



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

VITOR FERNANDO DE SOUZA RODRIGUES

**ANÁLISE DOS EFEITOS TÉRMICOS PELO USO PROLONGADO DOS  
IMPLANTES DE RETINA NO OLHO HUMANO E VALIDAÇÃO DO MODELO  
MATEMÁTICO COM DADOS EXPERIMENTAIS DE UM OLHO FELINO**

Recife

2021

VITOR FERNANDO DE SOUZA RODRIGUES

**ANÁLISE DOS EFEITOS TÉRMICOS PELO USO PROLONGADO DOS  
IMPLANTES DE RETINA NO OLHO HUMANO E VALIDAÇÃO DO MODELO  
MATEMÁTICO COM DADOS EXPERIMENTAIS DE UM OLHO FELINO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

**Área de concentração:** Processos e Sistemas Térmicos.

**Orientadora:** Profa. Dra. Rita de Cássia Fernandes de Lima.

Recife

2021

Catálogo na fonte:  
Bibliotecária Sandra Maria Neri Santiago, CRB-4 / 1267

R696a

Rodrigues, Vitor Fernando de Souza.

Análise dos efeitos térmicos pelo uso prolongado dos implantes de retina no olho humano e validação do modelo matemático com dados experimentais de um olho felino / Vitor Fernando de Souza Rodrigues. - 2021.

78 f.: il., figs., tabs.

Orientadora: Profa. Dra. Rita de Cássia Fernandes de Lima.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Recife, 2021.

Inclui referências e apêndices.

1. Engenharia mecânica. 2. Retinose pigmentar. 3. Degeneração macular. 4. Simulação numérica. 5. Dano térmico. 6. Implante epirretinal.  
I. Lima, Rita de Cássia Fernandes de (Orientadora). II. Título.

UFPE

621 CDD (22. ed.)

BCTG/2021-207

VITOR FERNANDO DE SOUZA RODRIGUES

**ANÁLISE DOS EFEITOS TÉRMICOS PELO USO PROLONGADO DOS  
IMPLANTES DE RETINA NO OLHO HUMANO E VALIDAÇÃO DO MODELO  
MATEMÁTICO COM DADOS EXPERIMENTAIS DE UM OLHO FELINO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica. Área de concentração: Processos e Sistemas Térmicos.

Aprovada em: 05/03/2021.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Paulo Roberto Maciel Lyra (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof. Dr. Fábio Santana Magnani (Examinador Interno)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Profa. Dra. Luciete Alves Bezerra (Examinadora Externa)  
Universidade Federal de Pernambuco

## **AGRADECIMENTOS**

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser essencial em minha vida, autor de meu destino, meu guia, socorro presente na hora da angústia e das aflições, iluminando meu caminho durante toda minha trajetória de vida.

Agradeço aos meus pais José de Oliveira Rodrigues e Silvia Maria José de Souza Rodrigues e à minha tia Suelly Maria José de Souza que muito me apoiaram durante este projeto, servindo muitas vezes de exemplo como servos fiéis a Deus e batalhadores.

À minha namorada Irla Andrade que me confortou nos momentos mais difíceis e me ajudou a sempre olhar o lado bom da vida.

À Matheus Bezerra, João Roberto F. de Melo e Olga P. Garcia que me auxiliaram durante todo o projeto, me ajudando a entender noções práticas de simulação e programação. E aos meus amigos e colegas do mestrado que me ajudaram a percorrer esta caminhada desafiadora durante meu tempo de estudos.

À minha orientadora Prof<sup>a</sup> Rita de Cássia Fernandes de Lima, que muito me apoiou e auxiliou através de seu profundo conhecimento; a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Não subestime o poder da visão e da direção.  
Elas são forças irresistíveis, capazes de transformar  
obstáculos incontestáveis em caminhos percorri-  
veis e oportunidades em expansão.  
Fortaleça o indivíduo.  
Comece com você.  
Cuide de si mesmo.  
Defina quem você é.  
Aperfeiçoe sua personalidade.  
Escolha o seu destino e articule seu ser.  
(PETERSON, 2018).

## RESUMO

Com o avanço das tecnologias de detecção de patologias, diversos tipos de tratamentos vêm sendo estudados e aplicados em seres humanos. Até mesmo doenças hereditárias e sem prognóstico de cura podem ser amenizadas com usos de dispositivos implantados. Este é o caso da Retinose Pigmentar a qual não possui tratamento, porém o uso de implante de retina auxilia na recuperação visual do paciente. Contudo, a busca pelo aperfeiçoamento destes dispositivos continua, e é com o intuito de realizar um estudo para desenvolver implantes de retina mais seguros para portadores de Retinose Pigmentar que esta dissertação foi desenvolvida. Certas precauções devem ser tomadas para evitar danos à visão residual do paciente. Sendo assim, este trabalho visa calcular o dano térmico que pode ocorrer devido à potência elétrica dissipada pelo implante. Para permitir a validação da geometria tridimensional do olho humano foi realizado um estudo prévio do modelo de olho felino com um chip epirretinal, para o qual foi executada a simulação de perfis de temperatura e cálculo do dano térmico. Mais que valores de temperatura, a função dano térmico quantifica de maneira simples e precisa o grau de degeneração celular como resultado da potência aplicada no implante e o seu tempo de uso. Dentre os resultados apresentados, o principal comprovou que com uma aplicação contínua de 36,6 mW, o olho felino apresentou danos térmicos irreversíveis após 5h12min. Além disso, mesmo após desligamento do implante, o dano térmico continua a crescer, até que todo o olho retorne a seu antigo estado de equilíbrio térmico. Toda metodologia foi repetida para calcular o avanço do dano térmico em um olho humano submetido ao implante ARGUS II o qual foi recentemente aprovado pelo FDA (Foods and Drugs Administration – EUA) para uso em seres humanos. Para este trabalho foram utilizados os *softwares SolidWorks®* para modelagem geométrica tridimensional do globo ocular, seus respectivos tecidos e implante epirretinal e *Ansys-Fluent®* para simulação térmica em regime permanente, além do cálculo do dano térmico programado pelo autor e implementado no *Ansys-Fluent®*.

**Palavras-chave:** retinose pigmentar; degeneração macular; simulação numérica; dano térmico; implante epirretinal.

## ABSTRACT

With the advancement of pathology detection technologies, several types of treatments have been studied and applied to humans. Even hereditary diseases with no cure prognosis can be alleviated with the use of implanted devices. This is the case of Retinitis Pigmentosa which has no treatment; nevertheless, the use of retinal implant helps in the patient's visual recovery. However, the search for the improvement of these devices continues. In order to obtain insights that can help guide an implant procedure safely for patients with Retinitis Pigmentosa the present work was developed. In this process, certain precautions must be taken to avoid thermal damage of the patient's residual vision. Therefore, this project aims to calculate the thermal damage that can occur due the temperature rises as a result of the electrical power dissipated by the implant. To allow the validation of the three-dimensional geometry of the human eye, a previous study of a feline eye model was made with an epiretinal chip, for which the simulation of temperature profiles and calculation of thermal damage were performed. In addition to temperature values, the thermal damage is a function that quantifies the degree of cell degeneration as result of the power applied on the implant and its time of use. Among the results presented, the main one proved that with a continuous application of 36.6 mW, the feline eye has presented irreversible thermal damage after 5h12min. In addition, even after the implant is switched off, thermal damage continues to increase, until the entire eye returns to its former thermal equilibrium. The entire methodology was repeated to calculate the advance of thermal damage in a human eye submitted to the ARGUS II implant, which was recently approved by the FDA (Foods and Drugs Administration – USA) for use in humans. For this work, the SolidWorks® was used for three-dimensional geometrical modeling of the eyeball, their respective tissues and epiretinal implant and Ansys-Fluent® was adopted for thermal simulation in steady state, in addition to the calculation of the thermal damage programmed by the author and inserted in the Ansys-Fluent® program.

**Keywords:** retinitis pigmentosa; macular degeneration; numerical simulation; thermal damage; epiretinal implant.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Evolução das próteses ortopédicas: 600 A.C, 1800 e 1990	21
Figura 2 – Aplicação de prótese visual	22
Figura 3 – Esquema estrutural do olho humano	23
Figura 4 – Como a retina capta a imagem	25
Figura 5 – Exames de imagens de fundo de olho de paciente com RP no estado inicial (esquerda) e avançado (direita)	27
Figura 6 – Visão normal versus visão em túnel	27
Figura 7 – Visão geral do funcionamento do Argus II	29
Figura 8 – Componentes internos do implante	30
Figura 9 – Tack retinal fixando o chip na retina	30
Figura 10 – Componentes externos do implante	31
Figura 11 – Exemplo de processamento de imagem feito pelo VPU. A imagem da bicicleta é recebida, processada e enviada em resolução 6 x 10 pixels para o implante	32
Figura 12 – Modelo olho felino segundo (PRINCE et al., 1960) projetado em SolidWorks®	42
Figura 13 – Modelo do olho felino segundo (OPIE et al., 2012) projetado em SolidWorks	42
Figura 14 – Representação do ARGUS II e sua geometria aproximada	44
Figura 15 – Olho Humano	45
Figura 16 – Fluxograma de simulação	46
Figura 17 – Plataforma Workbench®	47
Figura 18 – Exemplo de retirada de pontos do gráfico de (OPIE et al., 2012)	50
Figura 19 – Perfil de temperatura entre retina e humor vítreo comparativo com (OPIE et al., 2012)	51
Figura 20 – Vista do plano de simetria da malha com 4.730.310 elementos, selecionada para as simulações computacionais no olho felino executadas no presente trabalho	52
Figura 21 – Simulação do olho felino em regime permanente; a distribuição da temperatura (esquerda) e o perfil de temperatura o eixo pupilar (direita)	53

Figura 22 – Evolução da temperatura com o tempo ao longo do eixo pupilar (esquerda) e pico da curva atingindo novo regime permanente (direita)	54
Figura 23 – Simulação do olho felino em regime transitório após 24 horas de aplicação contínua de 36,6mW do implante epirretinal	54
Figura 24 – Dano térmico no olho (esquerda) e perfil do dano térmico no eixo pupilar (direita) após 24hrs de exposição ao chip aquecido	55
Figura 25 – Evolução do dano térmico ao passar do tempo	56
Figura 26 – Aumento do dano térmico após desligamento do implante de retina	57
Figura 27 – Perfil de temperatura a partir do eixo pupilar	59
Figura 28 – Vista do plano de simetria da malha com 1.966.537 elementos, selecionada para as simulações computacionais no olho humano executadas no presente trabalho	60
Figura 29 – Simulação do olho humano em regime permanente	61
Figura 30 – Evolução da temperatura com o tempo ao longo do eixo pupilar	62
Figura 31 – Simulação do olho humano em regime transitório após 24 horas de aplicação contínua de 64,0mW do implante epirretinal: a distribuição de temperatura (esquerda) e perfil de temperatura do eixo pupilar (direita)	62
Figura 32 – Dano térmico no olho (esquerda) e perfil do dano térmico no eixo pupilar (direita) após 24hrs de exposição ao chip aquecido	63
Figura 33 – Evolução do dano térmico ao passar do tempo	64
Figura 34 – Aumento do dano térmico após desligamento do implante de retina	65
Figura 35 – Duração máxima de funcionamento do implante no interior do olho humano sem dano irreversível de acordo com as potências do implante ARGUS II	66

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Volume dos Tecidos ((OPIE et al., 2012) e Autor), diferença percentual	43
Tabela 2 – Propriedades do tecido usados na construção do modelo ocular felino	49
Tabela 3 – Resultados dos testes de convergência de malha – Olho felino	51
Tabela 4 – Propriedades do tecido usados na construção do modelo ocular humano	58
Tabela 5 – Resultados dos testes de convergência de malha – Olho humano	59
Tabela 6 – Diferença volumétrica entre as geometrias	60

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
CFS	<i>Clinical Fitting System</i>
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DMRI	Degeneração Macular Relacionada à Idade
VPU	<i>Video Processing Unit</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FVM	<i>Finite Volume Method</i>
RF	Radiofrequência
RFID	<i>Radio Frequency Identification</i>
RP	Retinose Pigmentar
SSMP	<i>Second Sight Medical Products</i>
UDF	<i>User-defined Functions</i>
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\rho_t$	Massa específica do tecido, $kg/m^3$
$c_t$	Calor específico do tecido, $J/(kg \cdot K)$
$k_t$	Condutividade térmica do tecido, $W/(m \cdot K)$
$A_R$	Taxa volumétrica de geração devido ao calor metabólico, $W/m^3$
$B_R$	Coefficiente de perfusão sanguínea, $W/(m^3 \cdot K)$
$T_b$	Temperatura do sangue arterial, $K$
$Q$	Potência volumétrica, $W/m^3$
$T$	Temperatura local, $K$
$h_b$	Coefficiente de convecção entre o olho e o sangue, $W/(m^2 \cdot K)$
$h_\infty$	Coefficiente de convecção entre a córnea e o ambiente, $W/(m^2 \cdot K)$
$T_\infty$	Temperatura ambiente local, $K$
$\sigma$	Constante de Stefan Boltzmann, $W/(m^2 \cdot K^4)$
$\varepsilon$	Emissividade da córnea, adimensional
$E$	Taxa de evaporação lacrimal, $W/m^2$
$t$	Tempo, $s$
$R$	Constante universal dos gases perfeitos, $m^3 \cdot Pa/(K \cdot mol)$
$N_A$	Constante de Avogadro, $mol^{-1}$
$h$	Constante de Planck, $m^2 \cdot kg/s$
$\Delta G$	Energia livre de Gibbs para processo de ativação, $J$
$\Omega$	Dano térmico, adimensional
$\Delta E_{act}$	Energia de ativação para processo de desnaturação, $J/mol$
$\Delta S$	Varição de entropia, $J/(mol \cdot K)$

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	MOTIVAÇÃO	16
1.2	OBJETIVOS	18
<b>1.2.1</b>	<b>Objetivo geral</b>	<b>18</b>
<b>1.2.2</b>	<b>Objetivos específicos</b>	<b>18</b>
1.3	ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO	18
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>20</b>
2.1	PRÓTESES HUMANAS	20
2.2	ESTRUTURA FISIOLÓGICA DO OLHO HUMANO	23
2.3	FUNÇÃO DA RETINA	24
<b>2.3.1</b>	<b>Patologias oculares</b>	<b>25</b>
2.4	RETINOSE PIGMENTAR	26
2.5	O SISTEMA DE IMPLANTE DE RETINA ARGUS II	28
<b>2.5.1</b>	<b>Componentes Internos</b>	<b>29</b>
<b>2.5.2</b>	<b>Componentes Externos</b>	<b>31</b>
<b>2.5.3</b>	<b>Regulagem do sistema</b>	<b>32</b>
<b>3</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>33</b>
3.1	ANÁLISES DOS IMPLANTES RETINAIS	33
3.2	USO DE IMPLANTES E AQUECIMENTO DE RETINA	33
3.3	ANÁLISES TÉRMICAS E DE DANO TÉRMICO	35
<b>4</b>	<b>MODELAGENS MATEMÁTICA E GEOMÉTRICA</b>	<b>36</b>
4.1	MODELAGEM MATEMÁTICA DO OLHO	36
<b>4.1.1</b>	<b>Troca de calor por convecção entre a parte posterior do olho e o corpo</b>	<b>37</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Superfície ocular em contato direto com o ambiente</b>	<b>38</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Condição inicial</b>	<b>38</b>
4.2	A FUNÇÃO DANO TÉRMICO	38

4.3	HIPÓTESES SIMPLIFICADORAS	40
4.4	MODELAGEM GEOMÉTRICA DO OLHO (FELINO E HUMANO)	41
<b>5</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>46</b>
5.1	INSERÇÃO DOS PARÂMETROS TERMOFÍSICOS NO FLUENT® E CONDIÇÕES DE CONTORNO	47
<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>49</b>
6.1	COMPORTAMENTO TÉRMICO DO OLHO FELINO	49
<b>6.1.1</b>	<b>Propriedades termofísicas e condições de contorno</b>	<b>49</b>
<b>6.1.2</b>	<b>Verificação da convergência da solução numérica com o refinamento da malha utilizada</b>	<b>50</b>
<b>6.1.3</b>	<b>Resultados: do início até 24hrs de uso contínuo do implante</b>	<b>53</b>
6.2	COMPORTAMENTO TÉRMICO DO OLHO HUMANO	57
<b>6.2.1</b>	<b>Propriedades termofísicas e condições de contorno</b>	<b>57</b>
<b>6.2.2</b>	<b>Verificação da convergência da solução numérica com o refinamento da malha utilizada</b>	<b>59</b>
<b>6.2.3</b>	<b>Resultados: do início até 24hrs de uso contínuo do implante</b>	<b>61</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>67</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>69</b>
	<b>APÊNDICE A – UDFs APLICADAS NO TRABALHO</b>	<b>76</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Implantes médicos são dispositivos que são inseridos ou aderidos na superfície de um corpo biológico e que podem ter funções variadas. Muitos implantes são próteses, os quais possuem a função de substituir partes do corpo. Os implantes também podem possuir diferentes funções como auxiliar a infusão de medicamento, monitorar funções corporais ou até fornecer suporte para órgãos e tecidos. No geral, estes dispositivos são feitos de materiais biológicos como pele, osso ou tecidos, ou de materiais com baixa rejeição corporal como alguns tipos de metais, plásticos ou cerâmicos (FDA, 2019).

Próteses podem substituir partes do corpo humano que perderam sua devida funcionalidade por conta de acidentes ou doenças. Os tipos mais comuns vistos no dia-a-dia são as ortopédicas as quais auxiliam na substituição de um membro superior ou inferior do corpo humano, chegando a até aprimorá-lo tornando-o mais ágil ou preciso em seus movimentos. Contudo, o presente trabalho será focado no estudo de um implante específico, que pode auxiliar pessoas que sofreram com doenças que causam degeneração macular, ou retinose pigmentar.

A degeneração macular e a retinose pigmentar, formam um conjunto de distúrbios oculares que causam perda progressiva da visão. Em geral, são doenças hereditárias que atingem uma a cada quatro mil pessoas nos Estados Unidos e Europa (GENETICS HOME REFERENCE, 2020). As pessoas com retinose pigmentar sofrem com perda contínua da visão periférica provocando uma visão de túnel e dificuldade de enxergar em ambientes com luminosidade baixa.

A Retinose Pigmentar é responsável por gerar uma degradação e perda de fotorreceptores periféricos na retina, os quais são responsáveis por iniciar o processo da visão (NIH, 2019). É possível visualizar em exames de fundo de olho que o tecido passa a acumular uma série de pigmentos que se iniciam na periferia da retina e avançam para o centro.

Já a degeneração macular, também chamada de Degeneração Macular Relacionada a Idade (DMRI), representa um processo de degradação na mácula, região central da retina, responsável por prover foco a imagem vista. Nos estágios iniciais da doença, o paciente passa a ter uma visão desfocada e conforme ela progride o mesmo passa a vivenciar uma perda de visão central que evolui para a periferia (NOVARTIS, 2017). A DMRI atinge, em sua maioria, pessoas acima de 50 anos, com predisposição genética e problemas crônicos tais como hipertensão, obesidade, alto consumo de alimentos gordurosos e tabagismo (BOYD, 2016).

Atualmente, os tratamentos existentes são paliativos, buscando retardar o avanço da degeneração com métodos terapêuticos (OPENSHAW; BRANHAM; HECKENLIVELY, 2008). No entanto, novas estratégias estão sendo intensivamente pesquisadas, sendo a principal, o implante de retina que funciona como um “substituto” do tecido, que recebe imagens do ambiente e informa ao nervo óptico, possibilitando restauração parcial da visão (HAMEL, 2006).

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Os cinco principais implantes de retina existentes no mercado são Alpha-IMS, IMI, Epi-Ret 3, Boston Retinal Project e Argus II, sendo este último o primeiro a ser liberado comercialmente para uso e aplicação em seres humanos (STRONKS; DAGNELIE, 2014). Fabricado pela *Second Sight Medical Products* (SSMP), o sistema ARGUS encontra-se em sua segunda geração com mais de 350 usuários e baixo grau de rejeição corporal (SSMP, 2019). Ele basicamente funciona com um conjunto de dispositivos, sendo esses: uma câmera frontal, um aparelho de processamento de imagem e um chip implantado na retina.

A câmera recebe e processa a imagem. Em seguida, o chip implantado é alimentado com dados e utiliza impulsos elétricos para se comunicar com o nervo óptico. Por conta disso, o implante está constantemente excitando o tecido com “choques” de pequena intensidade. Como todo equipamento eletrônico, o implante Argus II, devido à sua potência elétrica, dissipa calor que se difunde nos tecidos oculares, em especial, na retina.

Sendo assim, faz-se necessário buscar métodos de controle da temperatura e da geração de calor dentro do órgão. A análise numérica da transferência de calor em órgãos do corpo humano tem se provado um recurso auxiliar válido na detecção de variação da distribuição de temperatura provocada pelo aumento da geração de calor originada por infecção ou produção desordenada de células (MELO, 2019).

Nas últimas décadas, a transferência de calor no olho humano também vem sendo estudada devido à diversidade de tratamentos que consistem na aplicação de radiação ou fontes de calor, de forma controlada, em determinadas regiões do olho (GARCIA, 2015), estimulando os mais diversos estudos sobre fenômenos que ocorrem neste órgão tão pequeno e complexo.

Não há um método não-agressivo para medição de temperatura interna do olho humano, e mesmo na medição invasiva, o próprio equipamento interfere nos valores medidos. Uma versão alternativa para calcular as propriedades térmicas em qualquer parte do órgão humano é

a aplicação das equações termodinâmicas em todo o volume do corpo, conhecendo-se os tipos de transferência de calor na superfície do mesmo e suas respectivas condições iniciais. Esta análise pode ser feita através do método de volumes finitos.

O Método de Volumes Finitos, do inglês *Finite Volume Method – FVM*, foi introduzido na década de 1970 por McDonald, MacCormack e Paullay, sendo este o método mais usado entre cientistas e engenheiros para estudos de mecânica dos fluidos e de fenômenos térmicos. Este método subdivide o domínio de interesse em pequenos volumes de controle, onde equações de conservação são aplicadas (OSSES, 2020). Tais equações, após discretização, levam a um sistema algébrico de equações cuja solução resulta nos valores da propriedade desejada em um número finito de pontos do domínio. De maneira geral, quanto maior o número de volumes de controle, mais acurado serão os valores dentro do domínio calculado.

Um dos *softwares*, de maior prestígio no mercado é o **Ansys Fluent®** o qual é usado para calcular fluxos de fluido, de transferência de calor e de massa, de algumas reações químicas e outros fenômenos relacionados (FLUENT, 2020). Este *software* faz parte de um grupo de programas computacionais desenvolvidos pela comunidade denominada CFD – *Computational Fluid Dynamics*, e que são usados na solução de problemas de mecânica dos fluidos e de transferência de calor. Além disso, o Fluent® dá ao usuário a conveniência de modificar ou inserir novas equações para solucionar o problema proposto e armazenar o projeto modificado em espaços de memória à parte, possibilitando um estudo comparativo posterior.

Este recurso possibilita o uso de equações que não se encontram dentro da biblioteca do *software*. Um exemplo que será utilizado no presente trabalho é a função dano térmico que poderá ser usada para analisar o grau de segurança do uso constante de implantes de retina.

O modelo clássico do dano térmico foi desenvolvido para estudo de aquecimento em retinas por (BIRNGRUBER; HILLENKAMP; GABEL, 1985). Ele computa a energia necessária para desnaturar proteínas necessárias e analisa a manutenção da integridade do tecido. Este modelo será usado no presente trabalho.

A aplicação desta função no volume ocular durante o funcionamento do chip, poderá aumentar a segurança relacionada à indicação do uso prolongado do mesmo, garantindo a conservação e perpetuação das funções remanescentes da retina e dos demais tecidos na vizinhança do implante.

## 1.2 OBJETIVOS

Diante do exposto, foram definidos o objetivo geral e os específicos a fim de desenvolver a presente dissertação, conforme apresentado a seguir.

### 1.2.1 Objetivo geral

O presente trabalho tem por objetivo estudar numericamente o efeito do aquecimento produzido por um implante de retina em um olho humano, buscando o tempo seguro de exposição de acordo com a potência elétrica aplicada. Além disso, será feita uma análise detalhada do dano térmico produzido pelo implante sobre os tecidos oculares.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Desenvolvimento de um novo modelo tridimensional que represente o olho felino com implante de retina instalado, utilizando dimensões apresentadas em (OPIE et al., 2012);
- Comparação dos valores obtidos pela presente dissertação e os valores experimentais apresentados em (OPIE et al., 2012) para validação dos modelos geométrico e matemático;
- Adaptação de geometria tridimensional de olho humano feito por (GARCIA, 2015) com implante de retina ARGUS II devidamente posicionado;
- Simulação numérica do cálculo do perfil de temperatura e do dano térmico em regime transitório, utilizando os modelos 3D criados;
- Análise da influência da potência elétrica do implante e do tempo de exposição sobre possíveis danos térmicos aos tecidos oculares.

## 1.3 ORGANIZAÇÃO DO PRESENTE TRABALHO

Esta dissertação encontra-se dividida em seis capítulos, sendo este primeiro o responsável por apresentar uma breve introdução do trabalho, a motivação para execução do mesmo e os objetivos propostos.

O Capítulo 2 apresenta brevemente alguns exemplos de usos de implantes corporais para melhoramento das condições de vida do paciente. Em seguida, apresenta-se a estrutura do olho humano, juntamente com as principais funções da retina, suas respectivas patologias, em especial a Retinose Pigmentar, e formas de tratamento disponíveis. Além disso, são mostrados detalhes do sistema de implante de retina Argus II, cada um de seus componentes e como estes podem ser regulados de acordo com o paciente de modo a trazer conforto e ampliação da visão.

No Capítulo 3 são apresentados os estudos acadêmicos relacionados aos implantes oculares que se encontram em pesquisa pelo mundo. Também serão mostrados estudos relacionados ao aquecimento de retina que podem ser provocados pelo implante. Por fim, serão apresentados alguns estudos envolvendo a função dano térmico e seus possíveis usos.

No Capítulo 4 é apresentado o modelo físico usado para efetuar uma análise térmica do olho, assim como a função dano térmico, responsável por analisar em regime transitório os impactos causados por elevação de temperatura dentro de um tecido biológico. Por fim, são exibidas as hipóteses simplificadoras adotadas para desenvolver os cálculos dos perfis de temperatura dentro do globo ocular. Ainda neste capítulo será mostrada a modelagem geométrica tridimensional do olho humano e do olho felino usados para simulações numéricas.

O Capítulo 5 apresenta os *softwares* utilizados para modelagem e cálculo dos modelos utilizados no projeto.

O Capítulo 6 apresenta e discute os resultados obtidos a partir das simulações descritas. Para facilitar a compreensão do leitor, primeiramente foram expostos os resultados referentes ao olho felino e, em seguida, os do olho humano. Cada subtópico apresentam dados relacionados ao respectivo problema, tais como testes de convergência de malha, os modelos usados e suas respectivas propriedades termofísicas.

Finalmente, o Capítulo 7 traz as conclusões obtidas do trabalho, assim como, propõe sugestões para trabalhos futuros seguindo a mesma temática da dissertação desenvolvida. Em seguida serão exibidas as Referências Bibliográficas e Apêndice.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção será mostrado um panorama geral da utilização de próteses para substituir partes comprometidas do corpo humano e até aprimorar o desempenho destas partes, além de uma breve descrição do olho humano, suas principais funções e patologias, finalizando com a apresentação do sistema de implante de retina utilizado neste trabalho.

### 2.1 PRÓTESES HUMANAS

A prótese, como definido pelo dicionário, remete-se a um “*dispositivo implantado no corpo para suprir a falta de um órgão ausente ou para restaurar uma função comprometida*”. As próteses mais comuns e conhecidas são às ortopédicas, criadas com a finalidade de substituir parcialmente ou completamente partes dos membros inferiores ou superiores (BRASKEM, 2016).

O registro mais antigo de uso de prótese em um humano é referenciado em um poema indiano datado aproximadamente entre 3.500 a 1.800 anos a. C, que relata a história de uma rainha guerreira que perdeu a perna no campo de batalha e colocou uma prótese de ferro para voltar a guerra (BRASKEM, 2016).

Ao longo dos anos subsequentes as próteses ortopédicas foram evoluindo em termos de qualidade e de uso de novos materiais. Inicialmente sendo simples objetos de ferro, madeira ou bronze moldados de forma a substituir o membro. Com a descoberta dos polímeros, as próteses passaram a ter articulações, revestimentos flexíveis e encaixes por pressão dando um conforto cada vez maior ao usuário (BRASKEM, 2016).

Porém foi em 1984 que o conceito de prótese foi elevado a um novo patamar. O norte americano especialista em próteses, Van Phillips, perdeu parte da perna em um acidente. Insatisfeito com as próteses da época, ele desenvolveu próteses de fibras de carbono. A adição de um novo material com capacidade alta de absorção de energia, acoplado com projetos que simulam as articulações da pata do guepardo, tornou a prótese ortopédica um equipamento de aprimoramento corporal. Um corredor para-atleta utilizando tais próteses consegue atingir velocidades mais altas em comparação a corredor comum. Isto é apenas um exemplo de como as próteses podem não somente substituir órgãos, como também aprimorar o corpo humano (BRASKEM, 2016).

Figura 1 – Evolução das próteses ortopédicas: 600 A.C, 1800 e 1990



Fonte: (BRASKEM, 2016).

Além disso, com o avanço da tecnologia, é possível atualmente controlar o movimento de próteses apenas com estímulos cerebrais. Pessoas que perderam membros superiores, podem substituí-los por braços robóticos controlados por implantes cerebrais. Estes implantes estimulam o cérebro por meio de impulsos elétricos, tornando possível a recuperação do tato do paciente, e, conseqüentemente, controlar a quantidade de força e precisão em execução de tarefas simples como um aperto de mão ou manuseio de talheres (EFE, 2016).

Extrapolando a utilização dos implantes para aprimoramento da capacidade humana, nos últimos anos surgiram um novo tipo de cientistas, os *biohackers*. São pessoas que produzem chips que coletam dados corporais ou transmitem informações em tempo real para facilitar o dia a dia. Um exemplo destes é o holandês Patrick Paumen, cientista que possui 17 implantes em seu corpo os quais o auxiliam a abrir a porta de sua casa, a cancelar de estacionamento de seu escritório, a destravar celular, a gerar senha de computador ou até medir sua temperatura corporal (EZABELLA, 2019).

A *Food and Drug Administration* (FDA) órgão americano responsável pela promoção da saúde pública, similar à Anvisa brasileira, aprovou implantes de chips de frequência de rádio – conhecidos como RFID. Em 2019, a Livestock Labs produziu chips para o controle individual da saúde de gados. Comumente, se um animal é encontrado doente, todo o lote que se encontra próximo, passa por tratamento médico através de antibióticos. Com a aplicação do chip é possível identificar pontualmente o animal doente, e assim tratá-los separadamente, gerando economia na compra de pesticidas e antibióticos (EZABELLA, 2019).

Diferentemente das próteses ortopédicas que auxiliam o usuário no dia a dia, existem próteses oculares os quais são instrumentos de reabilitação psicológica. A perda do globo ocular pode ser causada por traumas, tumores, complicações provenientes de outras doenças,

problemas congênitos dentre outros. A ausência do globo gera atrofia da pálpebra ressaltando com o tempo a diferença facial. O uso de próteses nestes casos tem a função principal de manter a estética facial do indivíduo evitando problemas de autoestima, aceitação pessoal e social (COSTA, 2021).

Em evolução às próteses oculares, os implantes oculares, também chamados de próteses visuais, englobam toda e qualquer tecnologia utilizada para reconstituição da visão. Atualmente os implantes oculares são representados por *chips* instalados sobre a retina danificada. Seu funcionamento depende de dispositivos externos que captam a imagem à frente do paciente, processam e a enviam para o implante. Uma vez que o implante recebe informações do ambiente, este estimula eletricamente o nervo óptico o qual envia as informações ao córtex cerebral e assim possibilita a restauração da visão do usuário (FDA, 2019).

Atualmente, a qualidade da visão por meio destes dispositivos é rudimentar, o que significa que não é possível enxergar com nitidez objetos complexos, pessoas ou letras. Em alguns casos, a capacidade visual alcançada remete a luzes, sombras e formas borradas. Entretanto, os implantes oculares fornecem informações suficientes para que seja possível transitar por ambientes internos e externos e reconhecer a presença de pessoas e objetos.

Figura 2 – Aplicação de prótese visual



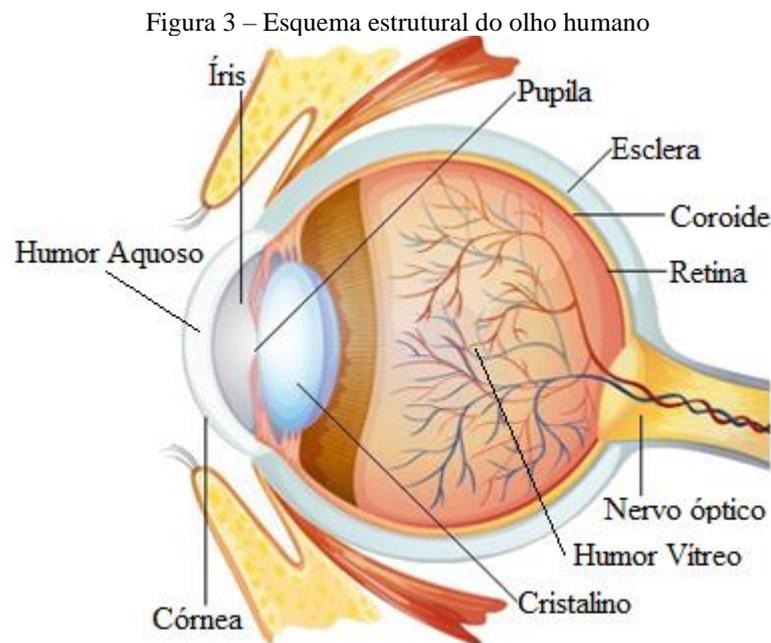
Fonte: (ESCH, 2015).

Além da recuperação visual, a tecnologia pode auxiliar no aprimoramento da visão humana. Desde 2008, cientistas na Universidade de Washington vem buscando aplicar circuitos elétricos e dispositivos eletrônicos em lentes de contato, propiciando a criação das lentes de contatos digitais. O objetivo principal do projeto era a construção de uma lente com dispositivos elétricos que não obstruísse a visão e tivesse uma utilização segura (MOSKOWITZ, 2008).

Eventualmente esta tecnologia pode se estender a diversas utilidades. Desde a extinção dos óculos de grau, como aperfeiçoamento da visão humana, permitindo ampliar paisagens longínquas. Ou até o uso da internet sem a necessidade de um dispositivo externo.

## 2.2 ESTRUTURA FISIOLÓGICA DO OLHO HUMANO

O olho é um dos principais órgãos do corpo humano. Através dele somos capazes de captar imagens, perceber variações de luminosidade e profundidade. Ele é basicamente composto de dez regiões onde cada uma possui a função de controlar entrada de luz e garantir a formação perfeita da imagem (SANTOS, 2019).



Fonte: (SANTOS, 2019) adaptado.

A seguir são apresentadas algumas características de cada região do olho.

1. **Córnea:** primeira camada a receber informações luminosas, formada por tecido transparente e resistente. Tem a função de proteger o globo ocular contra traumas e contaminações, além de ajudar a dar formato ao globo e atuar na refração da luz;
2. **Esclera:** formada por fibras colágenas. Esta região, junto com a córnea, protege todos demais componentes do olho. Possui coloração branca sendo local de fixação para os músculos extraoculares os quais garantem a movimentação dos olhos;

3. **Coroide:** encontra-se na face interna da esclera, sendo responsável por vascularizar e nutrir todas as camadas do olho;
4. **Íris:** conhecida como a parte colorida dos olhos. Esta estrutura de músculos lisos e organizados em circunferência é responsável por controlar a quantidade de luz recebida pela pupila;
5. **Pupila:** ponto central do olho onde ocorre a entrada de luz;
6. **Cristalino:** possui uma estrutura altamente maleável, auxiliando no foco de objetos em diferentes distâncias. É formado por água, proteínas e minerais;
7. **Retina:** esta camada traduz a imagem vista em impulsos nervosos para envio ao sistema nervoso central. Ela é composta principalmente de dois fotorreceptores, os cones e bastonetes, que funcionam de acordo com o nível de luminosidade do ambiente;
8. **Nervo óptico:** leva os impulsos nervosos gerados na retina para o cérebro;
9. **Humor aquoso:** líquido localizado na região em frente ao cristalino que é responsável por nutrir essa estrutura e a córnea. Sua composição é semelhante ao plasma e é produzido pelo epitélio de uma região conhecida como corpo ciliar;
10. **Humor vítreo:** material semelhante a um gel que fica após o cristalino e que garante a forma do olho. Ele é formado basicamente por água, fibras e ácido hialurônico. Grande parte do interior do olho é preenchida pelo humor vítreo, sendo este um fluido de alta viscosidade localizado na região adjacente à retina. Em situações normais, sua viscosidade é tão elevada que o movimento do fluido nesta região do olho humano é desprezível, em pessoas jovens. Isso é levado em consideração por muitos autores para aproximar este, e os demais tecidos oculares, como sólidos em simulações numéricas (GARCIA, 2015).

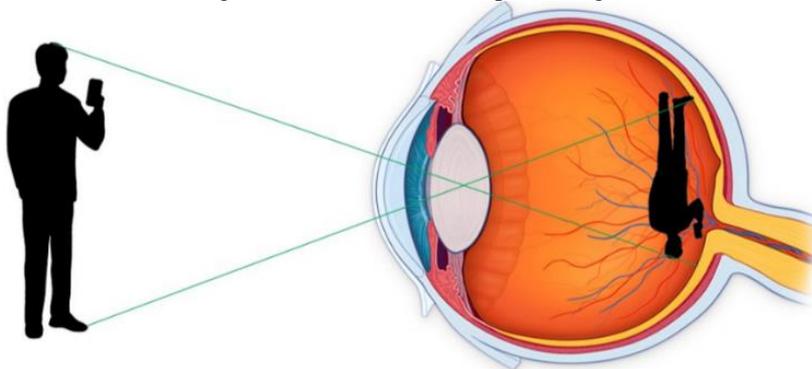
### 2.3 FUNÇÃO DA RETINA

Dentre as camadas do olho mencionadas na seção anterior, a mais importante é a retina. Basicamente todas as demais camadas possuem funções de proteção, nutrição e focalização da imagem para que a retina receba este *input* e gere sinais elétricos a serem enviados ao cérebro.

O funcionamento da retina se assemelha ao de uma câmera fotográfica, que capta a imagem no filme através de incidência de luz no cristalino. A luz que entra pela pupila é focalizada no cristalino para então alcançar a retina em um tamanho reduzido e invertida. Esta inversão da imagem segue o princípio de formação de imagens em um espelho côncavo

conforme mostrado na Figura 4. O cérebro então faz as devidas correções deixando a imagem no tamanho natural (ROSA, 2019).

Figura 4 – Como a retina capta a imagem



Fonte: (FROTA, 2018).

As células responsáveis pela transformação da informação luminosa em sinais elétricos são os fotorreceptores. Há dois tipos de fotorreceptores: cones e bastonetes, com as características descritas a seguir.

1. Cones: células responsáveis pela identificação de cores, aprofundamento espacial e detalhamento de imagem, comumente ativo em ambientes de alta luminosidade;
2. Bastonetes: células responsáveis pela detecção de objetos em movimento, comumente ativo em ambientes de baixa luminosidade;

A retina possui cerca de 126 milhões de fotorreceptores e 1 milhão de fibras nervosas (ROSA, 2019). Além de ajudar na formação das cores e formas, essas células permitem que as informações sejam enviadas ao cérebro rapidamente. Uma vez que a informação elétrica é gerada nessas células nervosas, a informação é passada de neurônio em neurônio até chegar à camada de células ganglionares que formam o nervo óptico, estrutura que leva a informação do olho para outras regiões do sistema nervoso (ROSA, 2019).

### 2.3.1 Patologias oculares

Como qualquer parte do corpo humano, a retina está susceptível a adquirir doenças e infecções. Dentre elas é possível destacar as seguintes:

- Retinopatia diabética;
- Retinopatia hipertensiva;

- DMRI (degeneração macular relacionada à idade);
- Oclusões vasculares;
- Degeneração miópica;
- Infecções e tumores;
- Descolamento de retina;
- Retinose Pigmentar;

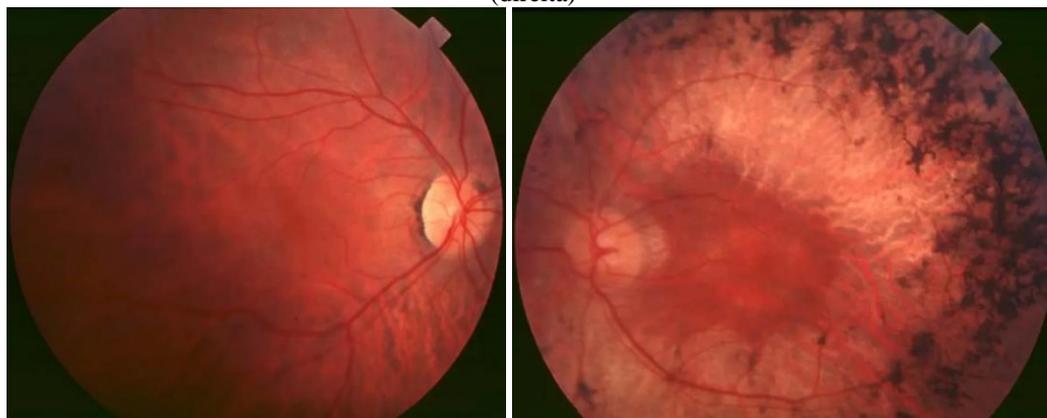
Muitas destas doenças possuem tratamento ou podem ser mantidas estáveis, como o caso da retinopatia diabética e hipertensiva, a partir de cuidados de doenças autoimunes (ROSA, 2019). Entre as doenças mencionadas, algumas podem ser solucionadas com o uso de implantes de retina. A exemplo delas está a Retinose Pigmentar a qual será minuciosamente detalhada na seção a seguir, e como o implante epirretinal age em melhoria do paciente.

#### 2.4 RETINOSE PIGMENTAR

A Retinose Pigmentar (RP) é uma condição genética hereditária que gradualmente leva o paciente a perda no campo de visão e degeneração da retina. Ela é uma doença rara afetando 1 em cada 3500 americanos e no Brasil ocorrem anualmente pouco menos de 150 mil casos.

O nome “*Retinose Pigmentar*” refere-se como a retina se apresenta em pacientes com esta condição. O termo foi primeiramente usado na década de 1850 onde se achava que RP seria causado por algum tipo de inflamação. Atualmente, sabe-se que a RP é uma condição herdada. Quando vista em exame de fundo de olho, a retina mostra aglomerados de pigmentos (Figura 5) os quais não são vistos em uma retina comum (OPENSHAW; BRANHAM; HECKENLIVELY, 2008).

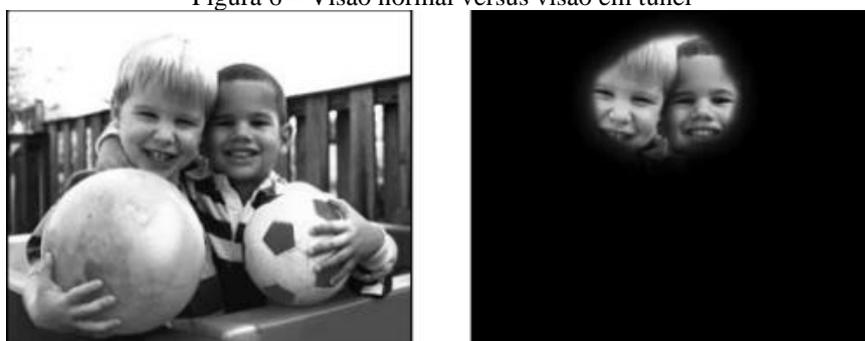
Figura 5 – Exames de imagens de fundo de olho de paciente com RP no estado inicial (esquerda) e avançado (direita)



Fonte: (HAMEL, 2006).

Com o passar do tempo, os bastonetes – normalmente encontrados na região perimetral da retina – param de funcionar causando perda de visão periférica e de visão noturna. Em geral, a qualidade da visão permanece a mesma enquanto o campo de visão reduz gradualmente formando uma “visão em túnel”, conforme mostrado na Figura 6.

Figura 6 – Visão normal versus visão em túnel



Fonte: (OPENSHAW; BRANHAM; HECKENLIVELY, 2008).

Geralmente a RP pode ocorrer em qualquer faixa etária. Em casos comuns, a progressão da “visão de túnel” é lenta, porém contínua, levando a cegueira completa após algumas décadas. Em alguns casos extremos, a doença pode evoluir rapidamente levando a cegueira completa em duas décadas, ou pode acontecer o contrário, onde a evolução da RP é suspensa e o paciente passa a não ter mais risco de cegueira, apenas sequelas residuais (HAMEL, 2006).

Atualmente não existe tratamento que pare a evolução da doença ou restaure a visão do paciente. Existem apenas métodos terapêuticos para diminuir a velocidade do processo degenerativo usando proteção contra o sol, terapia à base de vitaminas, tratamento de

complicações como catarata ou edema macular e ajuda psicológica para auxiliar o paciente psicologicamente com a chegada da cegueira (HAMEL, 2006).

No entanto, novas estratégias estão sendo intensivamente pesquisadas como terapia genética, neuroproteção e implantes de retina. Este último tratamento utiliza um chip contendo microfotodiodos a ser implantado na retina em regiões degeneradas dos fotorreceptores (HAMEL, 2006).

O chip serve como um “substituto” para parte da retina, recebendo imagens do ambiente exterior e estimulando eletricamente a retina para que o paciente recupere as visões noturna e periférica. Vários ensaios clínicos demonstraram essencialmente a tolerância dos dispositivos implantados. Hoje, eles representam a base para novos estudos no sentido de melhorar a resolução de dispositivos futuros (HAMEL, 2006).

Estes implantes são geralmente instalados na superfície epirretinal – entre a retina e humor vítreo – ou na superfície subretinal – entre a retina e a coroide. Um exemplo deste tipo de implante é o sistema Argus II, fabricada pela SSMP, foi o primeiro implante retinal a se tornar disponível comercialmente sendo aprovada pelo FDA em 2013 para uso e aplicação em seres humanos (STRONKS; DAGNELIE, 2014).

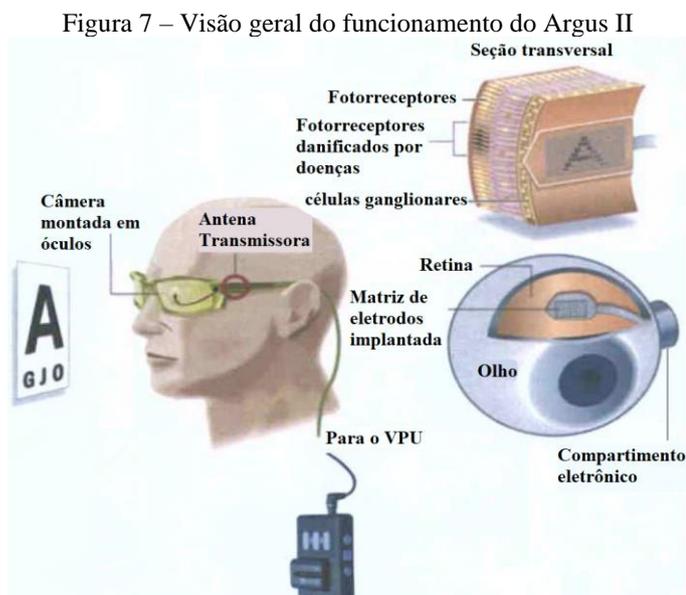
Este implante é composto de uma placa, contendo 60 eletrodos, implantada cirurgicamente na superfície epirretinal. Ela funciona em conjunto com alguns equipamentos eletrônicos de uso externo que gravam dados de imagem do ambiente, processam estes dados e os enviam para o implante em forma de estímulos elétricos (STRONKS; DAGNELIE, 2014). O Argus II será mais bem detalhado na seção a seguir.

## 2.5 O SISTEMA DE IMPLANTE DE RETINA ARGUS II

Recentemente liberado pelo FDA nos Estados Unidos, produzido pela SSMP, o sistema Argus II foi o primeiro implante a se tornar disponível comercialmente. Ele é chamado de sistema pois este é formado por um conjunto de componentes que, unidos, tornam possível a recuperação parcial da visão do paciente com RP.

Conforme mostrado na Figura 7, uma câmera de vídeo é acoplada aos óculos usados pelo paciente. A imagem capturada é enviada para uma Unidade de Processamento de Vídeo (VPU – do inglês *Video Processing Unit*), usada pelo paciente presa na cintura. A VPU processa a imagem da câmera e a transforma em padrões de estímulos elétricos. Os dados são enviados para uma bobina transmissora montada nos óculos, que os transmite por meio de telemetria de

radiofrequência (RF) para o implante instalado na retina. As informações são transformadas em pulsos elétricos que “imitam” a comunicação entre os cones e bastonetes com o nervo óptico. Por fim, o nervo óptico encaminha a mensagem para o córtex visual originando a percepção do paciente (FDA, 2013).



Fonte: (FDA, 2013) adaptado.

De modo a adaptar as respostas do sistema para cada paciente, após o implante cirúrgico, este é acompanhado periodicamente para ajustar os parâmetros e estímulos à cada situação. A seguir serão descritos cada componente do sistema.

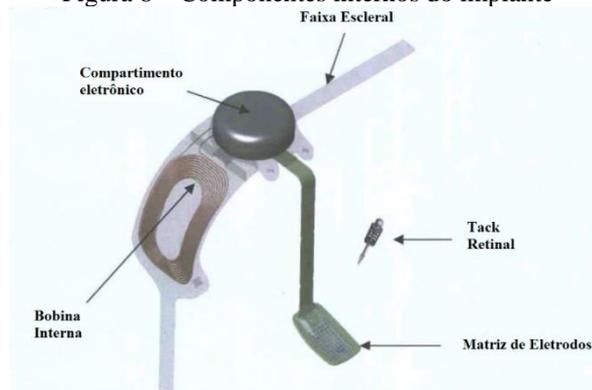
### 2.5.1 Componentes Internos

#### 1. Implante de Retina.

O dispositivo implantado no olho possui os seguintes componentes principais:

- Compartimento selado hermeticamente que contém dispositivos que recebem a energia necessária para ativar todo o sistema interno (*Electronics Case*);
- Bobina interna que transmite os dados ao chip (*Internal Coil*);
- Pequeno filme que conecta o compartimento ao chip de retina que contém 60 eletrodos expostos de platina, dispostos em uma matriz 6 x 10. Este chip é então preso à região da retina a qual será estimulada pelos eletrodos;
- Cinta feita para envolver a esclera e auxiliar na fixação do implante.

Figura 8 – Componentes internos do implante



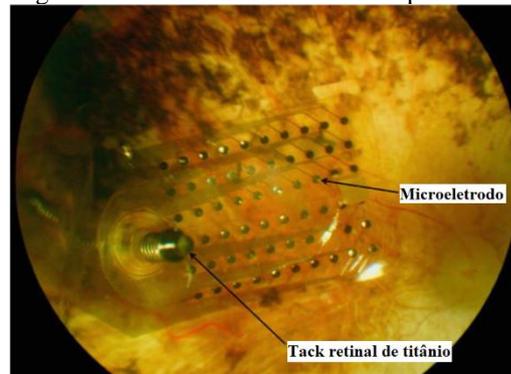
Fonte: (FDA, 2013) adaptado.

A inserção do chip dentro do globo ocular é possível graças a uma região próxima a íris denominada de *Pars Plana*. Esta região não possui função após o período fetal do ser humano, tornando-o um ótimo local de entrada durante execução de cirurgias oftalmológicas (MOHAMMED, 2018).

## 2. Aderências Retinais

Utilizado comumente para reparar descolamentos de retina, os *Tacks* retinais, pequenas estruturas compostas de titânio ou hidrogel, também são usados para fixar o conjunto de eletrodos na retina (RODRIGUES et al., 2004). Neste caso usam-se dois, sendo um para fixação da matriz e o segundo para garantir a ancoragem do chip. O *tack* é feito de liga de titânio biocompatível e possui uma aparência de alfinete com um corpo fino e pontiagudo em uma extremidade que perfura retina, coróide e esclera e um eixo cilíndrico alongado na outra extremidade. (LIN et al., 2018)

Figura 9 – Tack retinal fixando o chip na retina



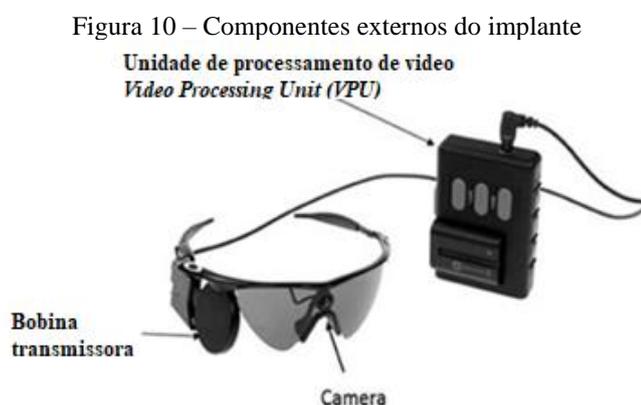
Fonte: (BLOCH; DA CRUZ, 2020) adaptado.

## 2.5.2 Componentes Externos

### 1. Óculos

Os óculos Argus II representam uma maneira conveniente de fixação da câmera de vídeo para captura de imagens e do sistema de radiofrequência que alimenta os componentes internos.

A pequena e leve câmera de vídeo é instalada na parte central dos óculos, logo acima do apoio para o nariz. E o sistema RF e bobinas de telemetria são montados na lateral de forma ajustável para gerar conforto ao usuário e permitir que a bobina externa se encontre na posição ideal em relação à interna.



Fonte: (BLOCH; DA CRUZ, 2020).

### 2. Unidade de Processamento de Vídeo (VPU – *Video Processing Unit*)

O VPU é composto por um estojo, botões, conectores, bateria recarregável e placas de circuito digital. Os óculos são conectados à VPU para facilitar a comunicação entre os dispositivos evitando ruídos externos. Ele também contém uma entrada de conexão para computador onde pode ser programado para adaptar-se ao usuário.

O VPU adquire a imagem e a converte em um formato digital. Filtros, como detecção de arestas e ajuste de contraste, são aplicados. A imagem é então reduzida para uma resolução de 6 x 10 pixels usando um filtro de redução de escala. A representação da imagem é mapeada para regulação do grau de estímulos usando tabelas de consulta personalizadas que foram derivadas durante o processo de ajuste do paciente. Uma verificação é realizada para garantir

que a corrente e a carga máxima por fase estejam dentro dos limites de segurança. Os parâmetros de estímulo são então enviados via telemetria para o implante.

Figura 11 – Exemplo de processamento de imagem feito pelo VPU. A imagem da bicicleta é recebida, processada e enviada em resolução 6 x 10 pixels para o implante



Fonte: (BLOCH; DA CRUZ, 2020).

### 2.5.3 Regulagem do sistema

Para finalizar, todo o sistema é regulado de acordo com as necessidades do usuário. Isso é feito através do *software* CFS – *Clinical Fitting System*. O CFS consiste em um programa de ajuste, com uma interface gráfica do usuário executado em um computador. O CFS é usado para executar testes de diagnóstico do sistema (por exemplo, impedância do eletrodo), medir a resposta do paciente a estímulos, configurar os parâmetros do sistema e definir estratégias de processamento de vídeo de modo a produzir imagens com maior definição ao usuário.

Os arquivos de configurações específicas do paciente desenvolvidos a partir do processo de adaptação podem ser baixados para a VPU. Os parâmetros de estímulos são verificados pelo CFS e pela VPU para garantir o estímulo enviado seja fornecido a uma potência segura.

Como dito anteriormente, utilizar um implante tem seus riscos. O fato de conter metais dentro do olho e circuitos elétricos faz com que qualquer campo eletromagnético externo provoque uma corrente induzida em qualquer componente interno. Por conta disto, uma das recomendações mais fortes do FDA é que o usuário fique longe de aparelhos de ressonância eletromagnética.

A indução de corrente faz o chip funcionar, mas também provoca dissipação de energia térmica no meio. Os implantes retiniais serão objeto de estudo do presente trabalho. Procura-se mostrar através do ponto de vista térmico, as condições para que este implante possa ser utilizado sem risco de danos térmicos ao olho do paciente.

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão expostos os estudos realizados sobre implantes de retina e análises térmicas envolvendo o globo ocular.

#### 3.1 ANÁLISES DOS IMPLANTES RETINAIS

Muitos dos trabalhos científicos têm buscado avaliar o grau de evolução dos pacientes e o bem estar do usuário com implante retinal. (LIN et al., 2018), por exemplo, avaliaram o estado de 30 pacientes entre 2007 e 2009 desde o momento do implante até completa cicatrização cirúrgica. Foi averiguado que os possíveis eventos adversos que podem causar a inutilização do implante ocorrem geralmente nos primeiros 6 meses até 3 anos após a cirurgia.

Os autores também sugerem que o avanço da microeletrônica permitirá composição de chips com mais de 60 eletrodos, melhorando a resolução da imagem, gerenciamento de potência e transmissão de dados enquanto mantém a geração de calor sob controle.

Além do sistema ARGUS, o mercado atual possui diferentes estudos e inovação para implante retinal. (CHUANG; MARGO; GREENBERG, 2014) colheram dados dos cinco implantes mais proeminentes do mercado, realizando uma análise criteriosa e comparativa para disponibilidade clínica, potencial de restauração da visão e biocompatibilidade a longo prazo.

#### 3.2 USO DE IMPLANTES E AQUECIMENTO DE RETINA

O uso, regulamentado pelo FDA em 2013 (LIN et al., 2018), do implante de retina ARGUS II em pessoas fez com que novas linhas de pesquisas fossem desenvolvidas. Uma destas linhas aborda o cálculo de temperaturas dentro do olho humano e possíveis danos que este aumento de temperatura possa causar.

Estudos mostram que uma pequena variação de temperatura ocular – cerca de 3 a 5°C – podem levar à formação de catarata (WESSAPAN; RATTANADECHO, 2012). Dentre os principais autores, (OPIE et al., 2012) lideraram o estudo sobre o aquecimento de implantes de retina. Em seu estudo, os autores analisaram a variação de temperatura provocado por um implante em um olho de um felino utilizando simulação numérica, assim como efetuaram medidas *in vivo* e *in vitro* para validação da simulação.

As medidas *in vivo* e *in vitro* necessitam do órgão para estudo experimental sendo o primeiro testado diretamente no ser vivo e o segundo testa os efeitos em um órgão fora de seu corpo natural, sendo sustentado em um ambiente controlado e nutritivo para que o mesmo não venha a se deteriorar.

Nas últimas décadas, a simulação numérica passou a ter importância na engenharia, no desenvolvimento de novos produtos diminuindo o tempo entre concepção e lançamento de equipamentos, assim como a diminuição dos custos e aumento da segurança. Mais recentemente, essa técnica começa a ser usada a serviço da medicina, podendo proporcionar segurança e melhor planejamento em procedimentos médicos. Sendo assim, a simulação numérica representa um método não invasivo para obter resultados similares aos dois primeiros mencionados. Hoje é possível encontrar no mercado *softwares* de simulação que se utilizam do FVM para calcular reações térmicas, físicas e químicas em corpos de geometria complexa, simulando como os eventos podem ocorrer ao longo do espaço e tempo.

Voltando ao estudo de (OPIE et al., 2012), os autores tomaram como base a norma australiana AS EN 45502.1-2002 a qual impõe, como margem de segurança, para temperatura superficial em implantes biológicos de até 2°C acima da temperatura corporal ao redor de qualquer superfície do implante.

O corpo humano possui um complexo sistema equilibrado termicamente, de modo a manter cada célula em seu devido funcionamento. Elevações na temperatura do corpo humano provocam a desnaturação de uma série de proteínas, a qual representa um processo comum de necrose em células conforme descrito em (HENLE, 1983).

Apesar dos implantes de retina trazerem uma solução parcial para o problema da RP, certas precauções devem ser tomadas para garantir a perpetuação da visão do usuário. Como todo equipamento elétrico, o implante de retina dissipa calor. A potência térmica gerada pelos eletrodos, que compõem o implante precisa ser cuidadosamente regulada de modo que não cause danos aos componentes neuronais remanescentes da retina, e assim, garantir o bom funcionamento do mesmo.

A energia absorvida pelo tecido pode causar coagulação ou ablação. A extensão e intensidade do dano térmico causado pelo implante dependem dos valores de temperatura atingidos e da duração da exposição. Esta extensão pode ser contabilizada a partir do cálculo da função dano térmico a qual será apresentada no capítulo seguinte e pode ser utilizada para quantificar este processo. Sendo assim, o presente trabalho foca o estudo relacionado a evitar este risco.

### 3.3 ANÁLISES TÉRMICAS E DE DANO TÉRMICO

A função dano térmico vem sendo estudada e aplicada em diversos tecidos biológicos, sempre buscando uma maneira de controlar a incidência de desnaturação proteica para benefício do paciente. (SILVA, 2012) por exemplo, analisou os efeitos do tratamento de melanoma de coróide através de termoterapia transpupilar (TTT) e aplicou a função dano térmico para determinar a quantidade de energia da radiação laser necessária para tratamentos de tumores oculares.

Posteriormente, (GARCIA, 2015) estendeu o mesmo estudo, aplicando a função dano térmico em uma geometria tridimensional, encontrando efeitos diferenciados em tratamentos para pacientes com idade avançada, cujo humor vítreo passa a liquefazer, provocando dano em outras regiões como o cristalino. Este estudo foi devidamente aprofundado em (GARCIA, 2020). Por fim, (OLIVEIRA, 2020) realizou estudo de caso em uma paciente jovem portadora de melanoma de coróide, buscando validar os dados de simulação.

Os efeitos térmicos aplicados em implantes retiniais já vem sendo estudados desde (SILVA, 2004) a qual analisou o efeito do aquecimento de implantes retiniais em modelos bidimensionais utilizando-se de malhas não-estruturadas. Sendo este trabalho um aprofundamento de (SILVA, 2004), aplicando o problema exposto em geometrias tridimensionais.

## 4 MODELAGENS MATEMÁTICA E GEOMÉTRICA

Neste capítulo serão apresentados a modelagem matemática para o cálculo do perfil de temperatura do globo ocular, descrevendo suas equações e condições de contorno necessárias. Além disso, a função dano térmico, mencionada no Capítulo 3, complementarará o conjunto de equações usadas nesta modelagem. Por fim, serão apresentados aspectos da modelagem geométrica e serão exibidas as hipóteses simplificadoras adotadas na presente dissertação.

### 4.1 MODELAGEM MATEMÁTICA DO OLHO

A temperatura interna do corpo humano se mantém praticamente constante independentemente da flutuação da temperatura ambiente, dados certos limites. Isto se deve às derme e epiderme, sendo esta última responsável por cobrir boa parte do corpo, formando um isolante térmico natural. Entretanto, o isolante térmico que cobre o globo ocular – pálpebras – cumpre sua devida função em média 3 segundos por minuto, quando estamos piscando (GOKUL; GURUNG; ADHIKARY, 2013).

Para manter uma baixa variação de temperatura no globo ocular, a superfície da córnea contém uma estrutura de 3 camadas: a mucoide, uma espessa camada aquosa e uma fina camada oleosa. A função da camada oleosa é prevenir a evaporação da lágrima. A desnaturação desta camada oleosa geraria um aumento drástico na taxa de evaporação lacrimal (GOKUL; GURUNG; ADHIKARY, 2013).

Além disso, toda a região da coroide transmite calor através de fluxo constante de sangue por uma rede de vasos que percorrem toda a região, gerando uma troca homogênea com o restante do órgão.

Para calcular como se processa a transferência de calor no interior do olho humano, utiliza-se a equação geral de difusão de calor em cada região distinta. Como as regiões analisadas são tecidos biológicos, foi utilizada a adaptação da equação proposta por Pennes e demonstrada em (LAZZI, 2005), a qual separa os termos da fonte em três, sendo todas retratadas como taxas volumétricas de geração de calor provenientes do calor metabólico e das fontes externas.

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k_t \cdot \nabla T) + A_t - B_t(T - T_b) + Q \quad (1)$$

onde:  $\rho_t$  representa a massa específica do tecido [ $kg/m^3$ ];  $c_t$ , o calor específico [ $J/(kg \cdot K)$ ];  $k_t$ , a condutividade térmica [ $W/(m \cdot K)$ ];  $A_t$  caracteriza o calor metabólico gerado [ $W/m^3$ ];  $B_t$ , o coeficiente de perfusão sanguínea [ $W/(m^3 \cdot K)$ ];  $T_b$ , a temperatura do sangue arterial [ $K$ ] e  $Q$  é a potência térmica volumétrica dissipada pelo implante [ $W/m^3$ ]. Nota: o subíndice t se refere a cada tecido que se encontra dentro do globo ocular, possuindo assim propriedades específicas.

O calor metabólico gerado ( $A$ ) na retina é representado por:

$$A = A_R(1,1)^{(T-T_b)} \quad (2)$$

Sendo  $A_R$  a taxa volumétrica de geração de calor metabólico cujo valor corresponde a  $10.000W/m^3$ . E o coeficiente de perfusão sanguínea ( $B$ ) na coróide e na retina são representados por:

$$B = \begin{cases} B_R & \text{para } T \leq 39^\circ C \\ B_R[1 + 0,8(T - 39)] & \text{para } 39^\circ C < T \leq 44^\circ C \\ 5B_R & \text{para } T > 44^\circ C \end{cases} \quad (3)$$

Onde  $B_R$  é a taxa de perfusão sanguínea cujo valor corresponde a  $35.000W/(m^3 \cdot K)$ . As condições de contorno são definidas a seguir:

#### 4.1.1 Troca de calor por convecção entre a parte posterior do olho e o corpo

Por conta do contato direto entre a superfície da esclera e a cavidade ocular altamente vascularizada, foi considerado que toda superfície interna se encontra a uma temperatura constante de  $37^\circ C$  (NARASIMHAN; JHA; GOPAL, 2010).

Como uma alternativa para o cálculo desta condição de contorno, o calor pode ser trocado por meio de uma taxa de convecção conforme mostrado na Equação 4:

$$-\nabla(k \cdot \nabla T) = h_b(T - T_b) \quad (4)$$

onde:  $k$  é a condutividade térmica da esclera [ $W/(m.K)$ ];  $h_b$  é o coeficiente de convecção entre o olho e o sangue [ $W/(m^2.K)$ ] e  $T_b$  a temperatura do sangue (GOKUL; GURUNG; ADHIKARY, 2013).

#### 4.1.2 Superfície ocular em contato direto com o ambiente

A superfície externa da córnea troca calor com o meio ambiente através de convecção, radiação e evaporação lacrimal:

$$-\nabla(k \cdot \nabla T) = h_{\infty}(T - T_{\infty}) + \sigma \varepsilon (T^4 - T_{\infty}^4) + E \quad (5)$$

onde:  $h_{\infty}$  é o coeficiente de convecção entre a córnea e o ambiente [ $W/(m^2.K)$ ];  $T_{\infty}$  a temperatura ambiente;  $\sigma$ , a constante de Stefan-Boltzmann [ $5,67 \cdot 10^{-8} W/(m^2 \cdot K^4)$ ];  $\varepsilon$ , a emissividade da córnea e  $E$  representa a taxa de evaporação lacrimal [ $W/m^2$ ].

#### 4.1.3 Condição inicial

Para encontrar a temperatura em cada ponto do globo no tempo  $t = 0$ , foram utilizados os resultados obtidos de uma simulação do olho em regime permanente sem a presença da fonte de calor, ou seja, sem o aquecimento provocado pelo chip.

## 4.2 A FUNÇÃO DANO TÉRMICO

A exposição de tecidos vivos a temperaturas fora de determinada faixa de valores durante tempo prolongado pode desnaturar proteínas necessárias para a manutenção da integridade do tecido. Temperaturas elevadas podem ainda causar perda das funções biológicas de certas moléculas ou outras mudanças irreversíveis que levem à necrose celular. Esse fenômeno é definido como dano térmico e pode acontecer em altas ou baixas temperaturas (ROL et al., 2000). Exemplos típicos de dano térmico são queimaduras por aquecimento ou por resfriamentos excessivos. O intervalo de temperaturas tolerado depende de cada tecido (SILVA, 2012).

Os métodos de quantificação da extensão da desnaturação são calculados através de equações de taxa termoquímica na qual indica um histórico detalhado da temperatura. Alguns autores como (GLASSTONE, SAMUEL; LAIDLER, KEITH J.; EYRING, 1941) apresentaram modelos estatísticos complexos descrevendo o processo de dano térmico. Já (HENRIQUES; MORITZ, 1947) e (BIRNGRUBER; HILLENKAMP; GABEL, 1985), buscaram uma maneira de simplificar o modelo de desnaturação proteica em uma equação dependente da temperatura cuja integral sobre o tempo resultaria no dano térmico.

Em (ROL et al., 2000), os autores descrevem a equação de desnaturação de Arrhenius utilizada por Henriques (1947) e Birngruber (1985). Considerando que a reação envolve a teoria do complexo ativado, a taxa de formação final do produto é

$$\omega = \frac{RT}{N_A \cdot h} \exp\left(-\frac{\Delta G}{RT}\right) \quad (6)$$

onde:  $R$  representa a constante universal dos gases perfeitos [ $m^3 \cdot Pa / (K \cdot mol)$ ];  $T$ , a temperatura absoluta [ $K$ ];  $N_A$ , a constante de Avogadro [ $mol^{-1}$ ];  $h$ , a constante de Planck [ $m^2 \cdot kg/s$ ] e  $\Delta G$ , a energia livre de Gibbs para processo de ativação [ $J$ ].

A Equação 6 foi desenvolvida empiricamente por Arrhenius para descrever o efeito do calor na taxa de reação química. A variação de concentração de moléculas não-danificadas após um período de tempo de exposição é dada por

$$\frac{dc_x}{dt} = -\omega(T) \cdot c_x \quad (7)$$

Integrando-a, tem-se:

$$\Omega = \ln\left(\frac{c_x(0)}{c_x(t)}\right) = \int_0^t \omega(T) dt \quad (8)$$

O resultado do logaritmo da razão de concentração de células não-danificadas após um tempo  $t$  é chamado de dano térmico  $\Omega$ . Esta função inicia em  $t = 0$ , a uma temperatura corporal de  $37^\circ C$ , e é integrada até um tempo  $t = t'$ , quando a temperatura do olho retorna para temperatura corporal novamente, após o desligamento da fonte de calor, ou seja, quando cessa o aquecimento do tecido, que pode provocar dano térmico. Desta forma, a equação foi desenvolvida para um intervalo de temperatura que vai de  $37^\circ C$  até  $100^\circ C$  (ROL et al., 2000).

Sabendo que a energia livre de Gibbs pode ser expressa como  $\Delta G = \Delta E_{act} - RT - T \cdot \Delta S$ , o dano térmico  $\Omega$  é dado pela Equação 9 é expressa a seguir:

$$\Omega = \frac{R}{N_A \cdot h} \exp\left(1 + \frac{\Delta S}{R}\right) \int_0^{t'} T(t) \cdot \exp\left(-\frac{\Delta E_{act}}{R \cdot T(t)}\right) dt \quad (9)$$

onde:  $R$  é a constante universal dos gases perfeitos [ $m^3 \cdot Pa / (K \cdot mol)$ ];  $N_A$ , constante de Avogadro [ $mol^{-1}$ ];  $h$ , a constante de Planck [ $m^2 \cdot kg/s$ ];  $\Delta S$ , a variação de entropia [ $J / (mol \cdot K)$ ];  $T$ , a temperatura absoluta [ $K$ ] e  $\Delta E_{act}$ , a energia de ativação para processo de desnaturação [ $J/mol$ ].

De acordo com (HENRIQUES; MORITZ, 1947), foi estabelecida a seguinte correspondência entre o valor da função dano térmico e o grau de queimadura:

- Queimaduras de primeiro grau:  $\Omega \leq 0,53$ ;
- Queimaduras de segundo grau:  $0,53 < \Omega \leq 1,00$ ;
- Queimaduras de terceiro grau (representação de dano irreversível):  $1,00 < \Omega \leq 10.000$ .

Avaliar o grau de desnaturação molecular é subjetivo. A partir de testes em queimaduras de pele, tanto (HENRIQUES; MORITZ, 1947) quanto (BIRNGRUBER; HILLENKAMP; GABEL, 1985) definiram como limite de desnaturação o valor de  $\Omega = 1$  como indicador de dano total irreversível. De acordo com (BIRNGRUBER; HILLENKAMP; GABEL, 1985), a energia de ativação para o tecido retinal é  $\Delta E_{act} = 2,9 \cdot 10^5 J \cdot mol^{-1}$  e a variação de entropia é  $\Delta S = 595 J \cdot mol^{-1} \cdot K^{-1}$ . Visto que a função depende tanto da temperatura quanto do tempo de exposição, manter um implante funcionando a temperatura elevada por um período indeterminado pode trazer danos térmicos aos tecidos vivos vizinhos.

#### 4.3 HIPÓTESES SIMPLIFICADORAS

O modelo matemático construído foi aplicado em duas geometrias diferentes conforme será discutido no Capítulo 5. Para tanto, foram consideradas algumas hipóteses simplificadoras similarmente ao exposto em (GARCIA, 2015). São elas:

- O olho é composto por camadas homogêneas e isotrópicas de tecidos biológicos diferentes, existindo contato entre as referidas camadas;

- A temperatura do sangue foi considerada constante e igual a 37 °C;
- A temperatura na superfície da esclera foi considerada constante e igual a 37°C;
- As propriedades físicas dos componentes oculares foram retiradas de (OPIE et al., 2012), para estudo com olho felino e de (GARCIA, 2015) para estudo com olho humano;
- Conforme indicado na Seção 2.2, Item 10, todas as regiões do olho foram consideradas como sólidos. Desta forma, a transferência de calor dentro do olho acontece apenas por condução;
- Os efeitos da perfusão sanguínea na íris e no corpo ciliar foram considerados desprezíveis quando comparados aos efeitos do fluxo sanguíneo na coroide e na retina, que são mais vascularizados (OOI; NG, 2009). Assim, a perfusão sanguínea foi considerada apenas na retina e na coroide;
- No caso do olho felino, a córnea foi a única superfície em contato com o ambiente. Já em testes com olho humano, parte da superfície da esclera foi considerada em contato com o ambiente;
- O nervo óptico não foi considerado devido à sua pequena influência sobre a distribuição de temperaturas no olho (OOI; ANG; NG, 2008);
- O limite de dano térmico aplicado ao olho felino será o mesmo do olho humano ( $\Omega = 1$ );

#### 4.4 MODELAGEM GEOMÉTRICA DO OLHO (FELINO E HUMANO)

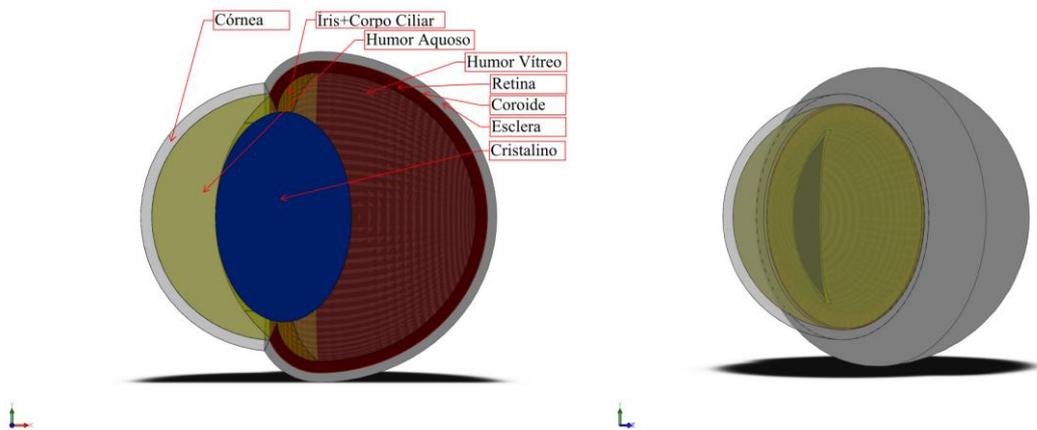
Muitas patologias ligadas aos seres humanos possuem anomalias similares em animais. Isto se repete em doenças oculares. Para estudos de evolução melanomas oculares, por exemplo, (CAO; JAGER, 2015) sugerem a utilização de testes em hamsters, ratos, coelhos, e outros mamíferos de pequeno porte.

Já para estudos de RP, ratos da espécie Wag/Rij foram utilizados em testes por (LAI; JONAS, 1977) devido à sua espontânea degeneração bilateral na retina. Em estudos mais recentes, são utilizadas raças específicas de cães e gatos com variações no autossomo, cromossomo responsável por armazenar o material genético que há em comum em toda uma espécie, que provocam doenças oculares degenerativas similares à RP (BUNEL et al., 2019) e (MENOTTI-RAYMOND et al., 2007).

Estudos *in vivo* são difíceis e raros. Os métodos numéricos se tornam elementos importantes para compreensão e análise de diversos processos biológicos. O olho felino foi escolhido como peça-chave neste trabalho devido aos resultados apresentados por (OPIE, 2011). As dimensões oculares fornecidas pelo autor foram tomadas como base para o modelo tridimensional aqui adotado.

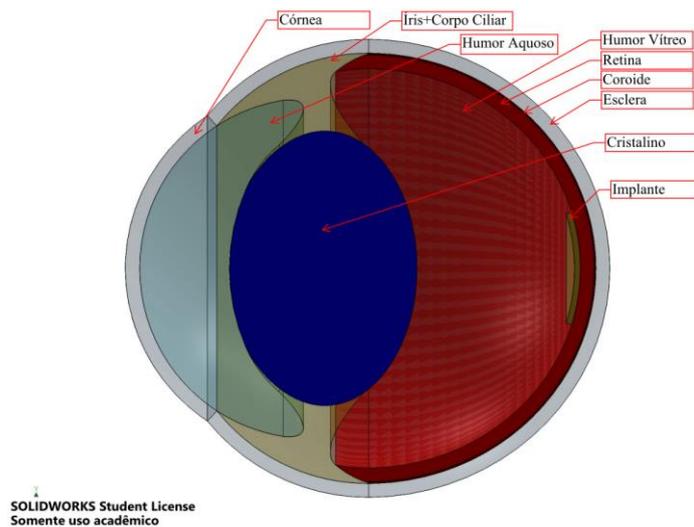
Além desses dados, foram consideradas as informações constadas no livro de (PRINCE et al., 1960) que descreve minuciosamente as características, dimensões e anatomia em geral dos tecidos oculares de equinos, caninos, felinos e outros animais. Com ele foi possível projetar um modelo geométrico de olho de felino e comparar com (OPIE, 2011) de modo a averiguar as proximidades entre os dados.

Figura 12 – Modelo olho felino segundo (PRINCE et al., 1960) projetado em SolidWorks®



Fonte: O autor.

Figura 13 – Modelo do olho felino segundo (OPIE et al., 2012) projetado em SolidWorks



Fonte: O autor.

O *software* de desenho tridimensional utilizado foi o SolidWorks®, em ambos os casos, criando perfis para cada região ocular e revolucionando-os a partir do eixo pupilar. O implante da Figura 13 foi representado por um disco concavo com 5,00 mm de diâmetro e 0,25mm de espessura (OPIE et al., 2012). O olho felino descrito por (OPIE et al., 2012), possui uma córnea menor e mais delineada, sem presença de curvas agudas, possuindo assim uma melhor proximidade com o olho humano em comparação com o da Figura 12. Este aspecto é repetido em outras regiões e como será exposto posteriormente, através do *software* responsável pela simulação cria-se uma malha não-estruturada, que busca preencher cada volume com pequenos tetraedros e realizar uma conexão satisfatória entre as superfícies.

Isto se torna mais simples quando a geometria possui curvas suaves, amenas e moderadas. Foi utilizada a geometria da **Figura 13** como padrão do olho felino, de modo a realizar um comparativo com os dados apresentados por (OPIE et al., 2012) e assim validar a simulação permitindo então a aplicação do dano térmico no modelo.

O volume dos respectivos tecidos e implante da Figura 13 foram comparados com a Tabela 1 fornecida por (OPIE et al., 2012).

Tabela 1 – Volume dos Tecidos ((OPIE et al., 2012) e Autor), diferença percentual

Tecidos	Volume (OPIE et al., 2012)	Volume do presente trabalho	Diferença entre Volumes
Unidade	mm <sup>3</sup>	mm <sup>3</sup>	%
Humor Aquoso	572,90	573,00	0,01
Cristalino	613,00	614,00	0,16
Humor Vítreo	1.534,00	1.534,00	0,02
Retina	346,60	346,50	0,04
Coroide	45,57	45,96	0,86
Córnea, Esclera e Íris	1.123,00	1.141,00	1,56
Implante Epirretinal	4,78	4,71	1,53

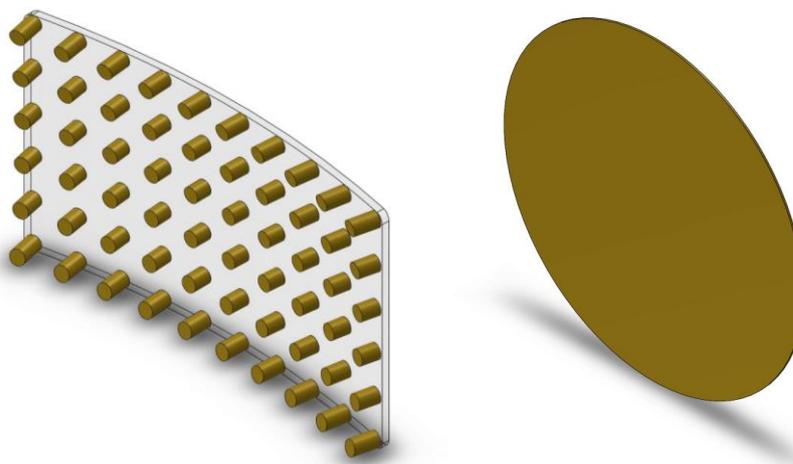
Fonte: (OPIE et al., 2012) modificado.

A geometria do olho humano foi traçada segundo perfil fornecido por (GARCIA, 2015). A autora tomou como base uma imagem de ultrassonografia, com a presença de um melanoma de coroide, para retirada das dimensões geométricas. O mesmo projeto foi modificado, retirando a geometria do melanoma e inserindo o perfil representativo do implante ARGUS II.

Conforme visto na Figura 8, o chip possui um aspecto retangular composta por uma matriz 6x10 de eletrodos com 200 µm de diâmetro deslocados 575 µm de centro a centro entre si (STRONKS; DAGNELIE, 2014). Não foi encontrada medida de espessura do eletrodo, desse

modo, o autor utilizou  $10\ \mu\text{m}$  por ser a dimensão mais comum entre os implantes do mercado (CHUANG; MARGO; GREENBERG, 2014). Com intuito de simplificar a estrutura, todos os eletrodos foram comprimidos em um único disco de platina com  $10\ \mu\text{m}$  de espessura e  $1.800\ \mu\text{m}$  de diâmetro. Este disco possui o somatório dos volumes dos eletrodos. Foi escolhida a aproximação do implante para o formato de disco pois toda geometria do olho humano foi desenvolvida através de um perfil o qual é revolucionado em volta do eixo pupilar. Sendo assim, o mesmo método foi utilizado para o projeto do implante no SolidWorks®.

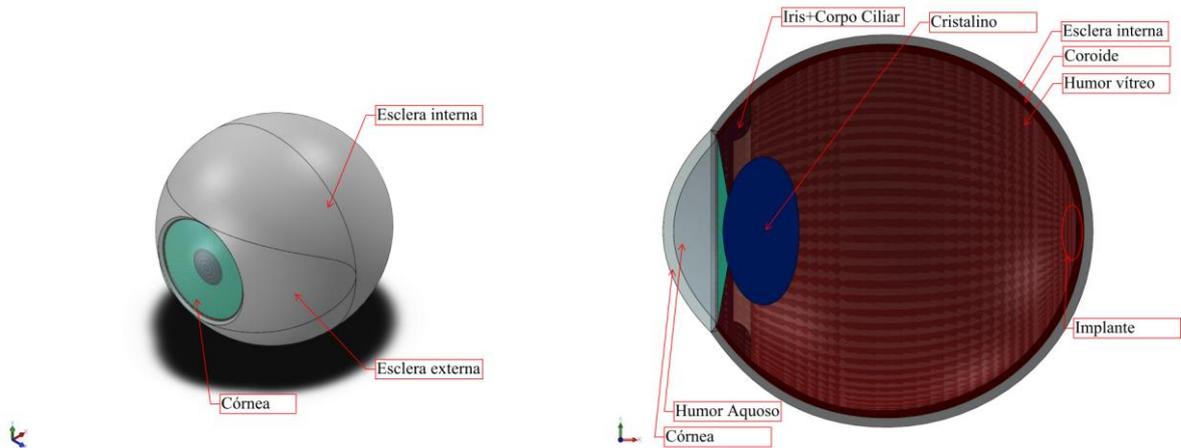
Figura 14 – Representação do ARGUS II e sua geometria aproximada



Fonte: O autor.

A geometria tridimensional obtida para representar o olho humano encontra-se descrito na Figura 15. A esclera foi subdividida em duas regiões a serem diferenciadas na aplicação das condições de contorno. Uma parte de sua superfície terá como condição de contorno a transferência de calor por convecção com o ambiente externo e a região interna será considerada a uma temperatura constante de  $37^\circ\text{C}$  conforme descrito em Seção 4.1.1. A coroide e retina foram consideradas um único tecido, por possuírem propriedades similares, além do fato da retina ter espessura muito pequena.

Figura 15 – Olho Humano



Fonte: (GARCIA, 2015) modificado.

Cada tecido ocular foi considerado homogêneo e isotrópico. A perfusão sanguínea e taxa metabólica foram aplicadas na coroide e a taxa de evaporação lacrimal foi aplicada na superfície da córnea e na superfície externa da esclera.

## 5 METODOLOGIA

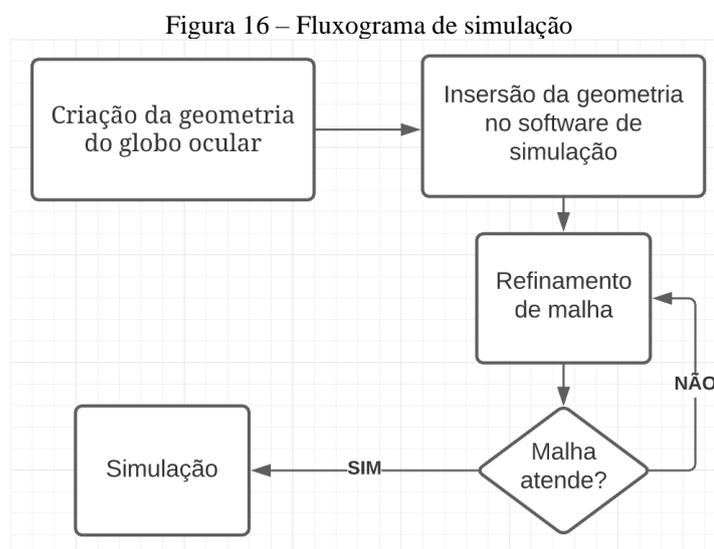
A proposta deste trabalho envolve a utilização de ferramentas de desenho e simulação para analisar o efeito do dano térmico em chips implantados na retina do olho humano. Este efeito é analisado de acordo com perfis de temperatura e de dano térmico através de simulações numéricas em regimes permanente e transitório.

A modelagem geométrica usada nesta dissertação foi projetada utilizando o *software* SolidWorks® o qual oferece ferramentas de desenho tridimensional, permitindo a criação, simulação de modelos, publicação e gerenciamento de dados.

As peças e montagens criadas no SolidWorks® podem ser gravadas em diversos formatos de arquivo, possibilitando sua exportação para *softwares* de simulação comumente utilizados. Os modelos mostrados no Capítulo 4 foram projetados através da versão estudantil do SolidWorks® ano 2016 e exportados para o Ansys Fluent ® onde foram realizadas as outras etapas do projeto.

Neste trabalho, foi utilizado o *software* Ansys Fluent ® na versão 18.1 para analisar os riscos e consequências do uso prolongado do implante de retina.

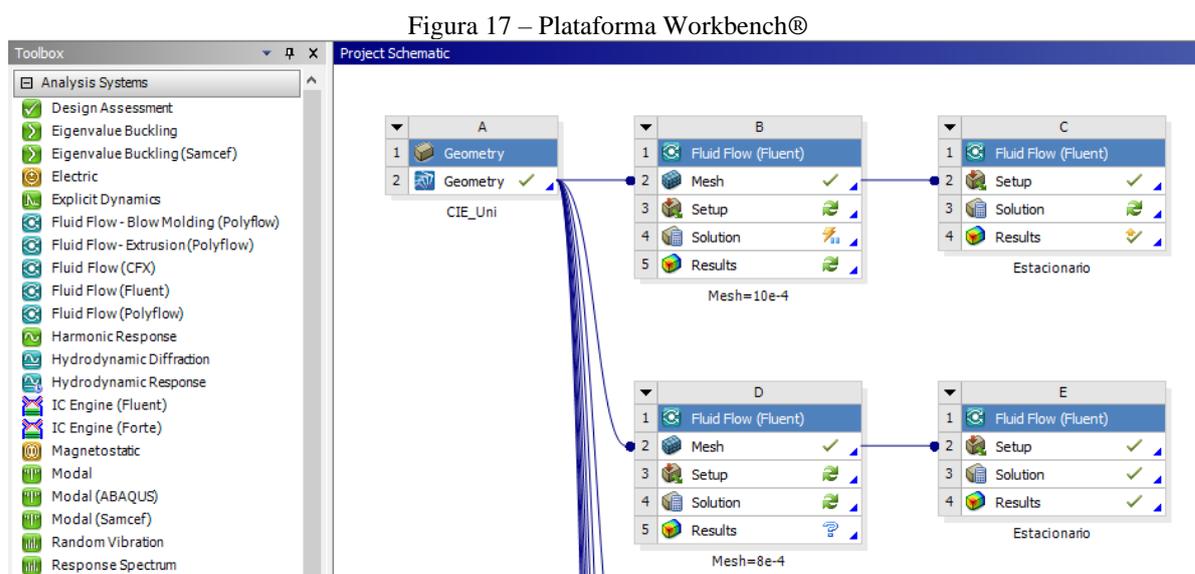
A Figura 16 exemplifica o algoritmo utilizado para todo o processo de simulação usado neste trabalho.



Fonte: O autor.

## 5.1 INSERÇÃO DOS PARÂMETROS TERMOFÍSICOS NO FLUENT® E CONDIÇÕES DE CONTORNO

A interação do Ansys® com o usuário se tornou mais amigável com o passar do tempo. Toda a biblioteca de seus aplicativos fica apresentada na plataforma Workbench® onde o usuário passa a ter a liberdade para criar seu próprio fluxo de simulação, utilizando um ou mais aplicativos os quais podem interagir entre si.



Fonte: O autor.

O Fluent® representa uma aplicação dentro do Ansys®, conforme visto na Figura 17. Esta aplicação possui basicamente 5 passos para concluir uma simulação: inserção da geometria, geração de malha, *setup*, solução e resultados. A geometria inserida pode pertencer às extensões mais comuns do mercado, como o SolidWorks®, ou no próprio programa de desenho 3-D da companhia, o SpaceClaim®. A malha é gerada no passo seguinte, onde o usuário tem a liberdade para escolher refiná-la para melhor atender sua solução. E por fim, os dados são inseridos na guia *Setup* antes do início da simulação.

De modo a obter resultados fiéis a dados medidos experimentalmente, é necessário realizar uma análise de convergência da solução com o refinamento da malha. Um dos métodos de refinamento de malha comumente usados parte do princípio de fixar os dados de entrada da simulação e aumentar aos poucos o número de elementos de malha sempre averiguando o resultado final até que a diferença de valores entre a malha mais refinada e a anterior estejam abaixo de uma tolerância mínima.

Dentro da guia *Setup*, a aba *General* indica o tipo de simulação a ser usado (permanente ou transitório). As propriedades termofísicas de cada tecido ocular são inseridas no item *Materials* sendo estas conectadas com sua respectiva região no item seguinte: *Cell Zone Conditions*.

Além das propriedades termofísicas inseridas, as Equações 2 e 3, relacionadas à geração de calor metabólico e à perfusão sanguínea, também precisam ser inseridas no *setup*. Como estas equações não se encontram dentro da biblioteca do programa, elas foram inseridas através de *User-defined Functions* (UDF).

UDF é um programa feito na linguagem C++ que permite que o usuário customize o Fluent®, seguindo funções pré-definidas e não existentes no *software*, de modo que o mesmo possa receber o código em seu *mainframe* (FLUENT, 2003). O algoritmo para cálculo do calor metabólico e da perfusão sanguínea, produzido por (SILVA, 2012) foi modificado e aprimorado para se adaptar ao código. Tanto (GARCIA, 2015) quanto (SILVA, 2012) utilizaram o *software* Ansys-CFX® em suas simulações, sendo este o motivo das adaptações feitas pelo autor.

Além das Equações 2 e 3, o dano térmico também foi programado utilizando a mesma metodologia, seguida por (GARCIA, 2015), e inserida no programa. Para mais informações vide Apêndice A.

Por fim, as condições de contorno são inseridas em *Boundary Conditions*. E assim conclui-se a composição de dados, permitindo o início da simulação.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir serão apresentados os casos analisados no presente trabalho assim como seus resultados. O capítulo será dividido em duas partes. Na primeira será apresentada a análise do comportamento térmico de um olho felino dotado de um implante de retina. Com isso, valida-se o modelo físico/matemático que foi em seguida usado para análise do olho humano, com uso de um implante de retina, o ARGUS II, o qual teve seu uso comercial liberado em 2013 pelo FDA (*Food and Drug Administration*).

### 6.1 COMPORTAMENTO TÉRMICO DO OLHO FELINO

A seguir serão apresentados os resultados da simulação numérica do olho felino.

#### 6.1.1 Propriedades termofísicas e condições de contorno

As propriedades termofísicas dos respectivos tecidos e do implante, indicados na Figura 13, estão expostos na Tabela 2.

Tabela 2 – Propriedades do tecido usados na construção do modelo ocular felino

Tecidos	k	$\rho$	cp
Unidade	W/(m.°C)	kg/m <sup>3</sup>	J/(kg.°C)
Humor Aquoso	0,600	1.009	3.430
Cristalino	0,400	1.100	3.000
Humor Vítreo	0,600	1.009	3.430
Retina	0,565	1.039	3.680
Coroide	0,600	1.050	4.178
Córnea, Esclera e Íris	0,580	1.075	4.178
Implante Epirretinal	400	8.700	385

Fonte: (LAZZI, 2005).

Para o olho felino, as condições de contorno aplicadas são as mesmas indicadas por (OPIE et al., 2012):

- Temperatura fixa na superfície da esclera: 37°C
- Temperatura ambiente: 20°C

- Coeficiente de troca de calor por convecção na superfície da córnea:  $65 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C})$  (OPIE et al., 2012).
- Radiação e taxa de evaporação lacrimal foram incluídas no coeficiente de convecção.

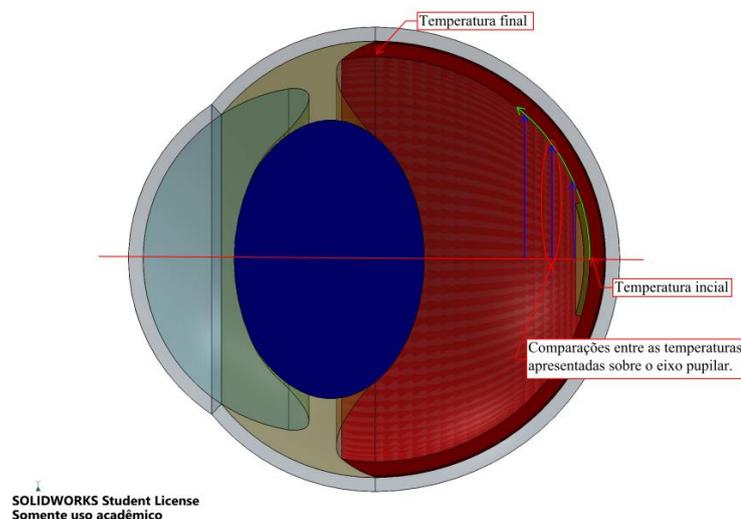
### 6.1.2 Verificação da convergência da solução numérica com o refinamento da malha utilizada

Uma vez que cada região foi definida, o procedimento de refinamento de malha pode ser iniciado. Para facilitar a geração de malha não-estruturada, buscou-se elaborar o desenho do globo ocular e seus respectivos tecidos internos evitando transições bruscas e cantos vivos. O refinamento foi produzido para atingir uma malha fina o suficiente para dar qualidade ao estudo, respeitando o esforço computacional.

Para atingir uma malha de qualidade para o caso analisado, a geometria foi simulada com as condições de contorno informadas anteriormente, fixando o implante a uma temperatura constante de  $38^\circ\text{C}$ . Uma vez que cada condição informada em (OPIE et al., 2012) foi obedecida, retira-se o perfil de temperatura simulado comparando-o com o resultado dos autores. (OPIE et al., 2012) utilizaram o *software* COMSOL Multiphysics 4.1.0.88 (COMSOL AB) em suas simulações.

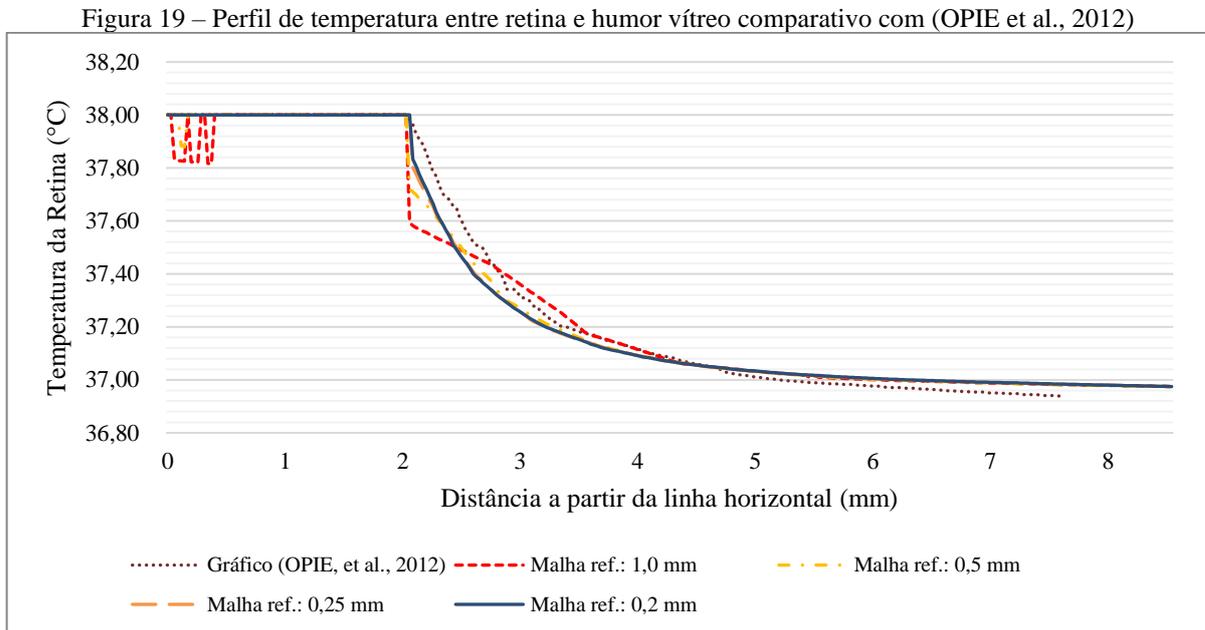
As curvas mostradas em (OPIE et al., 2012) foram levantadas a partir da linha de eixo pupilar, seguindo o perfil retinal. O eixo horizontal informa a distância entre a linha do eixo pupilar e a curva retinal. Para facilitar o entendimento, vide a imagem mostrada na Figura 18 que exemplifica como os dados em (OPIE et al., 2012) foram retirados.

Figura 18 – Exemplo de retirada de pontos do gráfico de (OPIE et al., 2012)



Fonte: O autor.

A Figura 19 mostra o perfil apresentado por (OPIE et al., 2012) e os perfis de temperatura simulados com vários refinamentos de malha.



Cada curva da Figura 19 representa uma malha com poliedros uniformes cujo tamanho medido em milímetros conforme mostrados na legenda. As oscilações mostradas nos refinamentos iniciais de malha (1,0mm e 0,5mm) são justificadas pelo fato dos poliedros não serem pequenos o suficiente para ocupar o espaço dentro do implante. De acordo com o gráfico, à medida em que a malha é refinada, a curva tende ao resultado apresentado pelos autores, sem variação brusca de temperatura.

Uma análise da convergência dos resultados como refinamento da malha sobre todas as curvas da Figura 19 foi realizada. O refinamento foi definido de acordo com o tamanho dos elementos conforme mostrados na Tabela 3 a seguir:

Tabela 3 – Resultados dos testes de convergência de malha – Olho felino

Refinamento	Nº de Elementos	EQM (%)
Malha ref.: 1,00mm	46.234	5,97
Malha ref.: 0,50mm	327.791	2,48
Malha ref.: 0,25mm	2.432.841	0,40
Malha ref.: 0,20mm	4.730.710	--

Fonte: O autor.

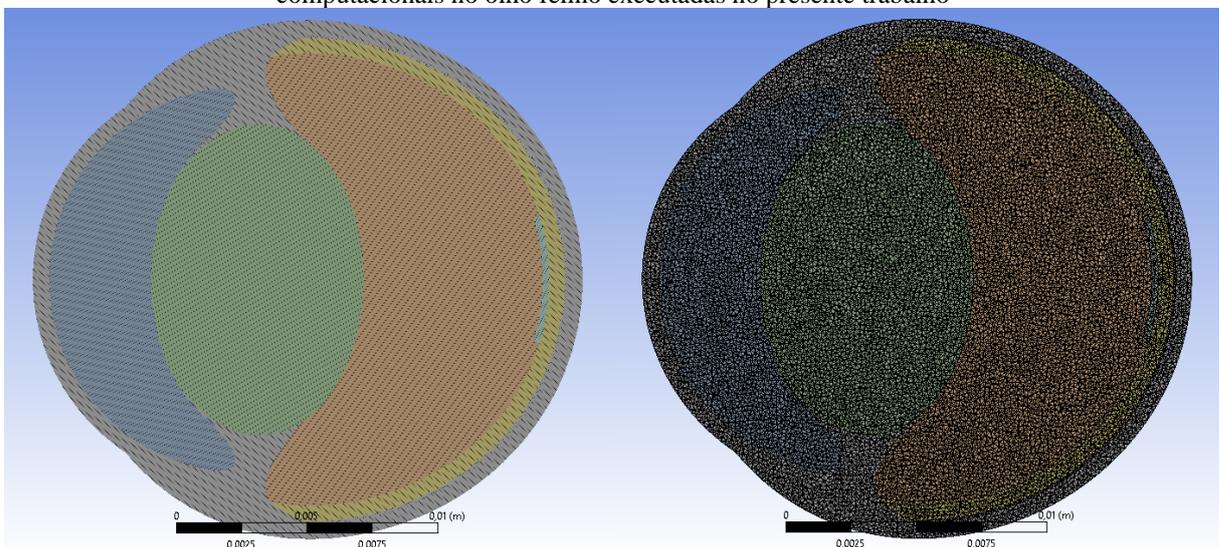
Na Tabela 3, considerou-se que a malha com 4.730.710 elementos (Malha ref.: 0,20mm) oferece os resultados de referência. Assim, a EQM (Raiz do Erro Quadrático Médio) de cada malha foi calculada com relação a Malha ref.: 0,20mm. A expressão utilizada para calcular a EQM está descrita na Equação 10 a seguir.

$$EQM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (T_i - T)^2}{n}} \times 100\% \quad (10)$$

onde:  $T_i$  é o valor calculado para a temperatura no ponto  $i$  [ $^{\circ}C$ ];  $T$ , o valor de referência da temperatura no ponto  $i$  [ $^{\circ}C$ ];  $n$ , número de pontos onde a temperatura foi calculada [].

Apesar da malha com tamanho de 0,25 mm atender a expectativa dos resultados, possuindo um EQM abaixo de 2%, foi escolhido para as simulações seguintes o refinamento de malha com poliedros uniformes de tamanho  $2 \cdot 10^{-4}$  metros (0,2 mm), gerando uma malha não-estruturada com 4.730.310 elementos. O programa foi executado em uma máquina com processador Intel Core i7, 4,00 GHz com 32,0GB de memória RAM.

Figura 20 – Vista do plano de simetria da malha com 4.730.310 elementos, selecionada para as simulações computacionais no olho felino executadas no presente trabalho

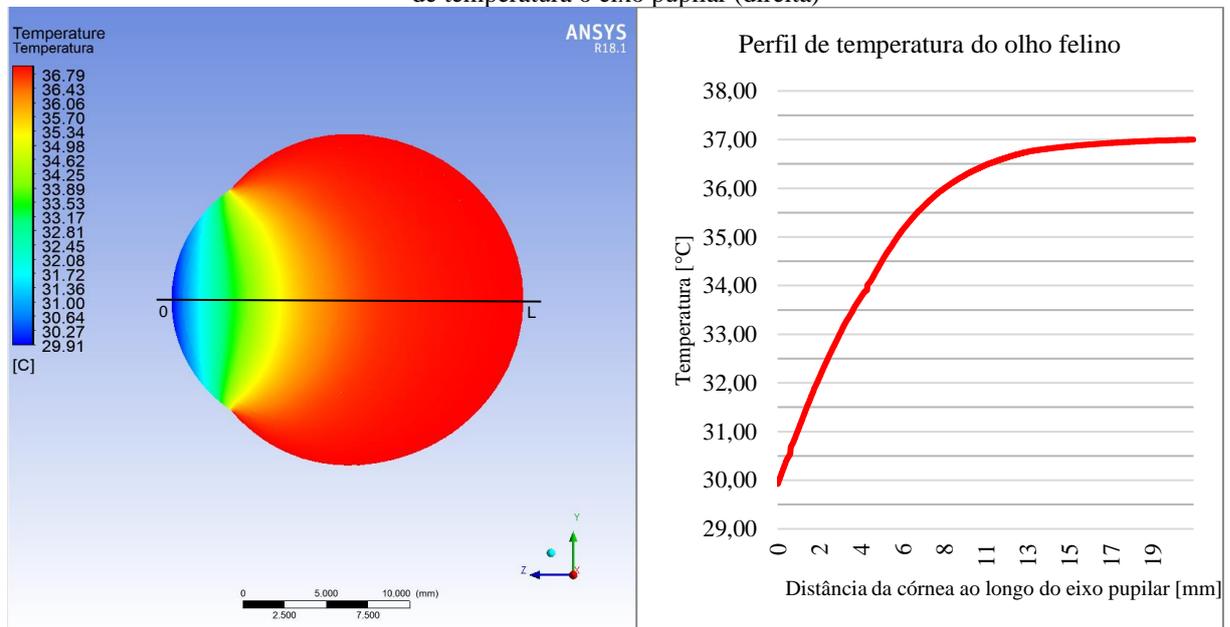


Fonte: O autor.

### 6.1.3 Resultados: do início até 24hrs de uso contínuo do implante

Como dito anteriormente, o olho felino foi simulado utilizando dados coletados em (OPIE et al., 2012). A condição inicial de temperatura é representada por uma simulação em regime permanente, com as propriedades informadas na Tabela 2, condições de contorno da Seção 6.1.1, além de geração de calor metabólico e da perfusão sanguínea na retina e na coroide. Sendo assim, o olho felino foi simulado em regime permanente desconsiderando geração de potência elétrica pelo implante. A distribuição de temperatura e seu perfil no eixo pupilar encontram-se na Figura 21.

Figura 21 – Simulação do olho felino em regime permanente; a distribuição da temperatura (esquerda) e o perfil de temperatura o eixo pupilar (direita)



$T_{\text{máx}}$ [°C]	$T_{\text{mín}}$ [°C]	$\Delta T$
37	29,91	7,09

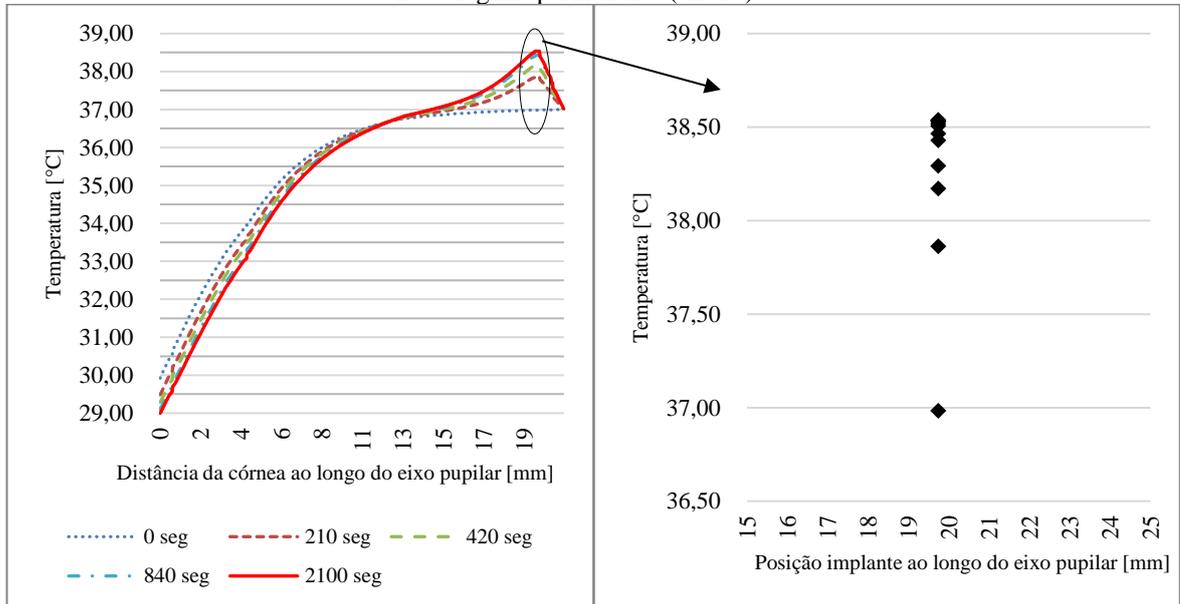
Fonte: O autor.

A seguir serão mostrados dados de temperaturas calculadas sobre o eixo pupilar, e que serão usadas como base para os próximos estudos.

Com a condição inicial calculada, a simulação transitória pode ser iniciada. A duração escolhida foi a utilização do implante, de maneira contínua, 24 horas por dia. A potência gerada pelo implante epirretinal adotada, foi a potência máxima simulada por (OPIE et al., 2012) cujo valor corresponde a 36,6mW. Este valor foi inserido no *Setup* conforme explicado no Apêndice

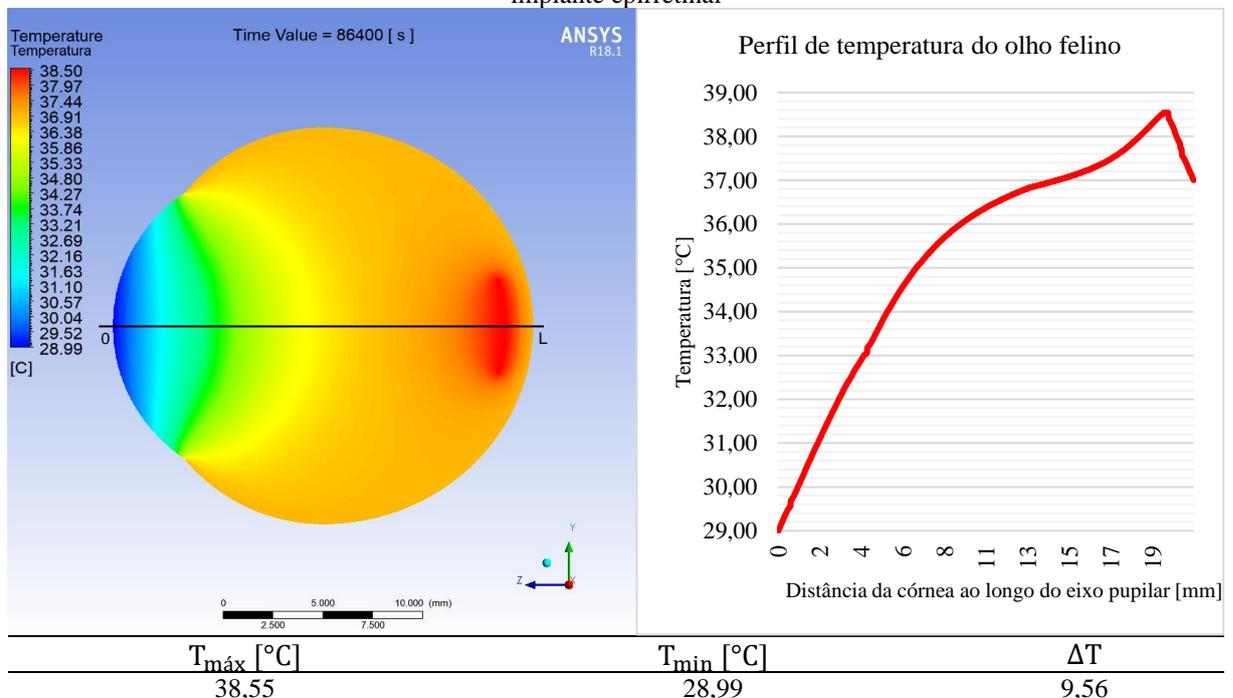
A. Após 2.100 segundos (35 minutos) a temperatura atinge um novo regime permanente, mantendo-se constante durante o restante da simulação conforme visto na Figura 22.

Figura 22 – Evolução da temperatura com o tempo ao longo do eixo pupilar (esquerda) e pico da curva atingindo novo regime permanente (direita)



Fonte: O autor.

Figura 23 – Simulação do olho felino em regime transitório após 24 horas de aplicação contínua de 36,6mW do implante epirretinal

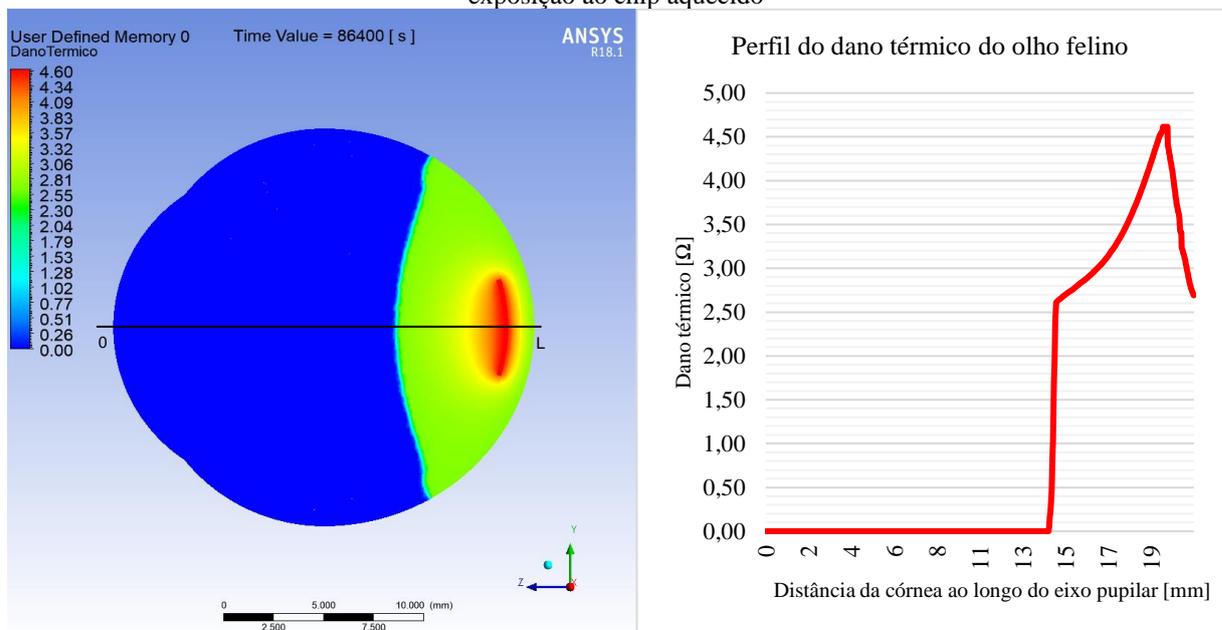


Fonte: O autor.

A Figura 23 mostra a distribuição de temperatura ao final da simulação. Conforme dito anteriormente, o perfil de temperatura atingiu seu equilíbrio térmico.

A presença do implante provocou um aumento gradual na temperatura do olho. A perfusão sanguínea presente na retina e na coroide manteve a temperatura máxima abaixo de 39°C. De acordo com a norma australiana AS EN 45502.1-2002, o implante não provocaria risco de dano no tecido biológico vizinho estando dentro da margem máxima de 2°C de aumento acumulado de temperatura. Assumindo que o limite de dano irreversível para o olho felino seja o mesmo que o humano, o dano térmico calculado, Figura 24, superou a margem de segurança ( $\Omega=1,0$ ), comprovando que mesmo em temperaturas abaixo de 39 °C, há o risco de danos irreversíveis nas regiões no entorno do implante.

Figura 24 – Dano térmico no olho (esquerda) e perfil do dano térmico no eixo pupilar (direita) após 24hrs de exposição ao chip aquecido



$\Omega_{\text{máx}}$ []	$\Omega_{\text{min}}$ []	$\Delta\Omega$
4,619	0,000	4,619

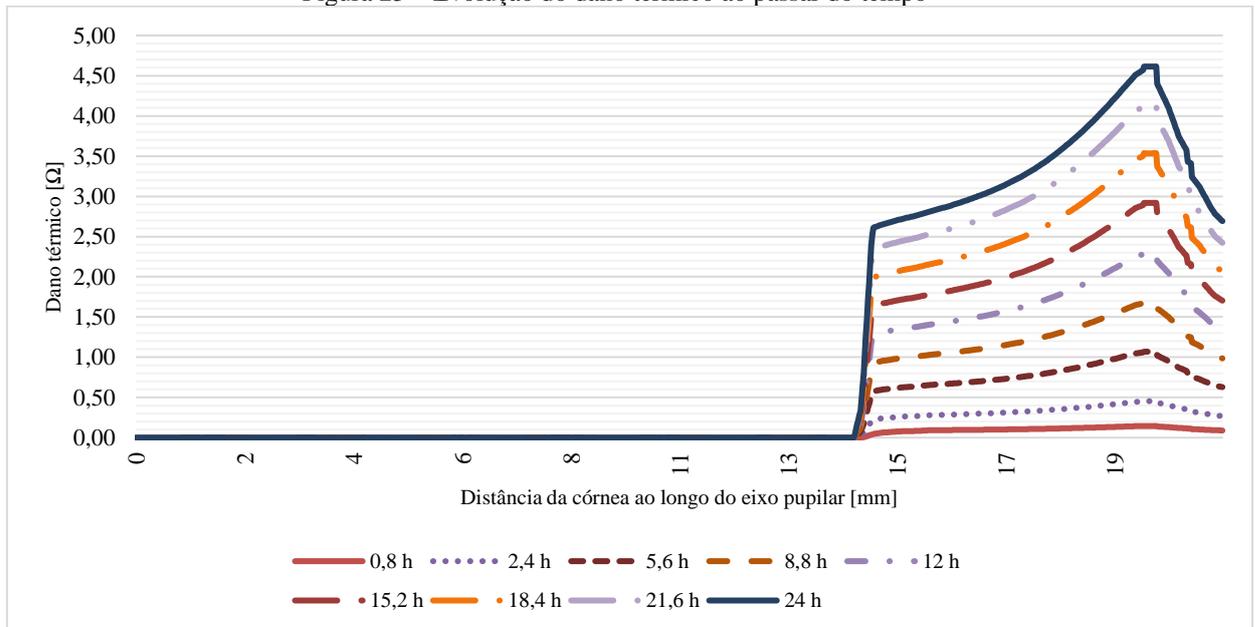
Fonte: O autor.

A região azul da Figura 24 representa toda extensão em que o aquecimento não provocou elevação de temperatura acima de 37°C. Como a função só pode ser calculada dentro da margem de 37°C a 100°C, (ROL et al., 2000), os demais pontos fora do intervalo foram desconsiderados.

Durante o tempo de simulação, o implante provocou danos que são considerados permanentes, no tecido da retina devido ao longo tempo de aquecimento constante. De modo a

ser mais preciso, foi calculado o momento exato em que o dano térmico excede a margem de segurança (valor unitário). Sendo assim, de acordo com a simulação numérica, o tempo máximo que o olho felino pode suportar sem sofrer danos térmicos, a uma potência constante de 36,6mW, foi de 18.700 segundos, o equivalente a 5 horas, 11 minutos e 40 segundos.

Figura 25 – Evolução do dano térmico ao passar do tempo



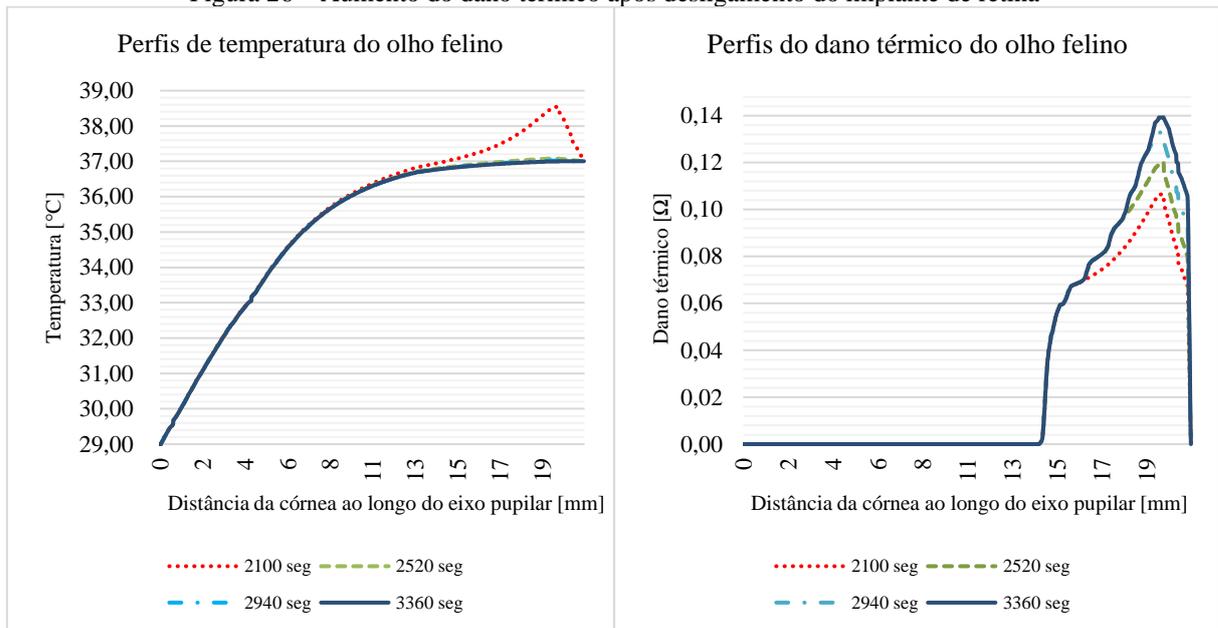
Fonte: O autor.

A Figura 25 mostra a evolução no tempo da curva do dano térmico. O pico da curva representa o ponto exato em que o chip se encontra e conforme a região se distancia do implante, o dano térmico diminui.

Para concluir este caso, uma última simulação foi realizada para estudar o efeito do dano térmico após desligamento do implante. É importante ter conhecimento a respeito dos efeitos após desligamento do implante, de modo que o controlador (VPU) possa prever determinadas situações durante o uso de uma potência mais elevada ou de um uso contínuo para que assim haja um contrabalanceamento, de modo a enviar elevações desnecessárias do dano.

O ensaio foi realizado obedecendo as mesmas condições iniciais especificadas anteriormente com o chip ativo de 36,6 mW, sendo usado durante 2.100 segundos – tempo suficiente para a distribuição de temperatura atingir novo estado estacionário. Após este tempo, o chip foi desligado, continuando a simulação para observar a variação de temperatura e dano térmico por mais 2.100 segundos.

Figura 26 – Aumento do dano térmico após desligamento do implante de retina



Fonte: O autor.

A simulação mostrou que o perfil de temperatura voltou a seu antigo regime permanente após 800 segundos. Já o dano térmico continuou a subir por 1.260 segundos (21 minutos) até parar em 3.360 segundos, comprovando assim, que mesmo após o desligamento do implante, o olho continua sofrendo avaria térmica, confirmando um importante ponto quanto ao momento do desligamento/religamento do implante, caso não se deseje que o olho sofra um dano térmico irreversível.

## 6.2 COMPORTAMENTO TÉRMICO DO OLHO HUMANO

A seguir serão apresentados os resultados da simulação numérica do olho humano.

### 6.2.1 Propriedades termofísicas e condições de contorno

As propriedades termofísicas do olho humano foram retiradas de (GARCIA, 2015). Cada tecido ocular foi considerado homogêneo e isotrópico. A perfusão sanguínea e taxa metabólica foram aplicadas apenas na coroide e a taxa de evaporação lacrimal foi aplicada na superfície da córnea e na superfície externa da esclera.

Tabela 4 – Propriedades do tecido usados na construção do modelo ocular humano

Tecidos	k	$\rho$	cp	Perfusão sanguínea	Taxa Metabólica	Taxa Evaporação Lacrimal
Unidade	W/(m.°C)	kg/m <sup>3</sup>	J/(kg.°C)	J/(m <sup>3</sup> .s.°C)	J/(m <sup>3</sup> .s)	W/m <sup>2</sup>
Córnea	0,580(c)	1.050(f)	4.178(i)	-	-	40(h)
Humor Aquoso	0,580(c)	1.000(i)	3.997(b)	-	-	-
Iris & Corpo Ciliar	0,580(a)	1.000(a)	3.997(a)	-	-	-
Cristalino	0,400(g)	1.050(f)	3.000(g)	-	-	-
Humor Vítreo	0,603(i)	1.000(i)	4.178(i)	-	-	-
Coroide	0,628(a)	1.000(a)	4.190(a)	35.000(e)	10.000(e)	-
Esclera Interna	0,580(c)	1.050(f)	4.178(g)	-	-	-
Esclera Externa	0,580(c)	1.050(f)	4.178(g)	-	-	40(h)
Implante (ARGUS II)	71,600(d)	21.450(d)	130(d)	-	-	-
a)	(AMARA, 1995)			e)	(LAZZI, 2005)	
b)	Solução salina.			f)	(NEELAKANTASWAMY; RAMAKRISHNAN, 1979)	
c)	(EMERY et al., 1975)			g)	(LAGENDIJK, 1982)	
d)	(KLETEČKA, 2017)			h)	(NG; OOI, 2007)	

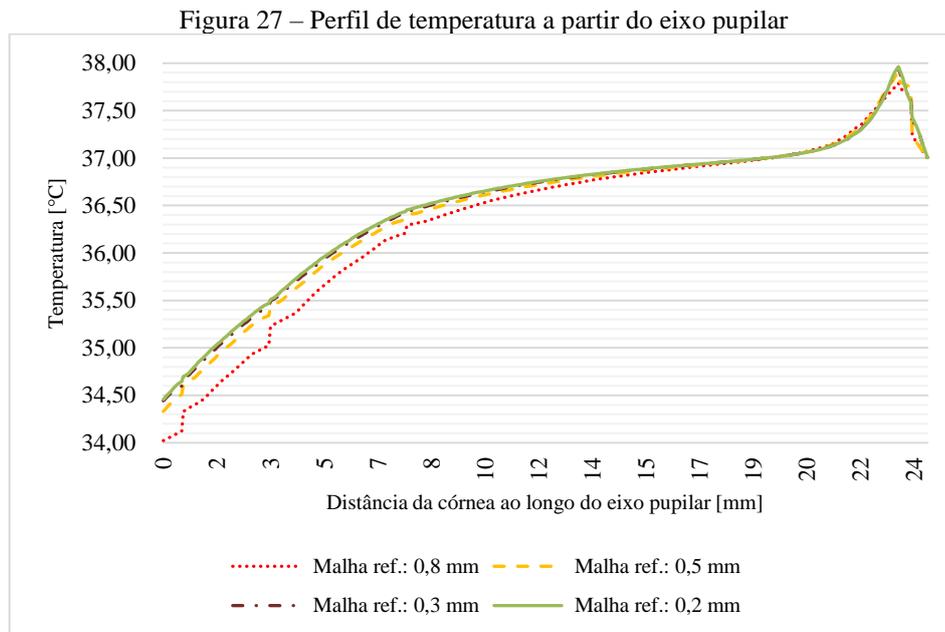
Fonte: (GARCIA, 2015) modificado.

Conforme indicado na Seção 4.4, as propriedades do implante correspondem as mesmas do eletrodo composto de platina. As condições de contorno aplicadas são as mesmas indicadas por (GARCIA, 2015). Foi utilizado UDF para calcular o fluxo de calor existente na superfície externa da esclera e superfície da córnea, vide Apêndice A para mais informações:

- Temperatura fixa na superfície **interna** da esclera: 37°C (OOI; ANG; NG, 2008)
- Aplicação do fluxo de calor, indicado pela Equação 5, com os seguintes parâmetros:
  - Temperatura ambiente local: 25°C (OOI; ANG; NG, 2008)
  - Coeficiente de transferência de calor por convecção entre a córnea e o ambiente: 10 W/(m<sup>2</sup> · °C) (NG; OOI, 2007)
  - Emissividade da córnea: 0,975 (NG; OOI, 2007)
  - Taxa de evaporação lacrimal: 40W/m<sup>2</sup> (NG; OOI, 2007)

## 6.2.2 Verificação da convergência da solução numérica com o refinamento da malha utilizada

A malha gerada no olho humano foi refinada utilizando a mesma metodologia explicada na Seção 6.1.2, empregando as mesmas condições de contorno informada na seção anterior. Após as simulações, as curvas de comparação são apresentadas a seguir:



De maneira similar ao apresentado na Seção 6.1.2, uma análise de convergência de malha sobre todas as curvas da Figura 27 também foi realizada. O refinamento foi definido de acordo com o tamanho dos elementos conforme mostrados na Tabela 5 a seguir:

Tabela 5 – Resultados dos testes de convergência de malha – Olho humano

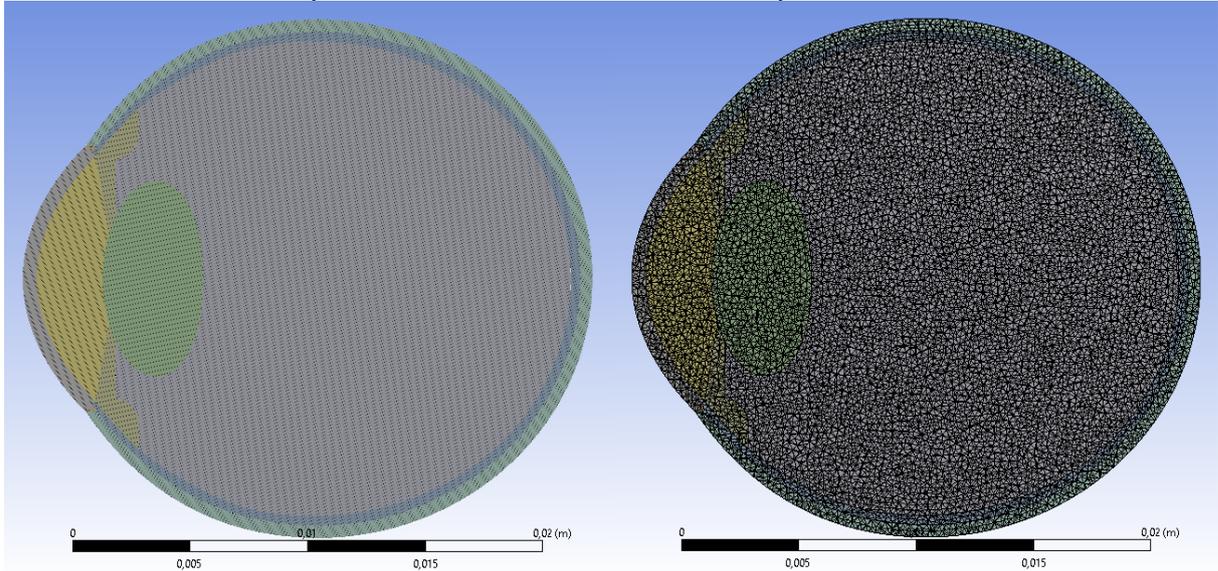
Refinamento	Nº de Elementos	EQM (%)
Malha ref.: 0,80mm	111.831	21,38
Malha ref.: 0,50mm	423.051	6,66
Malha ref.: 0,30mm	1.966.537	1,73
Malha ref.: 0,20mm	6.630.537	--

Fonte: O autor.

Foi considerado que a malha com 6.630.537 elementos (Malha ref.: 0,20mm) oferece os resultados de referência. Assim, a EQM (Raiz do Erro Quadrático Médio) de cada malha foi calculada com relação a Malha ref.: 0,20mm utilizando-se da Equação 10.

Após análise, a malha escolhida para dar continuidade as simulações foi a de poliedros com tamanhos uniformes de  $3 \cdot 10^{-4}$  metros (0,3 mm) a qual gerou uma malha não-estruturada com 1.966.537 elementos, sendo esta possuindo um EQM abaixo de 2%.

Figura 28 – Vista do plano de simetria da malha com 1.966.537 elementos, selecionada para as simulações computacionais no olho humano executadas no presente trabalho



Fonte: O autor.

A Tabela 6 a seguir mostra a diferença volumétrica entre o olho humano e felino. Nela é possível ver que praticamente todas as regiões do olho humano são menores que o felino, sendo compensado apenas pelo humor vítreo, retina e esclera.

Tabela 6 – Diferença volumétrica entre as geometrias

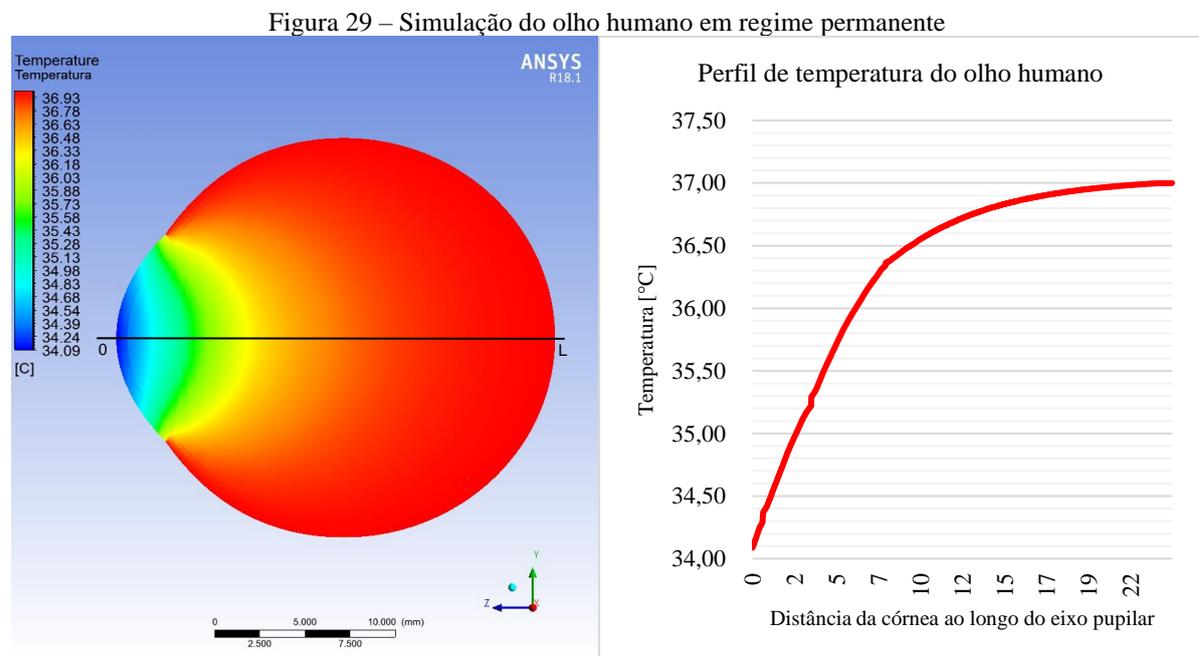
Tecidos	Olho felino	Olho humano	Diferença
Unidade	mm <sup>3</sup>	mm <sup>3</sup>	%
Córnea	102,59	69,94	31,83%
Humor Aquoso	572,96	132,01	76,96%
Iris & Corpo Ciliar	419,86	116,09	72,35%
Cristalino	613,96	160,15	73,92%
Humor Vítreo	1.534,25	4.350,76	-183,58%
Coroide & Retina	392,42	511,88	-30,44%
Esclera	618,12	721,93	-16,79%
Implante	4,71	0,02	99,58%
TOTAL	4.258,87	6.062,78	

Fonte: O autor.

### 6.2.3 Resultados: do início até 24hrs de uso contínuo do implante

De maneira similar, as condições iniciais de temperatura no olho humano foram calculadas a partir de uma simulação em regime permanente, utilizando-se das propriedades informadas na Tabela 4 e condições de contorno da Seção 6.2.1. Foram considerados geração de calor metabólico e perfusão sanguínea na coroide. Lembrando que na geometria do olho humano, parte da esclera encontra-se em contato com ambiente externo possuindo assim uma maior área para troca de calor com cerca de 48,50% superior ao olho felino.

A geometria foi então simulada desconsiderando a potência gerada pelo chip e sua distribuição de temperatura e perfil no eixo pupilar se encontram na Figura 29 a seguir.



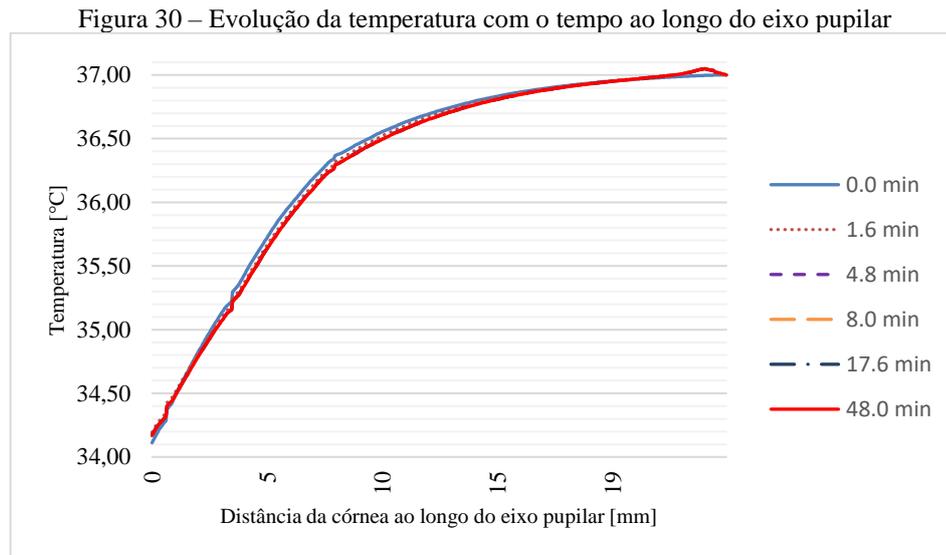
$T_{\text{máx}}$ [°C]	$T_{\text{min}}$ [°C]	$\Delta T$
37,00	34,09	2,91

Fonte: O autor.

Uma vez que temos a condição inicial de temperatura em todos os pontos da malha, a simulação transitória foi iniciada. Similarmente ao olho felino, foi utilizado o mesmo período de 24hrs com incidência contínua da potência do implante. Segundo o manual do cirurgião do Argus II, (SSMP, 2013), a Seção 3.8 informa o parâmetro **Isrh**, que mede a potência recebida pelo implante. Esta potência pode variar de 0 a 64 mW dependendo da posição e distância que

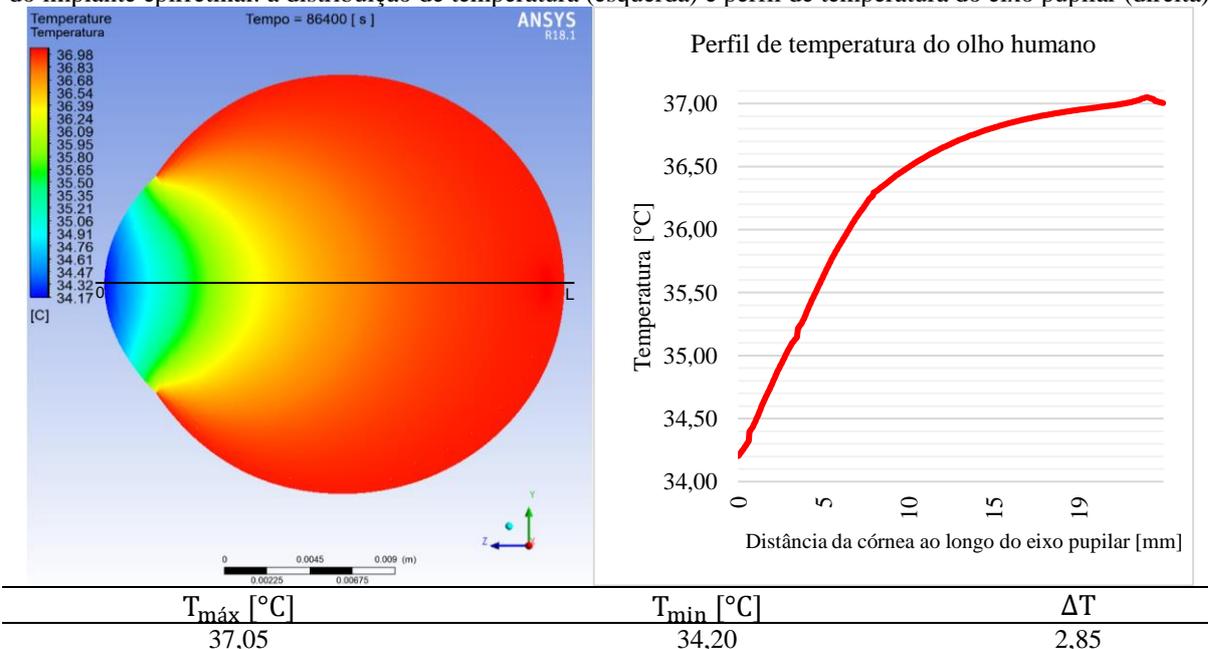
o implante se encontra da bobina transmissora (vide Seção 2.5.2 deste trabalho). A posição deve ser ajustada de modo que a potência recebida permaneça média.

De modo a considerar a pior situação, o olho humano foi simulado a uma potência de 64,0mW. Após 2.880 segundos (48 minutos) a temperatura atinge um novo regime permanente, mantendo-se constante durante o restante da simulação conforme visto na Figura 30. Logo em seguida, será mostrado a distribuição de temperatura ao final da simulação (Figura 31).



Fonte: O autor.

Figura 31 – Simulação do olho humano em regime transitório após 24 horas de aplicação contínua de 64,0mW do implante epirretinal: a distribuição de temperatura (esquerda) e perfil de temperatura do eixo pupilar (direita)

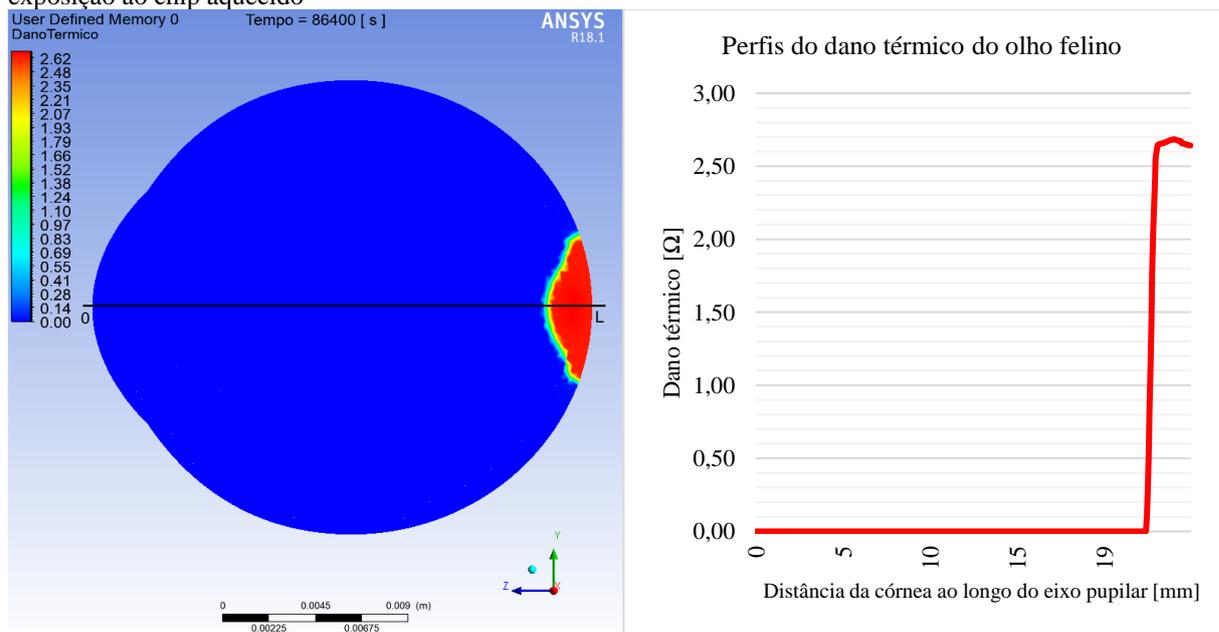


Fonte: O autor.

Diferentemente do olho felino, neste caso a potência gerou um gradiente e temperatura máxima bem menores. O humor vítreo, o qual possui propriedades próximas a da água, age como uma espécie de “sumidouro térmico” recebendo o calor gerado pelo implante e distribuindo o mesmo por toda sua extensão. Além disso, o volume ocupado do humor vítreo é cerca de 1,85 vezes maior do que no olho felino, auxiliando melhor na distribuição de temperatura. Por fim, a variação de temperatura também foi reduzida pois parte da superfície da esclera se encontra trocando calor com o ambiente e a perfusão sanguínea também assumiu seu papel dificultando o aquecimento excessivo na superfície da coroide.

Apesar de todas estas considerações, a temperatura máxima continua dentro da margem de cálculo do dano térmico, de 37°C a 100°C de acordo com (ROL et al., 2000), e mesmo com uma incidência baixa, esta função foi calculada e seu resultado se encontra exposto na Figura 32.

Figura 32 – Dano térmico no olho (esquerda) e perfil do dano térmico no eixo pupilar (direita) após 24hrs de exposição ao chip aquecido



$\Omega_{\text{máx}}$ [ ]	$\Omega_{\text{min}}$ [ ]	$\Delta\Omega$
2,69	0,00	2,69

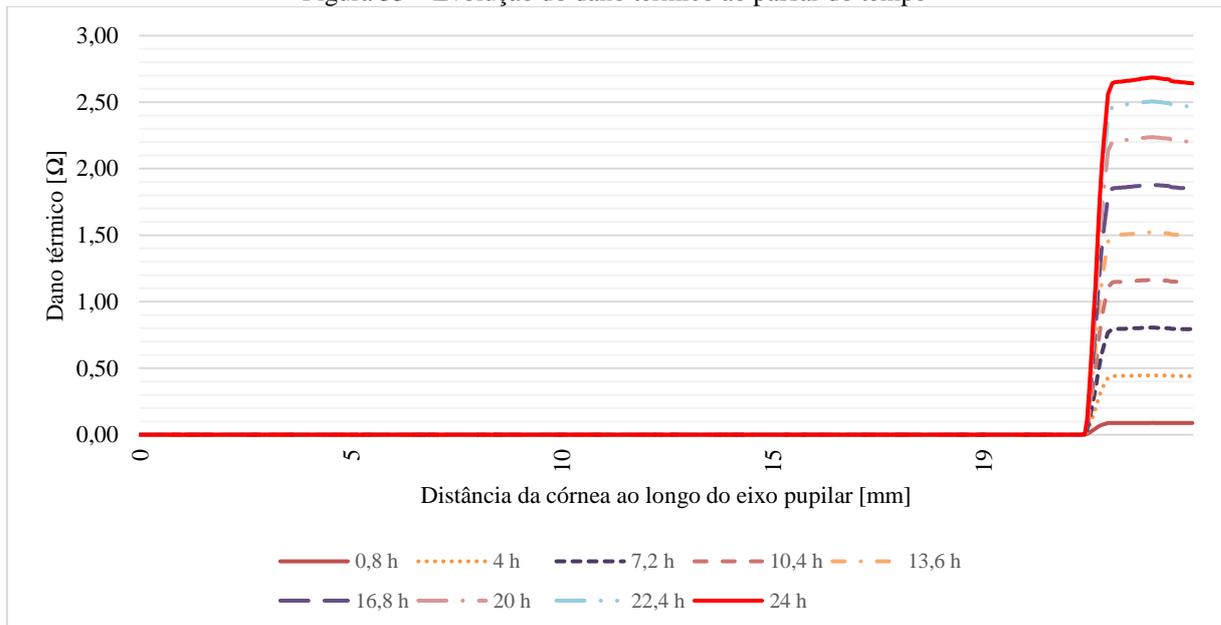
Fonte: O autor.

Durante todo o período simulado é possível identificar que o dano térmico ficou acumulado na região do implante. Neste caso também foi calculado o momento em que a função excede a margem de segurança. Sendo assim, de acordo com a simulação, o tempo máximo que

o olho humano pôde sustentar sem sofrer danos irreversíveis, recebendo uma potência constante de 64,0mW, foi de 31.968 segundos, o equivalente a 8 horas, 52 minutos e 48 segundos.

A Figura 33 mostra o padrão de evolução do dano térmico para o caso do olho humano. Comparando com a Figura 25, é possível identificar que o pico em que se encontra o implante foi drasticamente suavizado devido ao baixo intervalo de temperatura nas proximidades do implante.

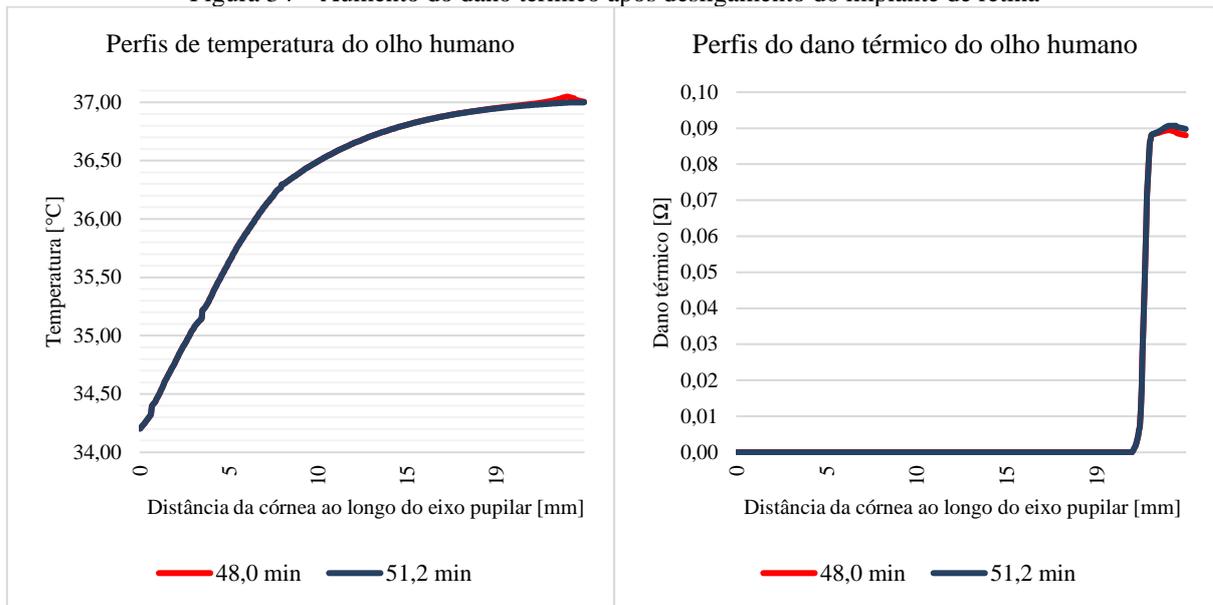
Figura 33 – Evolução do dano térmico ao passar do tempo



Fonte: O autor.

O estudo após desligamento do implante também foi realizado nesta seção. Obedecendo as condições indicadas inicialmente, o chip foi ativado e permaneceu constante até que a temperatura atingisse novo regime permanente. Após este tempo, o chip foi desligado, continuando a simulação para observar a variação de temperatura e dano térmico por mais 2.880 segundos.

Figura 34 – Aumento do dano térmico após desligamento do implante de retina



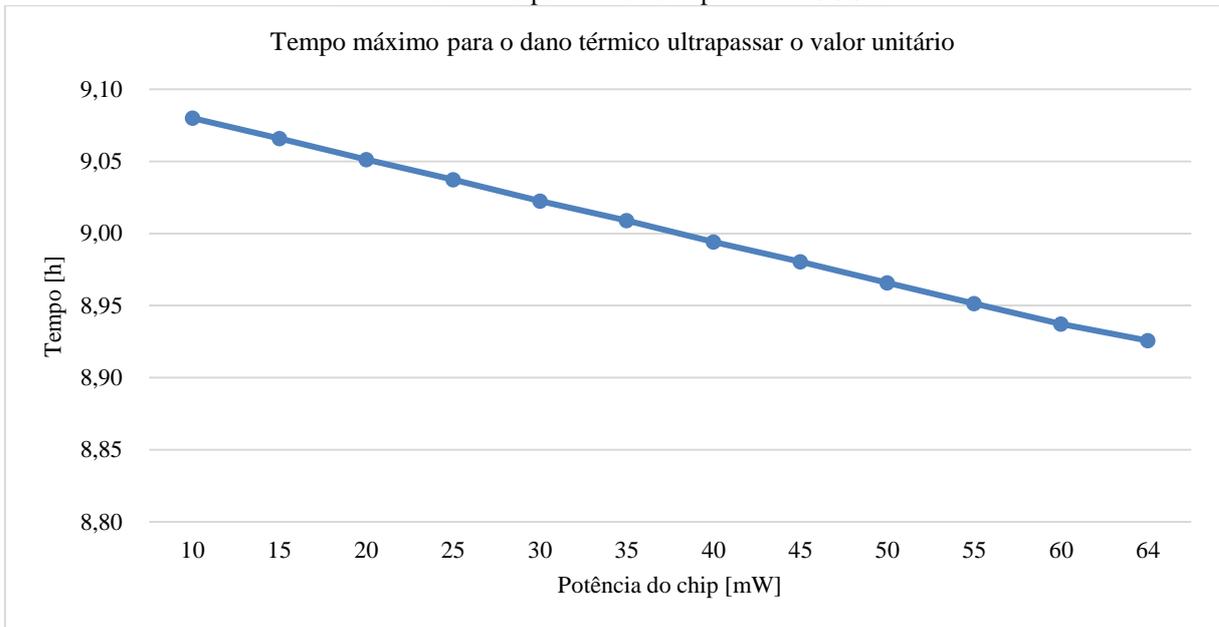
Fonte: O autor.

A simulação mostrou que o perfil de temperatura voltou a seu antigo regime permanente após 192 segundos sendo o mesmo tempo levado pelo dano térmico para parar seu incremento. Com uma variação pequena de temperatura, é possível concluir que a função acompanha linearmente a variação do perfil de temperatura. Sendo assim, o controlador do implante retinal deve prever que após redução de potência aplicada ou desligamento, o globo ocular continuará sofrendo danos térmicos para que assim seja antecipado somas próximas ao limite de segurança.

Com o intuito de traçar uma margem de segurança durante o uso contínuo do Argus II, uma série de simulações foram realizadas para coletar o tempo limite suportado pelo olho humano a partir de diferentes valores de potência térmica aplicada. A Figura 35 mostra o resultado deste experimento. Cada ponto mostrado representa o tempo necessário para o dano térmico atingir o valor unitário ao expor o globo ocular a determinado nível de potência.

O gráfico apresentou uma curva linear iniciando-se em 10mW e decrescendo até o valor de potência aplicada de 64mW. O intervalo de tempo entre a máxima e mínima desta curva é de apenas 9 minutos. Diferentemente do chip simulado para olho felino, o implante Argus II possui uma boa margem de segurança com cerca de 9 horas de uso contínuo pelo usuário sem risco de dano irreversível.

Figura 35 – Duração máxima de funcionamento do implante no interior do olho humano sem dano irreversível de acordo com as potências do implante ARGUS II



Fonte: O autor.

## 7 CONCLUSÕES

A presente dissertação analisou os efeitos e consequências da longa exposição à potência elétrica de implantes de retina em geometrias tridimensionais do globo ocular felino, desenvolvido por (OPIE et al., 2012), e humano, desenvolvido por (GARCIA, 2015). O objetivo principal foi estudar o efeito do aquecimento do implante de retina através da análise dos perfis de temperatura e cálculo da função dano término nas diversas regiões do olho, em especial nas localidades próximas ao local do implante. Com isto, foi possível analisar e encontrar uma margem de segurança preliminar, para que os tecidos oculares não sofram desnaturação proteica e, por consequência, possível necrose celular.

Mediante os resultados obtidos, os seguintes pontos podem ser destacados:

- As especificações da geometria felina informadas por (OPIE et al., 2012) tornaram possível ao autor deste trabalho replicar com precisão na sua análise numérica em geometria tridimensional, realizando assim, simulações em regime permanente com curvas de aquecimento similares às mostradas pelos autores. Com isto, foi possível encontrar uma malha não-estruturada que produzisse resultados fidedignos sem aumentar muito o custo computacional.
- Com o cálculo da função dano térmico, a simulação numérica comprovou que, diferentemente do que foi apontado na norma australiana AS EN 45502.1-2002, o aquecimento de tecidos biológicos, mesmo com baixas potências elétricas, podem provocar danos aos tecidos vizinhos.
- Na geometria tridimensional do olho humano, desenvolvida por (GARCIA, 2015), foi inserido um implante na forma de um fino disco côncavo.
- O presente trabalho concentrou os dados existentes na literatura relacionados ao tema, juntamente com a obtenção do cálculo do dano térmico. Isto foi produzido com o intuito de compartilhar com a comunidade científica uma nova abordagem do cálculo através do *software* Ansys-Fluent®, podendo auxiliar no cálculo do tempo seguro de exposição do olho humano à potência térmica dissipada por implantes de retina.

### *Trabalhos Futuros*

Uma vez que a geometria do olho humano se encontra pronta juntamente com toda gama de algoritmos para realização de simulações e cálculos da função dano térmico, sugerem-se os seguintes tópicos de pesquisa para trabalhos futuros:

- Utilizar a geometria física real do implante ARGUS II e suas respectivas propriedades termofísicas para buscar resultados mais fidedignos;
- Realizar simulações com a potência volumétrica real do implante ARGUS II e movimentar a posição do implante de acordo com exames de imagem de fundo de olho;
- Obter imagens termográficas da superfície do olho humano não-exposto ao aquecimento do chip, em regime estacionário, para comparar com os resultados computacionais, possibilitando sua validação;
- Projetar um sistema de controle a ser armazenado na unidade de processamento externo, que possibilite ajustar o nível da potência elétrica emitida pelo chip, de modo a evitar o problema descrito;
- Considerar a presença de convecção no humor vítreo e analisar as consequências do dano térmico em usuários com idade avançada;
- Segundo (GARCIA, 2015), com o avançar da idade, a massa específica do humor vítreo reduz significativamente tornando-o liquefeito e passível de movimento convectivo. Consequentemente, o uso constante do implante por pacientes mais velhos pode ocasionar em aquecimento não-uniforme nas regiões superiores do globo ocular.

## REFERÊNCIAS

- AMARA, E. H. **Numerical investigations on thermal effects of laser-ocular media interaction.** International Journal of Heat and Mass Transfer, v. 38, n. 13, p. 2479–2488, 1 set. 1995.
- BIRNGRUBER, R.; HILLENKAMP, F.; GABEL, V. P. **Theoretical investigations of laser thermal retinal injury.** Health Physics, v. 48, n. 6, p. 781–796, 1985.
- BLOCH, E.; DA CRUZ, L. **The Argus II Retinal Prosthesis System.** In: Prosthesis. [s.l.] IntechOpen, 2020. p. 15.
- BOYD, K. **What is Macular Degeneration?** Disponível em: <<https://www.aao.org/eye-health/diseases/amd-macular-degeneration>>. Acesso em: 29 nov. 2020.
- BRASKEM. **As Próteses.** Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 9 out. 2019.
- BUNEL, M; CHAUDIEU, G; HAMEL, C; LAGOUTTE, L; MANES, G; BOTHEREL, N; BRABET, P; PILORGE, P; ANDRÉ, C; QUIGNON, P. **Natural models for retinitis pigmentosa: progressive retinal atrophy in dog breeds.** Human Genetics, v. 138, n. 5, 2019.
- CAO, J.; JAGER, M. J. **Animal Eye Models for Uveal Melanoma.** Ocular Oncology and Pathology, v. 1, n. 3, p. 141–150, 9 abr. 2015.
- CHUANG, A. T.; MARGO, C. E.; GREENBERG, P. B. **Retinal implants: A systematic review.** British Journal of Ophthalmology, v. 98, n. 7, p. 852–856, 2014.
- COSTA, A. **Retina clínica e cirúrgica.** Disponível em: <<http://www.hojf.com.br/2017/index.php/hospital/12-instructions#2>>. Acesso em: 17 mar. 2021.

EFE. **Próteses robóticas e implantes cerebrais marcaram ano de avanços.** Disponível em: <<https://exame.com/ciencia/proteses-roboticas-e-implantes-cerebrais-marcaram-ano-de-avancos/>>. Acesso em: 9 out. 2019.

EMERY, A. F.; KRAMAR, P.; GUY, A. W.; LIN, J. C. **Microwave induced temperature rises in rabbit eyes in cataract research.** Journal of Heat Transfer, v. 97, n. 1, p. 123–128, 1 fev. 1975.

ESCH. **Argus II “Bionic Eye” Artificial Retina Vision Restoration.** Disponível em: <<https://eyesurgeryhi.com/about-us/argus-ii-artificial-retina-vision-restoration/>>. Acesso em: 29 nov. 2020.

EZABELLA, F. **Implantes no corpo viram cartão de visita e termômetro de humanos e bois.** Disponível em: <<https://www1.folha.uol.com.br/ciencia/2019/02/implantes-no-corpo-viram-cartao-de-visita-e-termometro-de-humanos-e-bois.shtml>>. Acesso em: 9 out. 2019.

FDA. **The HDE Summary of Safety and Probable Benefit What It Is and Does.** [s.l.: s.n.].

FDA. **Implants and Prosthetics | FDA.** Disponível em: <<https://www.fda.gov/medical-devices/products-and-medical-procedures/implants-and-prosthetics>>. Acesso em: 24 jun. 2020.

FLUENT. **Fluent 6.1 UDF Manual.** Lebanon: [s.n.].

FLUENT. **Ansys Fluent: Fluid Simulation Software | Ansys.** Disponível em: <<https://www.ansys.com/products/fluids/ansys-fluent>>. Acesso em: 28 jun. 2020.

FROTA, R. **Visão Cromática.** Disponível em: <<https://medium.com/@rafaelfrota/visão-cromática-db5159dc890f>>. Acesso em: 14 out. 2019.

GARCIA, O. P. **Efeito da convecção no humor vítreo sobre o dano térmico de um melanoma de coroide durante termoterapia transpupilar a laser.** Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2015. 98 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

GARCIA, O. P. **Estudos computacionais em um modelo tridimensional do olho humano portador de um melanoma de coróide e submetido a termoterapia transpupilar a laser.**

Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2020. 128 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

GENETICS HOME REFERENCE. **Retinitis pigmentosa: MedlinePlus Genetics.**

Disponível em: <<https://medlineplus.gov/genetics/condition/retinitis-pigmentosa/#references>>. Acesso em: 24 jun. 2020.

GLASSTONE, SAMUEL; LAIDLER, KEITH J.; EYRING, H. **The Theory of Rate Processes.** First ed. [s.l.] McGraw Hill;, 1941.

GOKUL, C. K.; GURUNG, D. B.; ADHIKARY, P. R. **FEM Approach for Transient Heat Transfer in Human Eye.** Applied Mathematics, v. 04, n. 10, p. 30–36, 30 set. 2013.

HAMEL, C. **Retinitis pigmentosa.** Orphanet Journal of Rare Diseases, v. 1, n. 1, p. 40, 11 dez. 2006.

HENLE, K. J. **Arrhenius analysis of thermal responses.** p. 47–53, 1983.

HENRIQUES, F. C.; MORITZ, A. R. **Studies of Thermal Injury: I. The Conduction of Heat to and through Skin and the Temperatures Attained Therein. A Theoretical and an Experimental Investigation.** The American journal of pathology, v. 23, n. 4, p. 530–49, jul. 1947.

KLETEČKA, P. **Platina - Platinum.** Disponível em: <[https://pt.kle.cz/pt\\_BR/platina.html](https://pt.kle.cz/pt_BR/platina.html)>. Acesso em: 21 fev. 2021.

LAGENDIJK, J. J. W. **A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment.** Physics in Medicine and Biology, v. 27, n. 11, p. 1301–1311, 1982.

LAI, Y. L.; JONAS, A. M. **Rat model for hereditary retinal degeneration.** Advances in experimental medicine and biology, v. 77, p. 115–136, 1977.

LAZZI, G. **Thermal effects of bioimplants**. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 24, n. 5, p. 75–81, set. 2005.

LIN, T.; YUE, L.; HUMAYUN, M. S. **Retinal Prostheses: The ARGUS System**. National Academy of Inventors, v. 19, n. 4, p. 605–611, 2018.

MELO, J. R. F. DE. **Metodologia para desenvolvimento de geometria tridimensional de mama e seu uso na estimativa de parâmetros termofísicos usando imagens termográficas**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2019. 101 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

MENOTTI-RAYMOND, M.; DAVID, V. A.; SCHÄFFER, A. A.; STEPHENS, R.; WELLS, D.; KUMAR-SINGH, R.; O'BRIEN, S. J.; NARFSTRÖM, K. **Mutation in CEP290 discovered for cat model of human retinal degeneration**. Journal of Heredity, v. 98, n. 3, p. 211–220, maio 2007.

MOHAMMED, O. A. Z. **Sutureless Pars Plana Vitrectomy for Intraocular Foreign Bodies**. Ophthalmologica, v. 240, n. 3, p. 181–182, 1 out. 2018.

MOSKOWITZ, C. **Researchers Develop Bionic Contact Lens**. Disponível em: <<https://web.archive.org/web/20080121075039/http://www.foxnews.com/story/0,2933,323929,00.html>>. Acesso em: 29 nov. 2020.

NARASIMHAN, A.; JHA, K. K.; GOPAL, L. **Transient simulations of heat transfer in human eye undergoing laser surgery**. International Journal of Heat and Mass Transfer, v. 53, n. 1–3, p. 482–490, 15 jan. 2010.

NEELAKANTASWAMY, P. S.; RAMAKRISHNAN, K. P. **Microwave-induced hazardous nonlinear thermoelastic vibrations of the ocular lens in the human eye**. Journal of Biomechanics, v. 12, n. 3, p. 205–210, 1979.

NG, E. Y. K.; OOI, E. H. **Ocular surface temperature: A 3D FEM prediction using bioheat equation**. Computers in Biology and Medicine, v. 37, n. 6, p. 829–835, jun. 2007.

NIH. **Retinitis Pigmentosa | National Eye Institute**. Disponível em: <<https://www.nei.nih.gov/learn-about-eye-health/eye-conditions-and-diseases/retinitis-pigmentosa>>. Acesso em: 15 out. 2020.

NOVARTIS. **O que é degeneração macular relacionada à idade (DMRI)? - Doenças da visão**. Disponível em: <<https://saude.novartis.com.br/doencas-da-visao/o-que-e-degeneracao-macular-relacionada-a-idade-dmri/>>. Acesso em: 29 nov. 2020.

OLIVEIRA, C. DE. **Análise computacional do dano térmico em tumor de coroide de uma paciente jovem durante terapia transpupilar a laser**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2020. 103 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

OOI, E. H.; ANG, W. T.; NG, E. Y. K. **A boundary element model of the human eye undergoing laser thermokeratoplasty**. *Computers in Biology and Medicine*, v. 38, n. 6, p. 727–737, jun. 2008.

OOI, E. H.; NG, E. Y. K. **Ocular temperature distribution: A mathematical perspective**. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 9, n. 2, p. 199–227, 21 jun. 2009.

OPENSHAW, A.; BRANHAM, K.; HECKENLIVELY, J. **Understanding Retinitis Pigmentosa**. Ann Arbor: [s.n.].

OPIE, N. L. **Thermal Safety of a Retinal Prosthesis**. The University of Melbourne, 2011. 320 p. Thesis (Department of Electrical and Electronic Engineering).

OPIE, N. L.; BURKITT, A. N.; MEFFIN, H.; GRAYDEN, D. B. **Heating of the eye by a retinal prosthesis: Modeling, cadaver and in vivo study**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 59, n. 2, p. 339–345, fev. 2012.

OSSES, J. **O método de volumes finitos**. Disponível em: <<https://www.esss.co/blog/o-metodo-de-volumes-finitos/>>. Acesso em: 25 jun. 2020.

PETERSON J. B.; DOIDGE, N.; VAN SCIVER, E. **12 Rules for Life: An Antidote to Chaos**. Random House Canada, Jan. 2018.

PRINCE, J. H.; DIESEM, C. D.; EGLITIS, I.; RUSKELL, G. L. **Anatomy and Histology of the eye and orbit in domestic animals**. Thomas Boo ed. Springfield: [s.n.].

RODRIGUES, E. B.; DE ÁVILA, M. P.; HESSE, L.; SCHANZE, T.; Kroll, P. **Implantes eletrônicos para restabelecimento da visão em cegos**. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, v. 67, n. 2, p. 359–369, 2004.

ROL, P.; FANKHAUSER, F.; GIGER, H.; DÜRR, U.; KWASNIEWSKA, S. **Transpupillar laser phototherapy for retinal and choroidal tumors: A rational approach**. Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, v. 238, n. 3, p. 249–272, 2000.

ROSA, A. **Retina: afinal, o que é essa parte do olho?** Disponível em: <<https://retinapro.com.br/blog/saude-dos-olhos/afinal-o-que-e-retina/>>. Acesso em: 14 out. 2019.

SANTOS, V. S. DOS. **Estrutura interna dos olhos**. Disponível em: <<https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/estrutura-interna-dos-olhos.htm>>. Acesso em: 14 out. 2019.

SILVA, G. M. L. L. DA. **Análise da biotransferência de calor nos tecidos oculares devido à presença de implantes retinianos através da utilização do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2004. 72 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica).

SILVA, J. D. DA. **Modelagem computacional dos efeitos da termoterapia transpupilar em tumores oculares através do método dos volumes finitos em malhas não estruturadas**. Pernambuco: Universidade Federal de Pernambuco, 2012. 174 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica).

SSMP. **Argus II Retinal Prosthesis System Surgeon Manual**. Los Angeles: [s.n.].

SSMP. **Argus II: the life-changing retinitis pigmentosa treatment**. Disponível em: <<https://second sight.com/discover-argus/>>. Acesso em: 24 jun. 2020.

STRONKS, H. C.; DAGNELIE, G. **The functional performance of the Argus II retinal prosthesis.** Expert Review of Medical Devices, v. 11, n. 1, p. 23–30, jan. 2014.

WESSAPAN, T.; RATTANADECHO, P. **Specific absorption rate and temperature increase in human eye subjected to electromagnetic fields at 900 MHz.** Journal of Heat Transfer, v. 134, n. 9, 1 set. 2012.

## APÊNDICE A – UDFs APLICADAS NO TRABALHO

### 1. *User-defined functions* utilizadas no presente trabalho.

Abaixo são apresentadas as UDFs utilizadas para inserir equações e variáveis no Ansys Fluent® buscando uma melhor definição e solução do problema. A UDF se divide em blocos chamados *DEFINE* os quais fornecem esta comunicação com o *mainframe* (FLUENT, 2003).

O primeiro bloco auxilia na inserção da potência volumétrica no implante. Sendo a potência e volume do implante descritos como constante, o termo *source* recebe o valor da divisão já na unidade desejada [W/m<sup>3</sup>]. Os blocos 2 e 3 seguem a mesma metodologia para inserir as equações de calor metabólico e perfusão sanguínea respectivamente.

O penúltimo bloco insere a função dano térmico na simulação. Como a função depende intrinsecamente da variação da temperatura em passos no tempo, este foi modificado para ser executado apenas no final de cada passo de tempo simulado. Para traduzir, a Equação 9 em código, foi realizada a sua discretização:

$$\Omega = \frac{R}{N_A \cdot h} \exp\left(1 + \frac{\Delta S}{R}\right) \sum_{t=0}^{t=t'} T(t) \cdot \exp\left(-\frac{\Delta E_{act}}{RT(t)}\right) \cdot \Delta t \quad (A.1)$$

Por conta de os valores constantes, da Equação A.1, possuírem alto valor numérico, os termos foram desmembrados para serem calculados separadamente e logo após unidos. Por fim, a soma do dano de cada poliedro da malha é armazenada em uma *User-defined Memory* (UDM). A memória extra é utilizada para armazenamento do dano para evitar que o cálculo principal sofra qualquer efeito proveniente do cálculo usado na UDF. Uma segunda UDM ainda é utilizada para calcular o tempo em que o dano passa a ser irreversível, ou seja, quando o resultado de A.1 passa a ser maior que o valor unitário.

Por fim, o último bloco calcula o fluxo de calor usado como condição de contorno para o olho humano. A parcela da Equação 5 que compila todos os termos de condução, convecção e radiação, são somados em cada ponto de superfície da córnea e da parte externa da esclera.

```

/*****
/*User-defined Function para adicionar ao Setup:
    -Blocos de potência volumétrica no implante, coróide and retina;
    -Bloco de execução ao final do passo no tempo para Dano térmico;*/
*****/

#include "udf.h"

DEFINE_SOURCE(potencia_source,c,t,dS,eqn)
{
    real source;
    real P = 36.6; //Potência [mW]
    real V = 4.783; //Volume do implante [mm³]

    /* source term */
    source = (P*1e-3)/(V*1e-9); //Potência volumétrica do implante [W/m³]
    dS[eqn]=0;

    return source;
}

DEFINE_SOURCE(coróide_source,c,t,dS,eqn)
{
    real source;
    real B = 35000;
    real Tb = 37 + 273.15;
    real T = C_T(c,t);

    /* Potência volumétrica da coróide [W/m³] */
    if (T<=(39+273.15))
    {
        source = -B*(T-Tb);
    }
    if ((T>(39+273.15)) && (T<=(44+273.15)))
    {
        source = -B*(1+0.8*(T-39))*(T-Tb);
    }
    if (T>(44+273.15))
    {
        source = -5*B*(T-Tb);
    }
    dS[eqn]=0;

    return source;
}

DEFINE_SOURCE(retina_source,c,t,dS,eqn)
{
    real source;
    real A = 10000;
    real B = 35000;
    real Tb = 37 + 273.15;
    real T = C_T(c,t);

    /* Potência volumétrica da retina [W/m³] */
    if (T<=(39+273.15))
    {

```

```

        source = A*pow(1.1, (T-Tb))-B*(T-Tb);
    }
    if ((T>(39+273.15)) && (T<=(44+273.15)))
    {
        source = A*pow(1.1, (T-Tb))-B*(1+0.8*(T-39))*(T-Tb);
    }
    if (T>(44+273.15))
    {
        source = A*pow(1.1, (T-Tb))-5*B*(T-Tb);
    }
    dS[eqn]=0;

    return source;
}

DEFINE_EXECUTE_AT_END(execute_at_end)
{
    Domain *d; /*declara um apontador de domínio, isto não passa de um
               argumento para definir a macro*/
    real R = 8.3144621; /*Constante universal dos gases [J*K^-1*mol^-1]*/
    real deltaE = 290000; /*Energia de ativação para o processo de
                          desnaturação [J*mol^-1]*/
    real Ca = 6.81e21; /*Primeira Metade da Constante Pre-exponencial
                      [K^-1*s^-1]*/
    real Cb = 1e20; /*Segunda Metade da Constante Pre-exponencial
                   [K^-1*s^-1]*/
    real deltat = CURRENT_TIMESTEP; /*Passo de tempo atual*/
    real tempo = CURRENT_TIME; /*Tempo atual [s]*/
    real temp, temp_M1, Da, Db, Dt, HalfExponenteTfunc, TStepXCPreXTemp;

    Thread *t;
    cell_t c;
    d = Get_Domain(1); /* Pega o domínio usando Fluent utility */

    /* Loop over all cell threads in the domain */
    thread_loop_c(t,d)
    {
        /* Computa a função dano térmico e armazena na user-defined memory
           (UDM)*/
        //UDM 0 -> Memória para armazenar integral Dano térmico
        //UDM 1 -> Memória extra para armazenar tempo em que o Dano térmico
                (UDM 0) ultrapassou o valor unitário
        begin_c_loop(c,t)
        {
            if (tempo == 0)
            {
                C_UDMI(c,t,0) = 0;
            }
            if (tempo > 0)
            {
                temp = C_T(c,t);
                if (temp >= (37+273.15))
                {
                    HalfExponenteTfunc = exp(-deltaE/(2*R*temp));
                    TStepXCPreXTemp = temp*deltat*Ca;
                    Da = TStepXCPreXTemp*HalfExponenteTfunc;
                    Db = Cb*HalfExponenteTfunc;
                    Dt = Da*Db;
                }
            }
        }
    }
}

```

```

        C_UDMI(c,t,0) = C_UDMI(c,t,0) + Dt;
    }
    if (C_UDMI(c,t,0) <= 1)
    {
        C_UDMI(c,t,1) = tempo;
    }
}
}
end_c_loop(c,t)
}

DEFINE_PROFILE(heat_flux_profile, t, i)
{
    face_t f;
    real hco = 10;           //Coef. de troca de calor por convecção com
    ambiente [W/(m^2*K)]
    real Temp = F_T(f, t); //Temperatura atual [K]
    real Tamb = 25 + 273.15; //Temperatura ambiente [K]
    real epsilon = 0.975;   //Emissividade []
    real sigma = 5.67e-8;   //Const. Stefan-Boltzmann [W/(m^2*K^4)]
    real E = 40;           //Tx. evaporação lacrimal [W/m^2]

    begin_f_loop(f, t)
    {
        F_PROFILE(f, t, i) = -(hco * (Temp - Tamb) + epsilon * sigma *
        (pow(Temp, 4) - pow(Tamb, 4)) + E);
    }
    end_f_loop(f, t)
}

```