



Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Departamento de Ortopedia e Anestesiologia
Curso de Informática Biomédica



KELVIN JUN OSHIRO

**Utilização do Método de Correlação de Imagem Digital na
Análise de Tensão no Fêmur**

Ribeirão Preto - SP

2021

KELVIN JUN OSHIRO

**Utilização do Método de Correlação de Imagem Digital na
Análise de Tensão no Fêmur**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto para
graduação no Curso de Informática Biomédica.

Orientadora: Dra. Ana Paula Macedo

Coorientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano

Ribeirão Preto - SP

2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Ficha Catalográfica

Oshiro, Kelvin Jun

Utilização do Método de Correlação de Imagem Digital na Análise de Tensão no Fêmur. Ribeirão Preto, 2022.

34 p. : il. ; 30 cm

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Para graduação no curso de Informática Biomédica.

Orientador: Dra. Ana Paula Macedo.

1. Correlação de Imagem Digital. 2. Análise de Tensão. 3. Ensaio Mecânico. 4. Fratura Proximal do Fêmur.

Agradecimentos

A realização deste trabalho de conclusão de curso contou com a colaboração de diversas pessoas, dentre as quais agradeço:

À minha orientadora Dra. Ana Paula Macedo, que me acompanhou ao longo do desenvolvimento de todo trabalho, dando o auxílio necessário para a elaboração do projeto.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano por me permitir fazer parte da equipe do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP/USP).

Aos meus pais que me deram a oportunidade de formação e incentivaram a cada momento.

Aos meus amigos que de alguma forma participaram de toda essa trajetória.

Utilização do Método de Correlação de Imagem Digital na Análise de Tensão no Fêmur

Resumo: Não está claro se para uma mesma qualidade óssea, quedas de baixo impacto, com diferentes pontos de transferência da força para o fêmur, resultam em diferentes probabilidades de fratura. Assim, este projeto de conclusão de curso tem como proposta analisar a distribuição de tensão no osso sintético do fêmur, a partir do estudo das deformações no regime elástico, após a aplicação de forças em diferentes direções e sentidos, mimetizando as forças observadas na posição ortostática e durante a queda lateral de baixo impacto pelo método de correlação de imagem digital. Uma amostra de osso sintético (Poliuretano) foi preparada e dois sentidos de aplicação de força foram realizados: o primeiro no sentido análogo à posição ortostática e o segundo na direção da resultante observada durante a queda sobre o trocanter. Durante a aplicação da força, em máquina universal de ensaios (Biopdi), as deformações na superfície do osso foram monitoradas pelo ensaio de correlação de imagem digital. Imagens foram capturadas por duas câmeras CCD (charged-coupled device) (Imager Intese, LaVision Inc). Para isso, o fêmur foi pintado com tinta spray branco e em seguida marcado com pequenos pontos pretos que foram rastreados pelo sistema de análise. Foi utilizada uma célula de carga de 2000N. Uma força de 500N foi aplicada em cada direção à velocidade de 10mm/min na cabeça do fêmur. Por fim, o software (Davis8.1.2, LaVision Inc.) calculou as deformações resultantes nas amostras através do rastreamento dos deslocamentos dos pontos. No modelo com aplicação de força na posição ortostática foi observada deformação máxima de tração de 9.590 μ S na região superior do colo femoral, e a mínima de tração de 667 μ S na região inferior do colo femoral. Já na posição correspondente a queda lateral houve uma inversão nas deformações, sendo observada a deformação máxima tração na região inferior do colo femoral (13.319 μ S) e a deformação máxima de compressão na região superior do colo femoral (-2.195 μ S). De acordo com a lei de Hooke, a tensão no material é proporcional as deformações observadas dentro do regime elástico, assim, a partir dos resultados obtidos foi possível concluir que a queda lateral proporciona tensões críticas ao osso, tornando-o mais suscetível à fratura já que há a inversão das tensões a que o mesmo normalmente é submetido.

Palavras chaves: Correlação de Imagem Digital; Análise de Tensão; Ensaio Mecânico; Fratura Proximal do Fêmur

Abstract: It is unclear whether for the same bone quality, low-impact falls, with different points of force transfer to the femur, result in different fracture probabilities. Thus, this present study proposes to analyze the distribution of stress in the synthetic bone of the femur, from the study of strains in the elastic regime, after the application of forces in different directions, imitating the forces observed in the orthostatic position. and during low-impact side fall by the digital image correlation method. A synthetic bone sample (Polyurethane) was prepared and two directions of force application were performed: the first in the direction analogous to the orthostatic position and the second in the direction of the resultant observed during the fall on the trochanter. During the application of force, in a universal testing machine (Biopdi), the strain distribution on the bone surface was monitored by the digital image correlation method. Images were captured by two CCD (charged-coupled device) cameras (Imager Intese, LaVision Inc). For this, the femur was painted with white spray paint and then marked with small black dots that were tracked by the analysis system. A 2000N load cell was used. A force of 500N was applied in each direction at a speed of 10mm/min to the femoral head. Finally, the software (Davis8.1.2, LaVision Inc.) calculated the strains exerted on the samples by tracking the displacements of the points. In the model with application of force in the orthostatic position, a maximum traction strain of 9,590 μS was observed in the upper region of the femoral neck, and a minimum traction of 667 μS in the lower region of the femoral neck. In the position corresponding to the lateral fall, there was an inversion in the strains, with the maximum traction strain observed in the lower region of the femoral neck (13,319 μS) and the maximum compression strain in the upper region of the femoral neck (-2,195 μS). According to Hooke's law, the stress in the material is proportional to the strain observed within the elastic regime, then, from the results obtained, it was possible to conclude that the lateral fall provides critical stresses to the bone, making it more susceptible to fracture, since there is an inversion of the tensions to which it is normally submitted.

Keywords: Digital Image Correlation; Tension Analysis; Mechanical Test; Proximal Fracture of the Femur.

Sumário

1.0 Introdução	8
1.1 Osteoporose	9
1.2 Fratura do Fêmur Proximal	10
1.3 Osso Sintético	11
1.4 Correlação de Imagem Digital	11
3.0 Objetivos	14
3.1 Objetivos Específicos	15
4.0 Justificativa do Projeto	16
5.0 Materiais e Métodos	17
5.1 Objeto de Estudo	17
5.2 Materiais Usados	17
5.3 Preparação da Amostra	18
6.0 Resultados	24
7.0 Discussão	29
8.0 Conclusão	31
REFERÊNCIAS	32

1.0 Introdução

A osteoporose é um importante problema de saúde pública mundial causada por meio de fraturas por fragilidade associadas (HARVEY; DENNISON; COOPER, 2010). Nas últimas décadas, a osteoporose deixou de ser vista como uma consequência inevitável do envelhecimento para se tornar uma doença reconhecida, com uma definição diagnóstica, métodos de avaliação validados e uma ampla gama de medicamentos para o seu tratamento (CURTIS; COOPER; HARVEY, 2021). Dados da Organização Mundial de Saúde (2001), mostram que 33% das mulheres brancas acima dos 65 anos são acometidas de doença osteometabólica conhecida como osteoporose. O mesmo não é observado no sexo masculino, pois a chance de fratura por osteoporose cai para 25% em homens brancos com idade superior a 60 anos (GALI, 2001).

A osteoporose consiste em um grupo heterogêneo de síndromes em que a densidade mineral óssea (DMO) é reduzida em ossos saudáveis, resultando em ossos frágeis. O incremento na porosidade óssea resulta na instabilidade arquitetônica do osso e aumenta a probabilidade de fratura. A proporção mineral-matriz é normal na osteoporose, mas na osteomalácia, o conteúdo mineral é acentuadamente reduzido. A osteoporose é definida pela Organização Mundial da Saúde como 2,5 desvios-padrão abaixo do pico de massa óssea média em adultos jovens e saudáveis (SINAKI, 2021).

Assim, o aumento da fragilidade do osso observado pela instalação da osteoporose acarreta no aumento de fraturas na extremidade proximal do fêmur e nas vértebras, sendo estas listadas como as complicações graves e típicas da doença. (BONNAIRE *et al.*, 2005). A fratura do fêmur proximal está associada com a maior taxa de morte e incapacidades, além da maior demanda de despesas médicas comparada às outras fraturas osteoporóticas. Em um estudo de revisão, a partir de dados obtidos nas plataformas Medline e Cochrane, foram verificadas as taxas de mortalidade devido a fratura do fêmur, em idosos, no período de 1998 a 2002. Foi observado uma crescente nas taxas de mortalidade com o passar do tempo da fratura. Durante a internação (5,5%) a taxa de mortalidade não diferiu muito em relação ao fim do primeiro mês de segmento (4,7%), aumentando consideravelmente após este período. Após três meses, a taxa subiu para 11,9%, permanecendo estável até os seis

meses (10,8%) e voltando a aumentar após um ano (19,2%) e dois anos (24,9%). Com o aumento da longevidade da população, a incidência de fraturas de fêmur dobrou nos últimos 25 anos, sendo previsto que 6 milhões de pessoas serão acometidas por esse tipo de fratura em 2050 (SINAKI, 2021). Muitas vezes essas fraturas são decorrentes de uma queda causada pela perda de autonomia e independência.

Com todo este cenário, observa-se aumento no custo social e econômico associado a fratura do fêmur, já que o tempo médio de permanência hospitalar é de 13 dias com cuidados intensivos e altas taxas de mortalidade (MESQUITA *et al.*, 2009)

Dessa forma, considerando o aumento do índice da fratura proximal do fêmur, medidas preventivas são necessárias pelas políticas de saúde, objetivando a diminuição dos riscos de quedas na população idosa, visando a melhoria da qualidade de vida, e ainda, reduzir o dano socioeconômico que pode acarretar. Além disso, estudos que possam auxiliar na dissolução para evitar este problema (SAKAKI *et al.*, 2004).

1.1 Osteoporose

A osteoporose é definida como uma doença osteometabólica, caracterizada diminuição da densidade mineral óssea, da massa óssea e força associada, além da deterioração da microarquitetura do osso, predispondo o indivíduo ao risco aumentado de fratura (NIH, 2001). Assim, a osteoporose é um fator de risco significativo para fratura, e uma distinção entre fatores de risco que afetam o metabolismo ósseo e o fator de risco de torções (anteriores para posteriores) para fratura devem ser feitas (FREIRE; ARAGÃO, 2004).

A osteoporose pode ser ainda mais caracterizada, em que denominamos como primária ou secundária. A osteoporose primária é classificada em tipo I e tipo II. A perda óssea acelerada observada após a menopausa é classificada como tipo I. Já a osteoporose decorrente da deficiência crônica de cálcio relacionada ao envelhecimento, aumento da atividade do paratormônio e diminuição da formação óssea é denominada Tipo II. (GALI, 2001). A secundária, por sua vez, está relacionada ao uso de medicamentos ou condições clínicas que contribuem ou estão ligados à osteoporose, (por exemplo, glicocorticoides), e ainda, pode ser associada ao alcoolismo, portanto, a incidência de osteoporose secundária é maior na

população masculina, sendo neste sexo correspondente a 64% dos casos (ORWOLL; KLEIN, 1995).

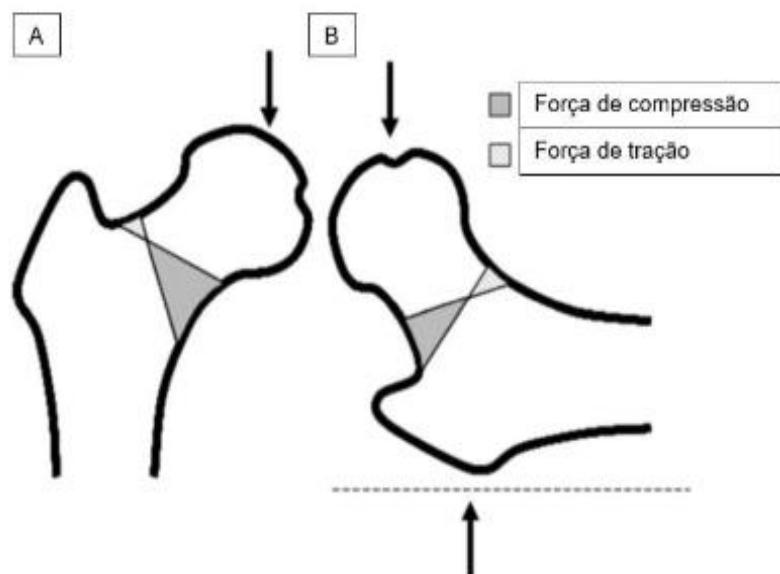
1.2 Fratura do Fêmur Proximal

Citado anteriormente, a fratura do fêmur proximal tem maior incidência conforme o aumento da idade, causada principalmente pelas quedas associadas a prevalência de osteoporose. A Figura 1 apresenta a mudança nas tensões observadas no fêmur a partir de diferentes configurações de carga, conforme descrito por Bakker *et al.* (2009).

O fêmur proximal é dividido pelas seguintes zonas anatômicas, que são usadas para descrevê-lo: cabeça femoral, colo femoral, região intertrocantérica e região subtrocantérica (KANI *et al.*, 2019).

Podem ocorrer dois tipos de fraturas, a intracapsular, que está relacionada às fraturas do colo femoral, e a extracapsular, que está relacionada às fraturas transtrocanterianas. Embora ambas sucedem de traumas de baixa energia, como quedas (SAKAKI *et al.*, 2004).

Figura 1: A imagem demonstra em ambas análises a tensão exercida em uma determinada região no extremo proximal do fêmur, em A na posição ortostática, e em B a posição do mecanismo de queda sobre o trocânter.



FONTE: (FREITAS, 2020: adaptado de BAKKER *et al.*, 2009).

1.3 Osso Sintético

O teste em ensaios mecânicos desempenha um papel vital na avaliação de novas tecnologias de implante, ou até mesmo em análise de tensão em específicos corpos. Portanto, os ossos cadavéricos são utilizados muitas vezes para a realização destes ensaios, no entanto, possuem a necessidade de estar em perfeito estado, ou seja, fresco e livre de doença, tornando-o inviável para ser usado em testes mecânicos pelo seu custo. Além de que, existe um grande problema que afeta diretamente na linearidade dos ensaios, os espécimes de cadáveres não são uniformes, resultando em qualidade e resistência óssea muito heterogênea (O'NEILL *et al.*, 2012). Os espécimes de cadáveres variam conforme a idade e o grau da osteoporose sendo parcialmente responsáveis pela variabilidade nas propriedades mecânicas. Portanto, em muitos estudos que fazem o uso de ossos cadavéricos geralmente requer tamanhos amostrais grandes, a fim de detectar diferenças estatisticamente significativas.

Para suprir estas restrições quanto à disponibilidade, manuseio e alto custo de espécimes de cadáveres, foram introduzidos modelos substitutos de ossos para testes mecânicos de implantes de fixação de fratura. Estudos comprovam que, esses substitutos ósseos atuais possuem propriedades mecânicas adequadas para avaliar o desempenho de implantes em osso normal, no fêmur, os compostos mostraram estar bem dentro da faixa de espécimes de cadáveres, sem diferenças significativas sendo detectadas entre o mesmo comparado aos sintéticos (O'NEILL *et al.*, 2012).

Com o intuito de oferecer uma base de teste uniforme, foram criados substratos de osso artificial de poliuretano. Este que foi utilizado no presente estudo, tem como característica fornecer consistência e uniformidade com propriedades pré definidas. Assim, foi verificado que o material sintético pode ser um bom substituto para cabeças femorais osteoporóticas cadavéricas, portanto, foi utilizado o osso sintético de poliuretana para realizar os ensaios mecânicos.

1.4 Correlação de Imagem Digital

A Correlação de Imagem Digital (no inglês *Digital Image Correlation - DIC*) é uma técnica óptica inovadora sem contato para medir deformação e deslocamento. O DIC é simples de usar e econômico em comparação com outras técnicas, ainda, se

torna mais preciso e subjetivo do que os métodos de medição manuais, levando a uma grande variedade de aplicações potenciais (McCORMICK; LORD, 2010).

A correlação de imagem digital usa análise de imagem (comparando fotografias digitais) para a forma de campo completo, deformação, e medição de tensão. Uma região de interesse na superfície de uma amostra de teste é pintada com um padrão pontilhado que são fotografadas com câmeras digitais. O programa rastreia o deslocamento relativo dos pontos durante a deformação do material e a partir da combinação das imagens obtidas pelas duas câmeras, gerando "subconjuntos" (pequenos grupos de pixels com valores equivalentes de cinzas), espaçados de centro a centro por um tamanho específico. Um campo de tensão de deformação é calculado interpolando pontos de dados de deslocamento em cada centro de subconjunto, que são suavizados para reduzir o ruído. O DIC estéreo emprega duas câmeras com ângulo relativo calibrado usando fotografias de um alvo para que um sistema de coordenadas 3D possa ser determinado. Isso permite a medição de deformação em uma superfície não plana e pode acomodar a deformação fora do plano. DIC requer configuração experimental adequada e valores de parâmetros de análise para produzir resultados válidos e um equilíbrio entre a sensibilidade da medição de ruído e erro sistemático (RANKIN; BROWNE; DICKINSON, 2017).

O DIC permite a avaliação de deformações (*Strain*), que consiste nas razões entre a deformação e o comprimento original, ou seja, alongamento percentual - quanto maior (ou menor) é o objeto após a aplicação de uma força. Similar ao observado nas análises de tensão, existem dois tipos de deformação que uma estrutura pode sofrer: a deformação normal e a deformação por cisalhamento. Quando se aplica uma força perpendicularmente à superfície de um objeto, ela exerce uma tensão normal, já a força paralela à superfície, ela exerce uma tensão de cisalhamento. Um valor positivo de deformação durante o ensaio por DIC corresponde a uma deformação de tração, enquanto o negativo à compressão. A deformação por cisalhamento ocorre em resposta a uma tensão de cisalhamento (paralela à superfície) (HOLMES *et al.*, 2021).

2.0 Hipótese

H0: A mudança na direção e sentido de aplicação da força não mudará o local e a intensidade de deformação máxima de compressão e de tração no osso.

H1: A mudança na direção e sentido de aplicação da força mudará o local e a intensidade de deformação máxima de compressão e de tração no osso.

3.0 Objetivos

- Desenvolver e utilizar modelos para aplicação da força no osso sintético do fêmur, usando a correlação de imagem digital;
- Avaliar a aplicação da força no fêmur, conforme a sua mudança de direção;
- Comparar resultados de padrão de distribuição;
- Avaliar em relação à posição da queda (lateral ou em posição ortostática), qual o maior risco de fratura numa situação de osteoporose.

3.1 Objetivos Específicos

1. Desenvolver e utilizar modelos para aplicação da força no osso sintético do fêmur, usando a correlação de imagem digital;
2. Avaliar a aplicação da força no fêmur, conforme a sua mudança de direção;
3. Comparar resultados de padrão de distribuição;
4. Avaliar em relação a posição da queda lateral ou em posição ortostática, qual o maior risco de fratura numa situação de osteoporose.

4.0 Justificativa do Projeto

Este trabalho de conclusão de curso tem como objetivo usufruir de uma área da Informática Biomédica, a Biomecânica, para que seja possível aprimorar e desenvolver habilidades que possam ajudar nesta pesquisa. Assim, foi avaliada a deformação máxima de compressão e de tração no osso sintético do fêmur com o uso de correlação de imagem digital, primeiramente no sentido correspondente a posição ortostática e depois, no sentido da resultante observada durante a queda sobre o trocanter para uma análise de maior risco de fratura, em relação a posição de queda.

5.0 Materiais e Métodos

5.1 Objeto de Estudo

O objeto do estudo é o fêmur em osso sintético (poliuretano) que foi submetido a dois diferentes carregamentos.

5.2 Materiais Usados

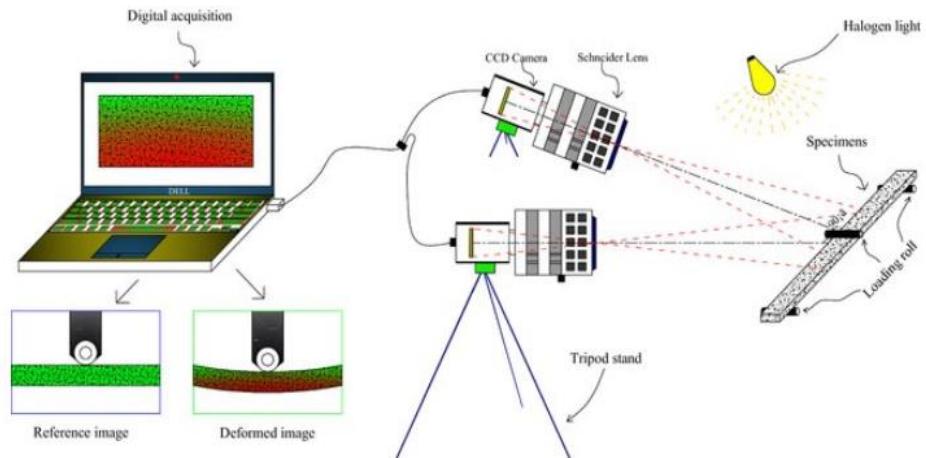
Foi utilizado um modelo ósseo artificial (poliuretano) do fêmur, confeccionado pela empresa Nacional Ossos (Nacional Ossos, Jaú - São Paulo) (Figura 2). Além de uma placa de calibração da câmera, 2 câmeras digitais CCD (charged-coupled device) (Imager Intense, LaVision Inc.), iluminação para incidir a luz sobre a amostra, tripé para o suporte das câmeras (Figura 3), morsa para fixação, tinta *spray* branca e tinta *spray* preta para a marcação sobre as amostras, uma máquina universal de ensaios (Figura 4) (Biopdi - Equipamentos para Ensaio de Materiais, São Carlos - São Paulo) e o software de análise DIC (DaVis8.1.2, LaVision Inc.) (PEIXOTO *et al.*, 2017; RANKIN; BROWNE; DICKINSON, 2017; TIOSSI *et al.*, 2011; TIOSSI *et al.*, 2014).

Figura 2: Osso sintético (poliuretano) do fêmur.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

Figura 3: Materiais usados na utilização do método de correlação de imagem digital.



FONTE: (GUAN *et al.*, 2020).

FIGURA 4: Máquina universal de ensaios e sistema de correlação de imagem digital Materiais usados para desenvolvimento do projeto, do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Próteses e Implantes - FORP/USP.

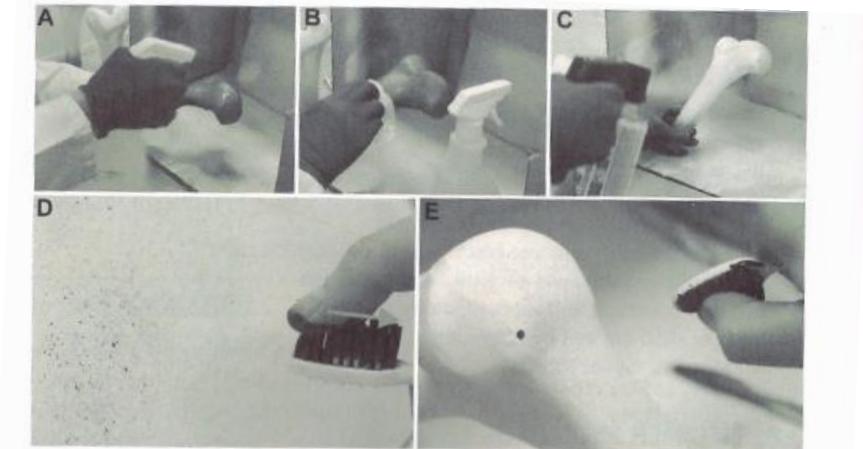


FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

5.3 Preparação da Amostra

Para a preparação da amostra a região de interesse foi identificada na superfície do osso do fêmur. Em seguida, a superfície foi limpa e lixada (lixa d'água de 600 *mesh*) para que ficassem na textura opaca após a pintura. Uma camada homogênea de tinta *spray* branca foi aplicada sobre a superfície de interesse. Após a secagem da tinta branca, a tinta *spray* preta foi aplicada de forma rápida sobre a superfície, de maneira que fossem criados pontos pretos distribuídos (Figura 5). Desta maneira os contrastes de manchas em preto poderiam ser rastreados pelo sistema para análise (Figura 6) (RANKIN; BROWNE; DICKINSON, 2017).

FIGURA 5: Limpeza, preparação, e pintura da amostra.



FONTE: (RANKIN; BROWNE; DICKINSON, 2017).

FIGURA 6: Osso sintético do fêmur após a aplicação de *spray* de tinta branca e de tinta preta para a realização dos pontilhados.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

5.4 Ensaios Mecânicos

A amostra foi fixada a uma máquina universal de ensaios da Biopdi usando uma morsa de suporte que permitiu que o carregamento desejado fosse aplicado. A câmera digital foi configurada, focando e iluminando a região de interesse, conforme a sua posição relativa e um ângulo calibrado. O padrão de manchas, a configuração da câmera e a iluminação foram verificados usando imagens de teste sob condições nominalmente de deformação zero e calculando a deformação artificial para indicar ruído e sensibilidade (RANKIN; BROWNE; DICKINSON, 2017).

O ensaio mecânico deste estudo simulou o mecanismo em posição ortostática (Figura 8) e de trauma com queda lateral (Figura 10). Para simulação da posição ortostática a região distal do fêmur foi fixada em uma morsa a uma distância de 20 cm do trocanter (Figura 7). Para a simulação da posição de queda lateral foi utilizado um acessório (Figura 9) desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP, com fixação distal a 20 cm do trocanter, de forma que o osso ficasse a uma angulação de 15° em relação ao plano horizontal e o trocanter ficasse apoiado sobre o plano horizontal. Foi utilizada uma célula de carga de 2000N, a força foi aplicada a uma velocidade de 10mm/min na cabeça do fêmur, primeiramente no sentido correspondente à posição ortostática e depois, no sentido da resultante observada durante a queda sobre o trocanter. A carga foi aplicada até atingir 500N, ficando assim dentro do regime elástico.

FIGURA 7: Modelo de morsa usada para a fixação do osso no ensaio em posição ortostática.



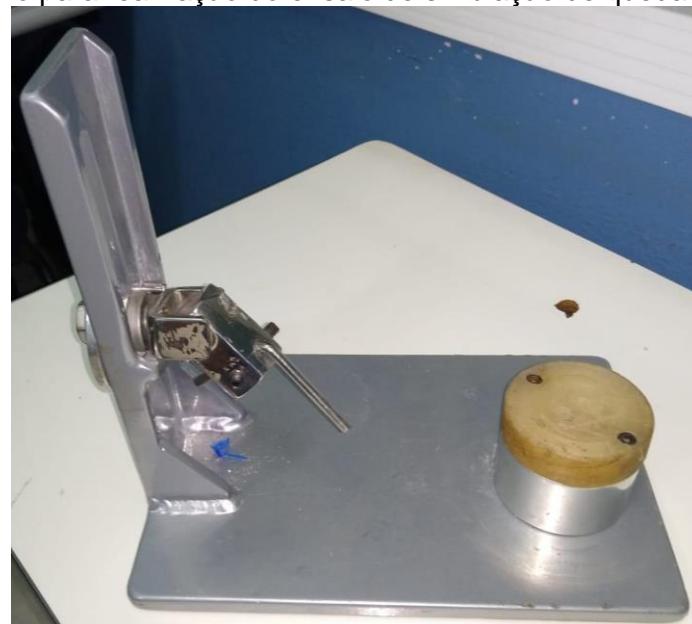
FONTE: (GOOGLE IMAGENS).

FIGURA 8: Máquina universal de ensaios mecânicos Biopdi, realizando o ensaio com o osso em posição ortostática.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

FIGURA 9: Acessório para realização do ensaio de simulação de queda lateral.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

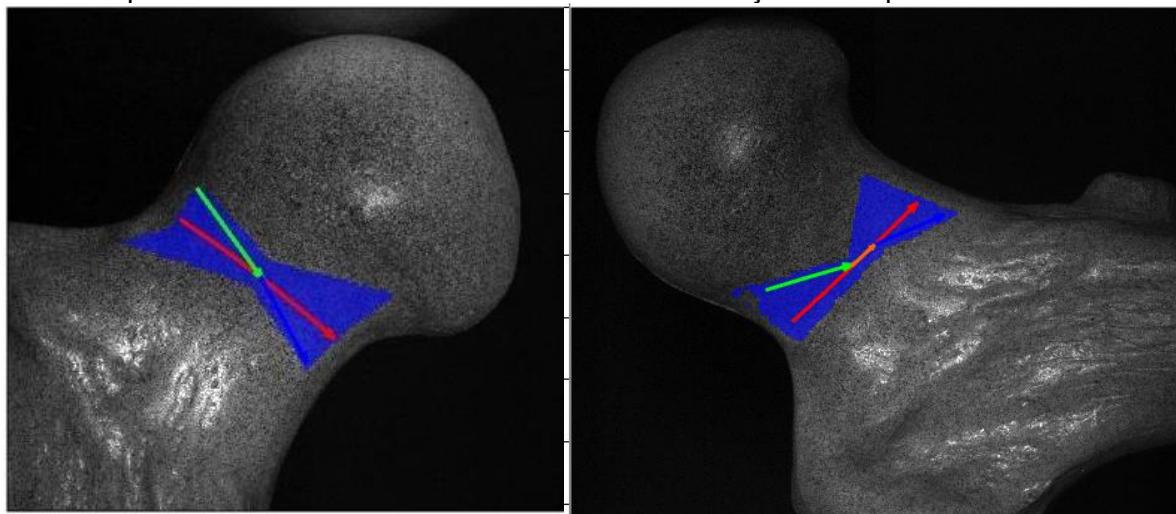
FIGURA 10: Máquina universal de ensaios mecânicos Biopdi, realizando o ensaio com o osso em posição de queda sobre o trocanter.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

Finalizada da aplicação da força, foi especificado nas imagens obtidas a região de interesse a partir de aplicação de uma máscara sobre a imagem. A Figura 11 mostra a máscara utilizada para o ensaio na posição ortostática e para o ensaio de queda lateral.

Figura 11: Máscara utilizada para avaliação das tensões e deformações geradas: A - Posição ortostática; B - Queda-lateral, as setas verde, azul e vermelha indicam os pontos em que foram avaliadas as Tensões máximas de tração e compressão.

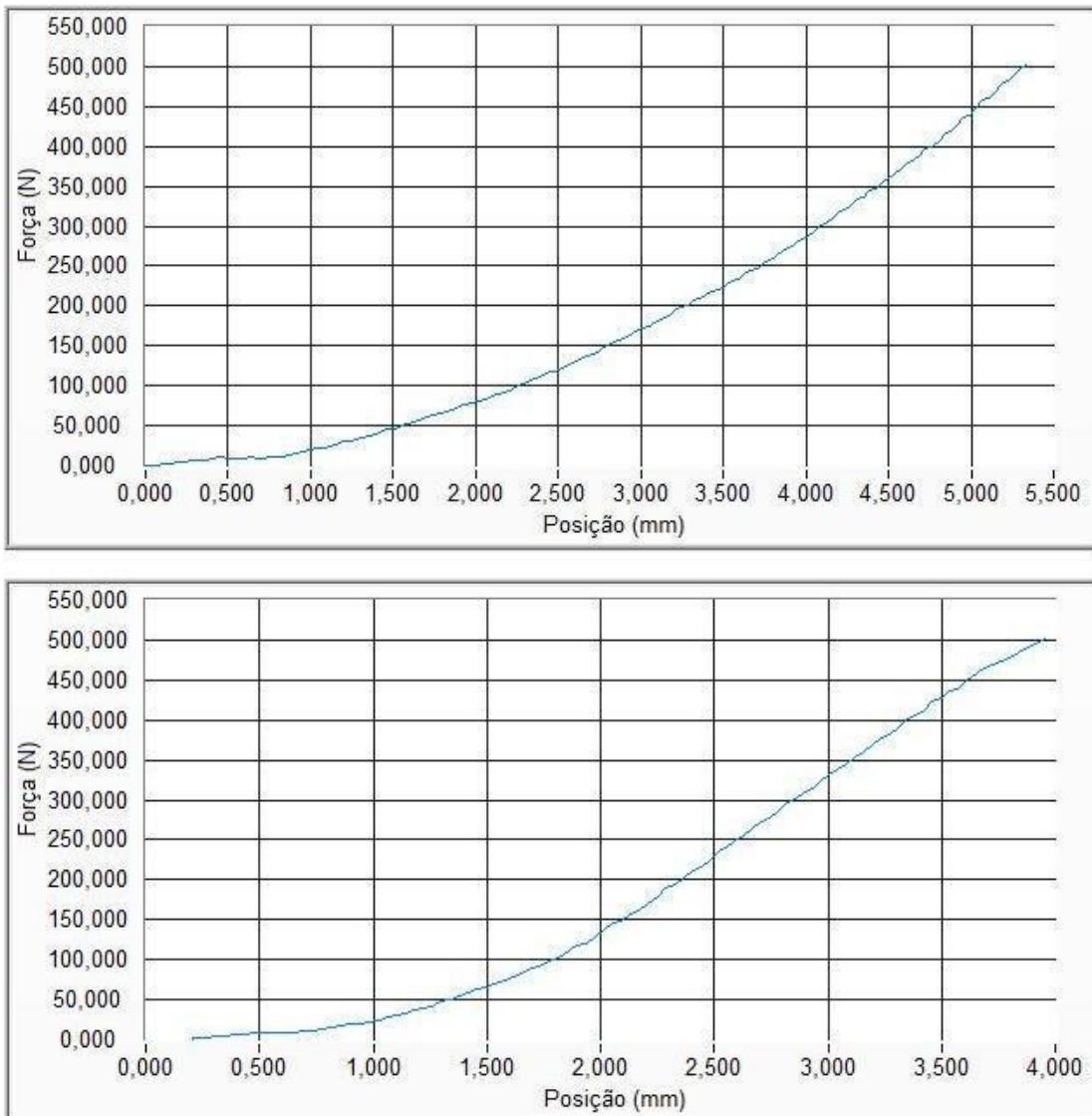


FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

6.0 Resultados

A Figura 12 apresenta o gráfico Força x deslocamento para a aplicação de força na posição ortostática (A) e de simulação de queda lateral (B).

Figura 12: Gráfico da aplicação da força na posição ortostática (500N).



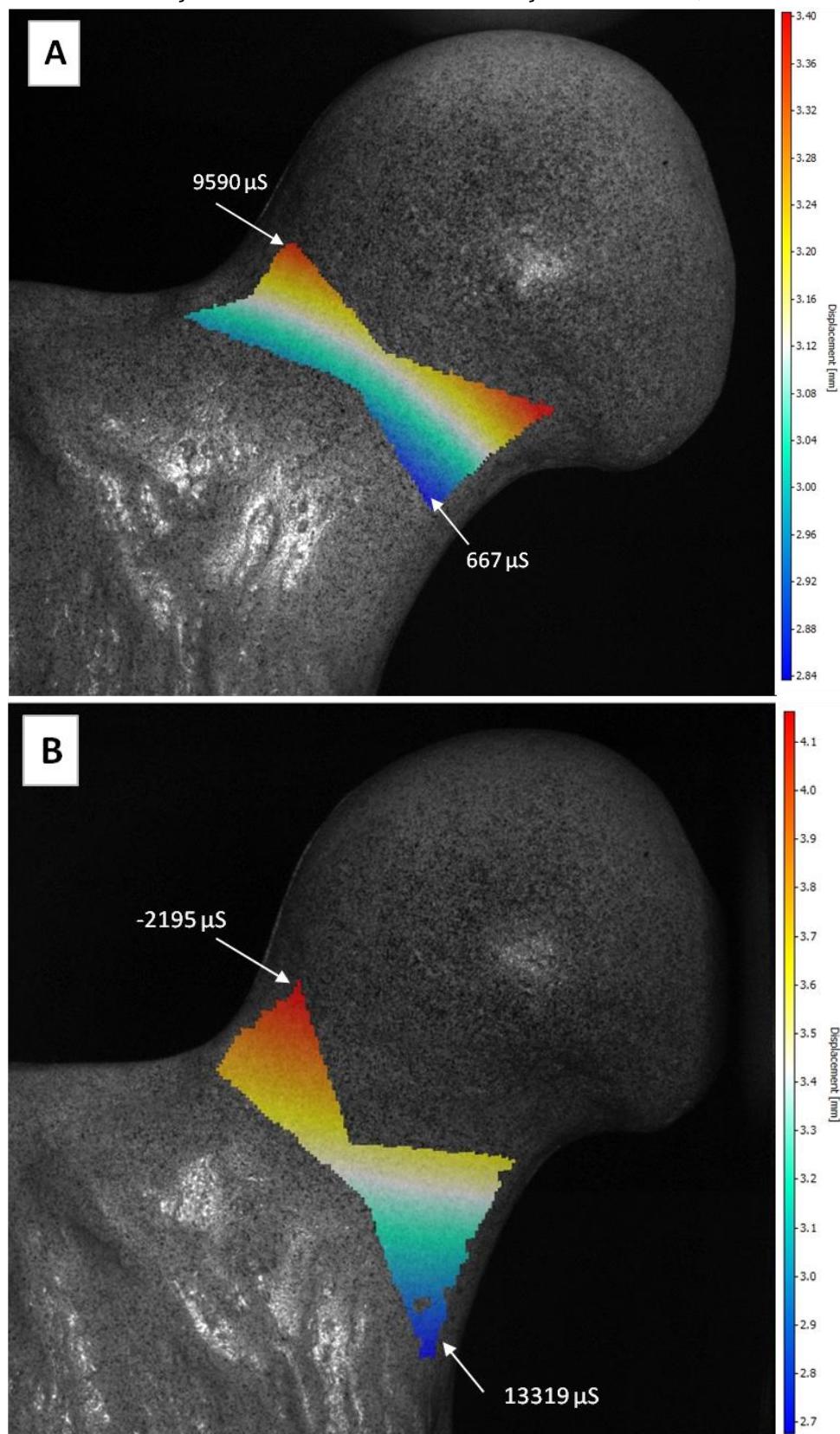
FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

O campo de deformação na região de interesse sob carga foi avaliado e comparações dos dois tipos de carga aplicada foram realizadas, as imagens obtidas para a queda foram giradas 90° de forma a apresentarem a mesma visualização da posição ortostática e facilitar a comparação dos resultados.

A Figura 13 representa o deslocamento após a aplicação da força em posição ortostática (Figura 13A) e de simulação de queda lateral (Figura 13B) e as Tensões máximas de Tração (Positivas) e Tensões Máximas de Compressão (negativas).

No posicionamento ortostático podemos observar maior deslocamento próximo a cabeça do fêmur, tanto na região superior, quanto na região inferior do colo femoral. Já na simulação de queda lateral, o maior deslocamento ocorre na região superior do colo femoral próxima a cabeça do fêmur. Na figura 12A, no posicionamento ortostático, não é observada deformação de compressão, mas apenas os menores níveis de deformação de tração na região inferior do colo femoral ($667\mu\text{S}$) onde foi observado o menor deslocamento (2,84 mm), já a maior tração acontece na região superior do colo femoral ($9590\mu\text{S}$) em que é observado um deslocamento de 3,36 mm. Já na figura 12B, em posição de queda, podemos observar que na região de menor deslocamento em tons mais azuis (2,7 mm) temos os maiores níveis de tração ($13319\mu\text{S}$) e os maiores deslocamentos em tons mais avermelhados (4,1 mm) temos a compressão ($-2195\mu\text{S}$), conforme já mencionado.

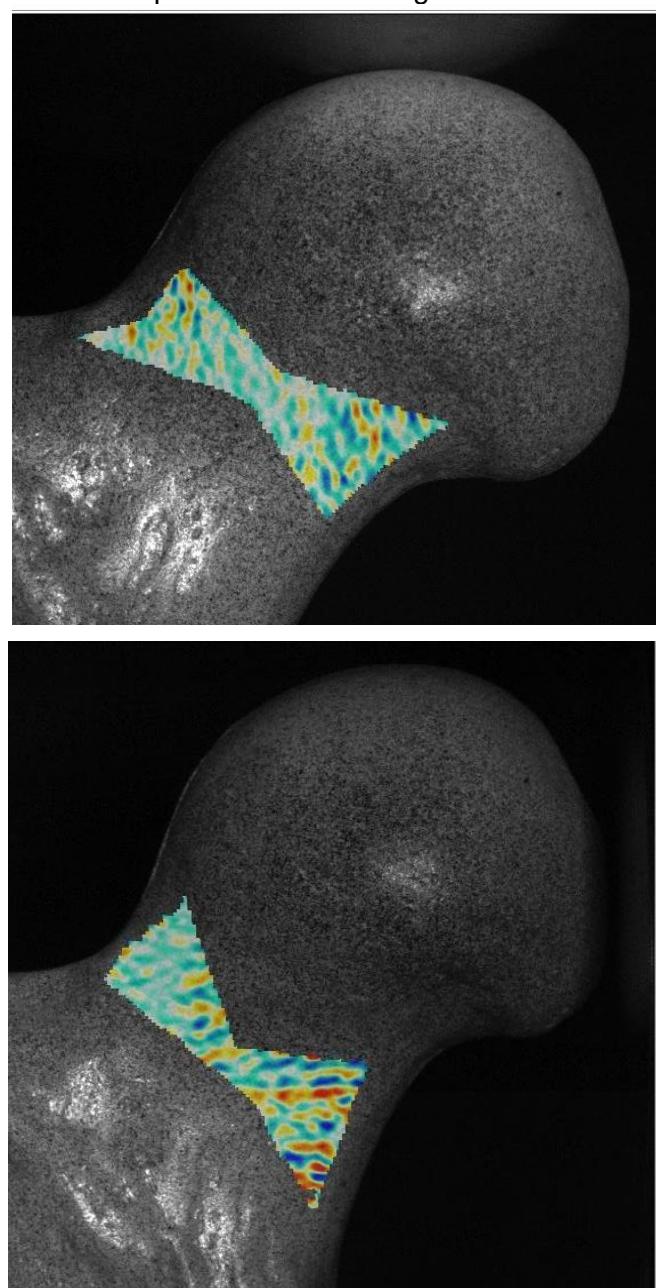
Figura 13: Deformação total nos modelos: A - Posição Ortostática; B - Queda-lateral



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

A Figura 14 apresenta o mapa de tensões e os locais e valores das tensões máximas de tração e de compressão observadas nas linhas de análise traçadas na região de interesse. É possível observar que no local em que é observa o maior valor de deformação na posição ortostática ($9590 \mu\text{S}$) observa-se o menor valor na queda lateral ($-2195 \mu\text{S}$). O mesmo acontece com a região que se observa a maior deformação na posição de queda lateral ($13319 \mu\text{S}$) se observa a menor deformação na posição ortostática ($667 \mu\text{S}$).

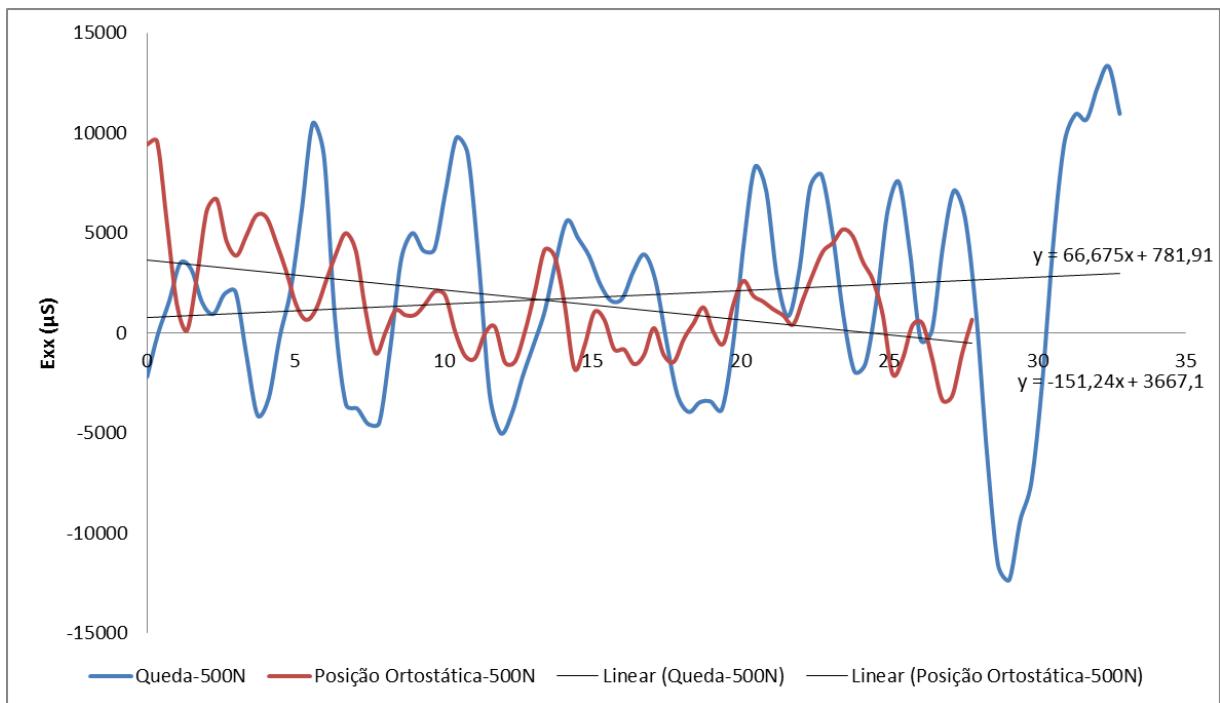
FIGURA 14 - Mapa de tensões na região de interesse em μS .



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

A partir dos valores de leitura feitos nas linhas traçadas na região de interesse foi obtido o gráfico da Figura 15.

Figura 15: Tensões (Exx) observadas na linha de análise traçada na região de interesse nos ensaios na posição ortostática e de queda lateral.



FONTE: (AUTORIA PRÓPRIA).

Foram traçadas as linhas médias para as curvas de posição ortostática e de simulação de queda no gráfico da Figura 15. Ao avaliar o coeficiente angular das linhas médias se verifica um valor negativo para a posição ortostática (-151,24) e positivo para a simulação de queda (66,68). Com isso é possível comprovar a mudança, da direita para a esquerda, de tração para a compressão na posição ortostática (Figura 14 A) e de compressão para tração (Figura 14 B) para a simulação de queda.

7.0 Discussão

O objetivo deste estudo foi validar sistematicamente o método de Correlação de Imagem Digital para verificar a deformação máxima de compressão e de tração no fêmur, primeiramente no sentido correspondente a posição ortostática e depois, no sentido da resultante observada durante a queda sobre o trocanter para, a partir da relação direta entre deformação e tensão, uma análise de maior risco de fratura, em relação à posição de queda. A hipótese H1 foi aceita uma vez que foi observada a mudança no local e na intensidade deformação máxima de compressão e de tração no osso, conforme a mudança de direção e sentido de aplicação de força.

A aplicação de força durante o ensaio se limitou a 500N, porque se buscou realizar o ensaio dentro do regime elástico do osso sintético. É possível observar nos gráficos da figura 10 que ao atingir a força de 500N, para a posição ortostática a curva mostra o ensaio bem caracterizado dentro da região elástica. Já para a posição de simulação de queda sobre o trocanter, observa-se que o limite elástico foi atingido, e que em forças acima deste valor se passaria a observar deformação permanente no material (GOMES, 2010).

Ao comparar os valores de deformação obtidos foi possível observar que, com o mesmo valor de aplicação de força (500N) nas duas posições, os mapas de deformação se comportam de maneiras diferentes, no qual a deformação é maior em posição de queda. A deformação máxima de tração foi de 9.590 μ S na região superior do colo femoral, e a mínima de tração de 667 μ S na região inferior do colo femoral para a posição ortostática. Para a posição correspondente a queda lateral observou-se inversões nas tensões, a deformação máxima de tração na região inferior do colo femoral (13.319 μ S) e a deformação máxima de compressão na região superior do colo femoral (-2.195 μ S). Portanto, para a mesma força, foram verificados nos valores de deformação, a mudança de tração para a compressão na posição ortostática e de compressão para tração para a simulação de queda, o que pode ser extrapolado para as tensões atuantes nestes locais.

O fêmur proximal é uma estrutura complexa composta por osso cortical e trabecular. Na marcha normal, os maiores estresses ocorrem nas regiões subcapital e médio do colo do fêmur. Dentro dessas regiões, as tensões de compressão máximas ocorrem inferiormente e as tensões de tração de magnitude menor ocorrem

superiormente (LOTZ; CHEAL; HAYES, 1995). Durante uma queda lateral no trocanter maior, o estado de estresse é revertido.

A proporção de fraturas de fêmur que resultam de uma queda em comparação com aquelas que acontecem espontaneamente atualmente é desconhecida, mas as estimativas sugerem que 40-98% das fraturas do fêmur proximal resultam de quedas (MUCKLE, 1976; PARKKARI, *et al.*, 1999). Em resumo, esta fratura ocorre em duas etapas que são o resultado de um processo de falha em dois estágios, com falha iniciando na superfície superior e ocorrendo posteriormente no colo inferior (BAKKER, *et al.*, 2009).

Já a posição ortostática é a que envolve menor valor de tensões no colo do fêmur, comparada com a posição em queda. Em outro estudo de análise de distribuição da tensão no fêmur, foi comparado três atividades (caminhar normal, descer escada, posição ortostática), e considerando as propriedades lineares do osso cortical, a atividades que obteve menor tensão no colo do fêmur é a de posição ortostática (TEIXEIRA; FONSECA; BARREIRA 2009).

Os resultados do presente estudo podem ser extrapolados para diferentes tamanhos e formatos de fêmur, pois como foi descrito por Levine *et al.* (2018), nenhuma característica geométrica do fêmur influencia diretamente o pico de força durante a queda. Segundo os autores, o pico de tensão tem correlação positiva com o braço do momento do fêmur durante a queda.

Uma das limitações encontrada no presente estudo é a impossibilidade de inserção do efeito da musculatura na avaliação do efeito da queda sobre o fêmur. Estudo realizado por Martel *et al.* (2018) mostrou que a contração muscular acarreta em aumento do pico de tensão observado no fêmur durante a queda, situação que não é possível mimetizar no modelo utilizado no presente estudo. Além disso, a espessura de tecidos trocantéricos é inversamente proporcional à força transmitida ao fêmur pela queda lateral sobre o trocanter (PRETTY; LEVINE; LANG, 2021).

8.0 Conclusão

A partir dos resultados obtidos, podemos concluir que:

- O modelo de avaliação utilizado se mostrou viável a estudos de distribuição de deformação/tensão no fêmur.
- A mudança na direção e sentido de aplicação da força mudaram o local e a intensidade de deformação/tensão máxima de compressão e de tração no osso.
- A queda lateral mostrou ser mais crítica, podendo levar a fratura do fêmur a partir de uma menor força aplicada.

REFERÊNCIAS¹

- BAKKER, P. M.; MANSKE, S. L.; EBACHER, V.; OXLAND, T. R. ; CRIPTON, P. A.; GUY, P. During sideways falls proximal femur fractures initiate in the superolateral cortex: evidence from high-speed video of simulated fractures. *Journal of Biomechanics*, v. 42, n. 12, p. 1917-25, 2009. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.001
- BONNAIRE, F.; ZENKER, H.; LILL, C.; WEBER, A. T.; LINKE, B. Treatment strategies for proximal femur fractures in osteoporotic patients. *Osteoporosis International*, v. 16, n. 2, p. S93–S102, 2005. DOI: 10.1007/s00198-004-1746-7
- CURTIS, E. M.; COOPER, C.; HARVEY, N. C. The Osteoporosis Treatment Gap. In: *Osteoporosis Treatment*. Springer, Cham. 2021. p. 97-114. DOI: 10.1007/978-3-030-78128-6_7
- FREIRE, F. C.; ARAGÃO, K. G. C. B. Osteoporose: um artigo de atualização. Trabalho de Conclusão do Curso (Bacharel em Fisioterapia) – Universidade Católica de Goiás, Goiânia, 2004. Disponível em: http://www.pucgoias.edu.br/ucg/institutos/nepss/monografia/monografia_12.pdf. Acesso em: 5 out. 2021.
- FREITAS, A. *Análise mecânica do reforço femoral proximal com polimetilmetacrilato em forma de X (análise in vitro)*. 2020. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.
- GALI, L. C. Osteoporose. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 9, n. 2, p. 53-62, 2001. DOI: 10.1590/S1413-78522001000200007
- GOMES, L. S. M. Biomateriais em artroplastia de quadril: Propriedades, estrutura e composição. In: GOMES, L. S. M. *O Quadril*. 1^a Edição. São Paulo: Atheneu, 2010. p.121-143. Disponível em: https://www.researchgate.net/profile/Luiz-Gomes-17/publication/309788298_Biomateriais_em_Artoplastia_de_Quadril_Propriedades_Estrutura_e_Composicao/links/582ae65508ae004f74af1ba8/Biomateriais-em-Artoplastia-de-Quadril-Propriedades-Estrutura-e-Composicao.pdf. Acesso em: 1 nov. 2021.
- GUAN, M.; LIU, Y.; ZHANG, Z.; HUANG, Z. Evaluation of bending performance of carbon fiber-reinforced eucalyptus/poplar composite plywood by digital image correlation and FEA analysis. *Journal of Materials Science*, v. 55, n. 19, p. 8388-8402, 2020.
- HARVEY, N.; DENNISON, E.; COOPER, C. Osteoporosis: impact on health and economics. *Nature Reviews Rheumatology*, v. 6, n. 2, p. 99–105, 2010.
- HOLMES, D. P.; BARVE, S.; GUERRA, A.; LAUTZENHISER, C. Mechanics of slender structures. Boston University Mechanical Engineering, Disponível em: <https://www.bu.edu/moss/mechanics-of-materials-strain/>. Acesso em: 09 dez. 2021.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (NBR 6023).

KANI, K. K.; PORRINO, J. A.; MULCAHY, H.; CHEW, F. S. Fragility fractures of the proximal femur: review and update for radiologists. *Skeletal Radiology*, v. 48, n. 1, p. 29–45, 2019.

LEVINE, I. C.; PRETTY, S. P.; NOURI, P. K.; MOURTZAKIS, M.; LAING, A. C. Pelvis and femur geometry: Relationships with impact characteristics during sideways falls on the hip. *Journal of Biomechanics*, v. 80 p.72-78, 2018. DOI: 10.1016/j.biomech.2018.08.029.

LOTZ, J. C.; CHEAL, E. J.; HAYES, W. C. Stress distributions within the proximal femur during gait and falls: Implications for osteoporotic fracture. *Osteoporosis International*, v.5, n.4, p. 252–261, 1995. DOI: 10.1007/BF01774015

MARTEL, D. R.; LEVINE, I. C.; PRETTY, S. P.; LAING, A. C. The influence of muscle activation on impact dynamics during lateral falls on the hip. *Journal of Biomechanics*, v. 66, p.111-118, 2018. DOI: 10.1016/j.biomech.2017.11.002

McCORMICK, N.; LORD, J. Digital Image Correlation. *Materials Today*, v.13, n. 12, p. 52-54, 2010. DOI: 10.1016/S1369-7021(10)70235-2

MESQUITA, G. V.; LIMA, M. A. L. T. D. A.; SANTOS, A. M. R. D.; ALVES, E. L. M.; BRITO, J. N. P. D. O.; MARTINS, M. D. C. D. C. Morbimortalidade em idosos por fratura proximal do fêmur. *Texto & Contexto – Enfermagem*, v. 18, n. 1, p. 67-73, 2009. DOI: 10.1590/S0104-07072009000100008

NIH CONSENSUS DEVELOPMENT PANEL ON OSTEOPOROSIS PREVENTION, DIAGNOSIS AND THERAPY. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA*, v. 285, n. 6, p. 785-795, 2001. DOI: 10.1001/jama.285.6.785

O'NEILL, F.; CONDON, F.; MCGLOUGHLIN, T.; LENEHAN, B.; COFFEY, C.; WALSH, M. Validity of synthetic bone as a substitute for osteoporotic cadaveric femoral heads in mechanical testing: a biomechanical study. *Bone & Joint Research*, v. 1, n. 4, p. 50-55, 2012. DOI: 10.1302/2046-3758.14.2000044

ORWOLL, E. S.; KLEIN, R. F. Osteoporosis in men. *Endocrine reviews*, v. 16, n. 1, p. 87-116. 1995. DOI: 10.1210/edrv-16-1-87

PEIXOTO, R. F.; MACEDO, A. P.; MARTINELLI, J.; FARIA, A. C. L.; TIOSSI, R.; RIBEIRO, R. F.; MATTOS, M. G. C. A digital image correlation analysis of strain generated by 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis: an in vitro study. *Implant Dentistry*, v. 26, n. 4, p. 567-573, 2017. DOI: 10.1097/ID.0000000000000588

PRETTY, S. P.; LEVINE, I. C.; LAING, A. C. Factors that influence the distribution of impact force relative to the proximal femur during lateral falls. *Journal of Biomechanics*, v. 127, p. 110679, 2021. DOI: 10.1016/j.biomech.2021.110679

RANKIN, K.; BROWNE, M.; DICKINSON, A. Digital Image Correlation for Strain Analysis of Whole Bones and Implants. In: *Experimental Methods in Orthopaedic*

Biomechanics. Academic Press, 2017. p. 65-83.

SAKAKI, M. H.; OLIVEIRA, A. R.; COELHO, F. F.; LEME, L. E. G.; SUZUKI, I.; AMATUZZI, M. M. Estudo da mortalidade na fratura do fêmur proximal em idosos. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 12, p. 242-249, 2004.

SINAKI, M. Osteoporosis. In: *Braddom's Physical Medicine and Rehabilitation*. 6º Edition, Elsevier. 2021. p. 690-714

TEIXEIRA, C.; FONSECA, E. M. M.; BARREIRA, L. Avaliação da resistência do colo do fêmur utilizando o modelo de elementos finitos. *Revista de Mecânica Experimental*, v. 16, p.19-24, 2009. Disponível em:
<http://hdl.handle.net/10198/1294>. Acesso em: 6 set. 2021.

TIOSSI, R.; LIN, L.; RODRIGUES, R. C. S.; HEO, Y. C.; CONRAD, H. J.; MATTOS, M. G. C.; RIBEIRO, R. F.; FOK, A. S. L. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 6, p. 1008-1013, 2011. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.015

TIOSSI, R.; TORRES, E. M.; RODRIGUES, R. C. S.; CONRAD, H. J.; MATTOS, M. G. C.; FOK, A. L. S.; RIBEIRO, R. F. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 112, n. 2, p. 276-284, 2014. DOI: 10.1016/j.jprostdent.2013.09.029



Comissão Coordenadora do curso de Informática Biomédica
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Universidade de São Paulo

Assunto: publicação de TCCs no Dedalus e BDTA

Interessado: **Comissão de Graduação**

PARECER CoC-IBm nº 007/2022

A Comissão Coordenadora do Curso de Informática Biomédica, em sua 172^a reunião ordinária, de 09 de fevereiro de 2022, analisou e se manifestou **favorável** à publicação dos Trabalhos de Conclusão de Curso do aluno **Kelvin Jun Oshiro** no Banco de Dados Bibliográficos Dedalus e Biblioteca Digital de Trabalhos Acadêmicos (BDTA).

Ribeirão Preto, 11 de fevereiro de 2022.

Prof. Dr. Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques
Coordenador da Comissão Coordenadora do
Curso de Informática Biomédica – FMRP