

FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO PLANA NA ANÁLISE DE TENSÕES DE UM MODELO DO FÊMUR HUMANO

Rhaíra Helena Caetano e Souza*, Cleudmar Amaral de Araújo

*Engenharia Biomédica, FEELT - UFU

Laboratório de Projetos Mecânicos

Universidade Federal de Uberlândia, FEMEC, Uberlândia - MG, rhairahelena@gmail.com

Resumo - Este trabalho objetiva a construção de um modelo computacional bidimensional representativo de um fêmur, a partir de uma foto tirada de um modelo real de fêmur humano. Visa também a confecção de um modelo físico com resina epóxi, para análise fotoelástica. Com aplicação do método dos elementos finitos, objetiva-se a análise estática do fêmur, de modo que técnicas experimental e numérica avaliem a distribuição de tensões e tensões principais a que essa estrutura é exposta. A técnica experimental tem por objetivo validar ou verificar o modelo computacional (solução numérica), porém qualitativamente, neste trabalho, assim como oferecer informações complementares à análise por método dos elementos finitos (MEF).

Palavras-Chave – Análise estática de tensões, fotoelasticidade de transmissão plana, solução numérica, modelo elementos finitos.

EXPERIMENTAL STRESS ANALYSIS OF A HUMAN FEMUR MODEL

Abstract - This work aims to build a representative two-dimensional computer model of a femur from a photo taken of a real model of human femur. In addition, aims at making a physical model made of epoxy resin for photoelastic analysis. With application of the finite element method, the goal is do the static analysis of the femur, so that experimental and numerical techniques to assess the distribution of stresses and principal stresses that this structure is exposed. The experimental technique aims to validate or verify the computational model (numerical solution), as well as offer additional information to the analysis by the finite element method (FEM).

Keywords - Static stress analysis, flat transmission photoelasticity, numerical solution, finite element model.

I. INTRODUÇÃO

Os ossos formam o sistema esquelético do corpo humano. São estruturas incumbidas de sustentação do corpo humano, dando-o rijeza e forma. Por darem sustentação ao corpo humano, são as estruturas capazes de sofrer compressão, passíveis, portanto, de campos de tensão e deformação. Várias técnicas podem ser utilizadas para a determinação da distribuição das tensões e deformações decorrentes de forças aplicadas em sistemas estruturais diversos. Assim, pode-se analisar um campo de tensão/deformação por meio de métodos analíticos, experimentais e numéricos, sendo as duas últimas as mais usadas atualmente. Uma das técnicas experimentais mais conhecidas é a fotoelasticidade. Para os métodos numéricos, a ferramenta mais utilizada é o método dos elementos finitos (MEF), que possibilita calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações nos componentes do sistema por meio de uma estrutura bi (2D) ou tridimensional (3D) computadorizada. [1]

Os ossos são expostos a diversas condições de pressão no dia a dia do homem, essas condições são ainda extremas quando o corpo é exposto a esportes e esforços físicos diversos, ou até mesmo a condições que geram torções e trincas, como no caso de acidentes. Os ossos longos dos membros inferiores, como o fêmur, possuem uma cavidade central que contém o osso esponjoso e uma parte externa formada por osso compacto. Os ossos são compostos por cálcio, fósforo e colágeno.

No âmbito da biomecânica, essa estrutura exerce papel fundamental e insere complexidade no estudo do movimento, devido suas angulações específicas no caso de patologias ou não-patologias. Distúrbios dos eixos anatômicos e mecânicos das extremidades inferiores do corpo humano são importantes e afetam a eficiência da locomoção; podem inclusive induzir a doenças, como osteoartrites do quadril, joelho e tornozelo [2;3;4;5]. A presença de campos de tensão e deformação promovem a alteração dos eixos mecânicos e anatômicos, desenvolvendo-se patologias no movimento.

Na bioengenharia, o estudo desse sistema complexo integra conhecimentos de engenharia, ortopedia e computação, o que trata de modo global a abordagem de esforços que podem vir a causar danos ao sistema, do ponto de vista qualitativo e quantitativo, por meio de métodos numéricos e experimentais. Para a análise estática e dinâmica de sistemas estruturais, como o esquelético, a associação de técnicas experimentais e numéricas se faz presente e mostra-se necessária, por serem complementares.

Com o uso de ambas as técnicas, a confiabilidade do estudo e a credibilidade são ampliadas. Neste sentido, os estudos em biomecânica podem ser significativos do ponto



XIII CEEL - ISSN 2178-8308
12 a 16 de Outubro de 2015
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia - Minas Gerais - Brasil

de vista clínico, apresentando resultados fidedignos e relevantes, no que diz respeito às atividades cotidianas, geometria e características físicas do osso cortical na sua porção proximal, em casos que levam a fraturas.

A. Objetivos

Este trabalho visa a confecção de um modelo físico com resina epóxi, para análise fotoelástica, de modo que seja aplicada a análise experimental das tensões. Com aplicação do método dos elementos finitos, objetiva-se a análise estática do fêmur, de modo que técnicas experimental e numérica avaliem a distribuição de tensões e tensões principais a que essa estrutura é exposta.

II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

A. Fotoelasticidade de Transmissão Plana

A fotoelasticidade de transmissão plana é utilizada em problemas de estado plano de tensões e requer a confecção de modelos planos e sistemas de cargas que simulam adequadamente as cargas reais impostas ao modelo real. Os modelos são carregados à temperatura ambiente, em material fotoelástico e o estado de tensões desaparece com a retirada da carga aplicada.

Em geral, pontos críticos em modelos planos ocorrem em contornos livres (furos, entalhes, filetes), a fotoelasticidade plana torna-se uma forma poderosa de determinação da distribuição de tensões ou fator de concentração de tensões, associadas a estes problemas.

A técnica fotoelástica permite a análise qualitativa do estado de tensão através da observação de efeitos ópticos em modelos, baseando-se na propriedade de alguns materiais transparentes, que é o efeito de anisotropia óptica [6]. Assim, a luz polarizada (branca), obtida através de um aparelho denominado polariscópio plano, deve atravessar o modelo e permitir a determinação das direções e dos gradientes das tensões principais através da interpretação dos parâmetros ópticos observados (franjas), evidenciando o comprometimento mecânico do objeto em análise, baseado no fenômeno da birrefringência dos corpos (como resultado da anisotropia óptica do material) [6;7]

1) Formulação

O estudo da fotoelasticidade compreende sobretudo o efeito ótico, descrito com uma onda senoidal, propagando-se na direção positiva do eixo x, considerando o vetor de campo elétrico (E) dado por:

$$E = a \operatorname{sen} \frac{2\pi}{\lambda} (z - ct) \quad (1)$$

Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. No polarizador plano, o filtro polarizador introduzido na direção de propagação das ondas de luz irá permitir a transmissão de apenas uma componente dessas vibrações, a qual é paralela ao eixo de polarização do filtro. Tal luz é chamada de luz polarizada. Para deformações específicas ao longo de x e y sendo e_x e e_y , e as velocidades da luz segundo estas direções V_x e V_y , respectivamente, o tempo necessário para cada uma das

componentes cruzar o material do modelo será b/V e o “atraso relativo” ou fase (δ) entre os dois feixes de luz é passível de cálculo, tendo-se ainda como parâmetros, os índices de refração absolutos (n_x e n_y) dos eixos x e y [8].

A Eq. (2) a seguir é a relação básica para o cálculo de tensões usando a fotoelasticidade.

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{\delta}{tK} \left(\frac{E}{(1 + \nu)} \right) \quad (2)$$

Onde: E é o módulo de elasticidade e ν a razão de Poisson do material. σ_1 e σ_2 são as tensões principais.

A luz polarizada circular é conseguida colocando-se duas placas retardadoras de um quarto de onda, entre as duas placas polarizadoras de um polariscópio plano, fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas polarizadoras. A interferência causada pela diferença de fase entre os feixes de luz propagando nas duas direções principais e o ângulo entre as direções principais e os eixos de polarização do polariscópio dão origem a dois parâmetros fotoelásticos que podem ser medidos, as isoclínicas e as isocromáticas. As isoclínicas são os lugares geométricos dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais, e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. As isocromáticas são os lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. [6]

Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (N) [8].

$$N = \frac{\delta}{\lambda} = \frac{t}{\lambda} = (n_1 - n_2) \quad (3)$$

Onde: N é ordem de franja, δ é a fase entre os dois vetores, t é a espessura do modelo e n_1 e n_2 são os índices de refração absolutos nas direções de tensão principais.

Assim como a ordem de franja em um ponto do modelo pode ser determinada de duas formas: Fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja: [6]

- franja de ordem N = 0 → Preta;
- franja de ordem N = 1 → violeta + azul;
- franja de ordem N = 2 → vermelho + verde.

B. Método dos Elementos Finitos (MEF)

O MEF pode ser definido como um método no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em pequenos elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. São descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. Em outras palavras, torna um problema complexo e o subdivide em vários outros mais simples e com propriedades semelhantes, resolvendo-os adequadamente

para oferecer a solução para todo o conjunto [7;9;10;11] (RUBO, 2001; LOTTI et al., 2006; CIFTCI, 2000; SAHIN, 2002).

Durante a discretização, o MEF proporciona um arranjo dos elementos em diferentes graus de liberdade, caracterizando o método como bidimensional (MEF-2D) ou tridimensional (MEF-3D). Neste trabalho é abordado o estudo de estrutura bidimensional. A técnica dos MEF exige do operador conhecimento para que não interfira na qualidade dos dados obtidos, de modo que a técnica possibilita simplificações dos modelos e deve ser cuidadosamente estabelecida.

Independentemente do tipo de MEF, os princípios básicos para a aplicação da técnica são os mesmos, e seguem uma sequência lógica de procedimentos [1]. Para tanto, o MEF compreende três etapas, sendo elas: de pré-processamento, solução e pós-processamento.

Em um primeiro momento, o modelo experimental é reproduzido virtualmente no modelo a ser simulado. Esse modelo desse ser refinado e conter o máximo detalhamento em relação ao modelo real, visto que essas condições são decisivas na análise correta dos resultados. Programas específicos para a geração do modelo, como desenho, auxiliam o primeiro passo, como por exemplo o software SolidWorks®, utilizado neste trabalho.

Após a geração do desenho, é possível exportar o mesmo para um software específico de análise por MEF. O ANSYS® foi o aplicativo compatível com análise por elementos finitos usado neste trabalho. Neste segundo momento, quando no ANSYS®, o modelo pode ser discretizado, gerando a malha de elementos finitos.

III. METODOLOGIA

A. Metodologia Experimental

O modelo fotoelástico foi confeccionado a partir de um molde de silicone, confeccionado especialmente para este modelo. A Figura 1 mostra o resultado:



Fig. 1. Molde de silicone gerado, a partir de modelo em acrílico, apoiado em desempeno, para confecção de modelo fotoelástico.

Na preparação do modelo de interesse, são adicionadas 2 partes de Resina Epóxi para 1 de Endurecedor em recipiente para mistura, a qual é feita manualmente durante 15 minutos Catalisador da Polipox e Borracha de Silicone ASB-10 azul, são usados na confecção do molde. Então, a mistura é despejada cuidadosamente no molde de silicone em formato do fêmur humano a fim de se evitar a formação de bolhas,

presença de sujeiras ou tensões residuais nas extremidades. A cura desta mistura teve duração em torno de 24 horas.

O método de análise de tensões utilizado compreende à compressão vertical do modelo de fêmur gerado, na direção do eixo y, em que é aplicada pressão, por um dispositivo de carga, sobre a porção proximal do fêmur e a porção distal é fixada, fixando-se ambos os graus de liberdade, em x e y, como mostra a Figura 2.



Fig. 2 - Posicionamento do modelo no polariscópio

Para a análise da técnica de fotoelasticidade, o modelo posicionado no polariscópio recebeu luz polarizada, sob efeito de compressão de 0,06 kgf/m² a 0,11 kgf/m² e as isocromáticas foram fotografadas para posterior análise no software *Fringes*.

O aplicativo *Fringes* foi desenvolvido por alunos do LPM – UFU, em ambiente Matlab®, e tem como objetivo a automatização do processo de análise qualitativa e quantitativa da técnica da fotoelasticidade. Nesse sentido, são obtidas fotos do modelo sob compressão, e a partir de dados já contidos no software sobre a constante fotoelástica do material, é possível fazer uma análise de pontos internos aos lugares geométricos das isocromáticas.

Com essa análise visual do operador, o software é programado para fornecer a tensão cisalhante máxima nos pontos de interesse. Dessa forma, como o software/aplicativo possui compatibilidade com a técnica experimental, pode ser utilizado para comparação com as técnicas numéricas de interesse, nesse caso, MEF.

B. Metodologia Numérica

Para confecção do modelo computacional do fêmur, foi utilizado o software CAD SolidWorks®, desenvolvido em 1993 pela SolidWorks® Corporation.

Foi construído um modelo a partir da foto plana do fêmur na projeção anteroposterior, de um modelo em resina, pertencente ao Laboratório de Projetos Mecânicos da UFU (LPM), Figura 3. Assim, a imagem computacional, esboço da superfície, do fêmur íntegro foi gerada, a partir de um modelo computacional utilizando-se o programa SolidWorks 2012®, como mostra a Figura 4.

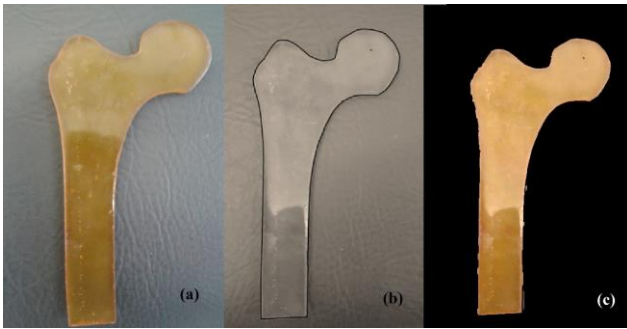


Fig. 3 - Vista anteroposterior do modelo plano do fêmur. (a) Imagem original (b) Manipulação do contorno da imagem (c) Exclusão de fundo da imagem

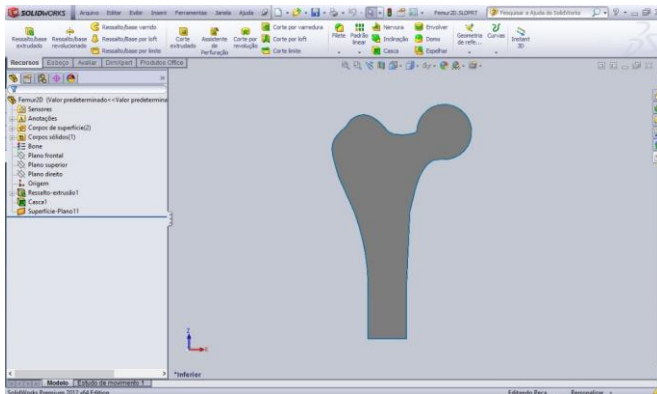


Fig. 4 – Esboço plano do fêmur humano criado em SolidWorks®

Para aplicação do método computacional, MEF, utilizou-se o ambiente ANSYS®, versão 12.0, desenvolvido pela Swanson Analysis Inc. Adotou-se uma análise simplificada, bidimensional, resolvendo-se um problema de estado plano, utilizando um elemento finito isoparamétrico, do tipo triangular (Plane 82), quadrático de seis nós, com dois graus de liberdade em cada nó, que são translações nas direções X (horizontal) e Y (vertical), não permitindo translações perpendiculares ao plano, conforme a Figura 5, disponível na biblioteca da plataforma ANSYS® [12]

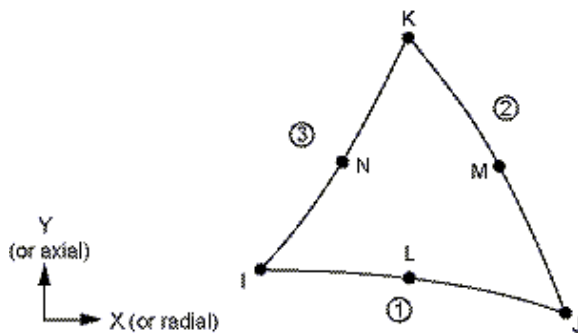


Fig. 5 – Elemento PLANE 82, geometria (ANSYS, 2008)

Para o elemento PLANE 82, a pressão aplicada deve ser aplicada por carregamentos na superfície nas faces do elemento, mostrado pelos números circulados na Figura 5. Pressões positivas agem para dentro do elemento. [12]

O cálculo de tensões em um elemento triangular começa ao se transferir os deslocamentos nodais para um ponto interno qualquer do elemento, utilizando a seguinte função de interpolação/deslocamento: [13]

$$\{u\} = [N]\{u\}_n \quad (5)$$

Onde: $\{u\}$ = vetor de deslocamento interno ao elemento
 $[N]$ = matriz de funções de deslocamento
 $\{u\}_n$ = vetor dos deslocamentos nodais

IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com a fixação do modelo fotoelástico no polariscópio, a luz polarizada circular foi emitida sobre o modelo, obtendo-se a coloração do campo de tensões no modelo após compressão do mesmo, por um dispositivo de carga pontual. A Figura 6, a seguir, ilustra os elementos dessa etapa.

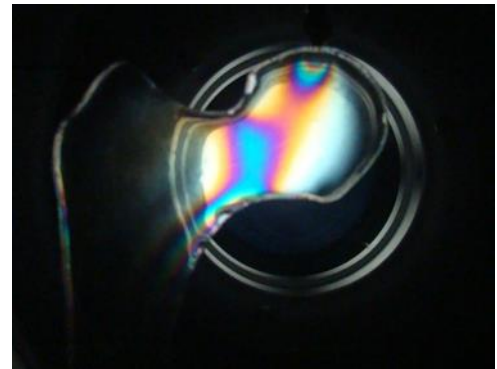


Fig. 6 - Modelo sob compressão, apresentando franjas isocromáticas de acordo com a compressão aplicada de 0,06 kgf/m²

É importante destacar que o modelo apresentou boa confecção, com ausência de bolhas e tensões residuais. Ainda, para melhor observância dos resultados, foram atendidas as condições do ambiente: baixa luminosidade e ausência de vibrações perceptíveis.

A imagem utilizada para análise das tensões cisalhantes máximas, nas regiões de interesse, é mostrada na Figura 7 abaixo.

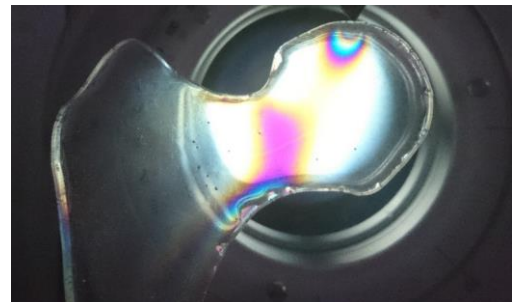


Fig. 7 - Imagem utilizada na análise de tensões no modelo fotoelástico

A análise de tensões foi conduzida no programa Fringes. Basicamente, o software citado possibilita a localização manual das ordens de franjas (as quais são determinadas por N), de acordo com a sequência apresentada na sessão metodológica deste trabalho. Com a marcação das regiões geométricas de interesse, o programa calcula automaticamente a tensão cisalhante máxima naquele ponto.

A constante fotoelástica para o modelo foi configurada em 0,2 N/mm franja, valor obtido a partir de uma calibração realizada no laboratório. A espessura do modelo é de 10 mm

e quatro pontos em diferentes ordens de franja foram selecionados. Não foram selecionados mais pontos por não ser possível distinguir a olho nu uma quantidade maior de franjas, esta é uma limitação do aplicativo Fringes, pois a escolha dos pontos é manual e feita inteiramente pelo usuário.

O modelo computacional foi manipulado no ANSYS® 12.0 APDL, a partir da importação de arquivo .IGES gerado pelo SolidWorks®. O arquivo .IGES contém a superfície do esboço gerado no software.

A análise de tensões do modelo computacional foi conduzida seguindo-se todos os passos apresentados para condução de análise por MEF. O tipo de análise, estrutural, foi selecionado; a imagem importada; o elemento PLANE 82 definido, as características do elemento compreendem espessura e análise de compressão, a espessura configurada para 10 mm. As propriedades do material foram definidas com $E = 1e3 \text{ Pa}$ e $\nu = 0,3$ (apesar de não apresentarem efeito sobre a análise realizada) para material elástico, linear e isotrópico, correspondentes às características fotoelásticas do material, outrora calibrado para uma forma conhecida (disco).

Foi então gerada a malha do elemento, para a área selecionada (total do modelo), com configuração livre e refinada para os elementos, em 'size control' seleciona-se 'lines', então todas as linhas da geometria são selecionadas manualmente. Para gera uma malha muito refinada, o tamanho do elemento e número de divisões do elemento são configuradas no valor de 1, na caixa de diálogo aberta. A Figura 8 ilustra a malha obtida.

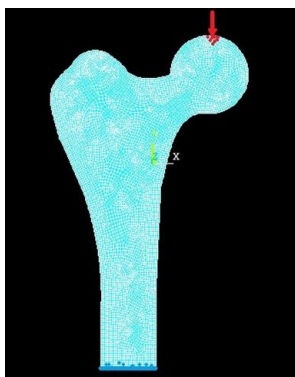


Fig. 8 - Malha uniformemente refinada, gerada no ANSYS®

A pressão foi aplicada verticalmente sobre alguns nós da região destacada em vermelho na Figura 8, enquanto os nós da base do modelo do fêmur, na cor azul, foram fixados em todos os graus de liberdade (x e y).

Assim, para o modelo computacional, a mesma pressão foi aplicada: $0,06 \text{ kgf/m}^2$. As tensões de cisalhamento obtidas na análise podem ser visualizadas na Figura 9 a seguir.

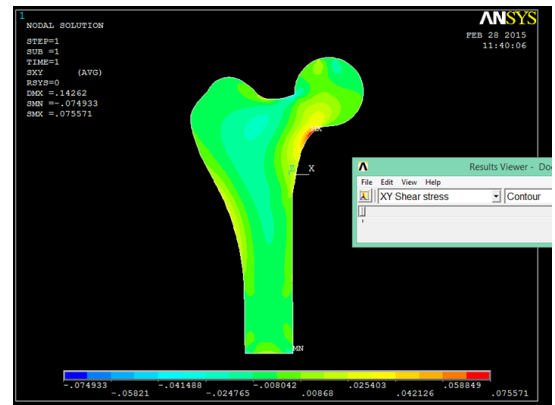


Fig. 9 - Tensões de cisalhamento resultantes no modelo computacional

Foram coletados 4 pontos distintos entre si em relação às franjas do modelo físico, foi possível observar que há uma tendência polinomial semelhante, entre os resultados encontrados experimental e computacionalmente. A conversão de unidades fez parte do processo e os pontos foram selecionados de 1 a 4 a para ordem de franja crescente, sendo que a ordem zero sempre se encontra próxima à superfície do modelo.

Os valores resultantes são pequenos, omitidos neste trabalho pela não significância estatística dos dados. Para que seja aplicável em estudos futuros, o uso de proporcionalidade para valores superiores, aplicados computacionalmente, deve ser considerado. Ainda que pequenos, os valores das tensões cisalhantes nos dois métodos foram bastante próximos, com isso observa-se a sensibilidade do método experimental.

Assim, a parcela quantidade deste trabalho não fornece relevância científica, atendo-se a análise qualitativa deste experimento, como revela a Figura 10.

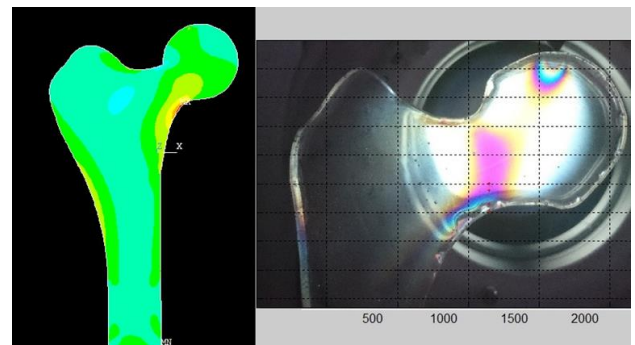


Fig. 10 - Semelhança entre campos de tensão: modelo computacional x modelo físico

V. CONCLUSÕES

O estudo do osso fêmur, em biomecânica, agrega grande complexidade ao sistema esquelético e trata-se de uma estrutura de grande importância no estudo do movimento. Técnicas experimentais e numéricas são comumente aplicadas ao estudo dessa estrutura, devido ao valor clínico real dos resultados encontrados.

A precisão da técnica dos MEF esta intrinsecamente relacionada com a reprodução de detalhes da geometria do modelo real, assim como seu refinamento. Dessa forma,

pode-se observar que o trabalho possui limitações quanto ao modelo virtual gerado, por não representar fielmente a geometria do modelo físico e sim com aproximações geradas por curvas no SolidWorks®, a qual foi obtido de um esboço de uma fotografia, limitando seu detalhamento. Contudo, qualitativamente, a geometria se comportou de modo semelhante ao resultado experimental, sendo possível dizer que é válida para análises planas.

Por se tratar de uma técnica de campo completo, a fotoelasticidade é analisada qualitativamente para os campos de tensões em diferentes materiais. Diante de uma pressão aplicada, sob área determinada, o campo gerado independe do material. A validação do modelo computacional pelo modelo físico se dá com a utilização do mesmo material, a fim de corresponder às mesmas tensões cisalhantes máximas.

Após essa fase, é possível se determinar forças e materiais desejados com o modelo computacional, identificando assim valores pontuais de tensões e deformações fidedignas. A distribuição do campo de tensões se manterá uniforme e indicará sempre as regiões mais críticas.

O fêmur apresenta forma otimizada, porém não correspondente em sua totalidade ao modelo experimental. Por essa questão e pela limitação do modelo físico, pois deforma-se a baixas pressões, altera-se a qualidade dos resultados e a não-conformidade das tensões e franjas é evidenciada, principalmente na análise quantitativa. A análise qualitativa (campos de tensões semelhantes) foi satisfatória, como comentado.

Desse modo, esse estudo trata-se de um estudo preliminar, onde o modelo físico confeccionado valida qualitativamente o modelo gerado computacionalmente. É possível aplicar ambos modelos em estudos futuros. O modelo computacional validado pode ser usado em pesquisas no estudo de rupturas, trincas ou patologias ósseas, visto que pode ser exposto a condições extremas, não aplicáveis no modelo experimental.

REFERÊNCIAS

1. JÚNIOR, A.C.F.; ROCHA, E.P; ASSUNÇÃO, W.G.; SANTOS, P.H. Bioengenharia aplicada à Odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. **Revista Implantes**, 2007; 4(4):377 - 82.
2. MORELAND, J.R; BASSETT, L.W. e Hanker, G.J. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity, **Journal of Bone and Joint Surgery. American**, 1987, 69(5):745–749.
3. BARGREN, J.H.; BLAHA, J.D e FREEMAN, M.A. Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations, **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 1983, 173(173): 178–183.
4. COOKE, T.D.V. e SCUDAMORE, R.A. Healthy knee alignment and mechanics, em Callaghan, J.J., Rosenberg, A.G. e Rubash, H., editores. **The Adult Knee**. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, USA, 2003, pp. 175–186.
5. FELSON, D.T.; GOGGINS, J.; NIU, J.; ZHANG, Y. e HUNTER, D.J. The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on alignment, **Arthritis and Rheumatism**, 2004; 50(12): 3904-09.
6. ARAÚJO, C.A. Introdução a Fotoelasticidade de Transmissão Plana e Mecânica Aplicada. **Apostila Universidade Federal de Uberlândia**, Faculdade de Engenharia Mecânica, Laboratório de Projetos Mecânicos, 41 p., 2006.
7. RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista FOB**, 2001; 9(3/4):97-103.
8. FAKHOURI, S.F.; SHIMANO, M.M.; MARANHO, D.; ARAÚJO, C.A.; SHIMANO, A.C; VOLPON, J.B. Photoelastic evaluation of pathological axis deviation of the femur in the frontal plane. **Advances in Mechanical Engineering**, 2014.
9. LOTTI, R.S; MACHADO, A.W; MAZZIEIRO, E.T e LANDRE-JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, 2006; 11(2): 35-43.
10. CIFTCI, Y. e CANAY, S.; The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **Int J Oral Maxillofac Impl**, 2000; 15(4): 571-82.
11. SAHIN, S; CEHRELI, C.M e YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, 2002; 30(7-8): 271-82.
12. ANSYS Release 12.0 Documentation. Houston, USA: **Ansys Inc.**; 2008.
13. SÁNCHEZ, C.A.A. Estudo de Impacto usando elementos finitos e não-linear, Dissertação de Mestrado apresentada à Escola de engenharia de São Carlos, USP - São Carlos, 2001.