

## Modelo computacional de olho humano para estudo de patologias de retina

Tatiana T. S. Mello<sup>1</sup>, Marco Lucio Bittencourt<sup>2</sup>, Jorge Luis Suzuki<sup>3</sup>.

1. Estudante de Iniciação Científica da Faculdade de Eng. Mecânica – Unicamp- Campinas/SP. \*tati.thompson@gmail.com
2. Prof Dr. da Faculdade de Eng. Mecânica- Unicamp- Campinas/SP
3. Doutorando da Faculdade de Eng. Mecânica- Unicamp- Campinas/SP

Palavras Chave: Método dos Elementos Finitos (MEF), miopia, biomecânica.

### Introdução

Compreender o mecanismo de alongamento axial do olho em pacientes míopes é útil para que oftalmologistas possam fazer diagnósticos mais precisos antes do desenvolvimento de futuras patologias de retina.

Um modelo 2D axissimétrico baseado no método dos elementos finitos (MEF) de um olho míope foi gerado para estudar as distribuições induzidas de tensão e deformação e a integridade da retina com o objetivo de identificar pacientes com potenciais doenças relacionadas com a retina.

### Resultados e Discussão

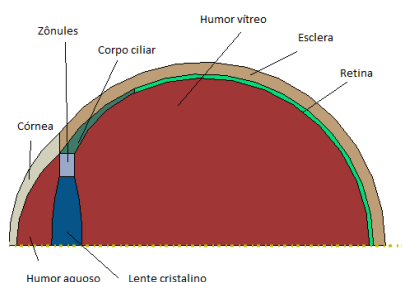


Figura 1. Modelo de olho e suas respectivas estruturas

Além da retina, outras estruturas como a córnea, a esclera, o corpo ciliar, os zônulos, a lente cristalino e o humor vítreo e aquoso estão presentes no modelo construído (Fig.1).

As propriedades do material, bem como o tipo de modelo para cada estrutura estão na Tabela 1.

| Estrutura             | Modelo                                  | Parâmetros  |
|-----------------------|---|---|
| Corpo ciliar          | Elástico linear                         | $E = 11 \text{ MPa}$                              |
|                       |   | $\nu = 0.49$                                      |
| Lente cristalino      | Elástico linear                         | $E = 6.88 \text{ MPa}$                            |
|                       |   | $\nu = 0.49$                                      |
| Retina                | Bilinear                                | Elástico: $E = 0.083 \text{ MPa}$<br>$\nu = 0.49$ |
|                       |   | Plástico: Dados de [1]                            |
| Zônulos               | Elástico linear                         | $E = 357.78 \text{ MPa}$                          |
|                       |   | $\nu = 0.49$                                      |
| Córnea                | Não linear (hiperelástico de Neo Hooke) | $C_{10} = 15.16 \text{ MPa}$                      |
|                       |   | $D_1 = 0.012 \text{ MPa}^{-1}$                    |
| Esclera               | Não linear (hiperelástico de Neo Hooke) | $C_{10} = 37.058 \text{ MPa}$                     |
|                       |   | $D_1 = 0.0016 \text{ MPa}^{-1}$                   |
| Humor vítreo e aquoso | Não linear (hiperelástico de Neo Hooke) | $C_{10} = 1.5e-7 \text{ MPa}$                     |
|                       |   | $D_1 = 0.001 \text{ MPa}^{-1}$                    |

Através do MEF criou-se uma malha com elementos triangulares axissimétricos lineares de 6 nós com controle de distorção. A técnica de solução full-Newton foi utilizada para iterar as integrações numéricas. Molas ao longo da curvatura da camada externa (esclera) simularam a fixação do globo na órbita ocular.

O alongamento axial de olhos míopes foi simulado e as tensões radial máxima e circunferenciais, bem como

as componentes de deformaçãoo logarítmica (LE Principal Máxima) foram maiores na retina na região do pólo posterior (Fig. 2). Tais resultados indicam que esta região é mais susceptível a alterações mecânicas que ocorrem na miopia axial. Este resultado foi visto na literatura, uma vez que este alongamento axial está associado a muitas patologias oculares localizadas no pólo posterior do olho.<sup>2</sup>

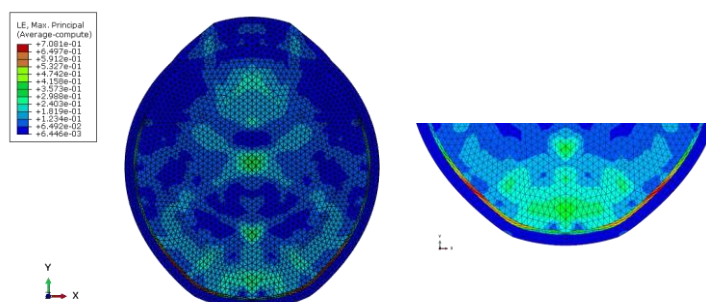


Figura 2. Deformação principal máxima logarítmica (LE Max Prinipal) no olho míope e sua distribuição ao longo da retina no pólo inferior.

### Conclusões

O modelo desenvolvido mostrou-se altamente versátil e aplicável a uma ampla gama de pesquisas olho míope.

O modelo pode ser desenvolvido para revelar os fatores mecânicos que orientam as alterações degenerativas, como estafilomas e retinosquise uma vez que os resultados obtidos são compatíveis com a literatura para patologias de retina desenvolvidas devido a cargas mecânicas. Assim, para realizar o estudo qualitativo do modelo de CAD/CAE construído, o presente grupo está dando continuidade ao projeto e simulando casos clínicos diferentes, fornecidos pelo Dr. Alexandre Souto.

Além disso, o modelo pode ser facilmente adaptado para estudar os efeitos de glaucoma, hipermetropia e doenças oculares semelhantes sobre a retina.

### Agradecimentos

Gostaria de agradecer ao Prof. Dr. Marco Lucio Bittencourt, MSc. Jorge Luís Suzuki e ao Dr. Alexandre Souto pela orientação durante o projeto e ao PIBIC/CNPq pelo apoio financeiro.

1. Liu, x.; WANG, L. "Mechanism of traumatic retinal detachment in blunt impact: A finite element study". *Journal of Biomechanics*, Vol 46, pp 1321–1327.2013.
2. BENDRE, A. A., "Finite element analysis and preliminary experiments to study the effects of high myopia in macular degeneration". Mechanical Engineering Master's Thesis. Northeastern University. Boston. 2009.