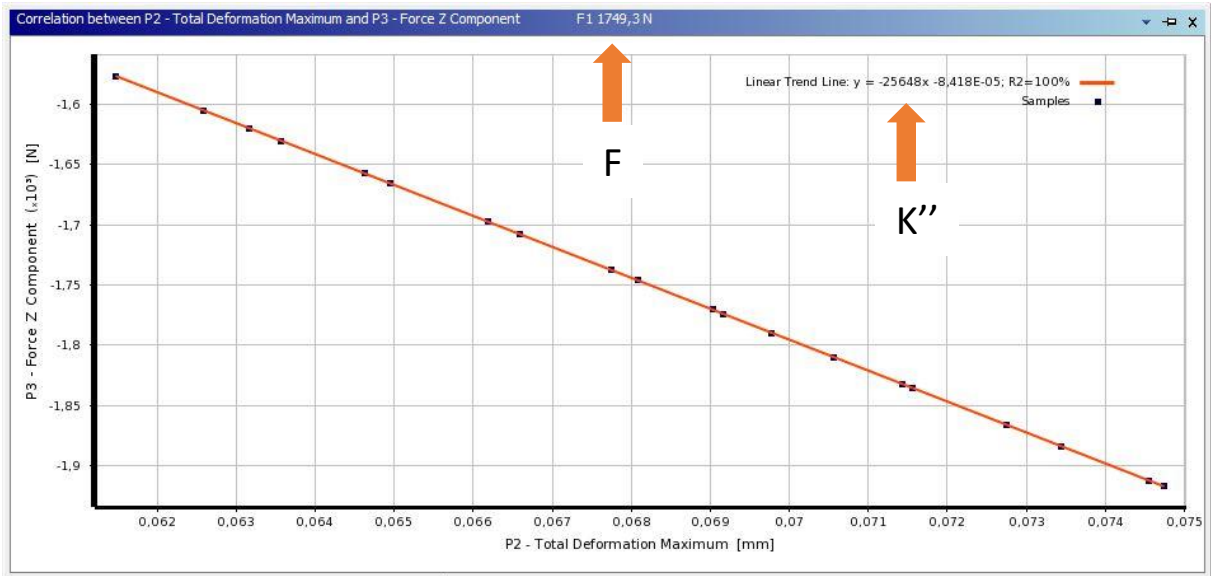


Fig. 17. Força aplicada 1749,3 N – K'' 25648 N/mm

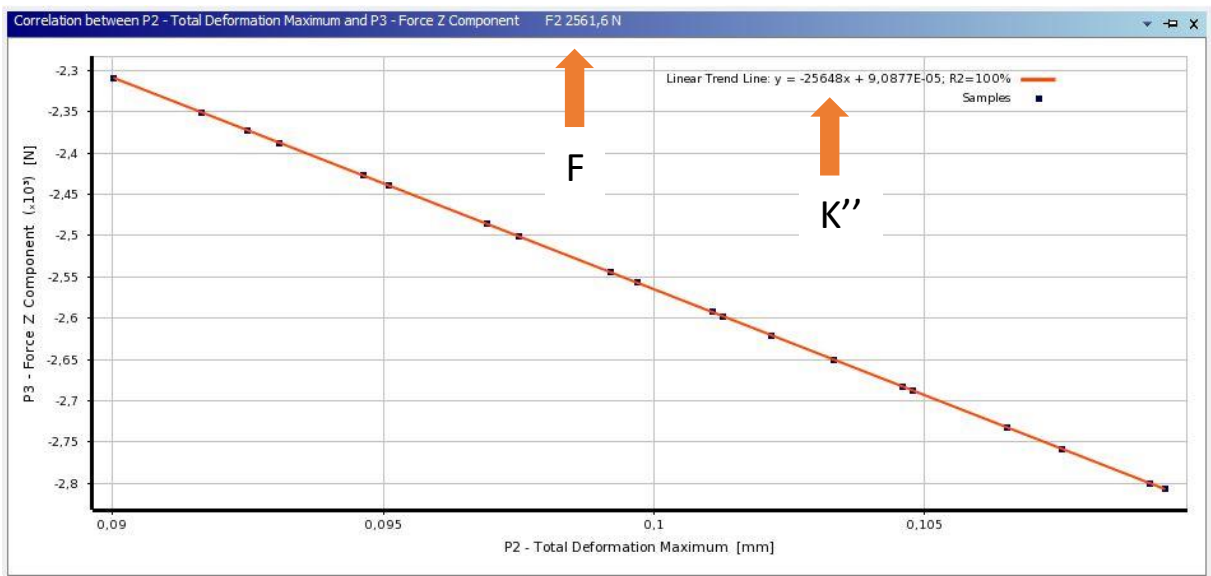


Fig. 18. Força aplicada 2561,6 N – K'' 25648 N/mm

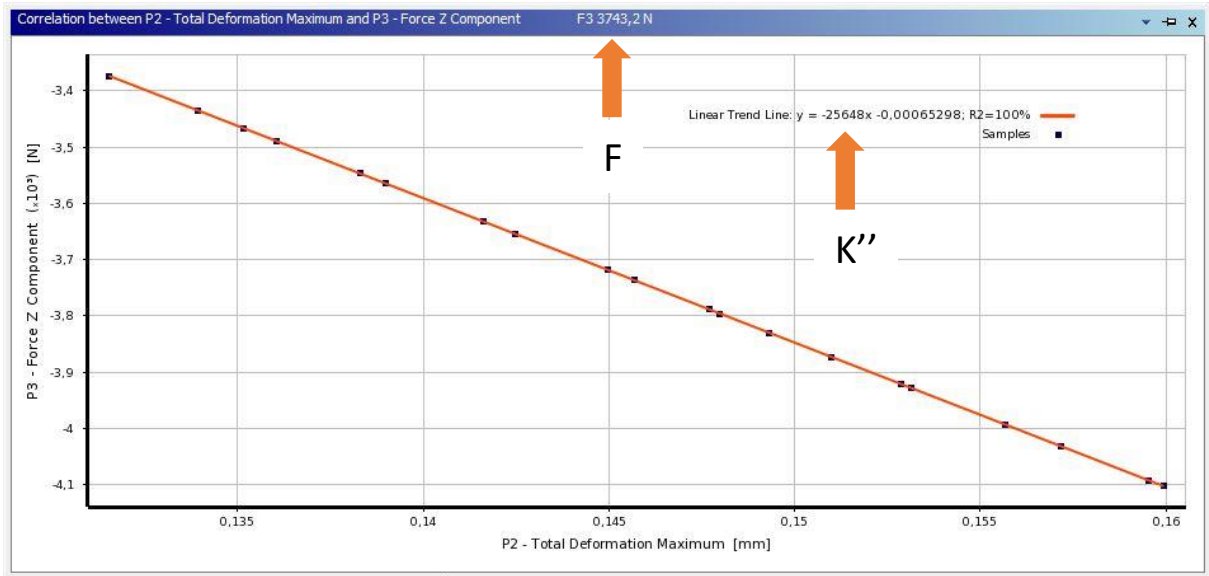


Fig. 19. Força aplicada 3743,2 N – K'' 25648 N/mm

Calculou-se a rigidez intrínseca para todos os modelos biomecânicos obtendo-se uma média de 25258,63 N/mm.

4 Discussão

Nesse trabalho comparam-se os resultados da rigidez entre o experimento do ensaio mecânico de compressão axial das amostras de ossos de coelhos e o ensaio realizado numericamente pela análise dos elementos finitos dos modelos biomecânicos gerados por imagens de tomografia computadorizada. Ao comparar esses resultados, tabela 6, verificou-se que a amostra 16 apresentou o menor desvio com 0,02% e a amostra 12 o maior desvio com 8,68%. A diferença entre a média da rigidez extrínseca dos ensaios foi de 1,07%. As amostras foram retiradas da região do osso que apresenta uma geometria mais uniforme. Mesmo assim, os resultados que apresentaram um maior desvio podem ter apresentado este resultado devido a geometria do modelo biomecânico que não oferece uma deformação axial. Nesse caso, o modelo pode ter sofrido uma inclinação lateral quando submetido a força, apresentando um

desvio maior, o que foi visível durante a simulação e está em acordo com estudos prévios (Whan et al., 2005).

Outro fator que pode ter influenciado o resultado foram os valores de tensão para o experimento. Enquanto os resultados de rigidez do experimento foram obtidos diretamente medidos pela célula de carga da máquina de ensaio universal, os resultados das tensões que são inversamente proporcionais a área da seção transversal foram obtidos de forma indireta, ou seja, foram calculados em função da área média medida das amostras. Já o modelo biomecânico obtido de CT fornece a geometria da amostra com todas as irregularidades naturais do osso.

Os resultados obtidos no experimento mecânico de compressão axial como a força máxima de ruptura e o limite de resistência a compressão são relevantes para a análise estrutural das amostras dos ossos. Embora os dados relatados na literatura para comparar com nossos resultados sejam escassos, pois muitos trabalhos utilizam da biomecânica virtual para determinar a resistência óssea a partir de parâmetros de imagem (Rho et al., 1995; Yosibash et al., 2007; Nazarian et al., 2008), vale ressaltar que a biomecânica virtual não se destina a substituir o teste mecânico convencional, já que muitas propriedades mecânicas simplesmente não podem ser quantificadas por meio de biomecânica virtual, como o deslocamento e a energia absorvida (Cory et al., 2010). Sendo assim, a literatura contribuiu muito para que tivéssemos esse olhar, contando com que os dados apresentados possam ajudar a formar uma compreensão da análise dos elementos finitos.

Os avanços contínuos em poder de computação e técnicas de imagem garantem uma maior fidelidade nesses resultados, e esses avanços aumentarão concomitantemente a necessidade de melhores estimativas das condições de contorno e propriedades do material do tecido ósseo. Assim, existe um grande interesse nesta técnica computacional para melhorar as previsões de risco de fratura e também para planejamento pré-operatório (Morgan and Buxsein, 2005).

Assim, o modelo biomecânico que apresenta o resultado da rigidez intrínseca K'' mostrados nas Fig.16, 17, 18 e 19 deveriam ser o modelo utilizado para a análise estrutural dependendo do que se desejar analisar, tais como: densidade de energia de deformação; tensão normal, bem como a avaliação de sua resistência mecânica, isto porque este valor é o valor mais próximo ao módulo de elasticidade do material estudado. Dessa forma, para uma maior fidelidade de resultados, postula-se que, de certa forma, toda análise FEA deveria ser realizada mediante testes mecânicos para auxiliar na validação do método para que, em seguida, variações da análise possam orientar para diferenças mecânicas simuladas.

5 Conclusão

Dentro das limitações desse estudo, concluiu-se que:

- Essa metodologia permitiu uma validação experimental do método dos elementos finitos aplicado à biomecânica das amostras testadas;
- Os modelos biomecânicos gerados foram satisfatoriamente precisos;
- O formato do modelo biomecânico influencia nos resultados;
- As propriedades mecânicas são fundamentais para obtenção de resultados completamente adequados, principalmente a K'' , pois esse é o valor a ser usado no MEF.

Referências

- Arias-Moreno, A. J., K. Ito, and B. van Rietbergen. 2016. Micro-Finite Element analysis will overestimate the compressive stiffness of fractured cancellous bone. *J Biomech* 49 (13):2613-2618. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.021.
- Azevedo, Alvaro F. M. 2003. Finite Element Method. Edited by 1. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto - Portugal.
- Beer, F.P., Johnston, E.R., DeWolf, J.T., Mazurek, D.F., 2015. *Mechanics of materials*. McGraw-Hill Education, New York, pp. 56-96.
- Behari, J., 2009. *Biophysical bone behavior: principles and applications*. John Wiley, pp. 17-32.
- Bilezikian, J.P., Raisz, L.G., Rodan, G.A., 2002. *Principles of Bone Biology*. Academic Press, San Diego, California.
- Boccaccio, A., A. Ballini, C. Pappalettere, D. Tullo, S. Cantore, and A. Desiate. 2011. Finite element method (FEM), mechanobiology and biomimetic scaffolds in bone tissue engineering. *Int J Biol Sci* 7 (1):112-32.
- Bourke, J., S. Wroe, K. Moreno, C. McHenry, and P. Clausen. 2008. Effects of gape and tooth position on bite force and skull stress in the dingo (*Canis lupus dingo*) using a 3-dimensional finite element approach. *PLoS One* 3 (5):e2200. doi: 10.1371/journal.pone.0002200.
- Cory, E., A. Nazarian, V. Entezari, V. Vartanians, R. Muller, and B. D. Snyder. 2010. Compressive axial mechanical properties of rat bone as functions of bone volume fraction, apparent density and micro-ct based mineral density. *J Biomech* 43 (5):953-60. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.047.
- Ichim, I., M. V. Swain, and J. A. Kieser. 2006. Mandibular stiffness in humans: numerical predictions. *J Biomech* 39 (10):1903-13. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.022.
- Liu, Y.-F., Fan, Y.-Y., Dong, H.-Y., Zhang, J.-X., 2017. An Investigation of Two Finite Element Modeling Solutions for Biomechanical Simulation Using a Case Study of a Mandibular Bone. *Journal of Biomechanical Engineering* 139, 121006. doi:10.1115/1.4037633
- Louzada, Mário, Willian Dias Belangero, and Luiz Eduardo Barreto Martins. 2006. Evaluation of biomechanical parameters by radiographic densitometry. In vitro study on cortical bone of sheep tibias. *Brazilian Journal of Biomechanics* 7.
- Morgan, Elise F, and Mary L Bouxsein. 2005. Use of finite element analysis to assess bone strength. *BoneKEy-Osteovision* 2:8-19. doi: doi:10.1138/20050187.
- Nazarian, A., B. D. Snyder, D. Zurakowski, and R. Muller. 2008. Quantitative micro-computed tomography: a non-invasive method to assess equivalent bone mineral density. *Bone* 43 (2):302-11. doi: 10.1016/j.bone.2008.04.009.
- Ramos Verri, F., J. F. Santiago Junior, D. A. de Faria Almeida, G. B. de Oliveira, V. E. de Souza Batista, H. Marques Honório, P. Y. Noritomi, and E. P. Pellizzer. 2015. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech* 48 (1):138-45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.021.
- Rayfield, Emily J. 2007. Finite Element Analysis and Understanding the Biomechanics and Evolution of Living and Fossil Organisms. <http://dx.doi.org/10.1146/annurev.earth.35.031306.140104>. doi: 10.1146/annurev.earth.35.031306.140104.
- Reilly, D. T., and A. H. Burstein. 1975. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8 (6):393-405.

- Rho, J. Y., M. C. Hobatho, and R. B. Ashman. 1995. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys* 17 (5):347-55.
- Strait, D. S., Q. Wang, P. C. Dechow, C. F. Ross, B. G. Richmond, M. A. Spencer, and B. A. Patel. 2005. Modeling elastic properties in finite-element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model? *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 283 (2):275-87. doi: 10.1002/ar.a.20172.
- Turner, C. H., and D. B. Burr. 1993. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 14 (4):595-608.
- Turner, M. J. 1956. *Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures*. <http://dx.doi.org/10.2514/8.3664>. doi: 10.2514/8.3664.
- Verri, F. R., R. S. Cruz, V. E. de Souza Batista, D. A. Almeida, A. C. Verri, C. A. Lemos, J. F. Santiago Junior, and E. P. Pellizzer. 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 19 (15):1665-72. doi: 10.1080/10255842.2016.1176156.
- Whan, G., Runciman, R.J., Hurtig, M., 2005. Determining Effective Centroid Position in Biomechanical Testing: A Technique for Simplifying Whole Bone Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering* 127, 736. doi:10.1115/1.1993663
- Wroe, S., D. R. Huber, M. Lowry, C. McHenry, K. Moreno, P. Clausen, T. L. Ferrara, E. Cunningham, and M. N. and Summers Dean, A. P. (2008). 2008. Three-dimensional computer analysis of white shark jaw mechanics: how hard can a great white bite? *Journal of Zoology* 276 (4):336-342.
- Yosibash, Z., N. Trabelsi, and C. Milgrom. 2007. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *J Biomech* 40 (16):3688-99. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.06.017.
- Zienkiewicz, Olek C, Robert L Taylor, and J.Z. Zhu. 2013. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*. 7 ed.

Anexo A (Parecer do comite de Ética)



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"**



CAMPUS ARAÇATUBA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA

**CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
CEUA - Ethics Committee on the Use of Animals**

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "**Análise e ensaio mecânico pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada**", Processo FOA nº 00362-2018, sob responsabilidade de Fellippo Ramos Verri apresenta um protocolo experimental de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal e sua execução foi aprovada pela CEUA em 14 de Agosto de 2018.

VALIDADE DESTE CERTIFICADO: 15 de Novembro de 2018.

DATA DA SUBMISSÃO DO RELATÓRIO FINAL: até 15 de Dezembro de 2018.

CERTIFICATE

We certify that the study entitled "**Analysis and mechanical testing by the 3D finite element method of bone imaging obtained by CT-Scanner**", Protocol FOA nº 00362-2018, under the supervision of Fellippo Ramos Verri presents an experimental protocol in accordance with the Ethical Principles of Animal Experimentation and its implementation was approved by CEUA on August 14, 2018.

VALIDITY OF THIS CERTIFICATE: November 15, 2018.

DATE OF SUBMISSION OF THE FINAL REPORT: December 15, 2018.

Prof. Ass. Dr. Leonardo Perez Faverani
Coordenador da CEUA
CEUA Coordinator

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba
Rua José Bonifácio, 1193 – Vila Mendonça - CEP: 16015-050 – ARAÇATUBA – SP
Fone (18) 3636-3234 Email CEUA: ceua@foa.unesp.br

Anexo B (Normas Journal of Biomechanics)

Journal of biomechanics

Affiliated with the American Society of Biomechanics, the International Society of Biomechanics, the European Society of Biomechanics, the Japanese Society for Clinical Biomechanics and Related Research and the Australian and New Zealand Society of Biomechanics.

Open Access

Elsevier supports responsible sharing Find out how you can share your research published in Elsevier journals. This journal offers authors two choices to publish their research;

1. Open Access

- Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse
- An Open Access publication fee is payable by authors or their research funder

2. Subscription

- Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our access programs (<http://www.elsevier.com/access>)
- No Open Access publication fee

All articles published Open Access will be immediately and permanently free for everyone to read and download. Permitted reuse is defined by your choice of one of the following Creative Commons user licenses:

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs (CC-BY-NC-ND): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article.

Creative Commons Attribution (CC-BY): available only for authors funded by organizations with which Elsevier has established an agreement. For a full list please see <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

Elsevier has established agreements with funding bodies. This ensures authors can comply with funding body Open Access requirements, including specific user licenses, such as CC-BY. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

To provide Open Access, this journal has a publication fee which needs to be met by the authors or their research funders for each article published Open Access. Your publication choice will have no effect on the peer review process or acceptance of submitted articles. The Open Access publication fee for this journal is **\$3000 USD**, excluding taxes.

Learn more about Elsevier's pricing policy <http://www.elsevier.com/openaccesspricing>

Elsevier supports responsible sharing

Find out how you can [share your research](#) published in Elsevier journals

Authors can share their research in a variety of different ways and Elsevier has a number of

green open access options available. We recommend authors see our green open access page for further information (<http://elsevier.com/greenopenaccess>). Authors can also self-archive their manuscripts immediately and enable public access from their institution's repository after an embargo period. This is the version that has been accepted for publication and which typically includes author-incorporated changes suggested during submission, peer review and in editor-author communications. Embargo period: For subscription articles, an appropriate amount of time is needed for journals to deliver value to subscribing customers before an article becomes freely available to the public. This is the embargo period and begins from the publication date of the issue your article appears in. This journal has an embargo period of 12 months.

The following types of manuscripts can be submitted for publication:

1. *Surveys*, normally 4000 to 6000 words (by invitation from the Editor only).
2. *Original Articles*, up to 3500 words (3500 words approximately equals the content of 14 double-spaced manuscript pages with additional space for 8 to 10 figures or tables), although longer articles may occasionally be considered by the editors in special circumstances. Original articles typically explore some explicit biological hypothesis or report original but substantial observations or data of broad utility. Conceptually novel experimental or computational methods may be submitted as Original Articles when their relevance and importance for research of biological questions is demonstrated or otherwise emphasised in the text.
3. *Perspective Articles*, typically in the range of 500-2000 words. These manuscripts will explore controversial yet important themes, allowing expression of particular views or speculations, yet based on a solid understanding of published scientific information. Currently, such articles are by invitation only.
4. *Short Communications*, up to 2000 words, reporting preliminary observations, new interpretations of old data, simple new techniques or devices, or points of historical interest.
5. *Book Reviews*, normally no longer than 1000 words (by invitation from the Book Review Editor only).
6. *Letters to the Editor* normally no longer than 1000 words.

Note: All of the above word limit is for the manuscript text alone and does not include the abstract, references, equations, tables, figure captions or appendices.

Other material that can be published

1. *Announcements of* relevant scientific meetings on biomechanics.
2. *Announcements of* employment opportunities.

Publication condition

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered fraud, and will be addressed by appropriate sanctions. Two manuscripts are considered similar if they concern the same hypothesis, question or goal, using the same methods and/or essentially similar data.

Submissions

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via <http://ees.elsevier.com/bm/>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site - a Guide for Authors and a Guide for Online Submission. Please follow these guide lines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, our system automatically generates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system.

Paper submissions are not normally accepted. If you cannot submit electronically, please email the editorial office for assistance on JBM@elsevier.com

Authors or publishers wishing to have a book reviewed should send a copy to the **Book Review Editor**; the decision to review the book and choice of reviewers is that of the editor, although reviewers may be suggested.

What information to include with the manuscript

1. Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal, and on the title page, whether they are submitting their work as an Original Article, Perspective Article, Short Communication, or a Letter to the Editor.
2. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted. A letter of transmittal should be included stating this and that each of the authors has read and concurs with the content in the manuscript.
3. All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.
4. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.
5. All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.
6. Only papers not previously published will be accepted; each manuscript must be accompanied by a statement signed by all co-authors that the material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution.

7. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the editors. If you do, please supply the address and the email address, if known to you. Please do not include those with whom you have had active collaboration within the past 3 years.

8. Authors now have the option of submitting additional images with their papers. The Editor-in-Chief will choose at least one image per issue to publish as a highlighted image online on the Journal's website, alongside his choice of highlighted articles from that issue. Images should be clearly labeled as "Additional image for online publication".

Randomised controlled trials

All randomised controlled trials submitted for publication in the Journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal of Biomechanics has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at <http://www.icmje.org>.

Ethics

Work on human beings that is submitted to the Journal of Biomechanics should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

Changes to Authorship

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded

by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

Review and publication process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript.
2. Submitted manuscripts will be reviewed by selected referees and subsequently, the author will be informed of editorial decisions based on the referee comments, as soon as possible. As a rule, manuscripts and photographs, or other material you have submitted will not be returned to you with the decision letter, only the referee comments will be included.
3. If your manuscript was conditionally accepted, you must return your revision with a separate sheet, addressing all the referee comments, and explaining how you dealt with them.
4. When returning the revised manuscript to the Editorial Office, make sure that the *manuscript number, the revision number (Rev. 1,2,3. . .) and the designation Original/Copy* are clearly typed on the top of the title pages of the original manuscript and all copies.
5. When the final version of the manuscript is accepted, the corresponding author will be notified of acceptance and the manuscript will be forwarded to production.
6. Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://ees.elsevier.com/bm/>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases: contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com . Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (<http://www.elsevier.com/locate/permissions>).
7. One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win>. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting,

editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

8. After publication, the corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

Supplementary Website material

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: <http://ees.elsevier.com/bm/>.

This journal offers electronic submission services and supplementary data files can be uploaded with your manuscript via the web-based submission system, <http://ees.elsevier.com/bm/>.

Preparation of the manuscript

1. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be **written in idiomatic English** before submission.
2. Authors should bear in mind that readers potentially include scientists from various disciplines. Abstracts, introductions and discussions should be in relatively non-specialised language so that a broad biomechanics audience may understand them. Discussions should include an appropriate synthesis of relevant literature for those not intimately familiar with the specific field. Implications for other fields should be noted.
3. A separate title page should include the title, authors' names and affiliations, and a complete address for the corresponding author including telephone and fax numbers as well as an E-mail address. Authors should supply up to five keywords. Keywords may be modified or added by the Editors. Please provide a word count (Introduction through Discussion) on the title page. All pages, starting with the title page, should be numbered.
4. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Survey, Original Article, Perspective Article or Short Communication; the abstract will serve instead of a concluding summary and should be substantive, factual and intelligible

without reference to the rest of the paper.

5. Papers involving human experiments should contain a statement in the Methods section that proper informed consent was obtained. Papers involving animal experiments should contain a statement in the Methods section that the experiments conducted were within the animal welfare regulations and guidelines for the country in which the experiments were performed.

The *Journal of Biomechanics* supports the ARRIVE (Animal Research: Reporting In Vivo Experiments) guidelines to improve standards of reporting of animal experiments and ensure that the data can be fully evaluated and utilized [<http://www.nc3rs.org.uk/page.asp?id=1357>] (Kilkenny C, Browne WJ, Cuthill IC, Emerson M, Altman DG (2010) Improving Bioscience Research Reporting: The ARRIVE Guidelines for Reporting Animal Research. *PLoS Biol* 8(6): e1000412. doi:10.1371/journal.pbio.1000412). Adherence to these recommendations will greatly facilitate the review of manuscripts, decrease the likelihood of multiple revisions, and improve the chances of acceptance for publication.

6. Acknowledgements should be included after the end of the Discussion and just prior to the References. Include external sources of support.

7. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked for errors** prior to submission. Scripts should be typed double-spaced.

8. All illustrations should accompany the typescript, but not be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet.

Please make sure that artwork files are in an acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and are of the correct resolution. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.ees.elsevier.com/bm/>.

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, authors will be charged at current printing prices unless colour printing has been requested free of charge, at the discretion of the editors.

9. All key references related to methods must be from published materials; submitted manuscripts, research reports, or theses which would be unavailable to readers should be avoided. References are indicated in the text alphabetically by names of the authors and the year of publication, e.g. Ralston (1957) or (Brown and Shaw, 1984; Lai et al., 1978). The full references should be collected in a separate section at the end of the paper in the following forms:

A. Journals:

The reference should include the title of the paper, the title of the journal in full and the first and last page number.

Belardinelli, E. Cavalcanti, S., 1991. A new non-linear two-dimensional model of blood motion in tapered and elastic vessels. *Computers in Biology and Medicine* 21, 1-3.

B. Books:

If the work referred to is a book, or part of a book, the reference should be in the following form:

Weiner, S., Traub, W., 1991. Organization of crystals in bone. In: Suga, S., Nakahara, H. (Eds.), *Mechanisms and Phylogeny of Mineralisations in Biological Systems*. Springer, Tokyo, pp. 247-253.

C. Theses

van Werff, K., 1977. Kinematic and dynamic analysis of mechanisms. A finite element approach. PhD. thesis, Delft University Press, Delft.

D. Proceedings

van Soest, A. J., van den Bogert, A. J., 1991. Criteria for the comparison of direct dynamics software systems to be used in the field of biomechanics. In *Proceedings of the 3rd International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*. University of Western Australia, Perth.

E. Footnotes

As distinct from literature references, should be avoided. Where they are essential, superscript Arabic numbers should be employed.

Data references:

This journal encourages you to cite underlying or relevant datasets in your manuscript by citing them in your text and including a data reference in your Reference List. Data references should include the following elements: author name(s), dataset title, data repository, version (where available), year, and global persistent identifier. Add [dataset] immediately before the reference so we can properly identify it as a data reference. This identifier will not appear in your published article.

Example: [dataset] Oguro, M., Imahiro, S., Saito, S., Nakashizuka, T., 2015. Mortality data for Japanese oak wilt disease and surrounding forest compositions. Mendeley Data, v1. <http://dx.doi.org/10.17632/xwj98nb39r.1>.

10. SI (Metric) Units must be used for all quantities in text, figures and tables. It is suggested that a complete list of symbols used and their explanation be included, in a notation section at the beginning of the manuscript.

11. Authors submitting manuscripts reporting data on cell responses to mechanical loads should report their study according to the standards suggested in the Editorial accompanying our special Issue on cell mechanics (Volume 33, Issue 1).

Research Data

This journal encourages and enables you to share data that supports your research publication

where appropriate, and enables you to interlink the data with your published articles. Research data refers to the results of observations or experimentation that validate research findings. To facilitate reproducibility and data reuse, this journal also encourages you to share your software, code, models, algorithms, protocols, methods and other useful materials related to the project.

Below are a number of ways in which you can associate data with your article or make a statement about the availability of your data when submitting your manuscript. If you are sharing data in one of these ways, you are encouraged to cite the data in your manuscript and reference list. Please refer to the "References" section for more information about data citation. For more information on depositing, sharing and using research data and other relevant research materials, visit the [research data](#) page.

Data linking

If you have made your research data available in a data repository, you can link your article directly to the dataset. Elsevier collaborates with a number of repositories to link articles on ScienceDirect with relevant repositories, giving readers access to underlying data that gives them a better understanding of the research described.

There are different ways to link your datasets to your article.

When available, you can directly link your dataset to your article by providing the relevant information in the submission system. For more information, visit the [database linking page](#). For [supported data repositories](#) a repository banner will automatically appear next to your published article on ScienceDirect.

In addition, you can link to relevant data or entities through identifiers within the text of your manuscript, using the following format: Database: xxxx (e.g., TAIR: AT1G01020; CCDC: 734053; PDB: 1XFN).

Mendeley Data

This journal supports Mendeley Data, enabling you to deposit any research data (including raw and processed data, video, code, software, algorithms, protocols, and methods) associated with your manuscript in a free-to-use, open access repository. Before submitting your article, you can deposit the relevant datasets to *Mendeley Data*. Please include the DOI of the deposited dataset(s) in your main manuscript file. The datasets will be listed and directly accessible to readers next to your published article online.

For more information, visit the [Mendeley Data for journals page](#).

Data statement

To foster transparency, we encourage you to state the availability of your data in your submission. This may be a requirement of your funding body or institution. If your data is unavailable to access or unsuitable to post, you will have the opportunity to indicate why during the submission process, for example by stating that the research data is confidential. The statement will appear with your published article on ScienceDirect. For more information, visit the [Data statement](#) page.

ARTICLE ENRICHMENTS/CONTENT INNOVATION TOOLS

AudioSlides

The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about. More information and examples are available at <http://www.elsevier.com/audioslides>. Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

Interactive MATLAB Figure Viewer

This journal features the Interactive MATLAB Figure Viewer, allowing you to display figures created in MATLAB in the .FIG format in an interactive viewer next to the article. [More information and submission instructions](#).

Interactive 3D Models

You can enrich your online articles by providing 3D models (optional) in PLY, OBJ or U3D format, which will be visualized using the interactive viewer next to the article. Each 3D model will have to be zipped and uploaded to the online submission system via the '3D models' submission category. Please be advised that the recommended model size before zipping is maximum 150 MB. Multiple models can be submitted. Please provide a short informative description for each model by filling in the 'Description' field when uploading a dataset. Note: all datasets will be available for download from the online article on ScienceDirect. If you have concerns about your data being downloadable, please provide a video instead. More information on [OBJ and PLY models](#) or [U3D models](#).

Interactive Plot Viewer

This journal enables you to show an Interactive Plot with your article by simply submitting a data file. [Full instructions](#).

Virtual Microscope

The journal encourages authors to supplement in-article microscopic images with corresponding high resolution versions for use with the Virtual Microscope viewer. The Virtual Microscope is a web based viewer that enables users to view microscopic images at the highest level of detail and provides features such as zoom and pan. This feature for the first time gives authors the opportunity to share true high resolution microscopic images with their readers. [More information and examples](#). Authors of this journal will receive an invitation e-mail to create microscope images for use with the Virtual Microscope when their manuscript is first reviewed. If you opt to use the feature, please contact virtualmicroscope@elsevier.com for instructions on how to prepare and upload the required high resolution images.