

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE ENGENHARIA E INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS  
BACHARELADO EM ENGENHARIA COMPUTACIONAL**

**Guilherme Campos Decoló**

**Modelagem Computacional da Biomecânica da Córnea Humana**

Juiz de Fora

2026

Campos Decoló, Guilherme.

Modelagem Computacional da Biomecânica da Córnea Humana /  
Guilherme Campos Decoló. - 2026.

62 f.

Orientador: Lahis Souza de Assis

Coorientador: Flávia Souza Bastos

Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado) - Universidade Federal  
de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia e Instituto de Ciências Exatas.  
Bacharelado em Engenharia Computacional, 2026.

1. Biomecânica da Córnea. 2. Holzapfel-Gasser-Ogden. 3.  
Método dos Elementos Finitos. 4. Abaqus. I. Souza de Assis, Lahis,  
orient. II. Souza Bastos, Flávia, coorient. III. Título.

Guilherme Campos Decoló

## **Modelagem Computacional da Biomecânica da Córnea Humana**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao corpo docente do curso de graduação em Engenharia Computacional da Faculdade de Engenharia e Instituto de Ciências Exatas da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Computacional.

Orientador: Prof.<sup>a</sup> D.Sc. Lahis Souza de Assis

Coorientador: Prof.<sup>a</sup> D.Sc. Flávia Souza Bastos

Juiz de Fora

2026

**Guilherme Campos Decoló**

**Modelagem Computacional da Biomecânica da Córnea Humana**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao corpo docente do curso de graduação em Engenharia Computacional da Faculdade de Engenharia e Instituto de Ciências Exatas da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Computacional.

Aprovado em 16 de janeiro de 2026.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof.<sup>a</sup> D.Sc. Lahis Souza de Assis - Orientador  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. D.Sc. Bernardo Martins Rocha  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof.<sup>a</sup> D.Sc. Priscila Roque de Almeida  
Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Cláudia Campos Decoló e José Oscar Decoló Leite, minha eterna gratidão. Agradeço pelo incentivo ininterrupto e pelo suporte incondicional oferecido ao longo de todos os anos desta graduação. Vocês foram a base fundamental para que eu pudesse trilhar este caminho e alcançar esta conquista.

Às minhas orientadoras, Prof.<sup>a</sup> Lahis Souza de Assis e Prof.<sup>a</sup> Flávia Souza Bastos, meu muito obrigado pela parceria. Agradeço à Prof.<sup>a</sup> Lahis pela paciência e cuidado na condução deste trabalho, e à Prof.<sup>a</sup> Flávia pelas oportunidades e confiança, fundamentais para o meu amadurecimento acadêmico.

Aos amigos que fiz ao longo destes dez anos de jornada, meu sincero obrigado. Agradeço a todos os parceiros de estudo e colegas que caminharam ao meu lado, dividindo angústias e conquistas. Muito obrigado por estarem ao meu lado.

Por fim, à Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), pela formação de excelência. Sou especialmente grato ao programa de assistência estudantil, cujo suporte foi vital para minha permanência na cidade e conclusão deste curso. Agradeço também pelas vivências nos projetos de extensão ADAPT e LabMaker, e nas atividades de monitoria, que expandiram minha visão profissional e humana.

## RESUMO

A córnea é a principal estrutura refrativa do olho humano, cuja função óptica depende diretamente de sua integridade biomecânica. A previsão do comportamento deste tecido sob carregamento é desafiadora devido à sua natureza anisotrópica e não-linear, governada por uma complexa microestrutura de fibras de colágeno. O presente trabalho tem como objetivo implementar o modelo constitutivo hiperelástico de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) no *software* comercial Simulia Abaqus, superando limitações nativas através do desenvolvimento de subrotinas de usuário. A metodologia consistiu na programação de uma subrotina USDFLD em Fortran para definir a dispersão variável das fibras ( $\kappa$ ) ao longo da geometria corneana. O modelo foi inicialmente validado através da reprodução de ensaios de tração uniaxial em tiras de estroma. Posteriormente, realizou-se a simulação tridimensional da inflação da córnea. Os resultados indicaram que a implementação permitiu representar a anisotropia do tecido e apresentou uma concordância satisfatória com os dados experimentais da literatura, acompanhando o comportamento de endurecimento por deformação. Conclui-se que a abordagem computacional proposta mostra-se viável para a análise biomecânica da córnea, constituindo uma ferramenta promissora para futuras investigações clínicas e de engenharia.

**Palavras-chave:** Biomecânica da Córnea. Holzapfel-Gasser-Ogden. Método dos Elementos Finitos. Abaqus.

## ABSTRACT

The cornea is the main refractive structure of the human eye, and its optical function depends directly on its biomechanical integrity. Predicting the behavior of this tissue under loading is challenging due to its anisotropic and non-linear nature, governed by a complex microstructure of collagen fibers. This work aims to implement the Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) hyperelastic constitutive model in the commercial software Simulia Abaqus, overcoming native limitations through the development of user subroutines. The methodology consisted of programming a USDFLD subroutine in Fortran to define the fiber dispersion variable ( $\kappa$ ) along the corneal geometry. The model was initially validated by reproducing uniaxial tensile tests on stromal strips. Subsequently, a three-dimensional simulation of corneal inflation was performed. The results indicated that the implementation allowed representing the tissue anisotropy and showed satisfactory agreement with experimental literature data, following the strain-stiffening behavior. It is concluded that the proposed computational approach is viable for corneal biomechanical analysis, constituting a promising tool for future clinical and engineering investigations.

**Keywords:** Corneal Biomechanics. Holzapfel-Gasser-Ogden. Finite Element Method. Abaqus.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1.1	Anatomia esquemática do globo ocular humano. Fonte: Adaptado de Oscar Wylee (2024). . . . .	12
2.1	Representação esquemática das cinco camadas da córnea humana. Fonte: Lecturio (2022). . . . .	15
2.2	Mapa de orientação preferencial das fibras de colágeno na córnea humana. Fonte: Aghamohammadzadeh <i>et al.</i> (2004). . . . .	16
3.1	Protocolo experimental adotado por Liu <i>et al.</i> (2020): (a) Extração da lentícula via SMILE; (b) Esquema de corte das tiras (NT/SI); (c) Tira de estroma posicionada nas garras; (d) Amostra sob tração. . . . .	23
3.2	Dimensões da seção transversal da tira de estroma no Abaqus. . . . .	24
3.3	Malha de elementos finitos do corpo de prova. . . . .	25
3.4	Orientação material local: alinhamento das fibras com a direção de tração. . . . .	26
3.5	Condições de contorno de simetria aplicadas para estabilização do modelo: (a) Restrição longitudinal ( $u_x = 0$ ); (b) Restrição transversal ( $u_y = 0$ ); (c) Restrição na espessura ( $u_z = 0$ ). . . . .	26
3.6	Aplicação do deslocamento prescrito ( $\Delta L$ ) na direção longitudinal. . . . .	27
3.7	Comparação entre a tensão simulada e dados experimentais, onde a curva tracejada preta representa os dados de Liu <i>et al.</i> (2020) e a linha contínua vermelha indica a resposta do modelo HGO. . . . .	27
3.8	Configuração das fibras de colágeno adotada na simulação: (a) Orientação das duas famílias de fibras; (b) Níveis de contorno do parâmetro de dispersão $\kappa$ para ambas as famílias. Fonte: Adaptado de Pandolfi e Holzapfel (2008). . . . .	29
3.9	Seção transversal com dimensões principais. . . . .	30
3.10	Particionamento geométrico para estruturação da malha. . . . .	30
3.11	Malha de elementos finitos do modelo tridimensional da córnea. . . . .	31
3.12	Distribuição do parâmetro de dispersão ( $\kappa$ ) gerada pela sub-rotina USDFLD. . . . .	33
3.13	Região central (zona óptica): orientação preferencialmente ortogonal (NT-SI). . . . .	34
3.14	Região periférica (limbo): arranjo circunferencial para reforço estrutural. . . . .	34
3.15	Mapa dos sistemas de coordenadas locais sobre a malha. . . . .	35
3.16	Condições de contorno aplicadas na borda do limbo. . . . .	35

3.17	Aplicação da pressão uniforme na face interna da córnea . . . . .	36
4.1	Campo de deslocamento vertical ( $u_y$ ) sob pressão de 16 mmHg. . . . .	37
4.2	Tensão Máxima Principal sob pressão de 16 mmHg. . . . .	38
4.3	Vista superior da Tensão Máxima Principal sob pressão de 100 mmHg. . . . .	39
4.4	Curva de inflação da córnea: Comparação entre a simulação numérica e os dados experimentais. . . . .	39
4.5	Campo de deslocamento vertical ( $u_y$ ) sob pressão de 100 mmHg. . . . .	40
B.1	Criação dos pontos isolados definindo os limites da córnea. . . . .	47
B.2	Geração das curvas anterior e posterior conectando os pontos isolados. . . . .	48
B.3	Perfil transversal final fechado, pronto para a operação de revolução. . . . .	48
B.4	Sólido da córnea gerado após a revolução do perfil. . . . .	49
B.5	Seleção dos três pontos para definição do primeiro plano de corte. . . . .	49
B.6	Geometria dividida em duas células após a primeira partição. . . . .	50
B.7	Sólido final particionado em quatro quadrantes simétricos. . . . .	50
B.8	Configuração do tamanho global da discretização. . . . .	51
B.9	Malha final estruturada de elementos finitos. . . . .	51
B.10	Configuração dos parâmetros do modelo Holzapfel. . . . .	52
B.11	Definição do número de variáveis de estado dependentes da solução. . . . .	53
B.12	Sequência de segmentação da malha: remoção progressiva das camadas do limbo em direção ao centro. . . . .	55
B.13	Criação do <i>Set</i> contendo apenas a região central. . . . .	56
B.14	Utilização do Display Group para ocultar o <i>Set</i> central previamente definido. . . . .	56
B.15	Criação do <i>Set</i> com os elementos periféricos restantes. . . . .	57
B.16	Verificação visual dos <i>Sets</i> definidos. . . . .	57
B.17	Orientação material da região central. . . . .	58
B.18	Orientação material na periferia. . . . .	59
B.19	Inicialização da variável de campo para a subrotina. . . . .	60
B.20	Restrição de deslocamento aplicada na borda da córnea. . . . .	61
B.21	Aplicação da pressão uniforme na face interna. . . . .	61
B.22	Seleção do arquivo da subrotina de usuário nas configurações do Job. . . . .	62

## LISTA DE TABELAS

3.1	Parâmetros constitutivos adotados para a simulação do estroma sob tração uniaxial, conforme Liu <i>et al.</i> (2020). . . . .	25
3.2	Parâmetros constitutivos adotados para a simulação tridimensional de inflação da córnea, conforme Pandolfi e Holzapfel (2008). . . . .	32

## LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

CACS	<i>Corneal Anterior Central Stroma</i> (Estroma Central Anterior da Córnea)
HGO	Holzappel-Gasser-Ogden (Modelo Constitutivo)
MEF	Método dos Elementos Finitos
NT	Nasal-Temporal (Direção anatmica)
PBS	<i>Phosphate Buffered Saline</i> (Solução Salina Tamponada com Fosfato)
PIO	Pressão Intraocular
SI	Superior-Inferior (Direção anatmica)
SMILE	<i>Small Incision Lenticule Extraction</i> (Extração de Lentcula por Pequena Incisão)
USDFLD	<i>User Subroutine to Define Field Variables</i> (Subrotina de Usuário para Definir Variáveis de Campo)

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
1.1	Objetivos .....	13
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>15</b>
2.1	Anatomia e Fisiologia da Córnea .....	15
2.2	Modelagem Constitutiva de Tecidos Moles .....	17
<b>2.2.1</b>	<b>Equações de Governo</b> .....	<b>17</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Modelo Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO)</b> .....	<b>19</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>22</b>
3.1	Validação do Modelo Constitutivo .....	22
<b>3.1.1</b>	<b>Construção da Geometria</b> .....	<b>24</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Malha e Discretização</b> .....	<b>24</b>
<b>3.1.3</b>	<b>Parâmetros Materiais</b> .....	<b>25</b>
<b>3.1.4</b>	<b>Condições de Contorno e Carregamento</b> .....	<b>26</b>
<b>3.1.5</b>	<b>Tratamento dos Resultados</b> .....	<b>27</b>
3.2	Simulação Tridimensional da Córnea .....	28
<b>3.2.1</b>	<b>Construção da Geometria</b> .....	<b>29</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Malha e Discretização</b> .....	<b>30</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Parâmetros Materiais</b> .....	<b>31</b>
<i>3.2.3.1</i>	<i>Implementação da Dispersão Variável (<math>\kappa</math>)</i> .....	<i>32</i>
<b>3.2.4</b>	<b>Orientação de Fibras de Colágeno</b> .....	<b>33</b>
<b>3.2.5</b>	<b>Condições de Contorno e Carregamento</b> .....	<b>35</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>37</b>
4.1	Resposta sob Pressão Fisiológica .....	37
4.2	Análise sob Pressão Elevada .....	38

<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>42</b>
5.1	Sugestões para Trabalhos Futuros .....	42
	<b>APÊNDICES</b> .....	<b>45</b>
<b>A</b>	<b>Código Fonte da Subrotina USDFLD</b> .....	<b>46</b>
<b>B</b>	<b>Tutorial de Implementação no Abaqus</b> .....	<b>47</b>
B.1	Etapa 1: Construção da Geometria .....	47
B.2	Etapa 2: Estratégia de Particionamento e Malha .....	49
B.3	Etapa 3: Definição do Material .....	51
B.4	Etapa 4: Definição das Regiões e Orientação das Fibras .....	54
<b>B.4.1</b>	<b>Criação dos <i>Sets</i> de Elementos</b> .....	<b>54</b>
<b>B.4.2</b>	<b>Atribuição da Orientação Material</b> .....	<b>57</b>
B.5	Etapa 5: Montagem e Configuração da Análise .....	59
<b>B.5.1</b>	<b>Montagem</b> .....	<b>59</b>
<b>B.5.2</b>	<b>Definição do Passo de Análise</b> .....	<b>59</b>
<b>B.5.3</b>	<b>Inicialização de Variáveis de Campo</b> .....	<b>59</b>
B.6	Etapa 6: Condições de Contorno e Carregamento .....	60
B.7	Etapa 7: Execução da Análise .....	61

## 1 INTRODUÇÃO

A visão é amplamente considerada o mais complexo e vital dos sentidos humanos, sendo a córnea a estrutura responsável pela etapa inicial do processo visual. Trata-se de um tecido transparente e avascular localizado na parte frontal do globo ocular, conforme ilustrado na Figura 1.1. Sua função principal é atuar como uma lente convergente natural, sendo responsável por aproximadamente dois terços do poder refrativo total do olho, além de servir como uma barreira física protetora contra traumas e infecções para as estruturas intraoculares (DelMonte e Kim, 2011).

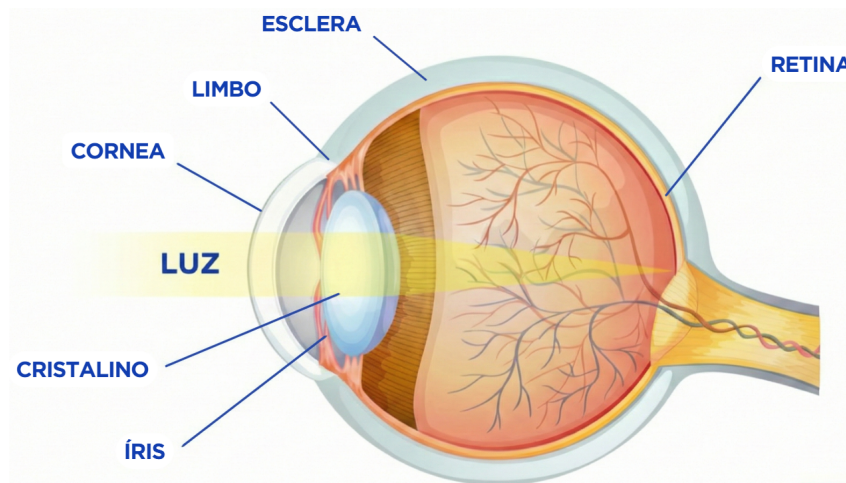


Figura 1.1: Anatomia esquemática do globo ocular humano. Fonte: Adaptado de Oscar Wylee (2024).

Para desempenhar sua função óptica com excelência, a córnea deve manter sua transparência e uma curvatura específica. A geometria da córnea é determinada por um delicado equilíbrio mecânico entre a pressão intraocular (PIO) e a resistência elástica do tecido. A compreensão dessa biomecânica é essencial, especialmente no contexto de cirurgias refrativas, que modificam a estrutura corneana através da ablação de tecido estromal (Pandolfi *et al.*, 2009). Alterações nesse equilíbrio, sejam por intervenções cirúrgicas ou por patologias, podem levar a complicações graves, como a ectasia, resultando em perda significativa da acuidade visual (Liu *et al.*, 2020).

No entanto, a caracterização mecânica e a previsão do comportamento da córnea apresentam grandes desafios. A realização de testes experimentais esbarra em limitações éticas, custos elevados e na dificuldade de obtenção de tecido humano fresco para

ensaios destrutivos. É neste cenário que a abordagem computacional se destaca. O desenvolvimento de modelos biomecânicos através do Método dos Elementos Finitos (MEF) permite explorar o comportamento da córnea em um ambiente virtual, superando as restrições inerentes aos experimentos físicos (Pang *et al.*, 2024).

Nesse sentido, a pesquisa científica tem buscado integrar a teoria da mecânica do contínuo com dados clínicos para refinar essas simulações. Estudos fundamentais destacam a necessidade de modelos constitutivos que capturem a não-linearidade e a anisotropia gerada pela microestrutura de colágeno (Holzapfel *et al.*, 2025; Fratzl, 2008; Anderson *et al.*, 2004; Pandolfi, 2020). Para viabilizar essas análises, o desenvolvimento de formulações numéricas que consideram a dispersão das fibras tem permitido simulações tridimensionais detalhadas da resposta biomecânica (Pandolfi e Manganiello, 2006; Pandolfi e Holzapfel, 2008). A calibração desses modelos, por sua vez, depende de dados experimentais robustos. Avanços recentes utilizam lentes extraídas em cirurgias refrativas (SMILE) para caracterizar a rigidez direcional humana com maior precisão (Xiang *et al.*, 2018; Liu *et al.*, 2020). Essa convergência entre caracterização material e modelagem numérica fundamenta a metodologia necessária para prever cenários clínicos complexos.

Contudo, a transposição desses modelos teóricos avançados para *softwares* comerciais de engenharia amplamente utilizados na indústria, como o Simulia Abaqus, não é trivial. As ferramentas nativas muitas vezes não oferecem suporte direto para a definição de campos de materiais com dispersão variável, criando uma lacuna entre a teoria biomecânica e a aplicação prática em engenharia computacional.

## 1.1 OBJETIVOS

Motivado por este contexto, o objetivo principal deste trabalho é demonstrar a viabilidade e a eficácia da implementação do modelo constitutivo de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) (Holzapfel *et al.*, 2000; Gasser *et al.*, 2006) no ambiente Abaqus/Standard. O foco reside na superação das limitações nativas do *software* através de programação de subrotinas, permitindo a análise correta do comportamento da córnea sob pressão intraocular.

Para cumprir o objetivo geral, foram definidas as seguintes metas específicas:

- Estudar a fundamentação teórica de modelos constitutivos hiperelásticos anisotrópicos, com foco na formulação matemática necessária para descrever tecidos reforçados por fibras.
- Desenvolver e implementar subrotinas de usuário (USDFLD) em linguagem Fortran para incorporar a dispersão variável de fibras de colágeno no modelo de material do Abaqus.
- Validar a implementação computacional através da reprodução de ensaios experimentais de tração e inflação disponíveis na literatura.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA DA CÓRNEA

A córnea é a estrutura transparente e avascular localizada na porção anterior da túnica fibrosa do globo ocular. Atuando como o principal elemento refrativo do sistema visual, ela é responsável pela maior parte da convergência dos raios luminosos que entram no olho (Levin, 2011). Para fins de engenharia e modelagem biomecânica, a córnea pode ser entendida como uma cúpula de tecido mole, com espessura central média de aproximadamente 0,5 mm, tornando-se ligeiramente mais espessa na periferia, onde se conecta à esclera através do limbo (DelMonte e Kim, 2011).

Embora aparente ser uma estrutura homogênea a olho nu, histologicamente a córnea humana é composta por cinco camadas distintas, conforme ilustrado na Figura 2.1: Epitélio, Membrana de Bowman, Estroma, Membrana de Descemet e Endotélio.

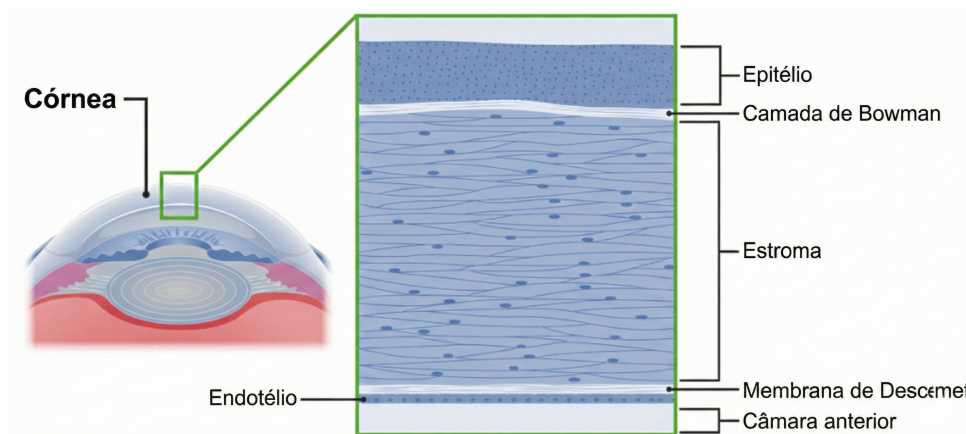


Figura 2.1: Representação esquemática das cinco camadas da córnea humana. Fonte: Lecturio (2022).

Dentre essas camadas, o estroma é a mais relevante para a análise estrutural por elementos finitos, pois constitui cerca de 90% da espessura total da córnea. É nesta camada que reside a resistência mecânica do tecido e, por essa razão, é prática comum na literatura assumir as propriedades mecânicas globais da córnea como sendo governadas pelas propriedades do estroma (Pandolfi *et al.*, 2009).

O comportamento mecânico resultante é classificado como anisotrópico e não-linear, características que derivam diretamente da organização interna do estroma. Esta camada

é estruturada em lamelas, que são finas folhas sobrepostas compostas por fibrilas de colágeno alinhadas paralelamente, imersas em uma matriz gelatinosa. A arquitetura do estroma obedece a padrões específicos que otimizam tanto a transparência óptica quanto a resistência mecânica (Pandolfi e Manganiello, 2006).

Na região central (zona óptica), as lamelas de colágeno tendem a se organizar predominantemente em duas direções preferenciais ortogonais: a horizontal Nasal-Temporal (NT) e a vertical Superior-Inferior (SI). Esta configuração justifica a modelagem do tecido através de duas famílias de fibras principais, criando uma estrutura análoga a uma trama reforçada capaz de suportar as tensões geradas pelos músculos extraoculares e pela pressão intraocular, minimizando distorções visuais. Progressivamente, à medida que as fibras se aproximam da região periférica (limbo) e da transição com a esclera, ocorre uma reorientação espacial significativa. Nesta zona, as fibras assumem um padrão circunferencial (anelar), atuando mecanicamente como uma cinta de reforço. Esta disposição é crucial para manter a estabilidade da curvatura da córnea, confinando a deformação e garantindo a integridade estrutural na junção córnea-esclera (Aghamohammadzadeh *et al.*, 2004).

Essa organização complexa é frequentemente ilustrada através de mapas obtidos por difração de raios-X, conforme representado na Figura 2.2.

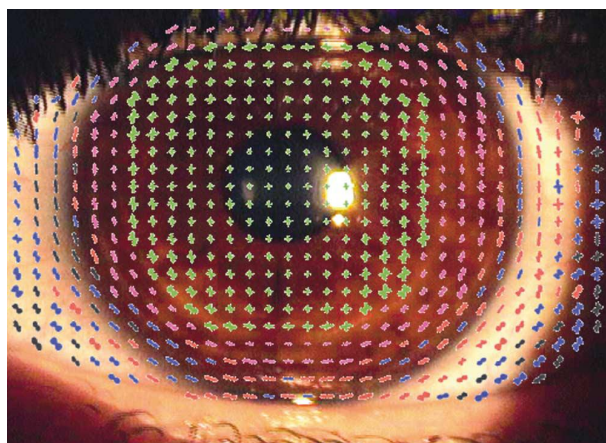


Figura 2.2: Mapa de orientação preferencial das fibras de colágeno na córnea humana. Fonte: Aghamohammadzadeh *et al.* (2004).

É importante ressaltar o conceito de dispersão. Embora existam direções preferenciais, as fibras não são perfeitamente alinhadas, pois existe um grau de desvio angular em torno

da direção principal. Portanto, a córnea deve ser modelada como um compósito biológico reforçado por fibras, onde a direção e o grau de alinhamento da trama ditam a distribuição de tensões (Pandolfi e Manganiello, 2006).

## 2.2 MODELAGEM CONSTITUTIVA DE TECIDOS MOLES

A simulação numérica de estruturas biológicas submetidas a grandes deformações fundamenta-se na combinação de princípios de conservação com relações constitutivas específicas. Enquanto as equações de balanço e as relações cinemáticas são válidas para qualquer meio contínuo, a resposta mecânica da córnea sob carregamento é descrita por um modelo constitutivo particular. Para este trabalho, adota-se a teoria da hiperelasticidade, amplamente sugerida na literatura para descrever o comportamento não linear, anisotrópico e quase incompressível de tecidos biológicos como a córnea (Holzapfel *et al.*, 2000; Pandolfi e Manganiello, 2006).

A seguir, apresentam-se os conceitos teóricos essenciais implementados no solver do Abaqus, *software* comercial que soluciona problemas de valor de contorno através do Método dos Elementos Finitos, com ênfase na formulação do modelo hiperelástico anisotrópico HGO.

### 2.2.1 Equações de Governo

A modelagem biomecânica da córnea fundamenta-se na teoria da mecânica do contínuo para grandes deformações (Pandolfi e Holzapfel, 2008). Para descrever a cinemática do tecido, define-se uma configuração de referência  $\Omega_0$  e uma configuração atual  $\Omega$ . O movimento é mapeado através do gradiente de deformação,  $\mathbf{F}$ , que relaciona a posição de um ponto material na configuração deformada ( $\mathbf{x}$ ) com sua posição original ( $\mathbf{X}$ ), sendo expresso por

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}}. \quad (2.1)$$

Seguindo a formulação utilizada por Gasser *et al.* (2006), adota-se a decomposição multiplicativa de Flory (Flory, 1961) para o gradiente de deformação. Esta abordagem desacopla matematicamente a deformação em uma componente volumétrica

(dilatacional), quantificada pela variação de volume  $J = \det(\mathbf{F})$ , e uma componente isocórica (distorcional), representada por  $\bar{\mathbf{F}}$ :

$$\mathbf{F} = (J^{1/3}\mathbf{I}) \cdot \bar{\mathbf{F}}. \quad (2.2)$$

Para estabelecer uma métrica de deformação independente de rotações de corpo rígido, é definido o tensor direito de Cauchy-Green,  $\mathbf{C}$ . Devido à decomposição adotada anteriormente, este tensor também é separado em uma parte volumétrica e sua contraparte isocórica modificada,  $\bar{\mathbf{C}}$  (Gasser *et al.*, 2006), resultando em

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = J^{2/3} \bar{\mathbf{C}}, \quad \text{onde } \bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}}. \quad (2.3)$$

Para quantificar a deformação no material, utiliza-se o tensor de deformação de Green-Lagrange,  $\mathbf{E}$ , que opera na configuração de referência e é definido pela expressão

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}), \quad (2.4)$$

onde  $\mathbf{I}$  é o tensor identidade de segunda ordem. Geometricamente, as componentes diagonais ( $E_{11}, E_{22}, E_{33}$ ) representam o estiramento (alongamento ou compressão) das fibras do material em cada direção. Já as componentes fora da diagonal ( $E_{12}, E_{13}, E_{23}$ ) representam o cisalhamento (variação angular) entre essas direções.

Em uma análise estática, desprezando forças de corpo, o equilíbrio mecânico na configuração atual é governado pela equação diferencial que envolve o tensor de tensão de Cauchy ( $\boldsymbol{\sigma}$ ), dada por

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{0}. \quad (2.5)$$

Para solucionar este problema de valor de contorno, relaciona-se o estado de tensão com a deformação através de uma lei constitutiva.

Na teoria da hiperelasticidade, postula-se a existência de uma função energia de deformação,  $U$ , tal que a tensão é derivada do potencial de energia armazenado. O segundo tensor de tensão de Piola-Kirchhoff,  $\mathbf{S}$ , energeticamente conjugado ao tensor de

deformação de Green-Lagrange, é obtido pela diferenciação da energia em relação a  $\mathbf{C}$  (Gasser *et al.*, 2006),

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial U}{\partial \mathbf{C}}. \quad (2.6)$$

No entanto, embora  $\mathbf{S}$  seja fundamental para a formulação na configuração de referência, a tensão física real que atua no corpo deformado é a tensão de Cauchy,  $\boldsymbol{\sigma}$ . A relação entre ambas é dada pela operação de *push-forward* do tensor  $\mathbf{S}$  através do gradiente de deformação (Gasser *et al.*, 2006), tal que

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T. \quad (2.7)$$

Combinando a definição de  $\mathbf{S}$ , apresentada na Equação (2.6), com a transformação acima, obtém-se a expressão explícita para a tensão de Cauchy em função da energia de deformação, fundamental para a implementação em códigos de elementos finitos, resultando na equação

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \cdot \left( 2 \frac{\partial U}{\partial \mathbf{C}} \right) \cdot \mathbf{F}^T. \quad (2.8)$$

### 2.2.2 Modelo Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO)

O modelo constitutivo de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) é utilizado na literatura para descrever a biomecânica de tecidos moles reforçados por fibras. Originalmente desenvolvido para o tecido arterial (Holzapfel *et al.*, 2000), sua aplicação estendeu-se à modelagem da córnea humana devido à capacidade de representar a não-linearidade e a anisotropia resultantes da microestrutura de colágeno (Pandolfi e Holzapfel, 2008; Holzapfel *et al.*, 2025).

A formulação disponível no software Abaqus baseia-se nos estudos de Holzapfel *et al.* (2000) e na generalização apresentada por Gasser *et al.* (2006). Este último trabalho introduziu uma abordagem estatística para a dispersão das fibras, permitindo que a distribuição e orientação das famílias de colágeno sejam incorporadas matematicamente na função de energia de deformação.

O modelo adota uma formulação desacoplada que separa a resposta volumétrica

(mudança de volume) da resposta isocórica (mudança de forma). A parte isocórica é, por sua vez, subdividida em duas contribuições aditivas: a resposta da matriz não-colagenosa e a resposta das famílias de fibras de colágeno. Dessa forma, a função de densidade de energia de deformação total é expressa pela soma de três parcelas

$$U = U_{mat} + U_{vol} + U_{fib}, \quad (2.9)$$

onde  $U_{vol}$  representa a penalidade volumétrica para garantir a quase-incompressibilidade,  $U_{mat}$  refere-se à contribuição isotrópica da matriz e  $U_{fib}$  descreve a contribuição anisotrópica das fibras.

O software Abaqus oferece uma implementação nativa deste modelo constitutivo. A forma específica da função de densidade de energia adotada na biblioteca padrão do programa para materiais compressíveis é dada por

$$U = \underbrace{C_{10}(\bar{I}_1 - 3)}_{\text{Contribuição da matriz isotrópica}} + \underbrace{\frac{1}{D} \left( \frac{(J^{el})^2 - 1}{2} - \ln J^{el} \right)}_{\text{Penalidade volumétrica}} + \underbrace{\frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N (\exp [k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2] - 1)}_{\text{Contribuição das fibras de colágeno}}, \quad (2.10)$$

onde  $\bar{I}_1$  é o primeiro invariante da parte isocórica do tensor de deformação direito de Cauchy-Green e  $J^{el}$  é a razão de volume elástico. O parâmetro  $N$  representa o número de famílias de fibras colágenas consideradas. Para a modelagem da córnea neste trabalho, foi adotado  $N = 2$ , representando as duas famílias principais de lamelas de colágeno que se orientam, predominantemente, nas direções ortogonais nasal-temporal e inferior-superior no estroma central da córnea.

O termo  $\bar{E}_\alpha$  representa uma medida de deformação equivalente na direção da família de fibras  $\alpha$ , incorporando o efeito da dispersão estrutural descrito por Gasser *et al.* (2006). Nesse contexto, a dispersão é governada pelo parâmetro  $\kappa$ , que assume que as fibras não estão perfeitamente alinhadas, mas distribuídas em torno de uma direção média. A deformação nas fibras é calculada como

$$\bar{E}_\alpha = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4\alpha} - 1), \quad (2.11)$$

sendo  $\bar{I}_{4\alpha}$  o pseudo-invariante que representa o quadrado do estiramento na direção média da fibra ( $\bar{I}_{4\alpha} = \mathbf{A}_\alpha \cdot \bar{\mathbf{C}} \cdot \mathbf{A}_\alpha$ , onde  $\mathbf{A}_\alpha$  é o vetor unitário da direção preferencial).

É importante notar o uso dos colchetes de Macaulay na Equação (??), definidos como  $\langle x \rangle = x$  se  $x > 0$  e  $\langle x \rangle = 0$  se  $x \leq 0$ . Isso impõe a condição física de que as fibras de colágeno apenas contribuem para a rigidez do tecido quando estão sob tração; em compressão, elas tendem a flambar e não oferecem resistência estrutural.

Para a correta calibração e interpretação do modelo no Abaqus, é essencial compreender o papel físico de cada constante material presente na equação constitutiva:

- $C_{10}$  (MPa): Parâmetro relacionado à rigidez inicial da matriz. Ele governa a resposta do material em baixos níveis de deformação, antes que as fibras de colágeno sejam completamente recrutadas. É análogo a metade do módulo de cisalhamento ( $\mu/2$ ) de um modelo Neo-Hookeano.
- $D$  (MPa<sup>-1</sup>): Parâmetro de incompressibilidade, correspondente ao inverso do módulo volumétrico ( $K_0 = 2/D$ ). Para a córnea, assume-se um valor baixo para garantir a conservação de volume ( $J \approx 1$ ).
- $k_1$  (MPa): Parâmetro dimensional que representa a rigidez das fibras de colágeno, escalando a magnitude da tensão gerada por elas.
- $k_2$  (adimensional): Parâmetro que governa o enrijecimento das fibras. Este coeficiente adimensional determina a convexidade da curva tensão-deformação, valores elevados indicam um aumento abrupto na transição entre a região complacente e a região rígida da curva.
- $\kappa$  (adimensional): Parâmetro de dispersão das fibras, variando matematicamente entre 0 e 1/3.  $\kappa = 0$  indica fibras perfeitamente alinhadas na direção preferencial, e  $\kappa = 1/3$  indica fibras distribuídas aleatoriamente em todas as direções, resultando em um comportamento isotrópico.

### 3 METODOLOGIA

O trabalho foi dividido em duas etapas principais: validação do comportamento do material em uma geometria simplificada e simulação do modelo tridimensional completo da córnea. Todas as simulações foram realizadas no Simulia Abaqus, configuradas no solver Abaqus/Standard utilizando um passo de análise estática geral (*Static General Step*). Devido à natureza hiperelástica dos materiais e às grandes deformações esperadas, a opção de não-linearidade geométrica (*Nlgeom*) foi ativada.

#### 3.1 VALIDAÇÃO DO MODELO CONSTITUTIVO

O objetivo desta etapa é garantir que o modelo constitutivo de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO), implementado no Abaqus, reproduz adequadamente o comportamento mecânico observado experimentalmente. Esta verificação é fundamental para garantir que quaisquer desvios nos resultados das simulações mais complexas da córnea sejam atribuídos à geometria ou condições de contorno, e não a erros na definição do material ou sub-rotinas.

Para este fim, os parâmetros do modelo constitutivo foram validados através da reprodução computacional de ensaios de tração uniaxial reais. A referência experimental adotada baseia-se na caracterização biomecânica do estroma central anterior humano (CACS) realizada por Liu *et al.* (2020).

O estudo de referência utilizou lenticulas corneanas extraídas de pacientes jovens (média de idade de 26 anos) submetidos à cirurgia refrativa SMILE. Conforme descrito por Liu *et al.* (2020), este procedimento utiliza um laser de femtosegundo para criar e remover uma lenticula intraestromal, permitindo a obtenção de tecido humano fresco e saudável.

O protocolo de preparação das amostras, ilustrado na Figura 3.1, foi rigoroso quanto à orientação das fibras. As lenticulas foram cortadas em tiras centrais com largura de 1,2 mm. Para capturar a anisotropia, as tiras na direção Nasal-Temporal (NT) foram extraídas de olhos esquerdos, enquanto as tiras na direção Superior-Inferior (SI) foram extraídas de olhos direitos dos mesmos pacientes.

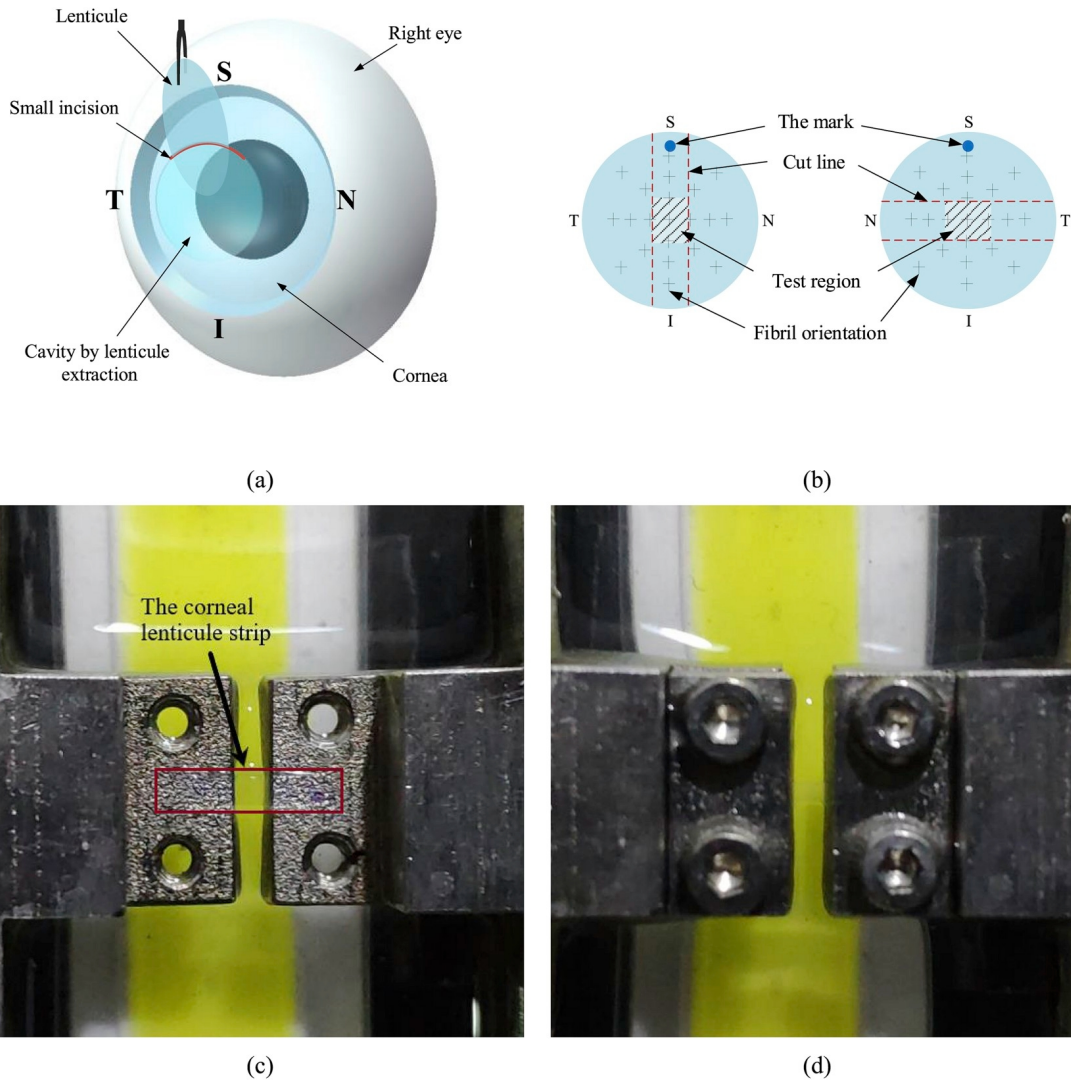


Figura 3.1: Protocolo experimental adotado por Liu *et al.* (2020): (a) Extração da lentícula via SMILE; (b) Esquema de corte das tiras (NT/SI); (c) Tira de estroma posicionada nas garras; (d) Amostra sob tração.

Os ensaios de tração uniaxial foram realizados em uma máquina de testes de microtração (IBTC-50), com a região de teste definida em 1,5 mm de comprimento. Para mimetizar as condições fisiológicas e evitar a desidratação do tecido, as amostras foram mantidas imersas em banho de solução salina (PBS) durante todo o experimento. Antes do teste final até a ruptura, as tiras foram submetidas a um pré-condicionamento de três ciclos de carga e descarga, garantindo a estabilização da resposta viscoelástica do tecido. As curvas tensão-estiramento resultantes serviram de base para a calibração do modelo numérico deste trabalho.

### 3.1.1 Construção da Geometria

Foi modelado um corpo de prova retangular representando a região de teste da tira de estroma. As dimensões foram definidas com base na amostra da direção Nasal-Temporal (NT) reportada no estudo.

A geometria foi gerada como um sólido deformável através da extrusão de uma seção de  $1,5653 \text{ mm} \times 1,2 \text{ mm}$  (Figura 3.2), com espessura de  $0,0668 \text{ mm}$ .

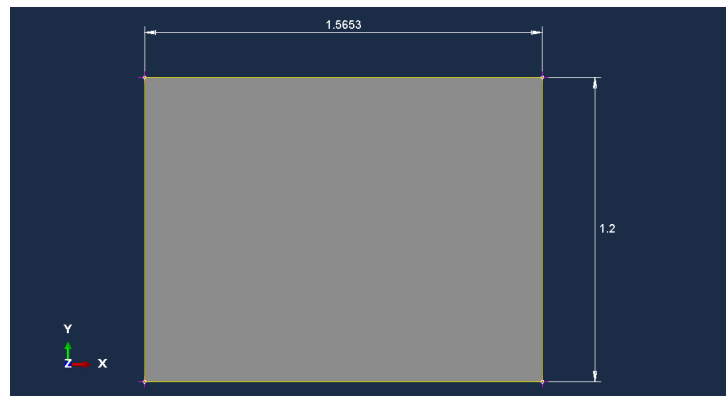


Figura 3.2: Dimensões da seção transversal da tira de estroma no Abaqus.

### 3.1.2 Malha e Discretização

Para a discretização do domínio, a geometria foi dividida em 300 elementos hexaédricos lineares do tipo C3D8R, totalizando 672 nós. A malha resultante é apresentada na Figura 3.3.

A escolha pelo elemento C3D8R (elemento contínuo tridimensional, de 8 nós, com integração reduzida) baseou-se na documentação do Abaqus, que indica este tipo de elemento para simulações envolvendo materiais de tecidos moles devido à sua eficiência computacional e capacidade de lidar com grandes deformações (Dassault Systèmes, 2025).

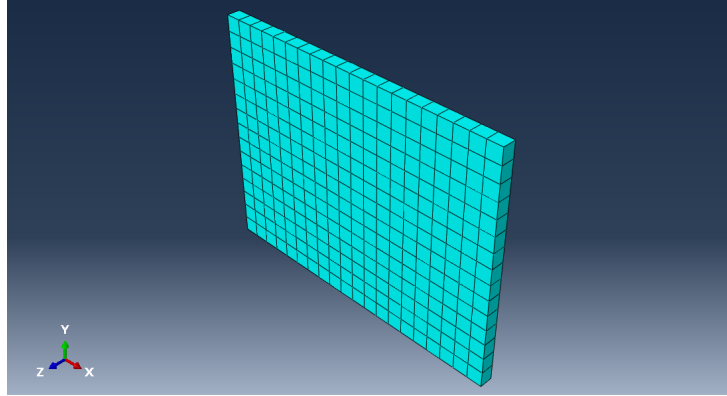


Figura 3.3: Malha de elementos finitos do corpo de prova.

A análise de convergência confirmou que o refinamento adotado é suficiente para garantir a precisão dos resultados, não havendo variações significativas com o aumento do número de elementos.

### 3.1.3 Parâmetros Materiais

Para representar o comportamento mecânico do estroma, foram adotados os parâmetros reportados por Liu *et al.* (2020), determinados via ajuste por mínimos quadrados a partir das curvas experimentais apresentadas no mesmo estudo. A Tabela 3.1 resume os valores que garantem a correlação entre a simulação e os dados reais.

$C_{10}$ (MPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$k_1$ (MPa)	$k_2$ (-)	$\kappa$ (-)
0,1656	0,01	2,9211	20,7395	0,144

Tabela 3.1: Parâmetros constitutivos adotados para a simulação do estroma sob tração uniaxial, conforme Liu *et al.* (2020).

Devido à natureza anisotrópica do modelo HGO, onde a rigidez do material depende da direção das fibras, foi necessário atribuir um sistema de coordenadas local para mapear a orientação preferencial das famílias de fibras de colágeno. Conforme ilustrado na Figura 3.4, o vetor diretor principal das fibras foi alinhado com o eixo longitudinal da amostra, mantendo os demais eixos ortogonais entre si, sendo o terceiro orientado na direção da espessura. Essa configuração reproduz a condição idealizada do ensaio de tração onde a carga é aplicada na direção das fibras.

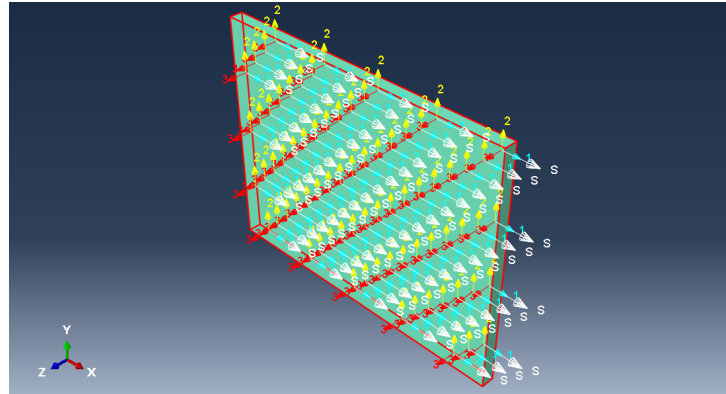


Figura 3.4: Orientação material local: alinhamento das fibras com a direção de tração.

### 3.1.4 Condições de Contorno e Carregamento

As condições de contorno (Figura 3.5), foram definidas para replicar o ensaio de tração uniaxial.

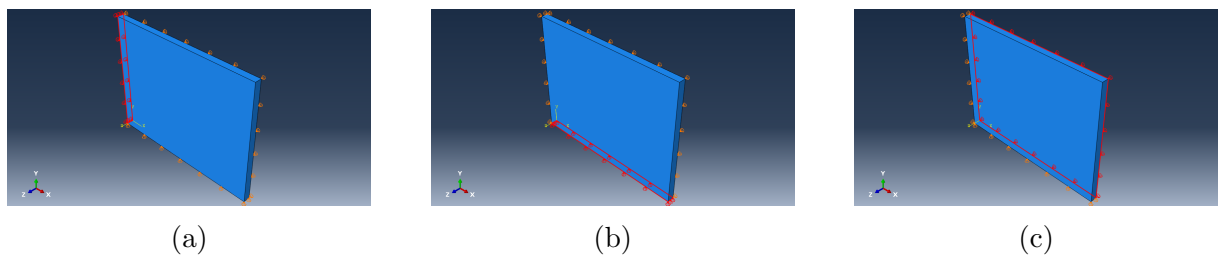


Figura 3.5: Condições de contorno de simetria aplicadas para estabilização do modelo: (a) Restrição longitudinal ( $u_x = 0$ ); (b) Restrição transversal ( $u_y = 0$ ); (c) Restrição na espessura ( $u_z = 0$ ).

O carregamento foi aplicado na face oposta à restrição longitudinal (face em  $x = 1,5653$  mm) via deslocamento prescrito de  $\Delta L = 0,31306$  mm na direção  $x$  (Figura 3.6). Este carregamento foi calculado para gerar um estiramento máximo de  $\lambda = 1,2$  (equivalente a 20% de deformação) sobre o comprimento inicial da amostra, garantindo consistência com a faixa fisiológica analisada experimentalmente.

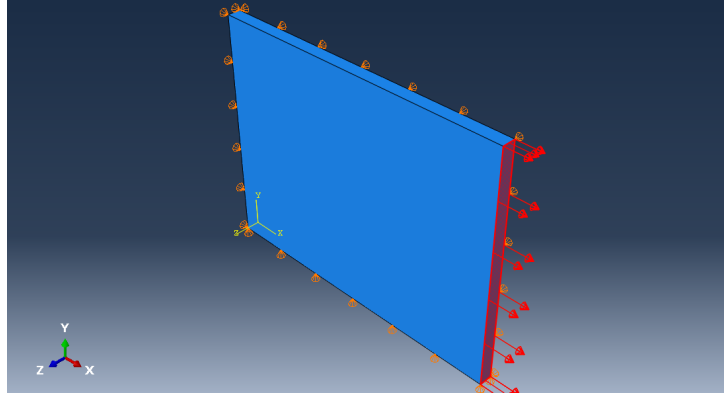


Figura 3.6: Aplicação do deslocamento prescrito ( $\Delta L$ ) na direção longitudinal.

### 3.1.5 Tratamento dos Resultados

Para a comparação direta com os dados de referência, houve a necessidade de compatibilizar as métricas de saída do *software*. O Abaqus fornece nativamente a deformação logarítmica ( $\epsilon_{\log}$ ), que foi convertida para razão de estiramento ( $\lambda$ ) pela relação  $\lambda = \exp(\epsilon_{\log})$ .

Assim, a tensão normal na direção do carregamento ( $S_{11}$ ) extraída na simulação pôde ser expressa em função do estiramento calculado ( $\lambda$ ), permitindo a sobreposição com as curvas experimentais de Liu *et al.* (2020).

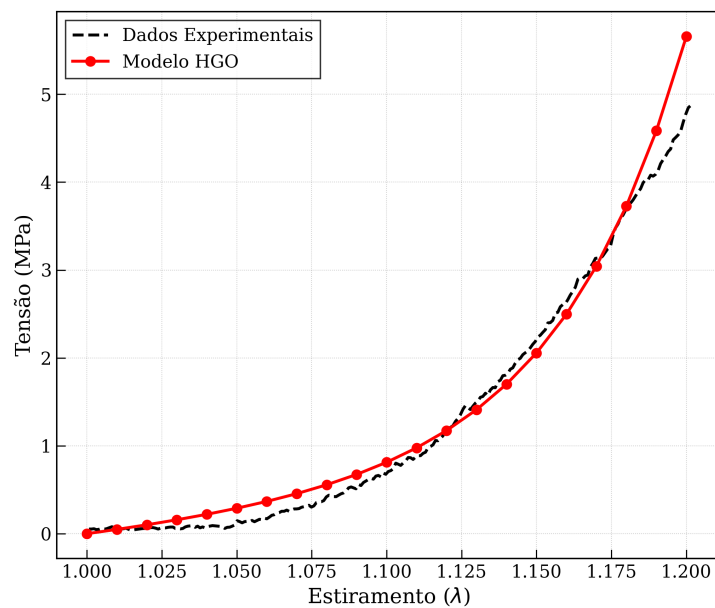


Figura 3.7: Comparação entre a tensão simulada e dados experimentais, onde a curva tracejada preta representa os dados de Liu *et al.* (2020) e a linha contínua vermelha indica a resposta do modelo HGO.

A comparação entre os resultados numéricos e experimentais apresentada na Figura 3.7 demonstra uma concordância satisfatória na resposta mecânica. O modelo computacional foi capaz de reproduzir o comportamento hiperelástico não-linear do tecido, validando tanto o modelo constitutivo HGO quanto os parâmetros de anisotropia adotados.

### 3.2 SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA CÓRNEA

Após a validação dos parâmetros materiais em geometria simplificada procedeu-se à construção do modelo tridimensional completo da córnea humana. O detalhamento técnico e o roteiro passo a passo da implementação deste modelo no software Abaqus encontram-se descritos no Apêndice B. Esta etapa teve como objetivo replicar a distribuição das fibras de colágeno e a resposta mecânica anisotrópica sob pressão intraocular, conforme proposto por Pandolfi e Holzapfel (2008).

O diferencial desta abordagem reside especificamente na distribuição espacial das fibras de colágeno. Ao contrário de modelos simplificados que assumem uma dispersão constante em toda a geometria, a metodologia de Pandolfi e Holzapfel (2008) implementa uma variação gradual na organização das fibras.

Essa característica é controlada matematicamente pelo parâmetro de dispersão ( $\kappa$ ), que dita o grau de alinhamento do colágeno em cada ponto da malha. O modelo assume que, embora existam direções preferenciais (Nasal-Temporal e Superior-Inferior), as fibras apresentam um desvio angular distribuído estatisticamente ao redor dessas direções.

A Figura 3.8 ilustra a arquitetura teórica adotada. Em (a), observa-se a orientação vetorial das fibras, enquanto em (b) é apresentado o mapa de contorno do parâmetro  $\kappa$ . As regiões mais escuras indicam onde o tecido é isotrópico (fibras dispersas), enquanto as regiões claras indicam a transição para um comportamento anisotrópico (fibras alinhadas).

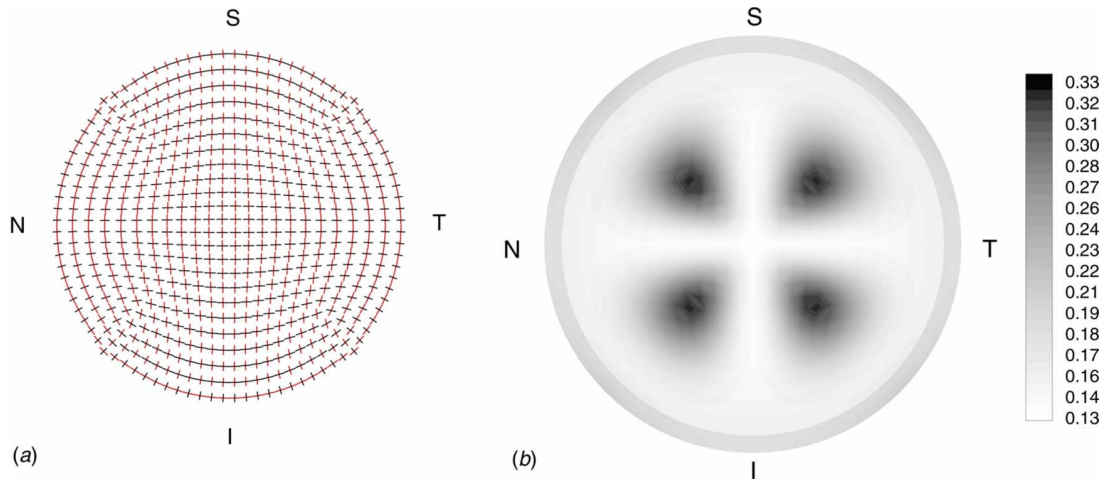


Figura 3.8: Configuração das fibras de colágeno adotada na simulação: (a) Orientação das duas famílias de fibras; (b) Níveis de contorno do parâmetro de dispersão  $\kappa$  para ambas as famílias. Fonte: Adaptado de Pandolfi e Holzapfel (2008).

### 3.2.1 Construção da Geometria

A geometria final foi gerada pela revolução ( $360^\circ$ ) de um perfil bidimensional em torno do eixo de simetria axial ( $Y$ ).

Para a definição deste perfil bidimensional, adotou-se a geometria correspondente à configuração “livre de tensão”. Esta geometria foi determinada através de um algoritmo numérico iterativo de análise inversa, conforme detalhado por Pandolfi e Holzapfel (2008) e Pandolfi e Manganiello (2006). Esta etapa é fundamental, uma vez que a topografia corneana obtida *in vivo* corresponde ao tecido já deformado pela pressão intraocular. O algoritmo desconta as deformações causadas pela pressurização para recuperar a configuração de referência (não-carregada) que, ao ser submetida à carga fisiológica na simulação, reproduz a forma e a espessura observadas clinicamente.

O perfil foi criado no Abaqus utilizando coordenadas nodais para o ápice e limbo, interpoladas por curvas suaves (*Three-Point Arc*), conforme as dimensões de Pandolfi e Holzapfel (2008) detalhadas na Figura 3.9.

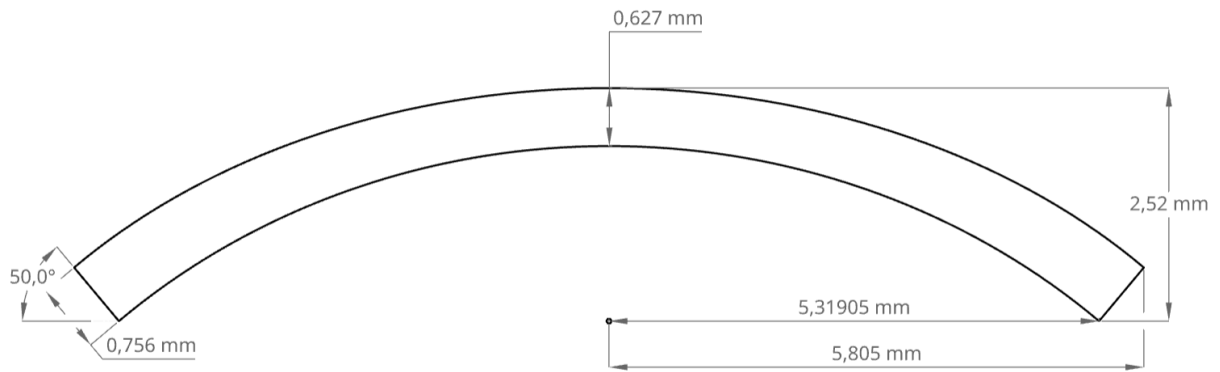


Figura 3.9: Seção transversal com dimensões principais.

### 3.2.2 Malha e Discretização

A discretização do domínio seguiu a topologia apresentada no estudo base, utilizando uma malha estruturada para evitar distorções numéricas excessivas durante as grandes deformações. O modelo foi discretizado com elementos hexaédricos de oito nós (C3D8R).

No entanto, a geometria curva complexa da córnea impede nativamente a geração de uma malha hexaédrica estruturada. Para contornar essa limitação do algoritmo de malha do Abaqus, foi adotada uma estratégia de particionamento geométrico (Partition Cell). Utilizando a ferramenta de particionamento por três pontos, o volume da córnea foi segmentado em regiões topologicamente mais simples. Isso permitiu a criação de uma malha estruturada e regular, alinhada à espessura e circunferência, conforme recomendado por Pandolfi e Manganiello (2006) e Pandolfi *et al.* (2009).

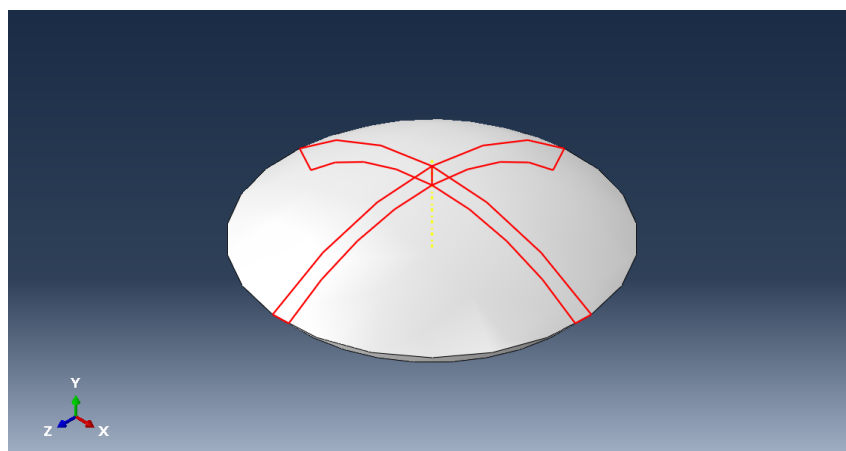


Figura 3.10: Particionamento geométrico para estruturação da malha.

A malha final (Figura 3.11) consiste em 4401 elementos e 6100 nós. A seleção desta

densidade de elementos baseou-se em um estudo de convergência, no qual se constatou que um refinamento adicional gerava apenas pequenas variações nos níveis de tensão, enquanto os valores de deslocamento apical permaneceram inalterados. Dessa forma, a malha foi considerada adequada para a análise de deformação.

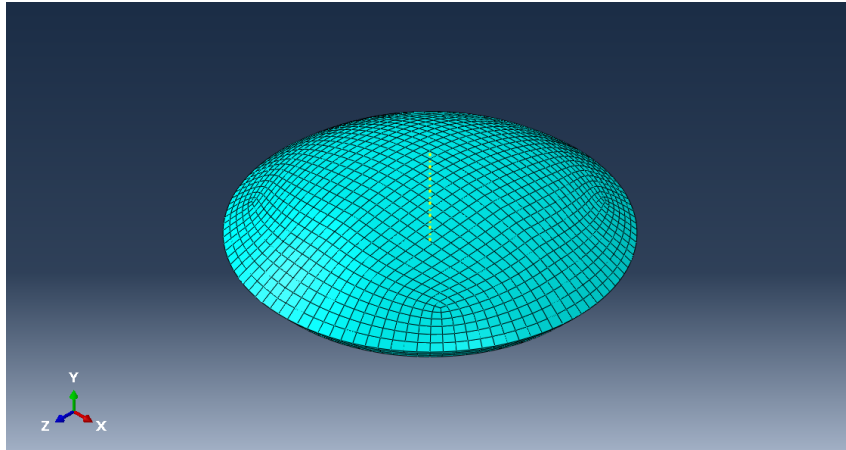


Figura 3.11: Malha de elementos finitos do modelo tridimensional da córnea.

### 3.2.3 Parâmetros Materiais

Para a simulação de inflação, foram adotados os parâmetros constitutivos propostos por Pandolfi e Holzapfel (2008), obtidos através de um ajuste numérico baseado nos dados experimentais de inflação de Anderson *et al.* (2004).

A base experimental estabelecida por Anderson *et al.* (2004) consistiu em ensaios de inflação realizados em córneas suínas. No protocolo experimental, os espécimes foram fixados em uma câmara de pressão e submetidos a carregamentos progressivos através de uma coluna de solução salina. Durante o processo, um sensor a laser de alta precisão monitorou o deslocamento apical (elevação central) em função da pressão aplicada.

Os resultados obtidos por Anderson *et al.* (2004) revelaram o comportamento não-linear característico do tecido: uma fase inicial de alta complacência (baixa rigidez), dominada pela matriz estromal, seguida por uma fase de endurecimento exponencial à medida que as fibras de colágeno são estiradas.

É importante ressaltar que, embora os experimentos tenham utilizado tecido suíno, estudos comparativos como os de Zeng *et al.* (2001) demonstram que a córnea suína apresenta resistência à tração e comportamento tensão-deformação análogos aos da

humana. Isso valida sua aplicação como modelo substituto confiável para a caracterização mecânica sob inflação.

Os parâmetros materiais utilizados para ambas as famílias de fibras (Nasal-Temporal e Superior-Inferior) estão resumidos na Tabela 3.2.

$C_{10}$ (MPa)	$D$ (MPa <sup>-1</sup> )	$k_1$ (MPa)	$k_2$ (-)	$\kappa$ (-)
0,03	0,3636	0,02	400	0,1333 - 0,3333

Tabela 3.2: Parâmetros constitutivos adotados para a simulação tridimensional de inflação da córnea, conforme Pandolfi e Holzapfel (2008).

### 3.2.3.1 Implementação da Dispersão Variável ( $\kappa$ )

Para representar a arquitetura heterogênea do estroma implementou-se a distribuição espacial de  $\kappa$  proposta por Pandolfi e Holzapfel (2008). O modelo define uma transição suave de fibras altamente alinhadas ( $\kappa \approx 0.133$ ) para fibras aleatoriamente dispersas ( $\kappa \approx 0.333$ ).

O software Abaqus, por padrão, aceita apenas um valor constante de  $\kappa$  por definição de material. Para superar essa limitação e implementar a variação espacial do parâmetro, foi desenvolvida uma sub-rotina de usuário USDFLD (*User Subroutine to Define Field Variables*), escrita em linguagem Fortran.

A sub-rotina opera da seguinte maneira durante a análise:

1. Para cada ponto de integração da malha, a sub-rotina recupera as coordenadas cartesianas locais ( $x, y, z$ ).
2. As coordenadas são convertidas para o sistema polar ( $\rho, \theta$ ).
3. O valor local de  $\kappa$  é calculado através das equações de distribuição espacial propostas por Pandolfi e Holzapfel (2008):

$$\kappa_i(\theta) = \left( \frac{\kappa_{i \min} + \kappa_{i \max}}{2} \right) - \left( \frac{\kappa_{i \max} - \kappa_{i \min}}{2} \right) \cos(4\theta) \quad (3.1)$$

$$\kappa_i(\rho, \theta) = \kappa_{i \min} + \frac{1}{2}(\kappa_i(\theta) - \kappa_{i \min}) \left( 1 - \cos \frac{2\pi\rho}{R_{TZ}} \right) \quad (3.2)$$

onde  $R_{TZ} = 5.805$  mm é o raio da zona de transição,  $\kappa_{min} = 0.1333$  e  $\kappa_{max} = 0.3333$ .

4. O valor calculado é atribuído a uma variável de campo (*Field Variable 1*), que é lida pelo solver do Abaqus para atualizar a propriedade do material naquele ponto específico.

O resultado desta implementação pode ser visualizada na Figura 3.12, que apresenta o contorno da variável de campo (FV1) calculada pela sub-rotina sobre a malha da córnea.

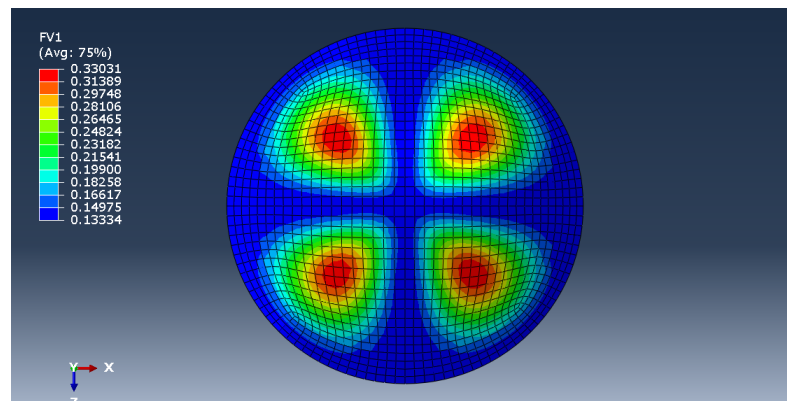


Figura 3.12: Distribuição do parâmetro de dispersão ( $\kappa$ ) gerada pela sub-rotina USDFLD.

Esta abordagem permite considerar a anisotropia do material, capturando o comportamento não linear da córnea. O código fonte completo da sub-rotina USDFLD desenvolvida encontra-se disponível no Apêndice A.

### 3.2.4 Orientação de Fibras de Colágeno

A principal característica deste modelo é a definição de duas famílias de fibras de colágeno com orientações preferenciais e dispersão variável. As direções preferenciais foram alinhadas com os meridianos Nasal-Temporal (NT) e Superior-Inferior (SI) na região central e, à medida que se aproximam da periferia, transicionam para uma orientação circunferencial na região do limbo.

No Abaqus isso foi implementado através da definição de sistemas de coordenadas locais em cada elemento, garantindo que os vetores diretores das fibras acompanhassem a curvatura da geometria tridimensional. Para facilitar a atribuição dessas propriedades, a malha foi segmentada em regiões (Sets). A zona óptica central, onde predomina o

arranjo ortogonal (NT-SI), é apresentada na Figura 3.13, enquanto a região periférica, responsável pelo reforço circunferencial, é destacada na Figura 3.14. A Figura 3.15 ilustra a distribuição das orientações locais atribuídas aos pontos de integração dos elementos finitos.

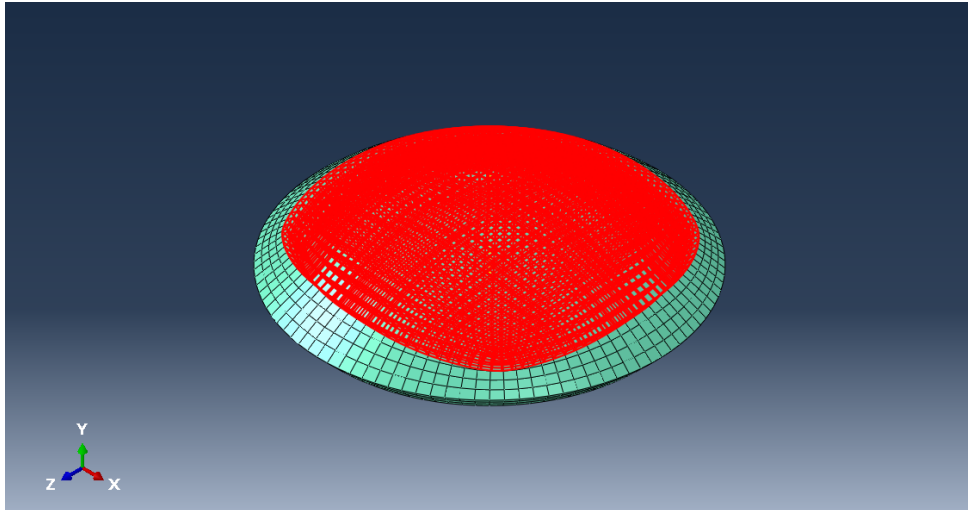


Figura 3.13: Região central (zona óptica): orientação preferencialmente ortogonal (NT-SI).

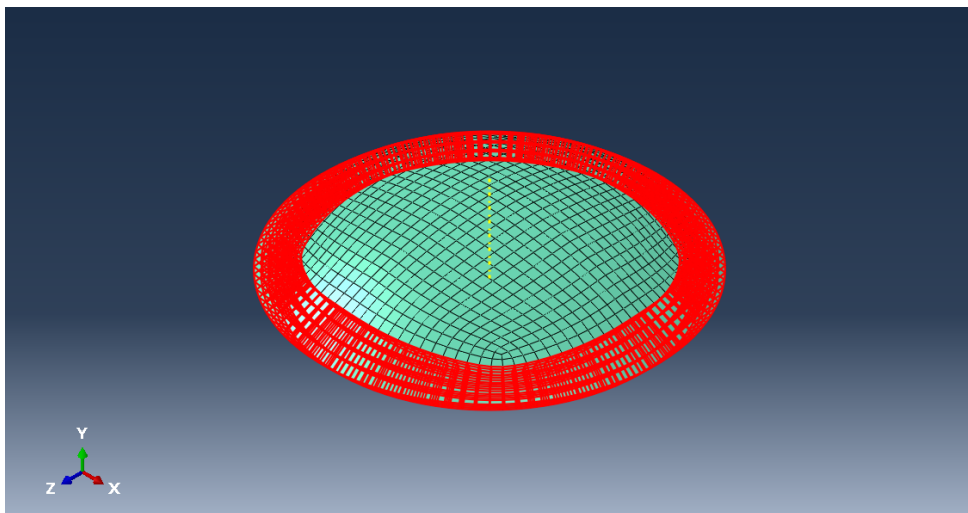


Figura 3.14: Região periférica (limbo): arranjo circunferencial para reforço estrutural.

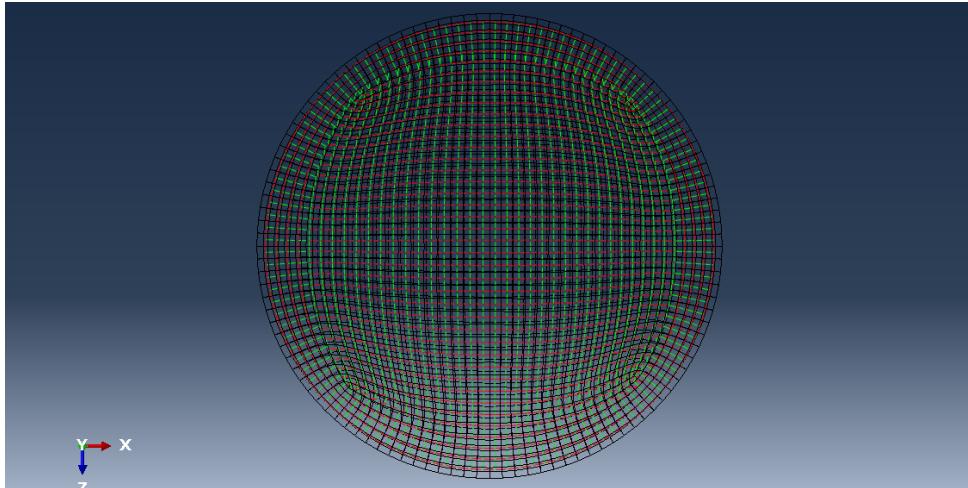


Figura 3.15: Mapa dos sistemas de coordenadas locais sobre a malha.

### 3.2.5 Condições de Contorno e Carregamento

As condições de contorno foram aplicadas para simular a conexão da córnea com a esclera na região do limbo. Considerou-se o limbo como um suporte rígido à translação, porém permitindo rotação local da seção transversal, conforme Pandolfi e Holzapfel (2008). Na prática, aplicou-se restrição total de deslocamento ( $u_x = u_y = u_z = 0$ ) nos nós da borda limbal (Figura 3.16).

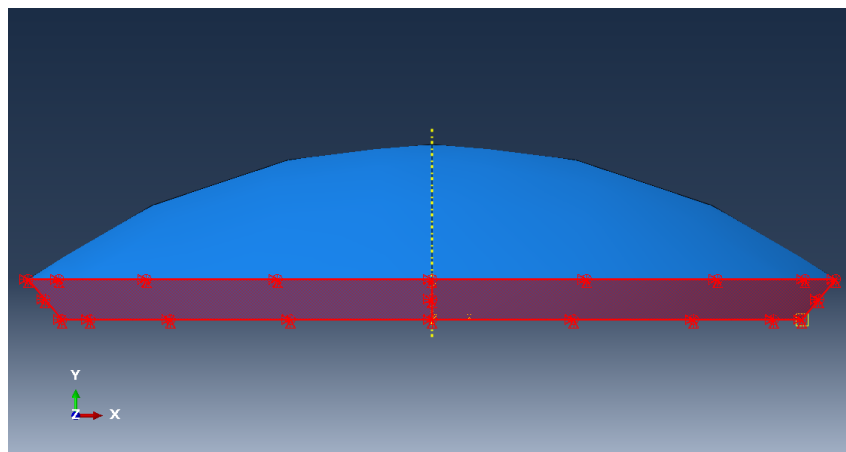


Figura 3.16: Condições de contorno aplicadas na borda do limbo.

O carregamento consistiu na aplicação de uma pressão agindo na superfície interna da córnea (Figura 3.17). Embora a Pressão Intraocular (PIO) fisiológica média seja de aproximadamente 16 mmHg, aplicou-se um carregamento de até 100 mmHg (0,0133322 MPa) para fins de comparação com dados experimentais de inflação (Anderson

*et al.*, 2004), permitindo avaliar a resposta não-linear do modelo.

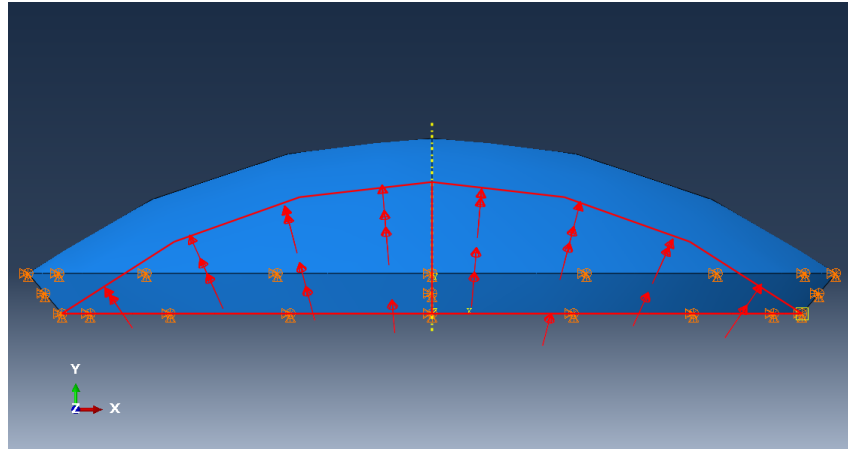


Figura 3.17: Aplicação da pressão uniforme na face interna da córnea

## 4 RESULTADOS

A seguir são apresentados os resultados obtidos a partir da simulação do modelo tridimensional da córnea humana. A análise foi estruturada em duas etapas principais: primeiramente, avalia-se a resposta biomecânica sob pressão intraocular fisiológica (16 mmHg), focando na distribuição de tensões e no efeito da anisotropia. Em seguida, analisa-se o comportamento do tecido sob pressões supra-fisiológicas (100 mmHg), utilizando dados experimentais da literatura para validar a resposta não-linear do modelo.

### 4.1 RESPOSTA SOB PRESSÃO FISIOLÓGICA

Ao aplicar a pressão interna de 16 mmHg, a córnea apresentou um comportamento de deslocamento característico, com o valor máximo ocorrendo na região apical e diminuindo radialmente em direção ao limbo, onde a condição de contorno impõe restrição total.

A Figura 4.1 ilustra o campo de deslocamentos verticais ( $u_y$ ). O deslocamento máximo observado no ápice foi de aproximadamente 0,45 mm. Este perfil de deformação é consistente com a geometria de cúpula da córnea, onde a região central, mais fina e distante dos apoios esclerais, apresenta maior deslocamento.

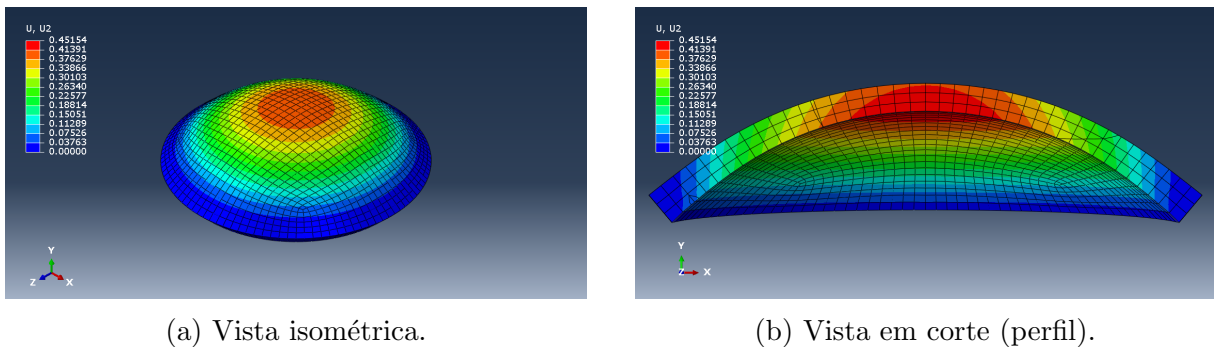


Figura 4.1: Campo de deslocamento vertical ( $u_y$ ) sob pressão de 16 mmHg.

A análise das tensões revela a influência combinada da orientação preferencial e da dispersão das fibras de colágeno. A Figura 4.2 apresenta a distribuição da Tensão Máxima Principal na superfície anterior da córnea.

Diferente de uma distribuição uniforme (contornos circulares) que ocorreria em um material isotrópico, observa-se um padrão de tensão com simetria ortogonal na região

central (formato de “cruz”). Este comportamento é uma consequência da arquitetura do estroma, onde as fibras reforçam as direções Nasal-Temporal e Superior-Inferior (NT-SI).

Além disso, a variação suave das tensões confirma o funcionamento adequado da dispersão das fibras ( $\kappa$ ). Conforme indicado por Pandolfi e Holzapfel (2008), essa dispersão é fundamental para suavizar a resposta mecânica, evitando as concentrações de tensão artificiais que surgiriam se fossem consideradas as fibras perfeitamente alinhadas.

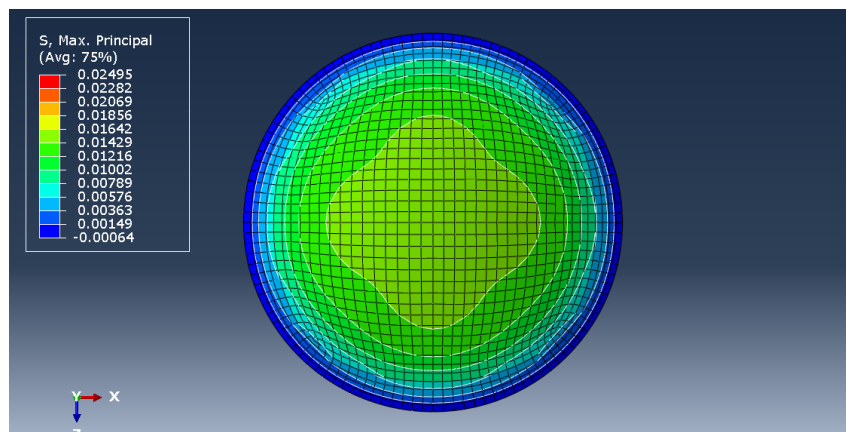


Figura 4.2: Tensão Máxima Principal sob pressão de 16 mmHg.

Assim, o padrão obtido confirma que a sub-rotina USDFLD está atuando corretamente, definindo não apenas a direção, mas também o grau de alinhamento estatístico das fibras necessário para replicar a estrutura do tecido.

## 4.2 ANÁLISE SOB PRESSÃO ELEVADA

Nesta seção, a simulação foi estendida para pressões superiores à fisiológica com o objetivo de investigar a resposta não-linear do tecido. Essa análise permite verificar se o modelo numérico reproduz corretamente o fenômeno de endurecimento característico da córnea quando submetida a carregamentos elevados.

A Figura 4.3 apresenta a distribuição de Tensão Máxima Principal na condição de alta pressão. Observa-se a intensificação das tensões na região central, mantendo o padrão de simetria ortogonal ditado pelas fibras.

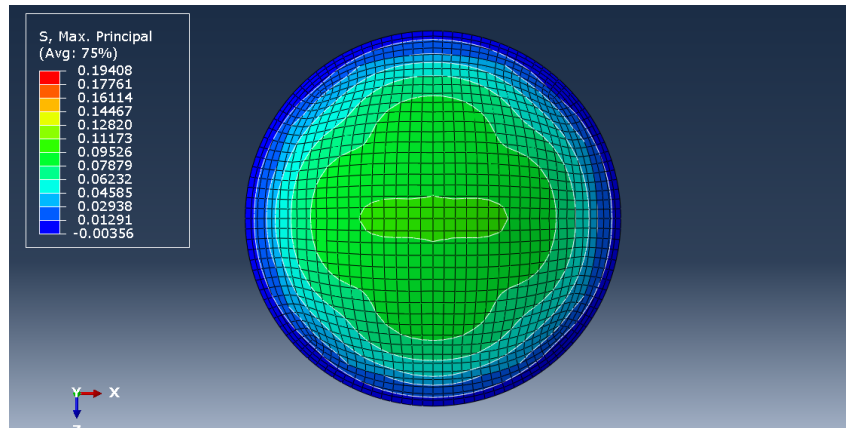


Figura 4.3: Vista superior da Tensão Máxima Principal sob pressão de 100 mmHg.

A Figura 4.4 apresenta a evolução do deslocamento apical em função da pressão intraocular aplicada. A curva azul representa a resposta do modelo numérico (Abaqus HGO), enquanto os marcadores pretos ilustram os dados experimentais obtidos por Anderson *et al.* (2004).

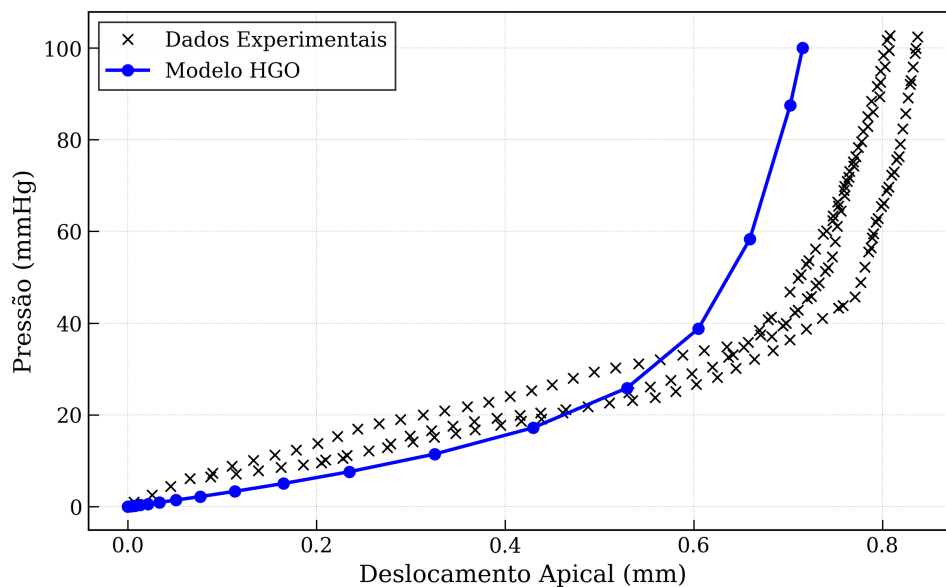


Figura 4.4: Curva de inflação da córnea: Comparação entre a simulação numérica e os dados experimentais.

A análise do gráfico demonstra que o modelo computacional reproduz o comportamento não-linear característico dos tecidos moles biológicos (curva em formato de "J"):

- **Baixas pressões (0 – 20 mmHg):** O tecido apresenta maior complacência (menor

rigidez), onde a matriz do material domina a resposta. O modelo numérico acompanha o início da curva experimental, resultando no deslocamento apical próximo de 0,45 mm em 16 mmHg.

- **Altas pressões (> 40 mmHg):** Observa-se o fenômeno de endurecimento por deformação (*strain-stiffening*). À medida que a córnea infla, as fibras de colágeno esticam-se e recrutam tensão, aumentando a rigidez global da estrutura.

Um fator adicional que influencia a resposta mecânica é a discretização do campo de orientação das fibras. Na anatomia real, a transição entre a orientação ortogonal (centro) e a circunferencial (limbo) ocorre de maneira contínua e suave. No modelo computacional atual, essa orientação foi implementada através da definição de sistemas de coordenadas locais em regiões segmentadas (*sets*) da malha.

Durante os testes, notou-se que o modelo HGO é bastante sensível a mudanças na direção vetorial, onde pequenos desvios no alinhamento das fibras afetam a capacidade de suportar carga. Dessa forma, a simplificação na definição das direções das fibras altera levemente a rigidez do modelo, contribuindo para a diferença observada em relação aos dados experimentais.

Essa concordância entre numérico e experimental, apesar das ressalvas técnicas discutidas, valida a implementação da sub-rotina e os parâmetros materiais adotados. A Figura 4.5 ilustra o estado final da simulação sob carga máxima (100 mmHg).

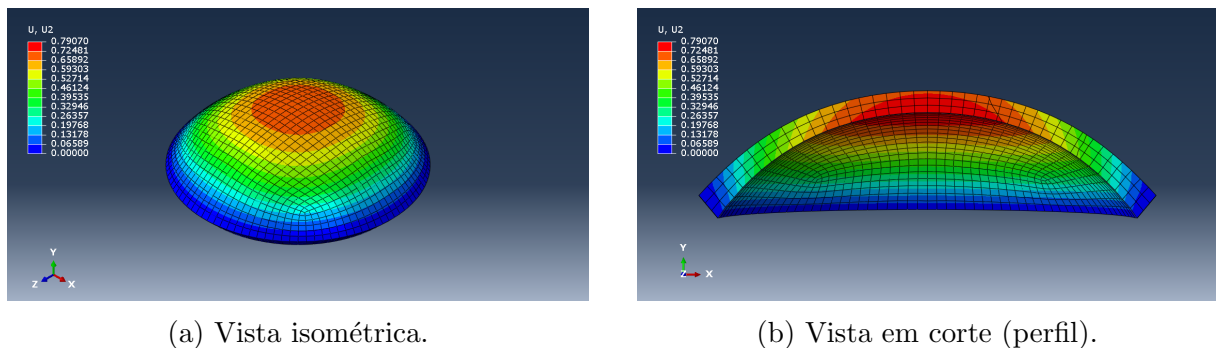


Figura 4.5: Campo de deslocamento vertical ( $u_y$ ) sob pressão de 100 mmHg.

O deslocamento apical atinge seu pico em aproximadamente 0,79 mm. Nota-se que, apesar de a pressão ter aumentado mais de seis vezes em relação ao estado fisiológico (de

16 para 100 mmHg), o deslocamento não aumentou na mesma proporção. Este é o reflexo visual do endurecimento: a córnea torna-se mais rígida para proteger a integridade do globo ocular sob cargas extremas.

## 5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo principal a implementação e análise computacional de um modelo biomecânico tridimensional da córnea humana, considerando a complexa microestrutura de fibras de colágeno através do modelo constitutivo hiperelástico de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO).

A primeira etapa do estudo, focada na validação do material, demonstrou que o modelo implementado foi capaz de reproduzir o comportamento de tração uniaxial do estroma humano.

Na simulação do modelo tridimensional completo, a implementação da sub-rotina de usuário USDFLD mostrou-se eficaz na representação da anisotropia variável da córnea. A análise dos resultados sob pressão fisiológica (16 mmHg) revelou uma distribuição de tensões não-axisimétrica (padrão em “cruz” na tensão Máxima Principal), confirmando que o modelo captura a transferência de carga para as famílias de fibras preferenciais (Nasal-Temporal e Superior-Inferior).

Além disso, a validação experimental sob condições de alta pressão (até 100 mmHg) comprovou a robustez do modelo numérico. A curva de pressão *versus* deslocamento apical obtida reproduziu o comportamento de endurecimento característico dos tecidos biológicos, apresentando boa concordância com a faixa de dispersão dos dados experimentais da literatura.

Conclui-se, portanto, que a metodologia adotada, combinando a formulação HGO com a definição de campos de dispersão variáveis via sub-rotina, constitui uma ferramenta válida para o estudo da biomecânica corneana. O modelo desenvolvido oferece uma base sólida para investigações futuras mais complexas no campo da oftalmologia computacional.

### 5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com base no modelo desenvolvido e suas limitações, sugerem-se as seguintes abordagens para a continuidade da pesquisa:

- **Refinamento da Orientação de Fibras:** Substituir a definição discreta de orientações por um algoritmo de mapeamento vetorial, visando suavizar a transição entre o centro e o limbo.
- **Simulação de Patologias:** Extensão do modelo para simular o comportamento biomecânico de uma córnea afetada por Ceratocone, introduzindo alterações locais nas propriedades do material (como a degradação da rigidez e da espessura) para prever a progressão da ectasia.
- **Viscoelasticidade:** Incorporar o comportamento dependente do tempo (viscoelasticidade) ao modelo material para estudar a resposta da córnea sob carregamentos dinâmicos ou de longa duração.
- **Simulação do Fluido Interno:** Considerar o comportamento do líquido (humor aquoso) dentro do olho, em vez de apenas aplicar uma pressão fixa. Isso permitiria simular com mais realidade exames que empurram a córnea rapidamente, como a tonometria de sopro.
- **Modelagem Baseada em Imagens:** Utilizar dados clínicos (topografia e tomografia) para gerar geometrias personalizadas e fiéis à anatomia de cada indivíduo, permitindo análises mais precisas para casos clínicos reais.

## REFERÊNCIAS

- Aghamohammadzadeh, H., Newton, R. H., Meek, K. M., fev. 2004. **X-Ray Scattering Used to Map the Preferred Collagen Orientation in the Human Cornea and Limbus**. *Structure* 12 (2), 249–256. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0969212604000048>
- Anderson, K., El-Sheikh, A., Newson, T., nov. 2004. **Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea**. *J. R. Soc. Interface*. 1 (1), 3–15. Disponível em: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsif.2004.0002>
- Dassault Systèmes, 2025. Abaqus Documentation. Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA, version 2025.
- DelMonte, D. W., Kim, T., mar. 2011. **Anatomy and physiology of the cornea**. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 37 (3), 588–598. Disponível em: <https://journals.lww.com/02158034-201103000-00024>
- Flory, P. J., 1961. **Thermodynamic relations for high elastic materials**. *Trans. Faraday Soc.* 57, 829. Disponível em: <https://xlink.rsc.org/?DOI=tf9615700829>
- Fratzl, P., 2008. *Collagen: Structure and Mechanics*. Springer, New York, NY.
- Gasser, T. C., Ogden, R. W., Holzapfel, G. A., fev. 2006. **Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations**. *J. R. Soc. Interface*. 3 (6), 15–35. Disponível em: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsif.2005.0073>
- Holzapfel, G. A., Gasser, T. C., Ogden, R. W., jul. 2000. **A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models**. *Journal of elasticity and the physical science of solids* 61 (1), 1–48. Disponível em: <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
- Holzapfel, G. A., Humphrey, J. D., Ogden, R. W., jan. 2025. **Biomechanics of soft biological tissues and organs, mechanobiology, homeostasis and modelling**. *J. R. Soc. Interface*. 22 (222), 20240361. Disponível em: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsif.2024.0361>
- Lecturio, 2022. **Anomalias da Córnea**. Acedido em: 30 dez. 2025. Disponível em: <https://www.lecturio.com/pt/concepts/anomalias-da-cornea/>
- Levin, L. A., 2011. *Adler's Physiology of the Eye: Expert Consult - Online and Print, 11ª Edição*. Elsevier - Health Sciences Division, Philadelphia.
- Liu, T., Shen, M., Huang, L., Xiang, Y., Li, H., Zhang, Y., Wang, Y., mar. 2020. **Characterization of hyperelastic mechanical properties for youth corneal anterior central stroma based on collagen fibril crimping constitutive model**. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103, 103575. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616119311889>
- Oscar Wylee, 2024. **Cornea: Anatomy, Types, Function, and Associated Eye Problems**. Acesso em: 23 jan. 2026. Disponível em: <https://oscarwylee.ca/glasses/eye/cornea>
- Pandolfi, A., dez. 2020. **Cornea modelling**. *Eye and Vis* 7 (1), 2. Disponível em: <https://eandv.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40662-019-0166-x>

- Pandolfi, A., Fotia, G., Manganiello, F., jan. 2009. **Finite element simulations of laser refractive corneal surgery**. *Engineering with Computers* 25 (1), 15–24. Disponivel em: <http://link.springer.com/10.1007/s00366-008-0102-5>
- Pandolfi, A., Holzapfel, G. A., dez. 2008. **Three-Dimensional Modeling and Computational Analysis of the Human Cornea Considering Distributed Collagen Fibril Orientations**. *Journal of Biomechanical Engineering* 130 (6), 061006. Disponivel em: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/doi/10.1115/1.2982251/455998/ThreeDimensional-Modeling-and-Computational>
- Pandolfi, A., Manganiello, F., out. 2006. **A model for the human cornea: constitutive formulation and numerical analysis**. *Biomech Model Mechanobiol* 5 (4), 237–246. Disponivel em: <http://link.springer.com/10.1007/s10237-005-0014-x>
- Pang, G., Wang, C., Wang, X., Li, X., Meng, Q., out. 2024. **A review of human cornea finite element modeling: geometry modeling, constitutive modeling, and outlooks**. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 12, 1455027. Disponivel em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2024.1455027/full>
- Xiang, Y., Shen, M., Xue, C., Wu, D., Wang, Y., set. 2018. **Tensile biomechanical properties and constitutive parameters of human corneal stroma extracted by SMILE procedure**. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 85, 102–108. Disponivel em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118303163>
- Zeng, Y., Yang, J., Huang, K., Lee, Z., Lee, X., abr. 2001. **A comparison of biomechanical properties between human and porcine cornea**. *Journal of Biomechanics* 34 (4), 533–537. Disponivel em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929000002190>

## A Código Fonte da Subrotina USDFLD

Segue o código Fortran utilizado:

```

subroutine usdfdld(field, statev, pnewdt, direct, t, celent, time, dtime,
1  cmname, orname, nfield, nstatv, noel, npt, layer, kspt, kstep, kinc,
2  ndi, nshr, coord, jmac, jmtyp, matlayo, laccflg)

include 'aba_param.inc'

character*80 cmname, orname
character*3  flgray(15)
dimension
    field(nfield), statev(nstatv), direct(3,3), t(3,3), time(2),
        * coord(*), jmac(*), jmtyp(*)
dimension array(15), jarray(15)

double precision kappa_max, kappa_min, R_TZ, PI
double precision x, y, z, rho, theta
double precision kappa_theta, kappa

kappa_max = 0.33333333D0
kappa_min = 0.13333333D0
R_TZ = 5.805D0
PI = 4.0D0 * ATAN(1.0D0)

x = COORD(1)
y = COORD(2)
z = COORD(3)

rho = SQRT(x**2 + z**2)
theta = ATAN2(-z, x)

kappa_theta = (kappa_max + kappa_min)/2.0D0 - (kappa_max -
    kappa_min)/2.0D0 * COS(4.0D0*theta)

if (rho <= R_TZ) then
    kappa = kappa_min + 0.5D0*(kappa_theta - kappa_min)*(1.0D0 -
        COS(2.0D0*PI*rho/R_TZ))
else
    kappa = kappa_min
end if

FIELD(1) = kappa
STATEV(1) = kappa

return
end

```

Algoritmo A.1: Subrotina USDFLD

## B Tutorial de Implementação no Abaqus

Este apêndice detalha o procedimento metodológico para a construção computacional do modelo da córnea utilizando o software Simulia Abaqus.

### B.1 ETAPA 1: CONSTRUÇÃO DA GEOMETRIA

1. **Criação da peça:** O processo iniciou-se com a definição de uma nova peça (*Part*) configurada com as propriedades *3D*, *Deformable*, *Solid*, *Revolution*.
2. **Definição de Pontos de Referência:** As coordenadas nodais que delimitam as superfícies anterior e posterior da córnea foram inseridas através da ferramenta *Create Isolated Point*. Os valores  $(X, Y)$  adotados foram:

- **Ápice Anterior:**  $(0.0, 2.52)$
- **Ápice Posterior:**  $(0.0, 1.893)$
- **Limbo Anterior:**  $(5.805, 0.579)$
- **Limbo Posterior:**  $(5.319, 0.0)$

Para auxiliar na criação da curvatura, pontos espelhados no eixo X negativo também foram gerados, conforme demonstra a Figura B.1.

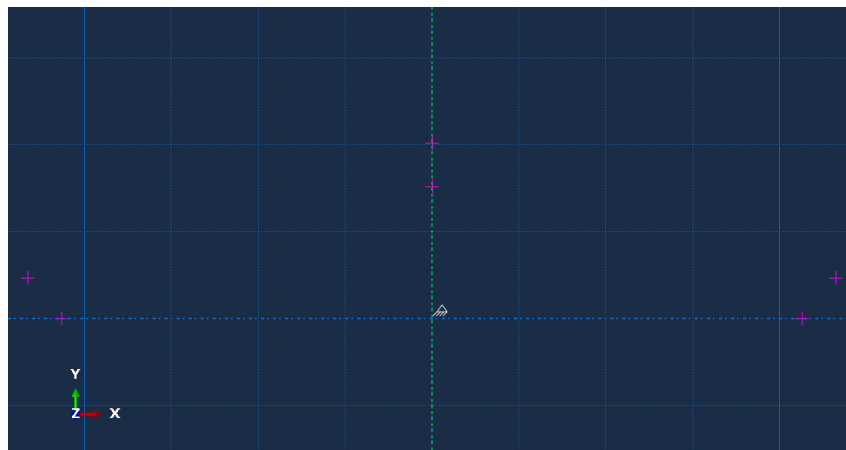


Figura B.1: Criação dos pontos isolados definindo os limites da córnea.

3. **Criação dos Arcos:** A geometria curva foi gerada pela ferramenta *Create Arc: Thru 3 points*. A conexão entre o ponto do limbo esquerdo, o limbo direito e o ápice

central permitiu a construção das superfícies suaves anterior e posterior (Figura B.2).

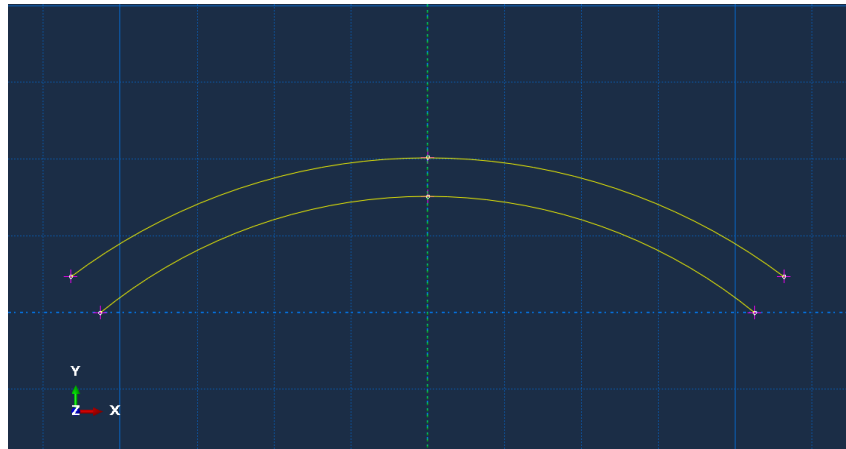


Figura B.2: Geração das curvas anterior e posterior conectando os pontos isolados.

4. **Fechamento do Perfil para Revolução:** Para viabilizar a operação de revolução, que exige um perfil fechado em apenas um lado do eixo de simetria, realizou-se o fechamento da geometria. Através da ferramenta *Create Lines*, as superfícies foram conectadas e as linhas excedentes no eixo negativo removidas.

A Figura B.3 apresenta o perfil transversal resultante, apto para a geração do volume.

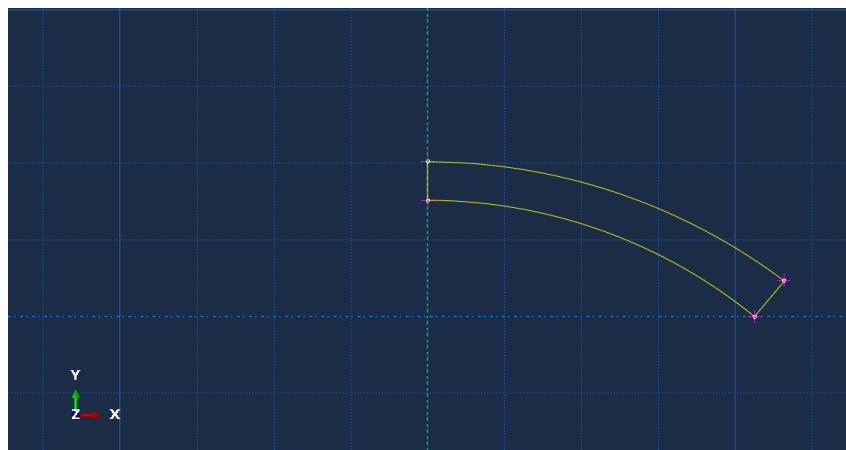


Figura B.3: Perfil transversal final fechado, pronto para a operação de revolução.

5. **Geração do Sólido:** A consolidação do modelo volumétrico ocorreu na caixa de diálogo *Edit Revolution*, onde foi definido o ângulo de  $360^\circ$ , resultando na geometria completa da córnea (Figura B.4).

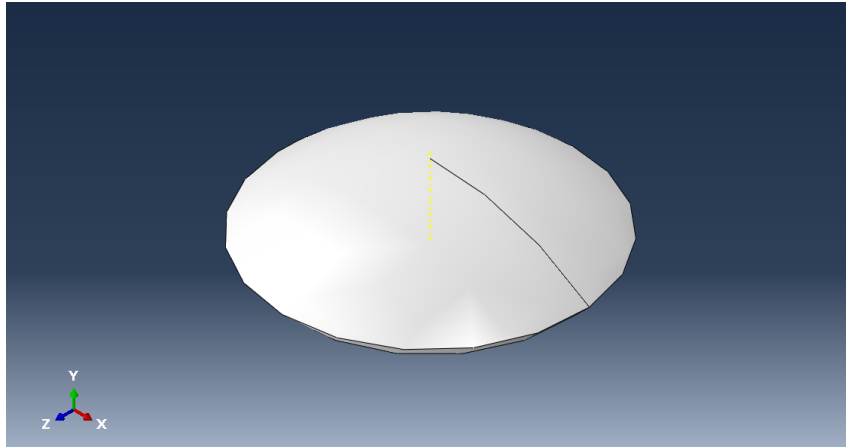


Figura B.4: Sólido da córnea gerado após a revolução do perfil.

## B.2 ETAPA 2: ESTRATÉGIA DE PARTICIONAMENTO E MALHA

Dada a topologia esférica da córnea, a aplicação direta de uma malha hexaédrica estruturada na geometria inteira torna-se inviável. Para superar essa limitação algorítmica do software, adotou-se uma estratégia de particionamento do sólido.

1. **Particionamento por Plano de Corte:** A divisão da geometria em regiões topologicamente mais simples (quadrantes) foi executada via ferramenta *Partition Cell: Define Cutting Plane* (método *3 Points*).

O primeiro corte foi definido por três pontos que interceptam o plano vertical central, passando pelo ápice e cortando o limbo, conforme ilustrado na Figura B.5.

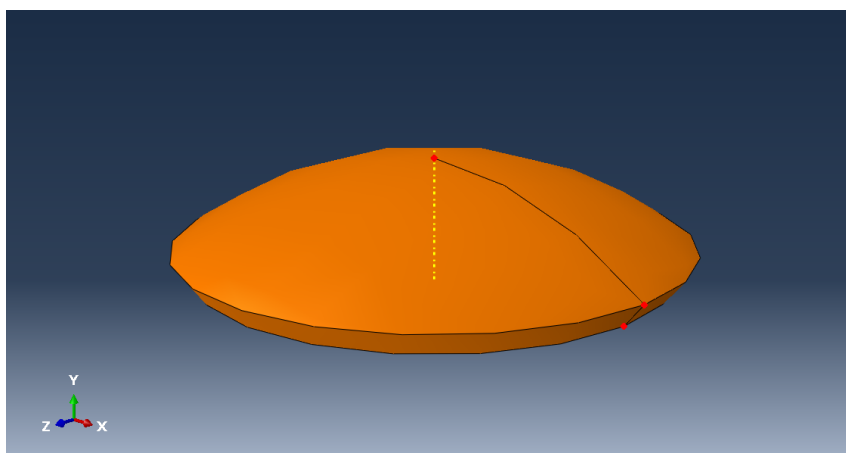


Figura B.5: Seleção dos três pontos para definição do primeiro plano de corte.

Essa operação segmentou a córnea em duas metades simétricas, facilitando o

gerenciamento da malha (Figura B.6).

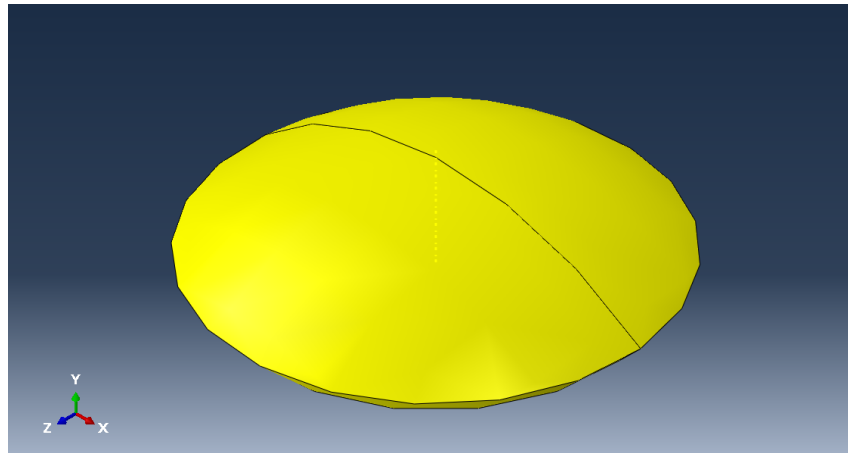


Figura B.6: Geometria dividida em duas células após a primeira partição.

O procedimento foi repetido com um plano ortogonal ao primeiro. Ao final, obteve-se um sólido segmentado em quatro quadrantes regulares (indicados pela cor verde na interface), adequados para malha estruturada (Figura B.7).

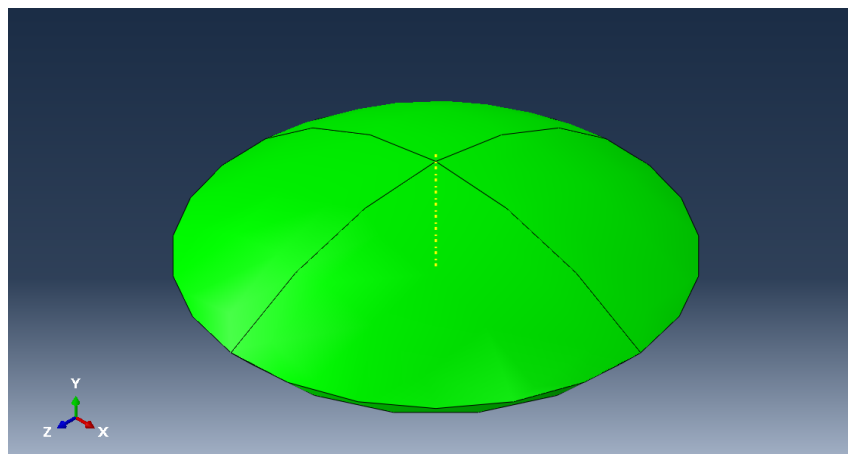


Figura B.7: Sólido final particionado em quatro quadrantes simétricos.

- Definição da Discretização:** O refinamento da malha foi controlado pela ferramenta *Seed Part*. O parâmetro *Approximate global size* foi fixado em 0.3 mm, valor estabelecido após estudo prévio de convergência (Figura B.8).

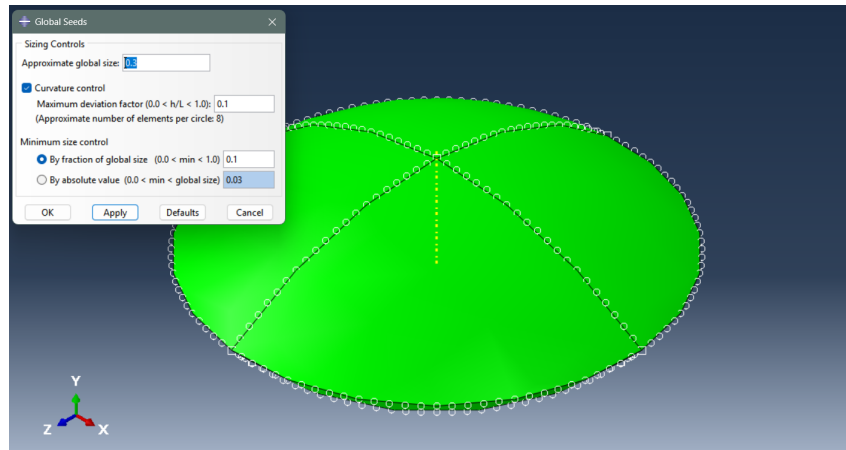


Figura B.8: Configuração do tamanho global da discretização.

3. **Geração da Malha:** Todas as células receberam elementos do tipo **C3D8R** (Hexaédrico contínuo de 8 nós com integração reduzida). Graças ao particionamento prévio, o algoritmo de malha estruturada (*Structured*) gerou automaticamente uma distribuição regular e uniforme de elementos ao longo da circunferência e da espessura (Figura B.9).

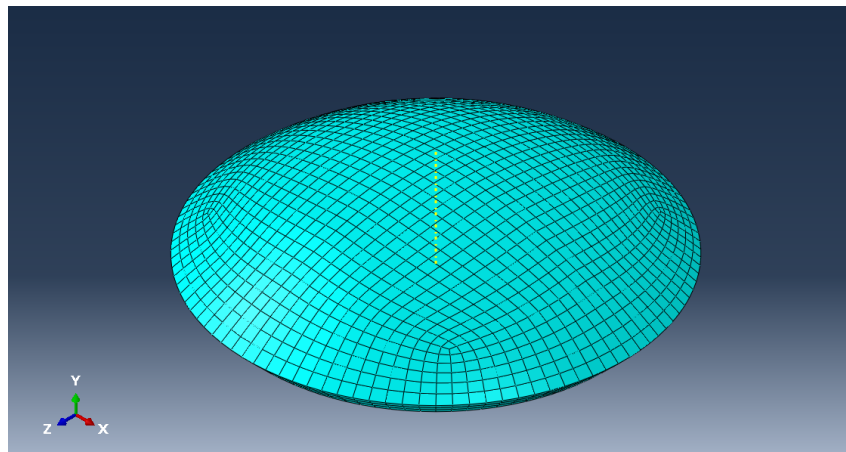


Figura B.9: Malha final estruturada de elementos finitos.

### B.3 ETAPA 3: DEFINIÇÃO DO MATERIAL

Esta etapa compreende a definição do comportamento mecânico anisotrópico e a configuração da interface para comunicação com a subrotina de usuário.

1. **Criação do Material:** No módulo *Property*, procedeu-se à criação de um novo material.

2. **Propriedades Hiperelásticas (HGO):** Os parâmetros constitutivos foram inseridos no caminho *Mechanical* → *Elasticity* → *Hyperelastic*, com as seguintes configurações (Figura B.10):

- **Material type:** Anisotropic.
- **Strain energy potential:** Holzapfel.
- **Number of field variables:** 1 (Habilitando a coluna *Field 1* na tabela).
- **Number of local directions:** 2.

Na tabela de dados, são inseridas duas linhas para interpolar as propriedades em função da variável de campo. Os parâmetros  $C_{10}$ ,  $D$ ,  $k_1$ ,  $k_2$  mantiveram-se constantes, variando-se apenas o parâmetro de dispersão  $\kappa$  e o *Field 1*:

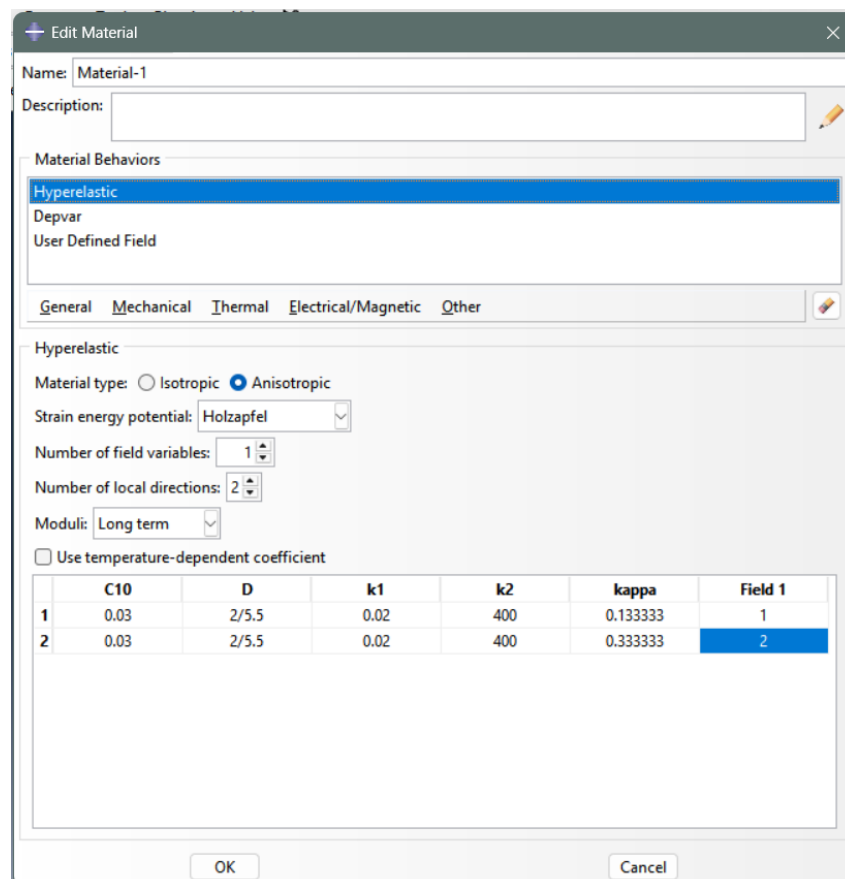


Figura B.10: Configuração dos parâmetros do modelo Holzapfel.

3. **Variáveis de Estado (Depvar):** A alocação de memória para armazenar o valor de  $\kappa$  calculado em cada ponto de integração é realizada no menu *General* → *Depvar*. O

parâmetro **Number of solution-dependent state variables** foi definido como **1** (Figura B.11), visto que a subrotina computa e atualiza exclusivamente uma variável física (o parâmetro de dispersão  $\kappa$ ). Desta forma, o valor calculado é mapeado diretamente para a variável STATEV(1) no código Fortran.

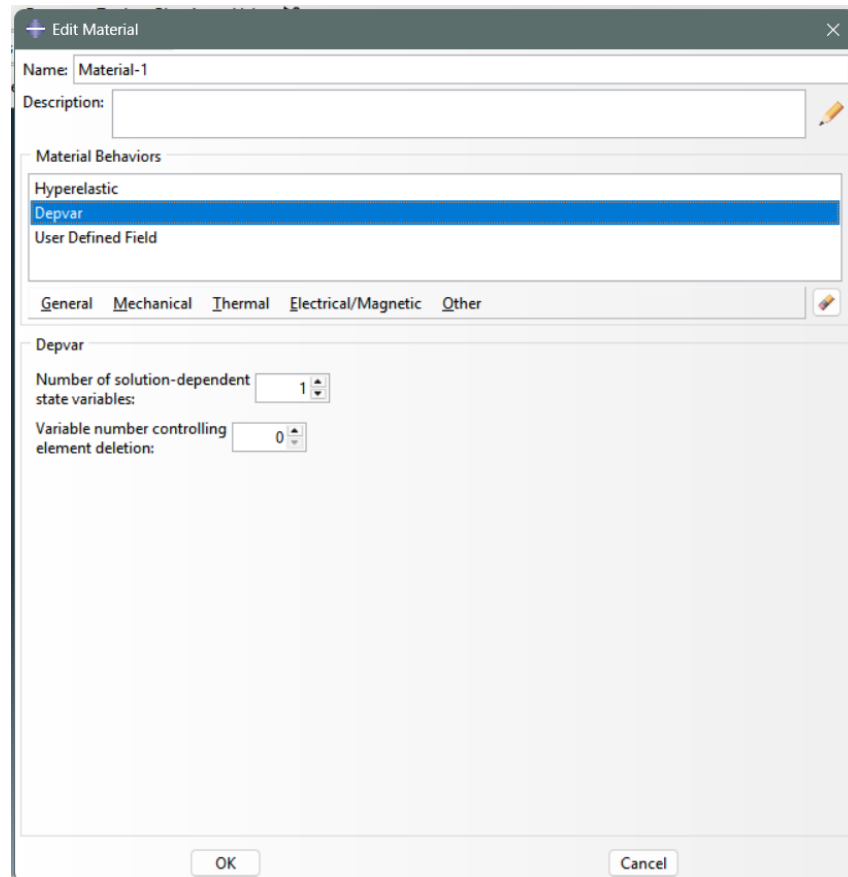


Figura B.11: Definição do número de variáveis de estado dependentes da solução.

4. **Campo Definido pelo Usuário:** A ativação da subrotina USDFLD foi realizada através da opção *General* → *User Defined Field*. Esta etapa é mandatória para instruir o solver a chamar a sub-rotina USDFLD durante o cálculo.
5. **Atribuição de Seção:** Para associar o material à geometria, criou-se uma seção **Solid, Homogeneous**, posteriormente atribuída a todo o domínio da córnea via ferramenta *Assign Section*.

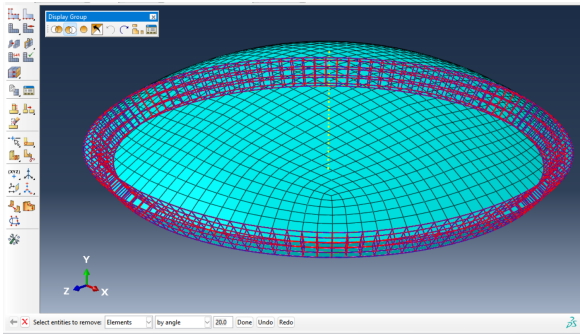
## B.4 ETAPA 4: DEFINIÇÃO DAS REGIÕES E ORIENTAÇÃO DAS FIBRAS

Devido à arquitetura distinta das fibras de colágeno no centro (ortogonais) e na periferia (circunferenciais), torna-se necessário segmentar a malha em grupos de elementos (*Sets*). Essa segmentação permite a atribuição de orientações locais específicas para cada região.

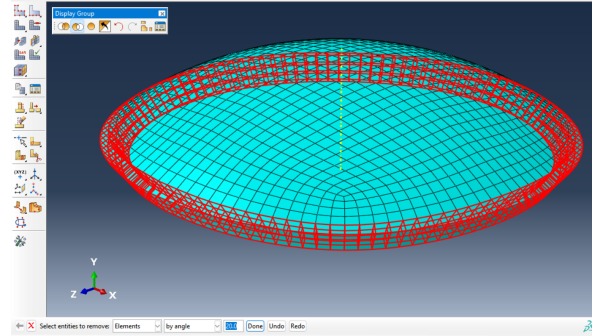
### B.4.1 Criação dos *Sets* de Elementos

A estratégia de seleção baseou-se no isolamento geográfico das regiões de interesse. Utilizando a ferramenta de visualização *Display Group*, procedeu-se à ocultação progressiva das camadas de elementos, partindo da periferia em direção ao centro.

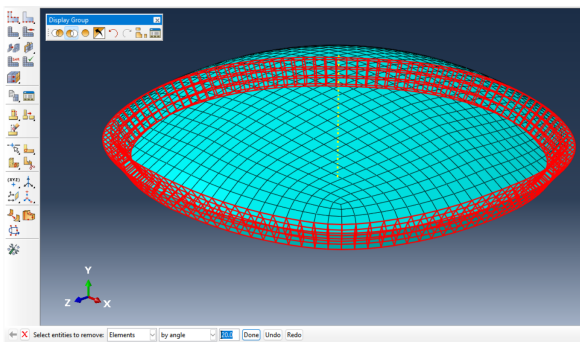
1. **Isolamento da Região Central (Zona Óptica):** Utilizando a ferramenta *Create Display Group*, configurou-se a opção *Remove entities* com filtro para *Elements* e método de seleção angular (*by angle = 20, 0*). O procedimento consistiu na supressão sequencial da periferia em direção ao centro, totalizando a remoção de **6 camadas** concêntricas para o isolamento completo da região óptica, conforme detalhado na sequência da Figura B.12.



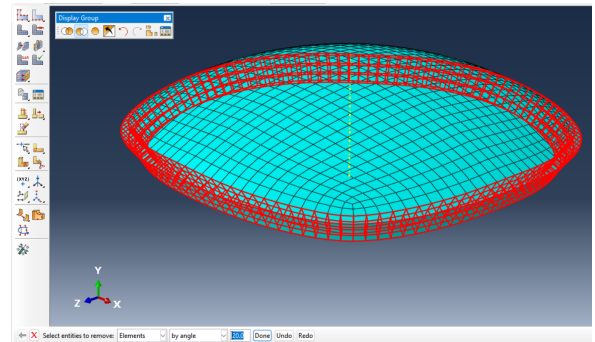
(a) Remoção da 1ª camada.



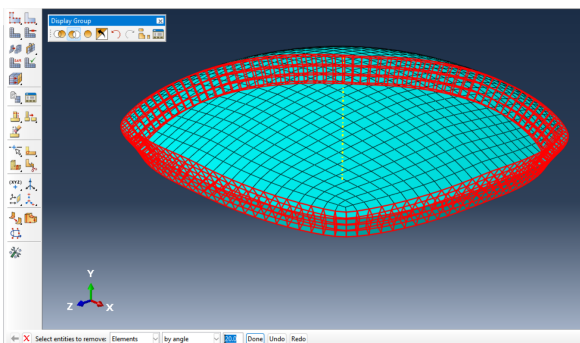
(b) Remoção da 2ª camada.



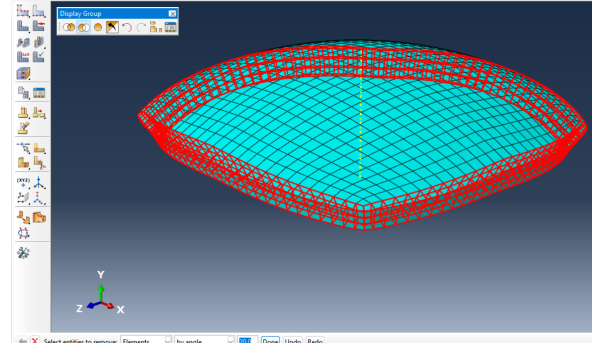
(c) Remoção da 3ª camada.



(d) Remoção da 4ª camada.



(e) Remoção da 5ª camada.



(f) Estado final após remover a 6ª camada.

Figura B.12: Sequência de segmentação da malha: remoção progressiva das camadas do limbo em direção ao centro.

2. **Definição do *Set* Central:** Com apenas a região central visível na viewport, criou-se o *Set* (*Tools* → *Set* → *Create*) contendo todos os elementos ativos (Figura B.13).

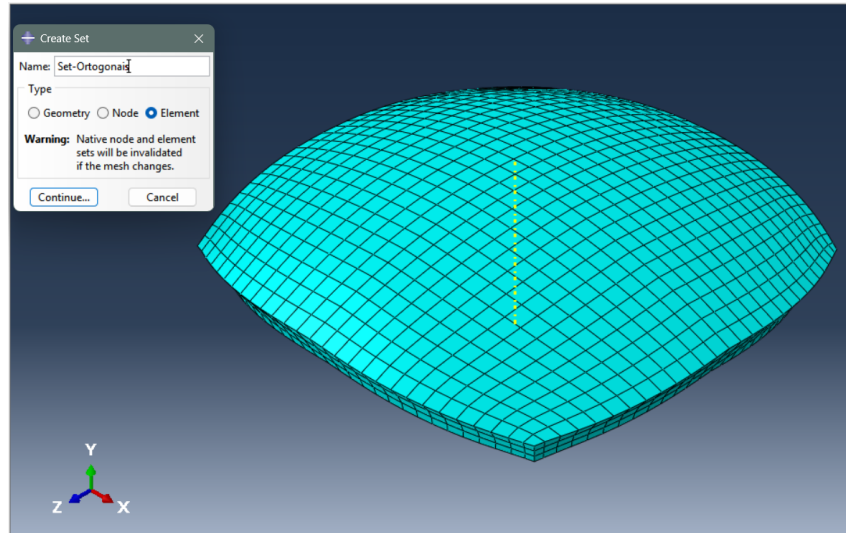


Figura B.13: Criação do *Set* contendo apenas a região central.

Para a seleção do limbo (elementos restantes), inverteu-se a lógica de visualização:

1. **Ocultar a Região Central:** Para inverter a seleção, primeiramente restaurou-se a visualização global da geometria (*Replace All*). Na sequência, utilizou-se o filtro do *Create Display Group* para remover o *Set* central da viewport, resultando na ocultação da zona óptica e mantendo visível apenas a região periférica (Figura B.14).

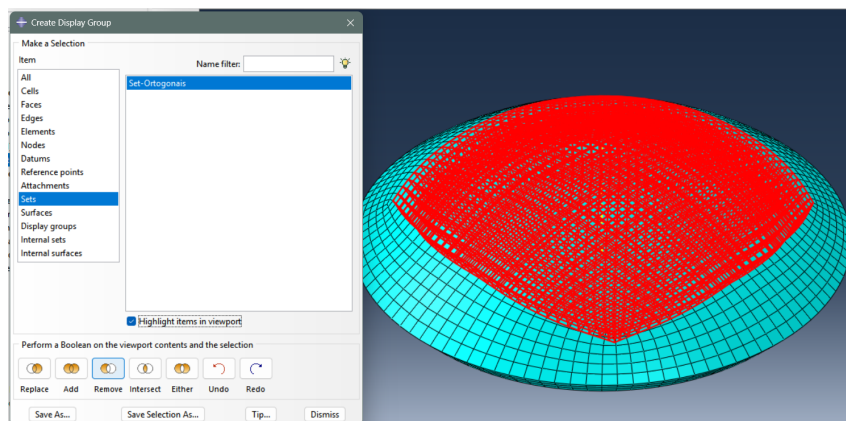


Figura B.14: Utilização do Display Group para ocultar o *Set* central previamente definido.

2. **Definição do *Set* Circular:** Com a zona óptica oculta, um novo *Set* foi criado selecionando-se todos os elementos visíveis (Figura B.15).

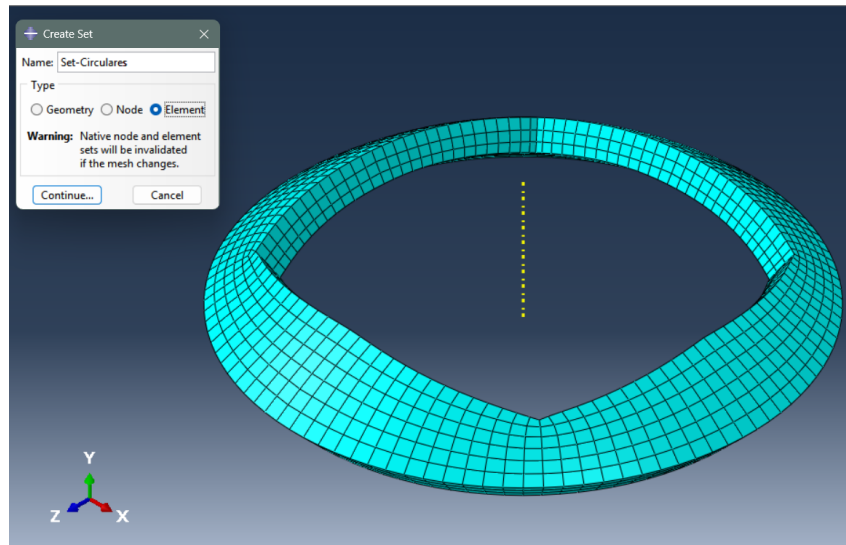
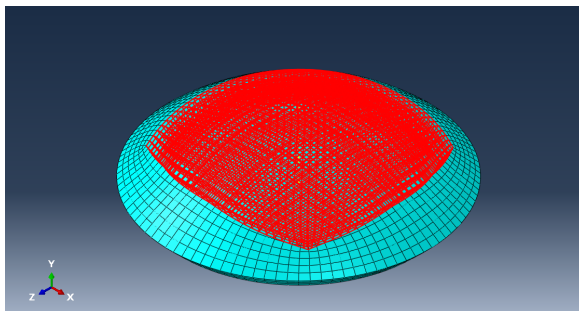
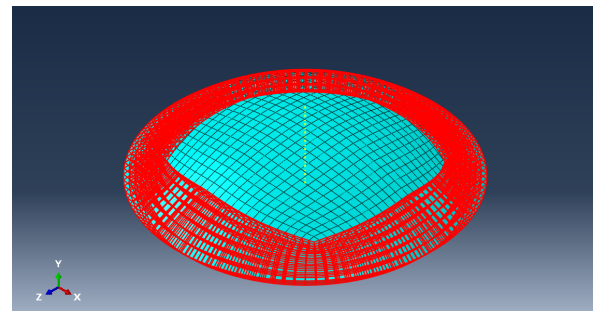


Figura B.15: Criação do *Set* com os elementos periféricos restantes.

A conclusão do processo resultou na segmentação total da malha em duas regiões operacionais distintas (Figuras B.16a e B.16b).



(a) Região Central.



(b) Região Periférica.

Figura B.16: Verificação visual dos *Sets* definidos.

#### B.4.2 Atribuição da Orientação Material

O modelo anisotrópico requer a definição de um sistema de coordenadas local (1, 2, 3) para cada elemento, assegurando que os vetores diretores acompanhem a curvatura da córnea. A atribuição foi realizada via ferramenta *Assign Material Orientation*.

1. **Configuração para a Região Central:** Para o *Set* central, aplicou-se o método *Discrete*:

- **Normal Axis (Eixo 3):** Define a direção normal à superfície. A seleção recaiu sobre a **superfície anterior** da córnea, apontando para o exterior.

- **Primary Axis (Eixo 1):** Define a direção principal das fibras. Selecionou-se a aresta reta da partição central (direção Nasal-Temporal).
- **Interpretação:** O solver calcula o Eixo 2 ortogonalmente. Assim, a primeira família de fibras alinha-se ao Eixo 1 (NT) e a segunda ao Eixo 2 (SI).

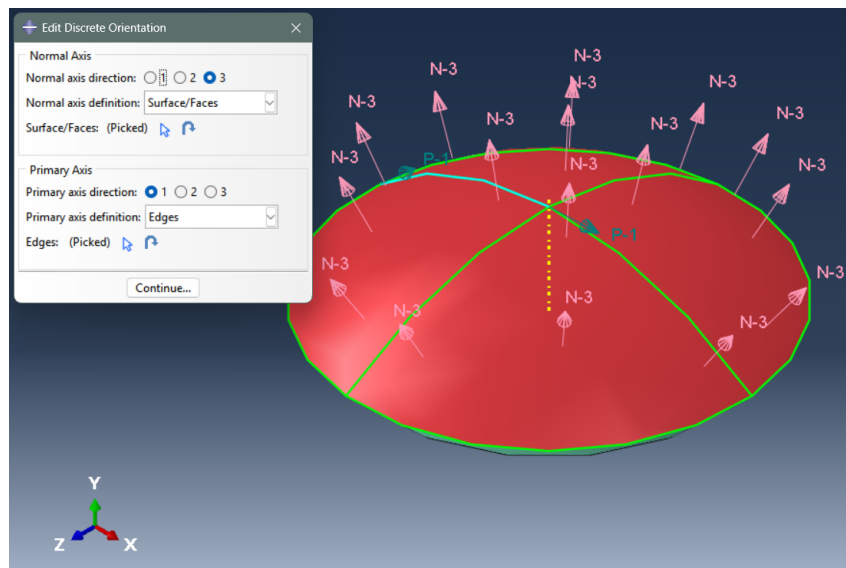


Figura B.17: Orientação material da região central.

2. **Configuração para a Região Periférica:** Para o *Set* periférico, o procedimento foi análogo, porém com alteração do eixo principal:

- **Normal Axis (Eixo 3):** Mantida a referência na superfície anterior.
- **Primary Axis (Eixo 1):** Selecionou-se a aresta circunferencial do limbo.
- **Interpretação:** O Eixo 1 passa a acompanhar o anel do limbo, simulando o comportamento de cinta de reforço circunferencial característico desta região.

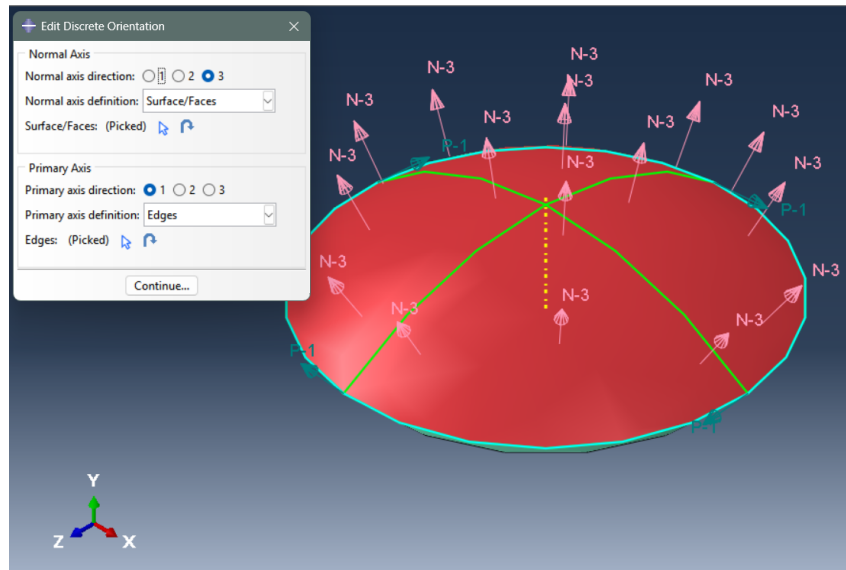


Figura B.18: Orientação material na periferia.

## B.5 ETAPA 5: MONTAGEM E CONFIGURAÇÃO DA ANÁLISE

### B.5.1 Montagem

A inserção da geometria no ambiente de análise foi feita no módulo *Assembly* através da ferramenta *Create Instance*, adotando-se o tipo *Dependent* (malha associada à peça).

### B.5.2 Definição do Passo de Análise

1. **Criação do Step:** Foi configurado um passo *Static, General* denominado **Step-1**.
2. **Não-linearidade Geométrica:** A opção *Nlgeom: On* foi ativada na aba *Basic*.
3. **Incrementação:** Para garantir a convergência da solução não-linear, o tamanho inicial do incremento foi ajustado para 0,001 e o número máximo de incrementos ampliado para 100000.

### B.5.3 Inicialização de Variáveis de Campo

A inicialização da variável de controle ( $\kappa$ ) foi assegurada pela criação de um campo pré-definido (*Predefined Field*) no passo *Initial*. Na janela de seleção, optou-se pela categoria *Other* e tipo *Field*. A configuração foi aplicada a toda a geometria da córnea, atribuindo-

se à *Field variable number* o valor 1 e à *Magnitude* o valor 0, conforme ilustrado na Figura B.19.

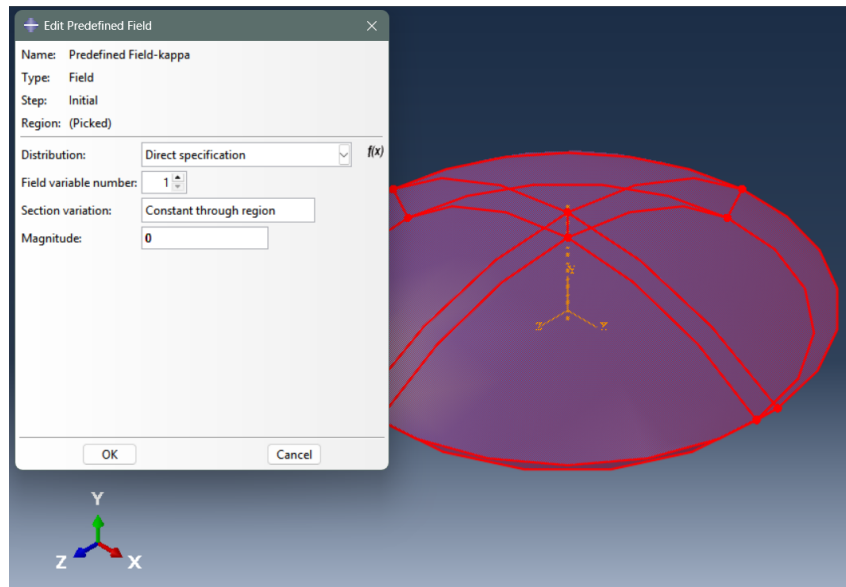


Figura B.19: Inicialização da variável de campo para a subrotina.

## B.6 ETAPA 6: CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO

### 1. Condição de Contorno (BC):

- No passo *Initial*, aplicou-se uma restrição do tipo **Displacement/Rotation** na face externa do limbo.
- Os graus de liberdade translacionais ( $U_1$ ,  $U_2$  e  $U_3$ ) foram bloqueados para simular o engaste da córnea na esclera (Figura B.20).

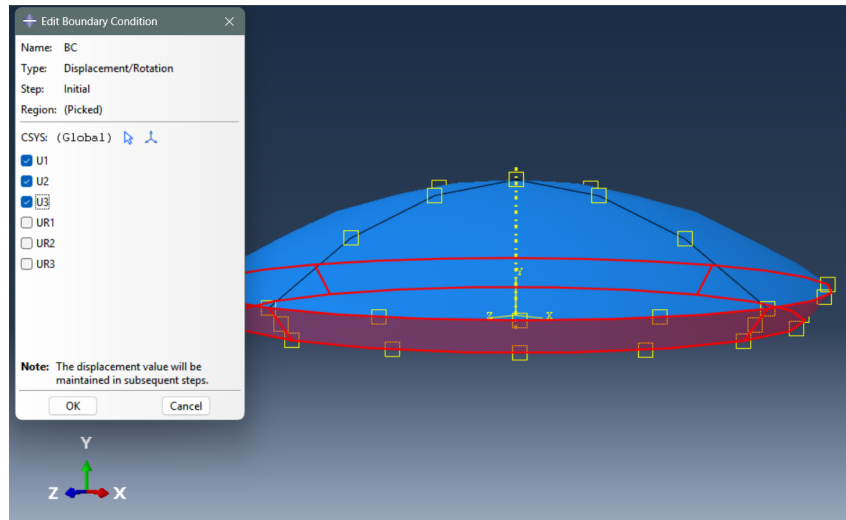


Figura B.20: Restrição de deslocamento aplicada na borda da córnea.

## 2. Carregamento (Pressão Intraocular):

- A pressão intraocular foi simulada através de uma carga (*Load*) do tipo *Pressure* aplicada à superfície interna (posterior).
- O valor de 100 mmHg foi convertido para MPa, resultando na magnitude de 0,0133322 (Figura B.21).

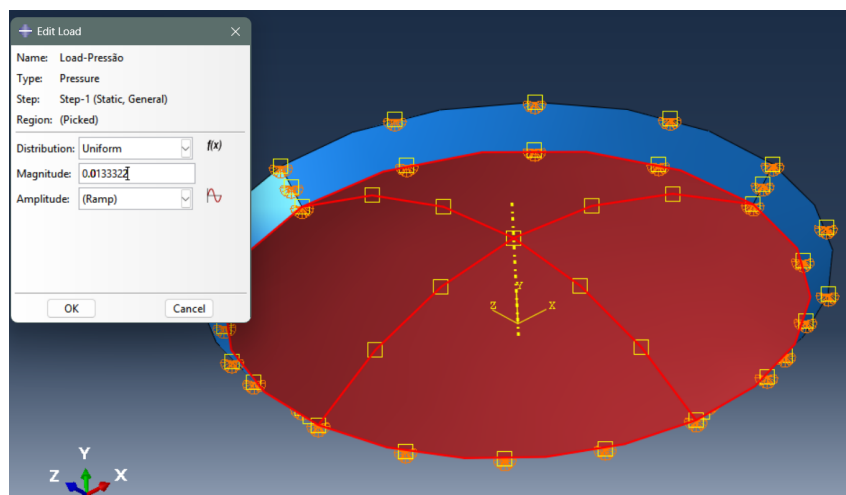


Figura B.21: Aplicação da pressão uniforme na face interna.

## B.7 ETAPA 7: EXECUÇÃO DA ANÁLISE

Nesta etapa final, estabeleceu-se o vínculo entre o modelo numérico e o código em Fortran.

1. **Criação do Job:** Definiu-se um novo *Job* mantendo as configurações padrão de memória.
2. **Vínculo com a Subrotina:** A associação com o código externo foi realizada na aba *General*, indicando o caminho do arquivo no campo *User subroutine file* (Figura B.22).

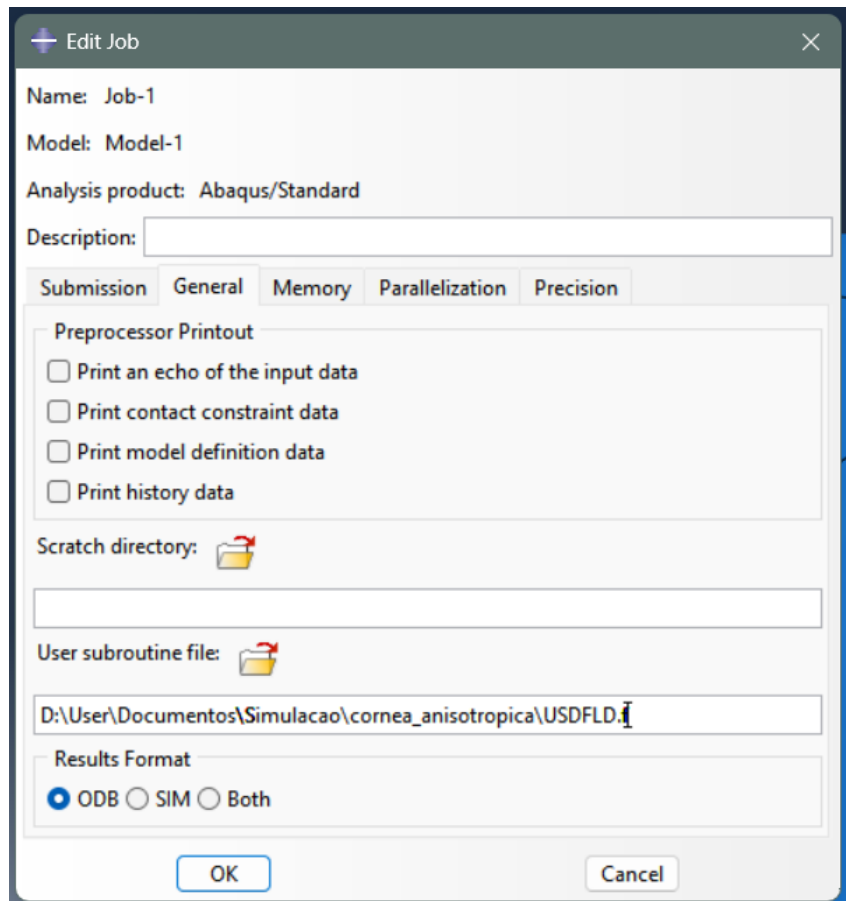


Figura B.22: Seleção do arquivo da subrotina de usuário nas configurações do Job.

3. **Submissão:** A análise foi iniciada através do comando *Submit*, sendo o progresso monitorado pela interface do solver.