

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA - FEMEC  
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ALEXANDRE MIGUEL COSTA BARCELOS

**ANÁLISE DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR DE TECIDOS DA REGIÃO DO  
PESCOÇO E DA GLÂNDULA TIREOIDE USANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS  
FINITOS**



UBERLÂNDIA/MG

2021

ALEXANDRE MIGUEL COSTA BARCELOS

**ANÁLISE DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR DE TECIDOS DA REGIÃO DO  
PESCOÇO E DA GLÂNDULA TIREOIDE USANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS  
FINITOS**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Gilmar Guimarães

UBERLÂNDIA/MG

2021

ALEXANDRE MIGUEL COSTA BARCELOS

**ANÁLISE DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR DE TECIDOS DA REGIÃO DO  
PESCOÇO E DA GLÂNDULA TIREOIDE USANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS  
FINITOS**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica, sob orientação da Prof. Dr. Gilmar Guimarães.

**Uberlândia, 11 de novembro de 2021.**

---

Prof. Dr Gilmar Guimarães (Orientador)

---

Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gabriela Lima Menegaz (Examinadora)

---

Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gabriela Costa de Oliveira (Examinadora)

UBERLÂNDIA/MG

2021

## RESUMO

A tireoide é uma glândula neuroendócrina localizada imediatamente abaixo da laringe em ambos os lados da traqueia. É uma estrutura formada por dois lobos, o esquerdo e o direito, que se juntam mediante o istmo tireóideo. Essa glândula está localizada no pescoço, muitas vezes em forma de borboleta logo abaixo do que se conhece como pomo de Adão. Funcionalmente, a tireoide regula o metabolismo do corpo e a sensibilidade frente a outros hormônios, ajudando a manter a pressão sanguínea, o ritmo cardíaco, e o tônus muscular. O câncer de tireoide é um problema de saúde pública e possui maior incidência e mortalidade dentro da população feminina. A detecção precoce do câncer de tireoide é essencial para redução da morbidade e mortalidade associadas a esta doença. Alguns dos métodos usados para detecção dos tumores tireoidianos são a ultrassonografia, exame mais usado e recomendado, a tomografia computadorizada, ressonância magnética e o PET (tomografia por emissão de pósitrons). Os métodos apresentam vantagens e desvantagens, como emissão de radiação, dependência do operador para análise dos resultados, alto custo e produção de rejeitos radioativos. O objetivo principal deste trabalho é verificar estudos sobre a aplicação de métodos baseados na termografia para detecção de tumores e aplicar os métodos da termografia em simulações numéricas térmicas usando o software COMSOL® em um modelo de geometria simplificada da tireoide. Foram simulados modelos de tecidos saudáveis e tecidos com tumor, para realizar a avaliar o comportamento térmico dessas estruturas. Futuramente, espera-se que essa técnica possa ser aplicada como uma técnica auxiliar já existentes na identificação de tumores tireoidianos. A aplicação do método da termografia que utiliza a verificação de variações de temperaturas na superfície do modelo, atuando neste projeto com um resfriamento, permite o monitoramento das mudanças de temperaturas e a consequente detecção do tumor. A detecção dos tumores torna-se possível devido ao resfriamento do corpo durante um certo período que provoca uma diferença de temperatura superficial da pele do pescoço considerável quando comparado os modelos com a presença de tumor e o modelo saudável. O método da termografia com aplicação de um resfriamento propostos apontaram, preliminarmente, uma maior sensibilidade da técnica a inclusões maiores na tireoide.

---

*Palavras-chave:* Glândula tireoide, Tumor, Termografia, COMSOL®, Resfriamento, Temperatura.

## ABSTRACT

The thyroid is a neuroendocrine gland located just below the larynx on either side of the trachea. It is a structure formed by two lobes, the left and the right, which join through the thyroid isthmus. This gland is located in the neck, often in a butterfly shape just below what is known as the Adam's apple. Functionally, the thyroid regulates the body's metabolism and sensitivity to other hormones, helping to maintain blood pressure, heart rate, and muscle tone. Thyroid cancer is a public health problem and has a higher incidence and mortality in the female population. Early detection of thyroid cancer is essential to reduce morbidity and mortality associated with this disease. Some of the methods used to detect thyroid tumors are ultrasound, the most used and recommended exam, computed tomography, magnetic resonance imaging and PET (positron emission tomography). The methods have advantages and disadvantages, such as radiation emission, dependence on the operator to analyze the results, high cost and production of radioactive waste. The main objective of this work is to verify studies on the application of thermography-based methods for tumor detection and to apply thermography methods in numerical thermal simulations using COMSOL® software in a simplified geometry model of the thyroid. Models of healthy tissues and tissues with tumor were simulated in order to evaluate the thermal behavior of these structures. In the future, it is expected that this technique can be applied as an auxiliary technique that already exists in the identification of thyroid tumors. The application of the thermography method that uses the verification of temperature variations on the surface of the model, acting in this project with a cooling, allows the monitoring of temperature changes and the consequent detection of the tumor. The detection of tumors becomes possible due to the cooling of the body during a certain period, which causes a considerable difference in the surface temperature of the neck skin when compared to the models with the presence of tumor and the healthy model. The proposed method of thermography with application of cooling pointed out, preliminarily, a greater sensitivity of the technique to larger inclusions in the thyroid.

---

*Keywords: Thyroid Gland, Tumor, Thermography, COMSOL®, Cooling, Temperature.*

## Sumário

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>7</b>
<b>2 JUSTIFICATIVA.....</b>	<b>11</b>
<b>3 OBJETIVO GERAL.....</b>	<b>12</b>
<b>3.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....</b>	<b>12</b>
<b>4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>13</b>
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>16</b>
<b>5.1 GEOMETRIA DO MODELO .....</b>	<b>16</b>
<b>5.2 PROPRIEDADES TÉRMICAS DOS MATERIAIS.....</b>	<b>19</b>
<b>5.3 ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA DA MALHA .....</b>	<b>19</b>
<b>5.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO.....</b>	<b>23</b>
<b>6 RESULTADOS.....</b>	<b>26</b>
<b>6.1 MODELO SAUDÁVEL.....</b>	<b>26</b>
<b>6.2 MODELO DEFORMADO SEM TUMOR.....</b>	<b>30</b>
<b>6.3 MODELO DEFORMADO COM TUMOR PEQUENO .....</b>	<b>35</b>
<b>6.4 MODELO DEFORMADO COM TUMOR GRANDE.....</b>	<b>40</b>
<b>6.5 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS.....</b>	<b>45</b>
<b>6.5.1 SUPERFÍCIE.....</b>	<b>45</b>
<b>6.5.2 PONTO 1.....</b>	<b>47</b>
<b>6.5.3 PONTO 2.....</b>	<b>49</b>
<b>6.5.4 PONTO 3.....</b>	<b>51</b>
<b>6.5.5 PONTO 4.....</b>	<b>53</b>
<b>6.5.6 PONTO 5.....</b>	<b>54</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>59</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Câncer é o termo utilizado para denominar mais de 100 diferentes tipos de doenças malignas em que ocorre o crescimento desordenado de células anormais com potencial invasivo, que podem invadir tecidos vizinhos ou órgãos distantes. O câncer surge de uma mutação genética, ou seja, de uma alteração no DNA da célula, que passa a receber instruções erradas para suas devidas atividades. Os diferentes tipos de câncer correspondem aos vários tipos de células do corpo, o processo de formação do câncer é chamado de carcinogênese ou oncogênese e, geralmente, acontece lentamente, podendo levar vários anos para que uma célula cancerosa se prolifere e dê origem a um tumor visível. Os efeitos cumulativos de diferentes agentes cancerígenos são responsáveis pelo início, promoção, progressão e inibição do tumor (INCA, 2020).

O Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), órgão brasileiro auxiliar do Ministério da Saúde, estimou que no ano de 2020 ocorreriam 626030 novos casos de câncer no Brasil, sendo que desses 309750 afetariam homens e 316.280 mulheres. Os cinco tipos de câncer mais acometem os homens são: próstata (65.840), cólon e reto (20.540), traqueia, brônquio e pulmão (17.760), estômago (13.360) e cavidade oral (11.200). Para as mulheres brasileiras os tipos de câncer mais comuns são: mama feminina (66.280), cólon e reto (20.470), cólon do útero (16.710), traqueia, brônquio e pulmão (12.440) e glândula tireoide (11.950) (INCA 2020).

O câncer de tireoide é o mais comum da região da cabeça e pescoço e afeta três vezes mais as mulheres do que os homens. Pela mais recente estimativa brasileira, feita em 2018, é o quinto tumor mais frequente entre as mulheres nas regiões Sudeste e Nordeste, sem considerar o câncer de pele não-melanoma. A estimativa mais recente de novos casos no Brasil é de 13.780 novos casos, 1.830 sendo homens e 11.950 mulheres (INCA, 2020).

Os riscos de desenvolver um tumor de tireoide aumentam naqueles indivíduos que apresentam um histórico de exposição a irradiação, tenham sido submetidos à radioterapia, do pescoço, história pessoal de bócio e nódulo tireoidiano e histórico familiar. Outros fatores de exposição, tais como a dieta pobre em iodo, tabagismo e consumo de álcool tem sido investigado, porém, as evidências sobre a influência na determinação do câncer de tireoide são menos consistentes. A detecção precoce do câncer é uma estratégia para encontrar o tumor numa fase inicial e, assim, possibilitar melhor resultados nos tratamentos.

A detecção pode ser feita por meio de exames laboratoriais, clínicos ou radiológicos de pessoas com sintomas e sinais sugestivos da doença (INCA, 2020). Entre os sistemas de imagens existentes e disponíveis no mercado para diagnóstico de câncer de tireoide, a

ultrassonografia é o exame mais usado e recomendado (Wesley, et al 2013; Haugen, 2016; et al Remonti, 2015). Além dessa, outras técnicas de imagens são usadas na detecção do câncer de tireoide. Algumas delas são: tomografia computadorizada, ressonância magnética, PET (pósitron emission tomography), imagens baseadas em impedância elétrica e termografia, mas essas são raramente indicadas na avaliação do nódulo tireoidiano (Wesley, et al 2013). Se o exame físico inicial, a ultrassonografia e os testes de laboratório não forem suficientes para descartar a malignidade do nódulo, pode ser indicada a realização da biópsia.

A ultrassonografia com o uso de transdutores lineares de alta frequência, 7,5 a 16 MHz, é o método de imagem mais escolhido para avaliação dos nódulos da tireoide. A PET permite obter imagens de alta qualidade, porém, as doses de raios X a que são submetidos os pacientes durante o exame são elevadas, causando-lhes efeitos negativos em longo prazo, como o aumento da probabilidade de câncer (Mathews, et al 2013; Brenner, 2007). A ressonância magnética, é economicamente cara, não sendo usada na avaliação inicial do nódulo, sendo raro as vezes que se indica com esse objetivo (Bomeli, 2010).

Em geral, humanos e animais possuem sistema de regulação térmica que utiliza processos fisiológicos para regular a temperatura corporal em relação ao ambiente circundante (Ring, 2010). A temperatura corporal é um indicador da saúde humana (Houdas, 1982; Ring, 2007). Em muitas doenças a temperatura corporal normal é seriamente afetada (Tan, 2009). A termografia tem sido aplicada na determinação de problemas circulatórios, avaliação da resposta do organismo à medicação, estudo e diagnóstico de diversas doenças (Lahiri, 2012; Ring, 2012), detecção de diversos cânceres, incluindo tumores mamários (Bezerra, 2007; Silva, 2016), entre outros.

A termografia não utiliza radiação ionizante ou outro processo invasivo, portanto, o exame não apresenta dano ou risco algum ao paciente. É um exame funcional, ou seja, provê informações fisiológicas do funcionamento normal ou anormal dos sistemas vascular, sensorial e nervoso simpático, bem como de processos inflamatórios (Amalu, 2008; Head, 2002), tendo um custo extremamente mais baixo quando comparado com outros exames. As desvantagens da técnica são a alta dependência do operador para a interpretação das imagens e a limitação de indicação da posição exata da profundidade de uma lesão.

A imagem térmica tem apresentado resultados promissores no diagnóstico de tumores malignos de mama. Afirma-se que esta técnica pode detectar câncer de mama em estágios iniciais. Keyserlingk (1998) e Gros (1980) estudaram os termógrafos para detecção de câncer de mama pertencentes a 58 mil casos e mostraram que a técnica de termografia tem sensibilidade de 90 % na detecção de tumores de mama. Keyserlingk, (1998) usaram a técnica



de imagem térmica em 100 pacientes que sofriam de câncer de mama em estágio I ou II. Os resultados de seu estudo mostraram que a precisão da detecção de tumor apenas da técnica de termografia é de 83 %, enquanto a precisão do exame clínico e da mamografia é de 61 % e 66 %, respectivamente. Ao combinar a termografia com mamografia e exame clínico, a precisão da detecção aumentou para 98 %

A tireoide normalmente não aparece no termograma. É um órgão simétrico, suficientemente superficial o qual, através da pele, emite calor facilmente detectável quando em hipermetabolismo de nódulos ou de toda a glândula (Weber, 1979). Nos anos 70 foram adotados critérios térmicos para se diagnosticar a malignidade dos nódulos através da avaliação da forma da tireoide, do padrão vascular e do cálculo do diferencial de temperatura da porção nodular com a porção normal da glândula. Estudos comparativos com cintilografia e ultrassonografia, segundo Rocchi (1978), identificaram, em 83,9 % dos casos, cânceres de tireoide, através de um diferencial de temperatura maior de 1 °C. Naja et al, em 1975, encontraram apenas 4 % de cânceres de tireoide em tumores com diferencial de temperatura menor que 1 °C e 100 % quando maior de 3 °C. Em outro estudo, em 1978, concluíram que a termografia resultava em 6,75 % de falsos positivos e 15 % de falsos negativos. Esses estudos realizados até a década de 1980 têm como fator limitante a baixa qualidade dos equipamentos termográficos usados.

Alves e colaboradores estudaram a utilidade da termografia na seleção de nódulos tireóideos para indicação cirúrgica (Alves, 1988). Foram examinados 110 pacientes (92 mulheres e 18 homens) e 124 nódulos (98 nódulos únicos e 12 múltiplos). Dos 124 nódulos, 100 tinham sido classificados cintilograficamente como hipofuncionantes e o resto hiperfuncionantes, sendo que 16 dos hipofuncionantes e dois dos hiperfuncionantes foram malignos. Esse estudo está baseado em termografia infravermelha estática, ou seja, a análise de um termograma quando o paciente está em equilíbrio térmico com o ambiente. Cada exame demora 15 minutos, dependendo da quantidade de nódulos apalpados. Para isso foi usado por equipamento um sistema termográfico digital de formação de imagens de 46 termografia Philips modelo 9814.1105009, baseado nas técnicas mais recentes de termografia e formação de imagens na época. Nesse sistema, a imagem térmica é captada por um conjunto de espelhos da câmara receptora, refletidos aos detectores e transformados em sinais elétricos, sendo filtrado, ampliado e conduzido até um osciloscópio através de circuitos de alta voltagem, formando uma imagem colorida constituída por  $5 \times 10^4$  pontos.

Simulações computacionais que utilizam Método de Elementos Finitos (MEF) permitem o aumento da capacidade de processamento de dados, podendo auxiliar na

modelagem numérica de geometrias complexas e com propriedades térmicas e mecânicas variadas. Neste método, um problema formulado em um domínio contínuo é subdividido em elementos de dimensões finitas, chamados de elementos finitos, interconectados através de um número reduzido de pontos, denominado nós. O comportamento de cada elemento é arbitrariamente aproximado, com a condição de que a malha de elementos apresente um comportamento como o modelo contínuo original, permitindo a obtenção de soluções aproximadas para diversos problemas, na área médica o MEF tem ampla utilização para avaliação do comportamento biomecânico de tecidos biológicos.

Neste projeto, é proposto o estudo numérico da detecção de inclusões, que simulam os tumores, aplicando condições similares ao teste utilizado o método de termografia em modelos de geometria, simulando os tecidos do pescoço e a tireóide. Foi imposta uma condição de resfriamento externo aos modelos e adquiridos os valores de temperatura da superfície. Avaliaram-se os efeitos na detecção causados pelas alterações de parâmetros como, a geometria e as dimensões do tumor. Os resultados dos modelos com a glândula tireoide deformada foram comparados ao modelo saudável, sem a presença de tumor.

## **2 JUSTIFICATIVA**

A metodologia propõe a validação de modelagem matemático-computacional da detecção de inclusões em modelos da região do pescoço e da glândula tireoide. A nova metodologia apresenta potencialidade para ser usada na área médica para detecção e diagnóstico de tumores na tireoide, sem a emissão de radiação e sem causar desconforto aos pacientes submetidos ao exame. Diante da elevada incidência de pessoas com câncer de tireoide, a necessidade de detecção precoce é fundamental para a diminuição da mortalidade, sendo de significativa importância a continuidade do desenvolvimento da metodologia proposta por este trabalho.

As técnicas numéricas contam com a experiência e com o suporte técnico do Laboratório de Transferência de Calor: Modelagem e Experimento (LTCME).

### 3 OBJETIVO GERAL.

O objetivo principal é realizar simulações numéricas térmicas aplicando o método da termografia no software COMSOL® em um modelo de geometria simplificada da tireoide, considerando um modelo saudável e um com presença de tumor.

#### 3.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Fazer a revisão bibliográfica estudos sobre o câncer de tireoide, sobre a aplicação de métodos baseados na termografia para detecção de tumores e trabalhos que aplicaram o método de elementos finitos para simulação de tumores na glândula da tireoide utilizando a transferência de calor em tecidos biológicos:
- Desenvolver um modelo do pescoço humano no SolidWorks® para realização das simulações numéricas;
- Simulação numérica em regime permanente e transiente dos tecidos do pescoço e glândula tireoide em um modelo considerado saudável;
- Simulação numérica em regime permanente e transiente dos tecidos do pescoço e glândula tireoide em um modelo com a glândula tireoide deformada sem a presença de tumor;
- Simulação numérica em regime permanente e transiente dos tecidos do pescoço e glândula tireoide em um modelo com a glândula tireoide deformada com um tumor considerado pequeno;
- Simulação numérica em regime permanente e transiente dos tecidos do pescoço e glândula tireoide em um modelo com a glândula tireoide deformada com um tumor grande;
- Avaliar numericamente os efeitos do resfriamento da superfície da pele do pescoço para a detecção de tumores da glândula tireoide;
- Avaliar numericamente a influência da deformação na glândula tireoide.

#### 4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O mecanismo de condução de calor representa a maior parcela da transferência de calor no interior do tecido, enquanto os mecanismos de convecção e radiação estão relacionados com a taxa de calor recebida ou perdida para o ambiente. A transferência de calor por convecção ocorre na superfície da pele. O fluido em movimento imediatamente adjacente à pele, que se encontra a uma temperatura diferente em relação ao mesmo, forma uma fina região desacelerada denominada camada limite. O calor é transferido da superfície para a camada limite e desta para a corrente de fluido mais afastado. O sentido da transferência de calor depende de qual região encontra-se em maior temperatura (Rodrigues, 2017).

A taxa metabólica média, ou taxa de gasto energética diária, é a taxa metabólica registrada ao longo do dia de um ser vivo em seu habitat natural, se comportando normalmente, sem excessos de exercícios físicos. O sistema circulatório desempenha uma função importante no transporte de energia térmica em todos os tecidos e é o principal mecanismo de controle do sistema termorregulador, além de influenciar no comportamento da temperatura transitória juntamente com a condutividade térmica dos tecidos. A dificuldade de analisar a transferência de energia térmica nos tecidos vivos pode ser atribuída à complexidade do sistema vascular composto por uma rede de ramificações de artérias e veias com variação de tamanho e orientação, sua resposta térmica diante dos efeitos externos e internos e ao pequeno tamanho (escala de comprimento) envolvido nas microvasculaturas (González, 2007).

Em diversas situações, a análise da transferência de calor muitas vezes leva em consideração a troca térmica transiente e espacial, tanto na superfície da pele quanto no interior dos organismos biológicos, as variações na taxa de fluxo sanguíneo, a arquitetura vascular e as variações nas propriedades térmicas (Shih, et al 2007).

Especificamente, a transferência de calor em uma determinada região do corpo humano depende de diversos parâmetros termofísicos, entre os quais se destacam os seguintes: (1) taxa do fluxo sanguíneo nos vasos da região em estudo, (2) direção do escoamento do sangue, (3) o metabolismo, (4) a condução de calor no tecido, (5) a transferência de calor por convecção entre o sangue e os tecidos, e (6) interação da superfície da pele com o exterior por convecção e radiação (Xuan, 2004).

Metabolismo é o nome dado à série de reações químicas que acontecem nas células e que libertam calor. Isto provoca a geração de calor metabólico e deve ser considerado nos processos de modelagem e simulação

A transferência de calor em tecidos biológicos é um fenômeno de alta complexidade devido à grande influência da circulação sanguínea e do calor gerado pelo metabolismo celular.

Essa interação entre vasculatura e tecido biológico é estudada há mais de um século (Lakhssassi; Kengne; Semmaoui, 2010). O primeiro modelo que leva em consideração o metabolismo, a circulação sanguínea, condução e fontes externas de calor foi proposta por Pennes em 1948 (Pennes, 1948).

Harry H. Pennes (Pennes, 1948) desenvolveu a equação de biotransferência de calor (BHTE) baseada em uma investigação experimental do antebraço humano. Para isso, realizou uma análise quantitativa da relação entre as temperaturas do sangue arterial e do tecido humano. Pennes mediu a temperatura do tecido e do sangue arterial braquial para que a aplicabilidade da teoria da condução de calor, em termos da geração de calor metabólico e caudal volumétrico do sangue por unidade de volume de tecido, pudesse ser avaliada (Wissler, 1998).

A equação de Pennes é obtida a partir do balanço total de energia considerando o seu armazenamento, a taxa de energia interna, a condução de calor, a convecção dentro e fora do meio, e a geração local de calor. Ao mesmo tempo, nesta equação, foram desprezados efeitos químicos e elétricos. O campo de temperaturas é obtido para um meio biológico homogêneo, sólido e linear com propriedades térmicas isotrópicas (iguais em todas as direções). O balanço de energia assume que o fluxo sanguíneo dentro do tecido é não-direcional a nível capilar, isto é, os capilares são assumidos como orientados com respeito às suas conexões arteriais e venosas. A troca de calor convectiva é assumida ocorrer apenas no sistema capilar (Bowman, 1985). Pennes agregou a influência da perfusão sanguínea como proporcional à diferença entre a temperatura arterial e a temperatura de um ponto do tecido.

Segundo (Wissler, 1998), uma característica importante da equação de Pennes é que o equilíbrio de energia térmica, sob o ponto de vista microscópico do tecido sob perfusão é linear, o que permite a análise por vários métodos comumente utilizados para resolver a equação de condução de calor.

Após o estudo de Pennes (em 1948) e à medida que foi sendo usada sua equação em diversos sistemas biológicos, uma ampla variedade de modelos foi proposta para descrever de maneira mais realista o processo de biotransferência de calor. Estes novos modelos, apesar de possuírem um maior rigor na análise matemática, também possuem maior complexidade e pouca generalidade.

Existem diversos trabalhos na literatura que utilizam simulações numéricas para estudar a identificação de tumores mamários. O trabalho de Mitra e Balaji (2010) utilizou o software COMSOL® para determinar a posição e o tamanho de um tumor esférico usando temperaturas simuladas obtidas na superfície de um modelo mamário esférico. Das e Mishra (2015) relataram um estudo numérico referente à estimativa simultânea de tamanho, localização

radial e localização angular de um tumor maligno em uma mama humana tridimensional, obtendo os perfis de temperatura com a resolução da equação de biotransferência de calor de Pennes. Figueiredo (2018) propôs em seu trabalho uma metodologia baseada no uso de correlações de temperaturas superficiais da pele da mama para detectar a origem da fonte de calor (metabolismo anormal de um câncer). A influência das propriedades e parâmetros termofísicos foram analisadas, mostrando que o conhecimento prévio das características do tumor não é necessário para a detecção do seu centro. Inicialmente, a estimativa da localização do câncer foi realizada usando termografias simuladas no software comercial COMSOL® a partir de uma geometria tridimensional hemisférica da mama.

Jim e colaboradores apresentam um estudo para fazer uma caracterização fisiopatológica da glândula tireoide humana em condições de hipermetabolismo, simulando a biotransferência de calor com o método dos elementos finitos no software Fluent versão 6.3 (Jin, et al 2014-a). Os autores consideram como órgãos primários dentro do pescoço à glândula tireoide, a traqueia, as veias jugulares internas, e as artérias carótidas comuns. Foi construída uma geometria tridimensional aproximada do pescoço com o uso do software comercial Materialise Mimics versão 10.01 a partir da segmentação dos órgãos primários e dos limites do pescoço em imagens de ressonância magnética (RM). Para maior simplicidade do modelo, os autores assumiram que o pescoço, exceto os órgãos primários, estaria formado por tecido muscular.

Em (Bahramian e Mojra 2017) é apresentado um estudo que tem como objetivo construir um modelo tridimensional real do pescoço humano e dos tecidos internos, incluindo principalmente a glândula tireoide, com base em imagens de tomografia computadorizada (TC) de um paciente para analisar a transferência de calor no pescoço humano.

Conceição (2014) apresentou uma análise computacional da distribuição do campo de temperatura na região cervical ao redor da tireoide com e sem a presença de um tumor. Foram consideradas duas geometrias do pescoço e três variantes possíveis: 1) geometria com deformação no lobo esquerdo da tireoide para simular uma tireoide com câncer, 2) geometria com a mesma deformação, mas sem câncer, e 3) geometria sem deformação e sem câncer.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1 GEOMETRIA DO MODELO

O modelo tridimensional para o estudo em questão foi composto por um modelo com geometria similar ao pescoço humano, mostrado na Figura 1 (ACS, 2016). Esta geometria proposta visa representar o mais próximo da realidade do que seria a tireoide humana e o que envolve a parte frontal, até a superfície da pele no pescoço, baseado no modelo feito por Conceição (2014). As formas geométricas do pescoço e órgãos de interesse que foram construídos consideram a imagem de um ser humano médio, como mostra a Figura 2 (REHER). Esse corte transversal do pescoço usado em Conceição (2014) corresponde à parte frontal do pescoço na região para melhor visualização de toda a glândula tireoide.

Figura 1 – Anatomia da superfície do pescoço humano (ACS, 2016).

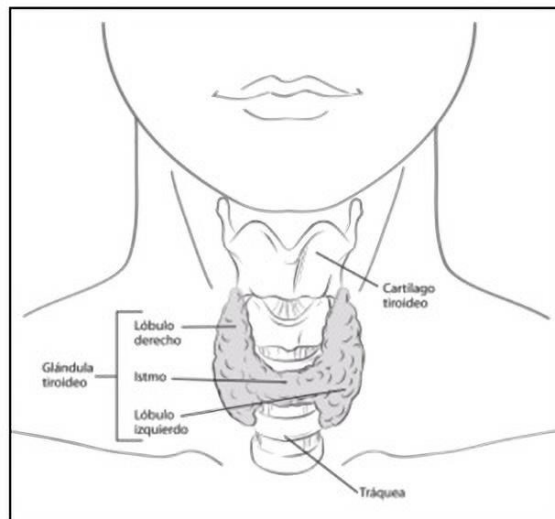
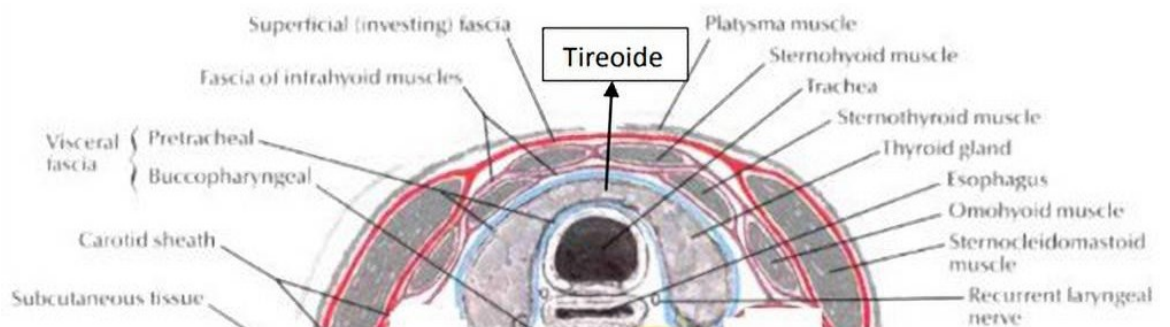


Figura 2 – Corte transversal usado em Conceição (2014) para modelagem da geometria (REHER).





Assim, foi realizada a simulação de um tecido saudável, sem tumor, e a simulação com deformação e com tumor. Em ambos os casos foram feitas aproximações para que o modelo fosse o mais simples possível para simulação. Por exemplo, foi ignorado a existência de alguns vasos sanguíneos importantes como a veia jugular e artéria carótida, o que poderia gerar diferença de temperatura na região. Um modelo geométrico simplificado foi desenvolvido no SolidWorks para cada uma das aplicações como mostra a Fig 3 (o modelo saudável), Fig 4 (modelo deformado sem tumor) e a Fig 5 (modelo deformado e com tumor).

Figura 3 – Geometria tridimensional do pescoço humano saudável.

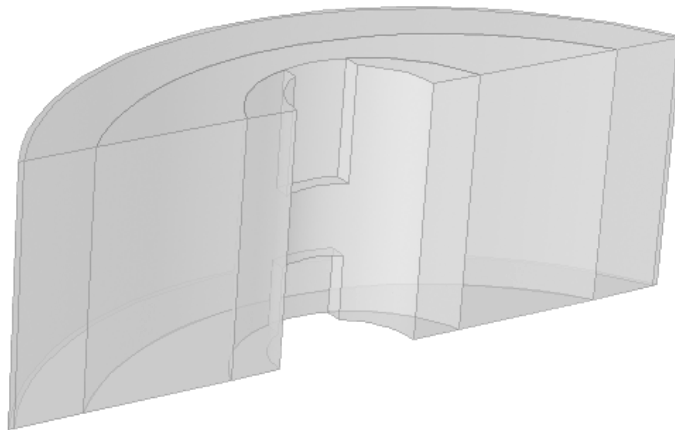


Figura 4 – Geometria tridimensional do pescoço humano deformado e sem tumor.

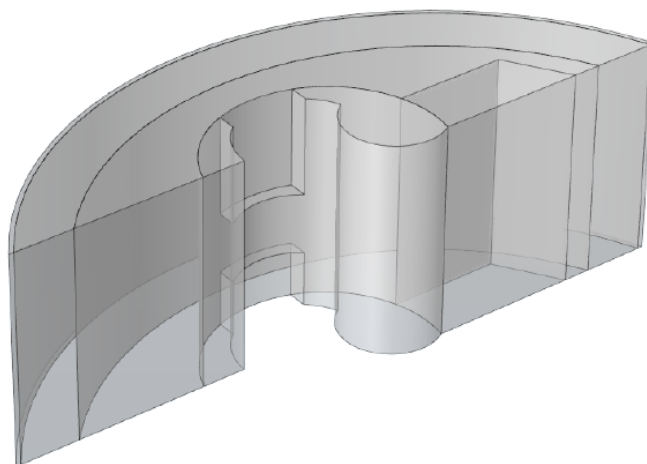
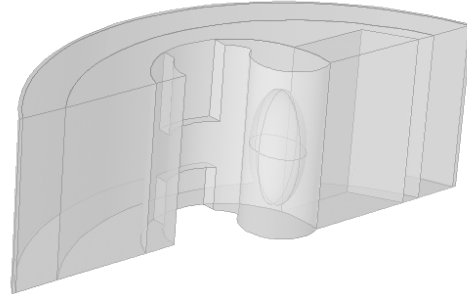


Figura 5 – Geometria tridimensional do pescoço humano deformado e com tumor:  
(A) Tumor pequeno; (B) Tumor grande.



A geometria usada na simulação, Fig. é constituída de uma camada de pele (preto) de 1 mm de espessura, camada de gordura (amarelo) com espessura de 12 mm, camada de músculo (vermelho) e glândula tireoide (roxo). A composição do modelo pode ser observada na Fig. 6. O tumor maligno, Figura 7, foi simulado por uma elipsoide, inicialmente, de semieixos definidos por  $a = 0,003$  m.  $b = 0,0075$  m e  $c = 0,004$  m, posicionado dentro da glândula tireoide, e no segundo caso com o dobro de tamanho,  $a = 0,006$  m.  $b = 0,015$  m e  $c = 0,004$  m, testando um tumor mais desenvolvido (Conceição, et al 2014). A geometria tem como intenção representar o tamanho de um tumor em um estágio não muito avançado de uma forma que ainda não seria perceptível a sua presença de forma visual.

Figura 6 – Identificação de cada camada na geometria do pescoço deformado.

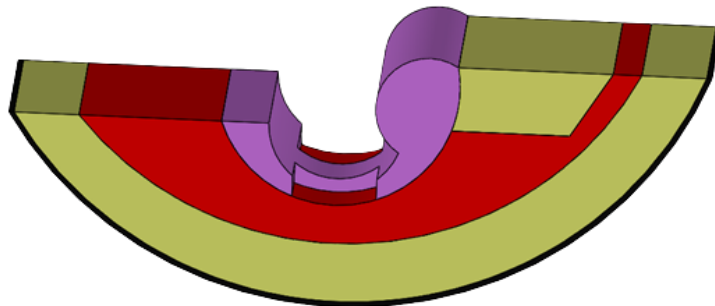


Figura 7 – Geometria para simulação do tumor.



## 5.2 PROPRIEDADES TÉRMICAS DOS MATERIAIS

As propriedades térmicas nos modelos numéricos para as simulações do pescoço humano foram baseadas no trabalho de Conceição (2014) que retirou os dados da fundação de pesquisa Itis Foundation (2013), um dos principais órgãos de pesquisa sem fins lucrativos dedicado a melhorar a qualidade de vida e saúde das pessoas. A Tabela 1 mostra as propriedades térmicas usadas no modelo numérico.

Tabela 1 – Propriedades térmicas usadas no modelo (Conceição, 2014).

<b>Propriedades dos materiais</b>	<b>Pele</b>	<b>Gordura</b>	<b>Músculo</b>	<b>Tireoide</b>	<b>Tumor</b>	<b>Sangue</b>
Condutividade térmica, $k$ [W/mK]	0,37	0,21	0,49	0,52	0,89	0,52
Calor específico, $c$ [J/kgK]	3391	2348	3421	3609	3770	3617
Massa específica, $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	1109	911	1090	1050	1050	1050
Geração de calor, $Q_{met}$ [W/m <sup>3</sup> ]	1829,85	464,61	1046	91455	2455386,6	
Taxa de perfusão, $w_p$ [1/s]	0,00196	0,000501	0,000708	0,098	0,465	
Temperatura, $T$ [°C]	37	37	37	37	37	

## 5.3 ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA DA MALHA

Em modelagens utilizando o método dos elementos finitos (MEF) à medida que a malha se torna mais refinada, geralmente, resulta em uma solução cada vez mais precisa, porém o tempo de simulação aumentam gradativamente também, o que proporciona mais custos computadores com maior capacidade de processamento para realização das simulações. Por isso, faz-se necessário uma análise de convergência de malha permitindo se obter uma solução mais precisa com uma malha suficientemente densa, mas sem o uso excessivo de recursos computacionais para as simulações do projeto.

Nesse sentido foram feitas simulações para quatro malhas, pré-definidas no software COMSOL, para geometria mais simples simulada, tecido saudável, e para geometria mais complexa que é o modelo deformado com o maior tumor, as malhas testadas foram: Normal (Figura 8); Fina (Figura 9); Extrafina (Figura 10); Extremamente fina (Figura 11).

Figura 8 – Malha normal: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande.

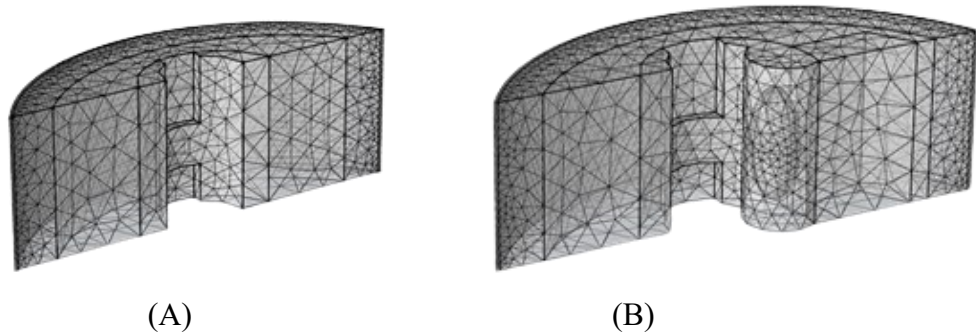


Figura 9 – Malha fina: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande.

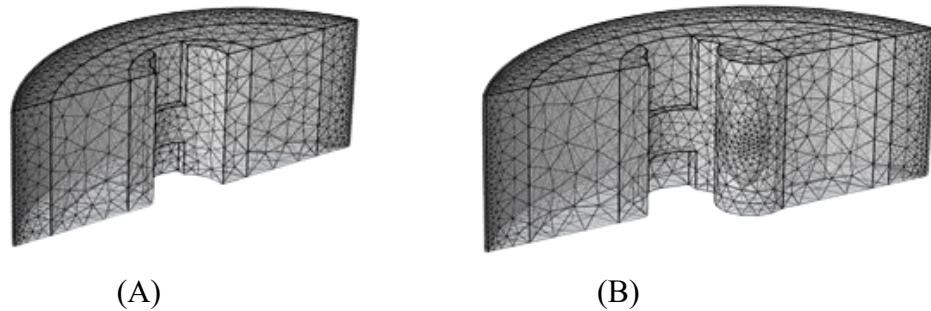


Figura 10 – Malha extrafina: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande.

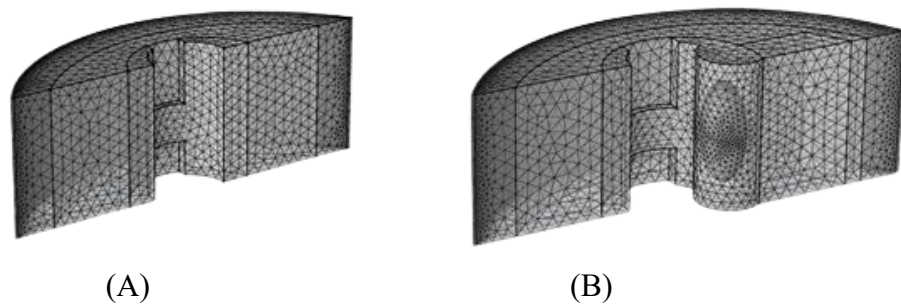
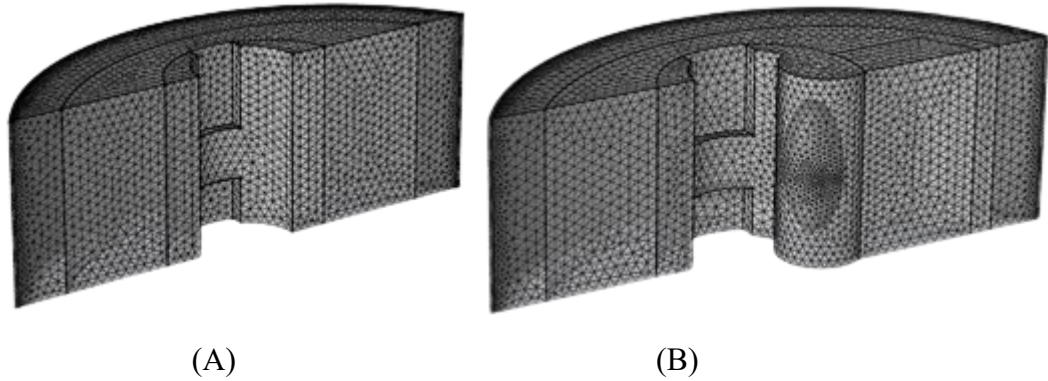
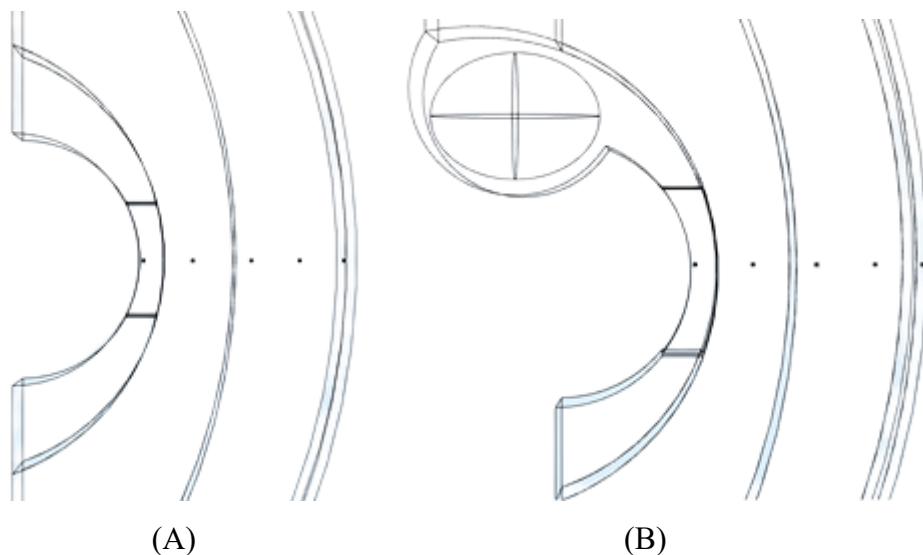


Figura 11 – Malha extremamente fina: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande.



Na simulação de cada malha, para ambas as geometrias, foram selecionados pontos de controle para análise de convergência da malha, os valores de temperatura dos cinco pontos ao longo de uma linha passando desde a tireoide, parte mais interna de cada geometria, até a pele, parte mais externa, como mostra a Figura 12.

Figura 12. Localização dos pontos de controle das malhas: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande.



Os valores de temperaturas obtidos em cada um dos pontos de controle são mostrados na Tabela 2 para o modelo sem tumor e na Tabela 3 o modelo deformado com tumor grande.

Tabela 2 – Temperatura dos pontos de controle das malhas no modelo saudável.

	Normal	Fina	Extra Fina	Extremamente Fina	Desvio Padrão
X1	37,021 °C	37,022 °C	37,024 °C	37,024 °C	0,0015
X2	36,899 °C	36,899 °C	36,897 °C	36,897 °C	0,0015
X3	36,556 °C	36,555 °C	36,556 °C	36,556 °C	0,0005
X4	35,958 °C	35,958 °C	35,958 °C	35,958 °C	0,0000
X5	35,238 °C	35,238 °C	35,238 °C	35,238 °C	0,0000
Número de elementos	28372	58372	150133	320452	

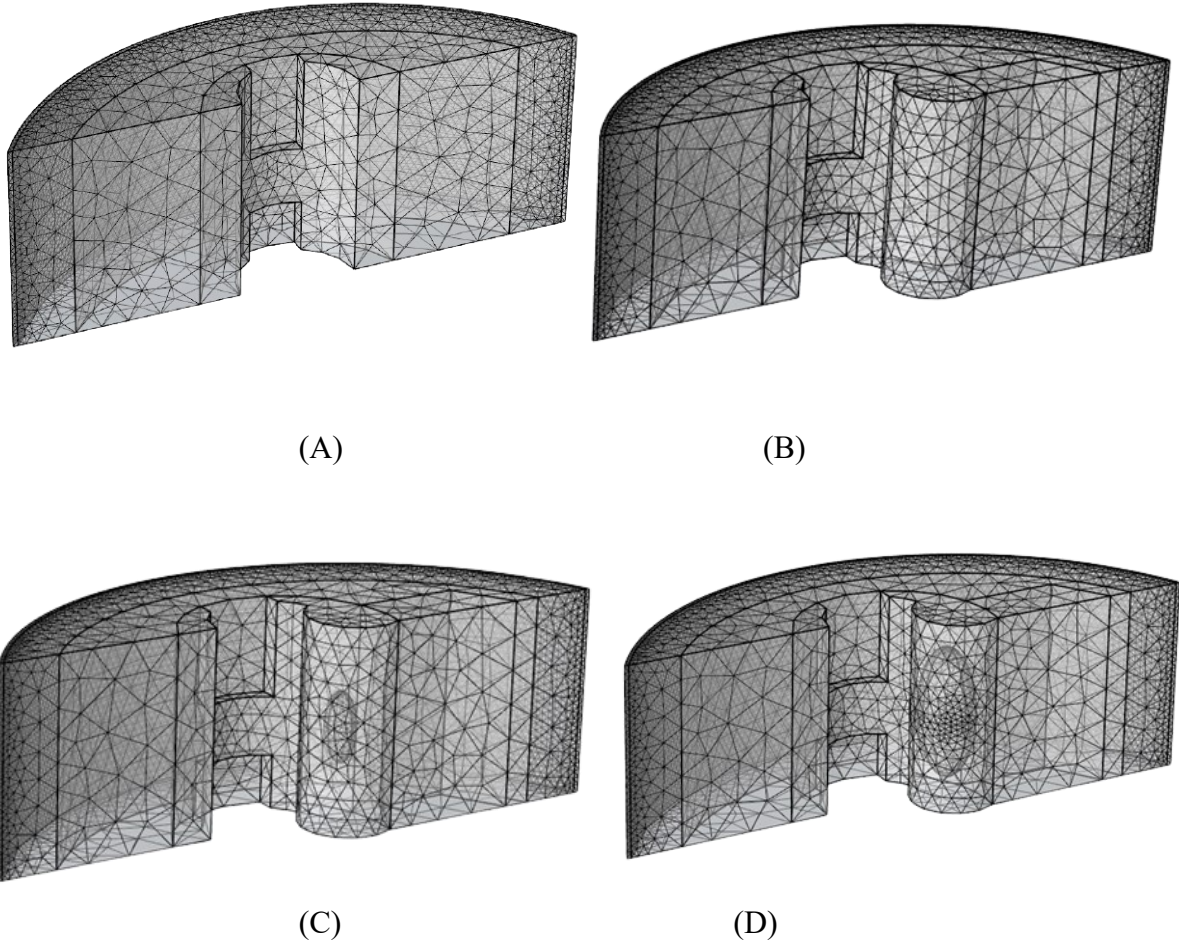
Tabela 3 – Temperatura dos pontos de controle das malhas no modelo deformado com tumor grande.

	Normal	Fina	Extra Fina	Extremamente Fina	Desvio Padrão
X1	37,223 °C	37,226 °C	37,222 °C	37,227 °C	0,0024
X2	37,002 °C	37,001 °C	37,001 °C	37,001 °C	0,0005
X3	36,579 °C	36,580 °C	36,579 °C	36,580 °C	0,0006
X4	35,865 °C	35,866 °C	35,866 °C	35,866 °C	0,0005
X5	35,359 °C	35,360 °C	35,360 °C	35,361 °C	0,0008
Número de elementos	31241	69182	178610	368465	

Como pode ser observado, as diferenças entre as temperaturas nos pontos para malhas distintas são, praticamente, desprezíveis. Por isso, a malha atribuída foi uma mais intermediária para se obter valores significativamente bons para análise sem depender de um longo período de testes computacionais, definindo o tamanho dos elementos como fino, como mostra a Fig. 9 para todas as geometrias testadas, devido à complexidade do modelo, existente no programa COMSOL®.

Na Figura 13 (A), que representa o modelo saudável do pescoço humano, foram obtidos 58.372 números de elementos, já para o modelo deformado sem a presença de um tumor, Fig. 13 (B), 63114 elementos, deformado com tumor pequeno, Fig. 13 (C), 66996 elementos e no último caso com a glândula tireoide deformada e com a presença de um tumor grande, Fig. 13 (D), 69182 número de elementos para a simulação da geometria com o método de elementos finitos.

Figura 13 – Malha fina: (A) Modelo saudável; (B) Modelo deformado com tumor grande; (C) Modelo deformado com a presença de um tumor pequeno; (D) Modelo deformado com tumor grande.



#### 5.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO

As condições de contorno variam de acordo com os três estágios do experimento. O primeiro estágio simula o estado estacionário, para estabilização do corpo da temperatura do corpo do paciente, o segundo estágio consiste em um resfriamento do pescoço e o terceiro estado em que o corpo é mantido a temperatura ambiente para verificar o aquecimento que o tumor provoca dentro do corpo, segundo e o terceiro estágio das simulações ocorrem no estado transiente. Uma condição imposta em toda a geometria, independentemente do tipo de tecido, é aplicação de uma temperatura de  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  simulando a temperatura do corpo humano.

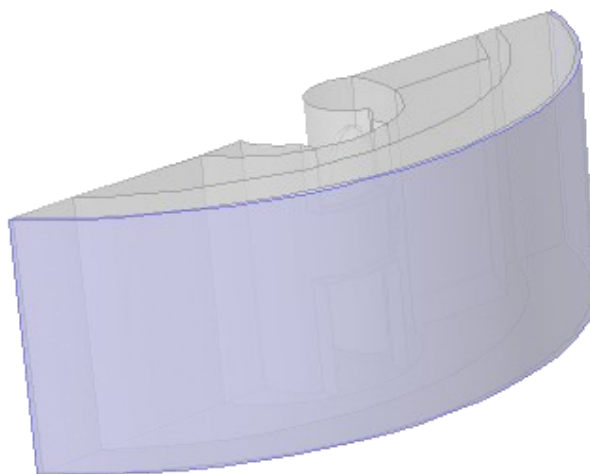
Na primeira parte da simulação, estado estacionário, considerou-se a condição de convecção natural na superfície da pele, aplicando o coeficiente de convecção de  $3,6\text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$  e a temperatura ambiente de  $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Os resultados obtidos no estado estacionário foram utilizados para as condições iniciais da segunda etapa, denominada de resfriamento. A condição de contorno anterior da convecção natural foi alterada para uma convecção com alto coeficiente de  $200 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ , mantendo a temperatura ambiente de  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ , para simular um resfriamento na superfície de pescoço, durante um tempo total de 300 segundos, 5 minutos.

O terceiro e último estágio utilizou os resultados da segunda etapa, resfriamento, como condição inicial, aplicando novamente uma convecção natural na superfície da pele, assim como no estado estacionário, coeficiente de convecção de  $3,6 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$  e a temperatura ambiente de  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ . A última parte das simulações duraram mais 1020 segundos, 17 minutos, totalizando um tempo total de 1320 segundos, 22 minutos, de simulação do teste. Esses tempos foram estimulados ao longo dos testes, para que fosse possível uma melhor análise da variação de temperatura após o resfriamento do pescoço.

Figura 14 mostra a aplicação da convecção em todos os três estágios das simulações em ambos os modelos simulados.

Figura 14 – Aplicação da convecção na superfície do pescoço.



Os valores de temperatura foram obtidos de duas formas diferentes para garantir uma melhor análise de toda a simulação proposta. Primeiramente, retirou-se os dados da temperatura da superfície do pescoço com uma função do software para temperaturas médias da superfície escolhida, como mostra a Fig. 15. Depois disso, novos dados foram obtidos através de cinco pontos ao longo da superfície da pele do pescoço, com intuito de verificar tanto locais mais próximos da região do tumor e as mais afastadas. O mesmo modelo foi aplicado em todas as configurações testadas, conforme mostra na Fig. 16 (A) em que se tem os pontos no caso do



modelo saudável e a Fig. 16 (B) demonstra para os modelos com a glândula tireoide deformada, tanto com ou sem tumor.

Figura 15 – Superfície da pele para aquisição de dados da temperatura, demonstração no modelo deformado com tumor pequeno.

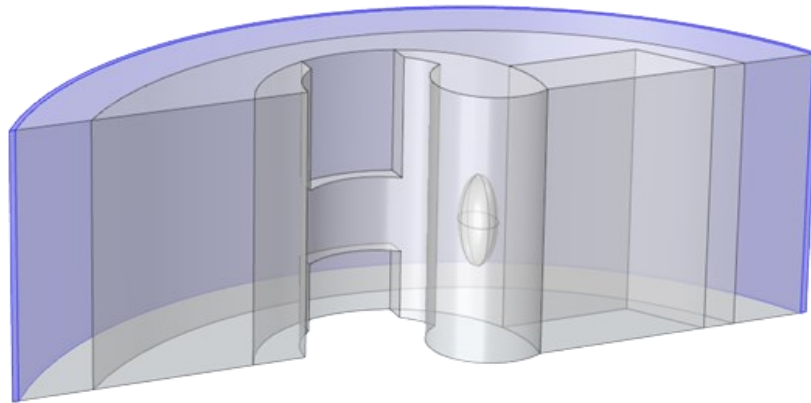


Figura 16 – Pontos para aquisição de dados da temperatura: (A) Modelo saudável; (B) Modelo com a tireoide deformada.



(A)



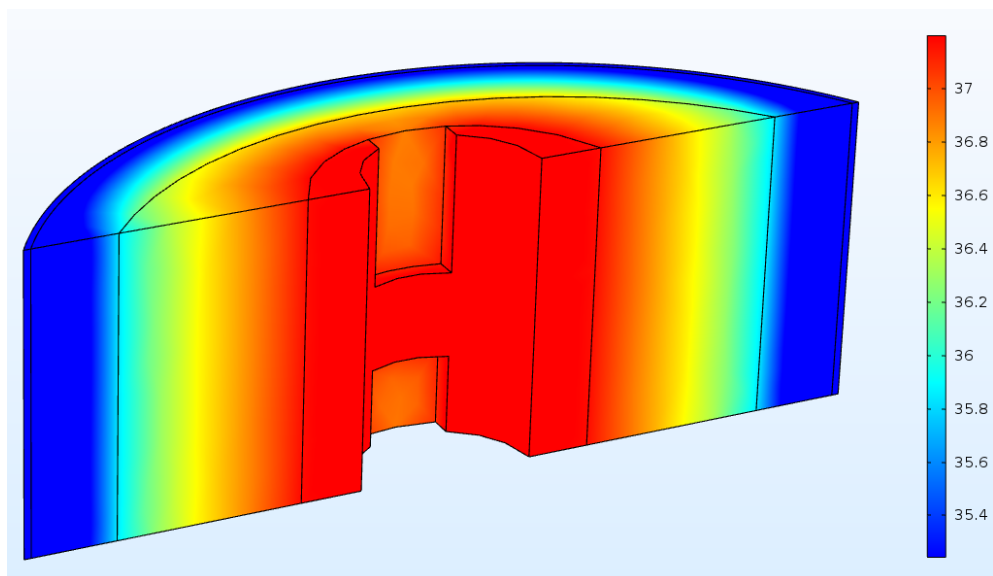
(B)

## 6 RESULTADOS

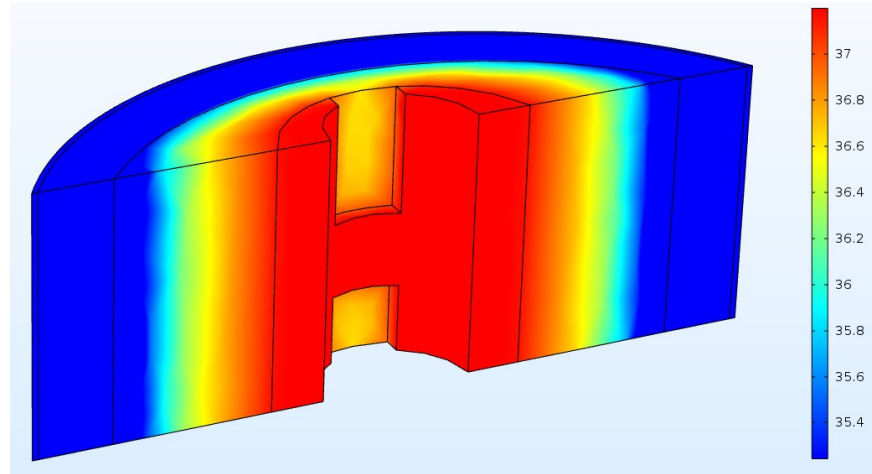
### 6.1 MODELO SAUDÁVEL

A Figura 17 (A) apresenta a distribuição de temperatura do pescoço saudável, após a primeira parte do experimento, estado estacionário, uma temperatura de 32,75 °C, ao longo da superfície da pele, com a condição de convecção natural na superfície da pele, aplicando o coeficiente de convecção de 3,6 W/(m<sup>2</sup>K) e a temperatura ambiente de 20 °C. A segunda temperatura para análise dos resultados é prontamente retirada após o término do resfriamento, passado os 300 segundos, da superfície da pele com o coeficiente convecção 200 W/(m<sup>2</sup>K), mantendo a temperatura ambiente de 20 °C, obtendo 22,80 °C, a Figura 17 (B) mostra a distribuição das temperaturas do modelo após a aplicação das condições de contorno do segundo estágio. Por último, foi retirado a temperatura após a terceira condição de contorno que é, novamente, aplicação da convecção de 3,6 W/(m<sup>2</sup>K) e a temperatura ambiente de 20 °C após 1020 segundos, totalizando 1320 segundos de simulação, a superfície do pescoço terminou com 33,65 °C de temperatura, a Figura 17 (C) mostra a distribuição de temperatura neste momento.

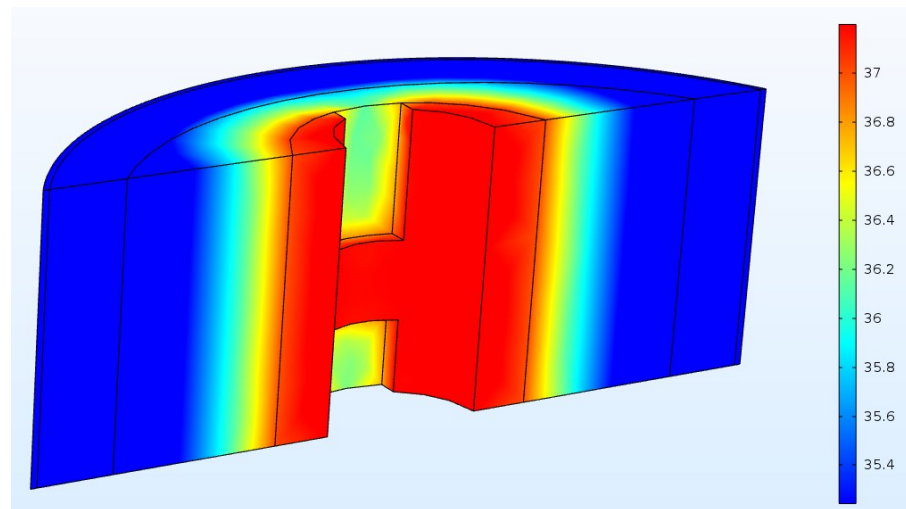
Figura 17 – Distribuição de temperatura do pescoço saudável: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



(C)

A Figura 18 mostra a evolução da temperatura da superfície da pele do pescoço humano variando com o tempo, desde o início do regime transiente. No gráfico apresentado as temperaturas não são exatas, é uma média feita pelo COMSOL das temperaturas na superfície do pescoço para conseguir mostrar os dados. Enquanto a Figura 19 mostra a evolução da temperatura, novamente na superfície do pescoço, só que desta vez ao invés de se obter uma média de temperaturas da superfície como um todo foram retirados os dados em cada um dos cinco pontos mostrados, anteriormente, na Fig. 16 (A).

Figura 18 – Evolução da temperatura absoluta na superfície do modelo saudável.

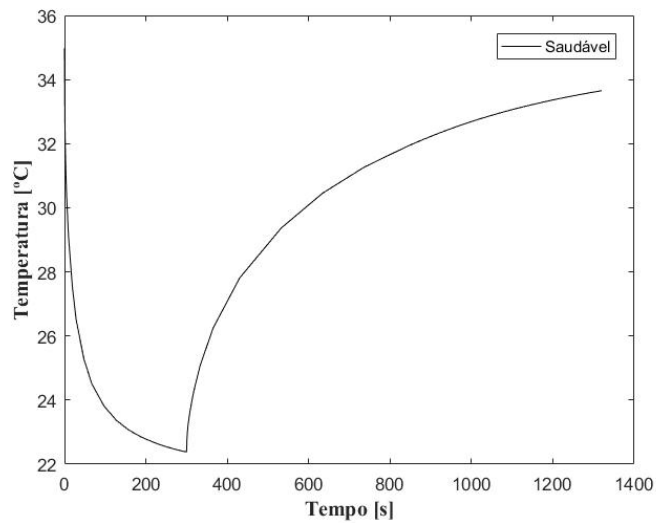
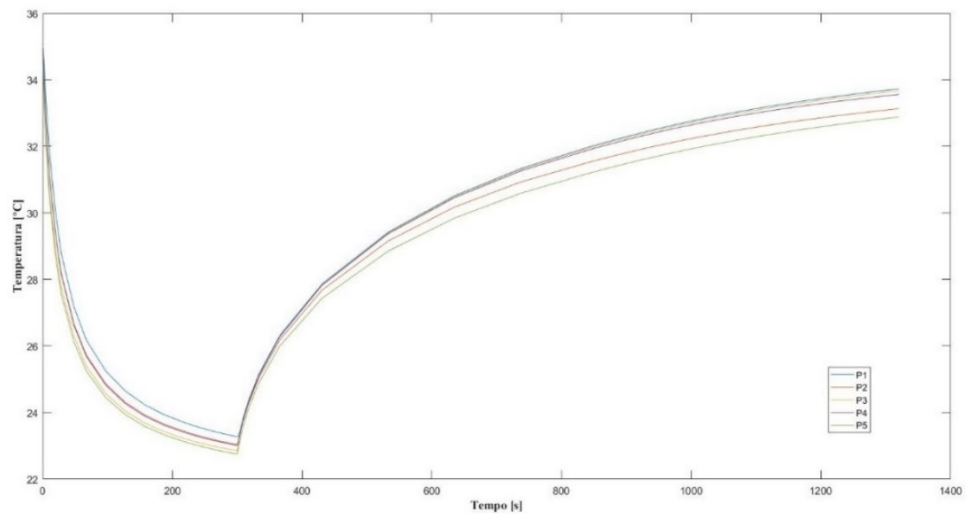
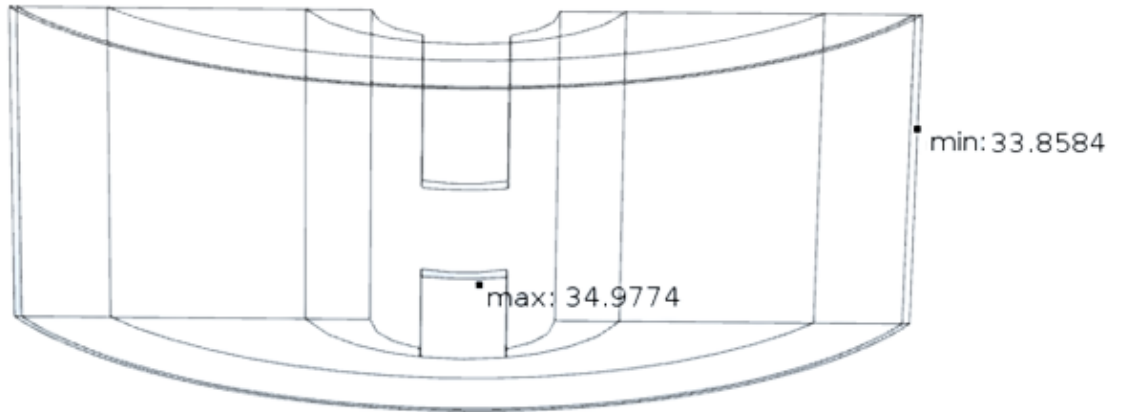


Figura 19 – Evolução da temperatura absoluta dos pontos no modelo saudável.

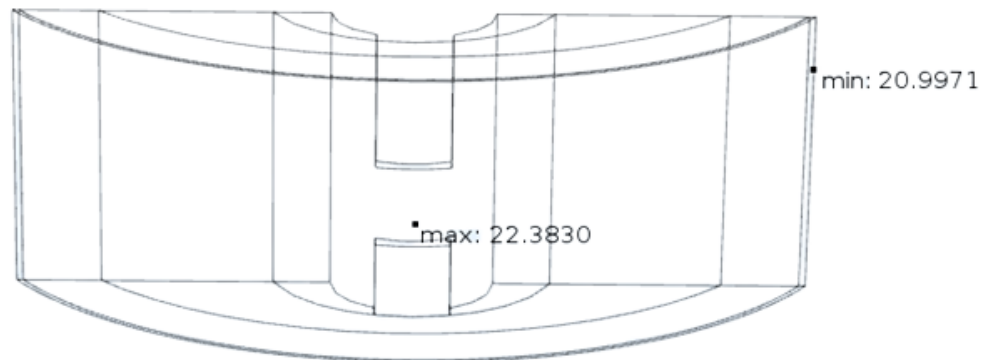


Com o intuito de entender os efeitos do resfriamento implementado na variação da temperatura da pele no modelo saudável, foi obtida a Figura 20 (A) que mostra os pontos de máxima e mínima temperatura no início da simulação transiente, ou seja, logo após o modelo deixar o estado permanente. A Figura 20 (B) mostra os mesmos pontos, porém no final do resfriamento da pele do pescoço, isto acontece com 300 segundos de simulação e, por fim, a Fig 20 (C) mostra os pontos quando acaba a simulação, completado os 1320 segundos, no modelo saudável.

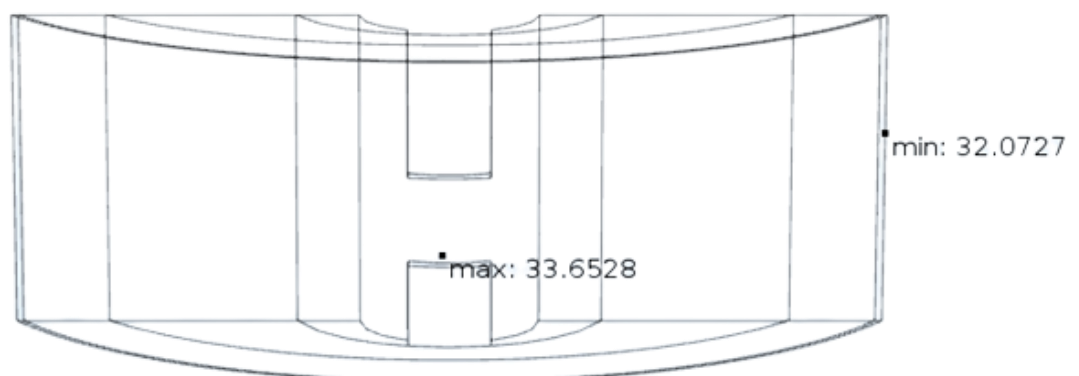
Figura 20 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura do modelo saudável ao longo da simulação: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)

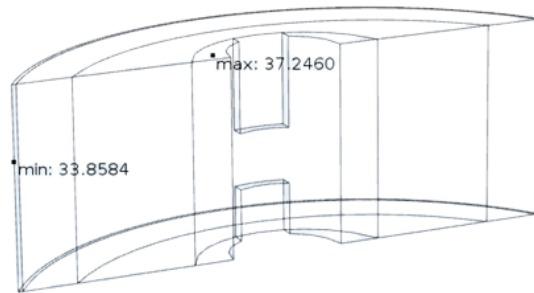


(C)

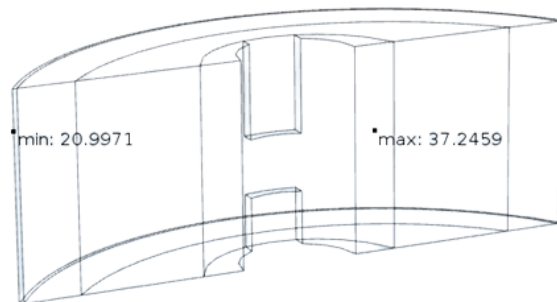
Ainda na intenção de verificar os efeitos do resfriamento da simulação sobre a variação da temperatura considerando desta vez o volume do modelo saudável como um todo, foi obtida

a Figura 21 (A) que mostra o ponto de máxima e mínima temperatura do modelo inteiro no início da simulação transiente, tempo 0 segundos. A Figura 21 (B) mostra os mesmos pontos, porém no final do resfriamento da pele do pescoço, 300 segundos e a Figura 21 (C) mostra os pontos no final da simulação, 1320 segundos.

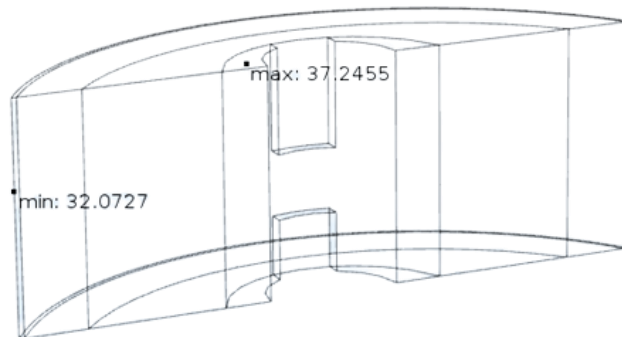
Figura 21 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura no volume do modelo saudável: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



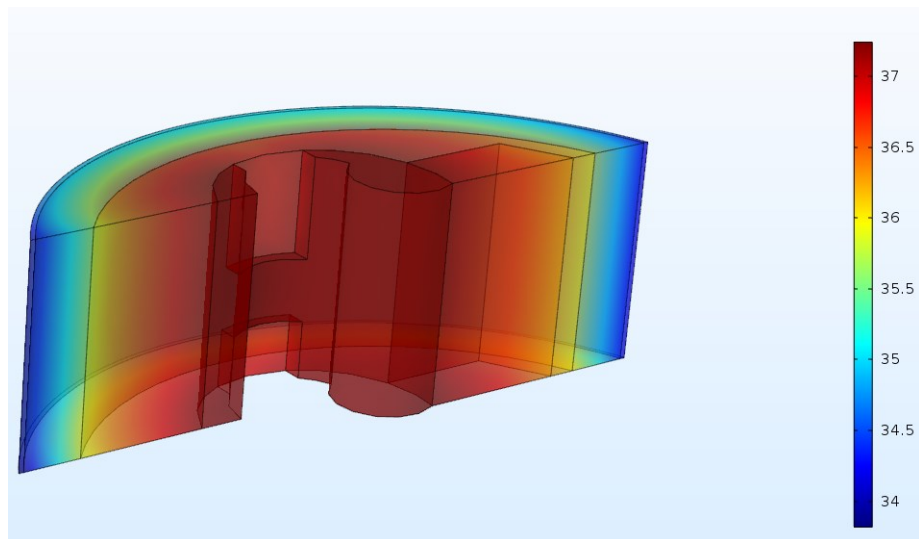
(C)

## 6.2 MODELO DEFORMADO SEM TUMOR

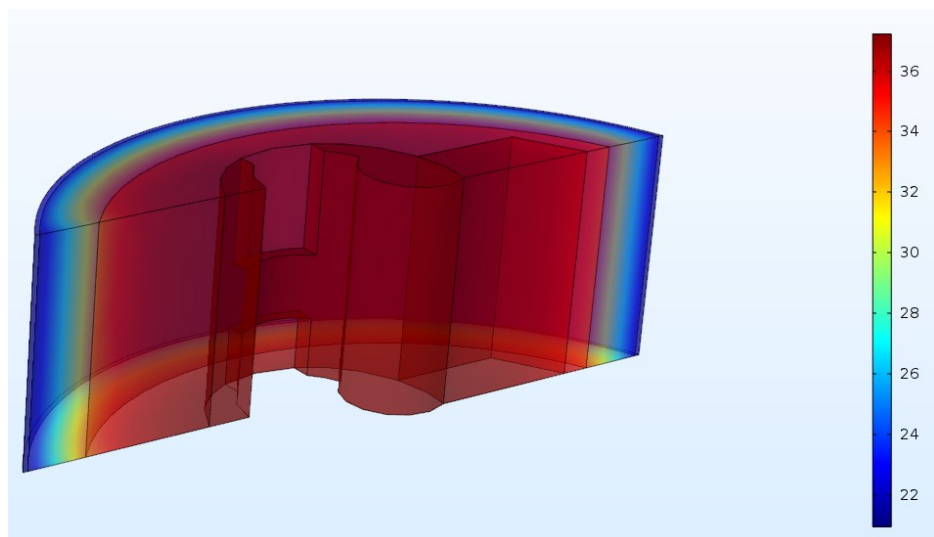
Depois do primeiro estágio da simulação temperatura do pescoço com deformação na glândula tireoide sem a presença de um tumor atingiu 35,10 °C Figura 22 (A) mostra a

distribuição de temperatura no modelo. A Figura 22 (B) mostra a disposição da temperatura no pescoço ao término do resfriamento em que se obteve uma temperatura na superfície de 23,57 °C. Da mesma maneira a Figura 22 (C) mostra as temperaturas no modelo ao final da simulação, terminado com uma média da temperatura da superfície 33,75 °C

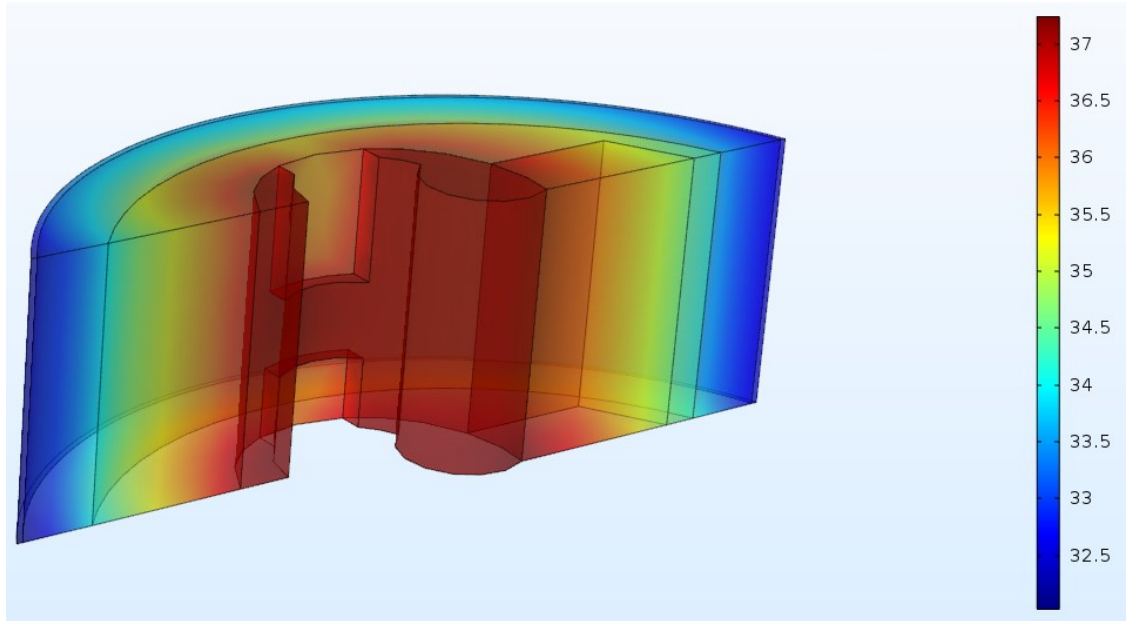
Figura 22 – Distribuição de temperatura do pescoço deformado sem tumor: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



(C)

A Figura 23 mostra a evolução da temperatura da superfície da pele do pescoço humano variando com o tempo. Ao passo que a Figura 24 mostra a evolução da temperatura retirada dos cinco pontos mostrados.

Figura 23 – Evolução da temperatura absoluta na superfície do modelo deformado sem tumor.

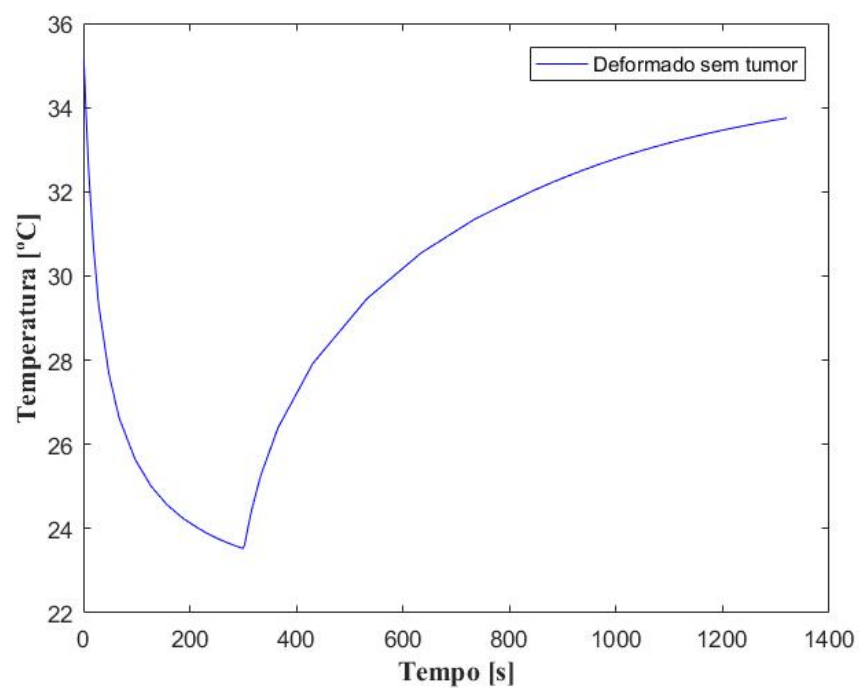




Figura 24 – Evolução da temperatura absoluta dos cinco pontos no modelo deformado sem tumor.

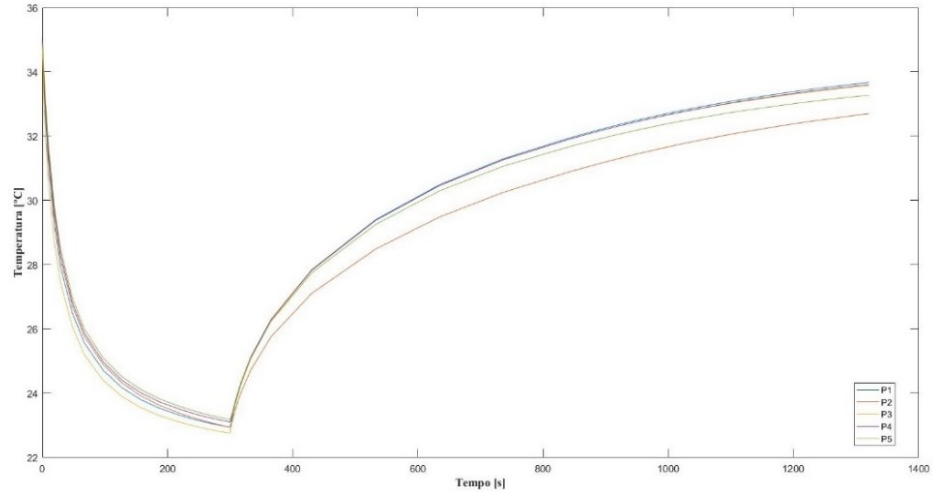
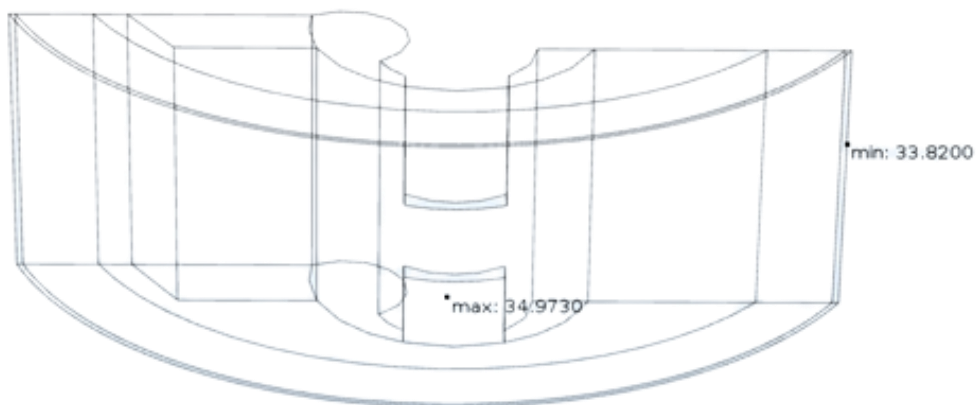
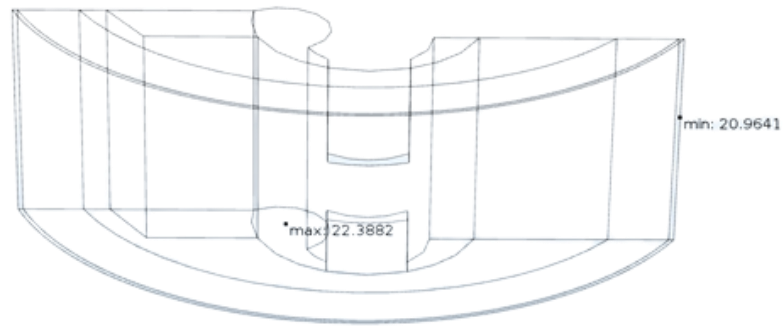


Figura 25 (A) mostra o ponto de máxima e mínima temperatura no início da simulação. Figura 25 (B) mostra os mesmos pontos, porém no final do resfriamento da pele e, por último a Figura 25 (C) mostra os pontos quando termina o procedimento.

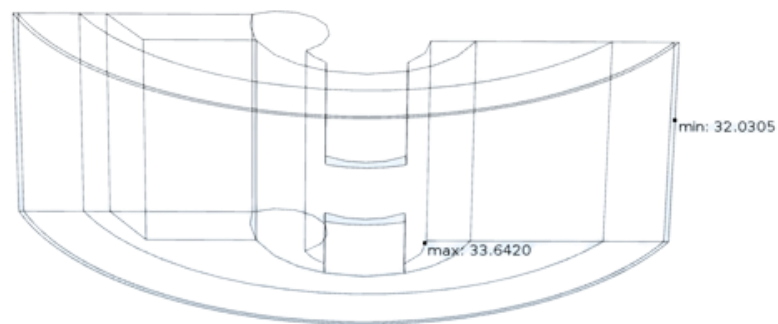
Figura 25 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura do modelo deformado sem tumor: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



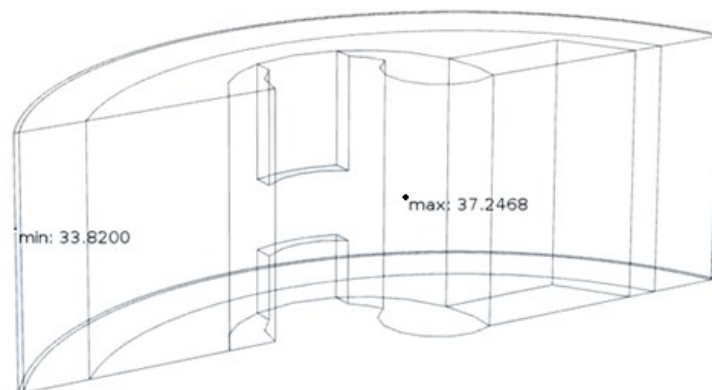
(B)



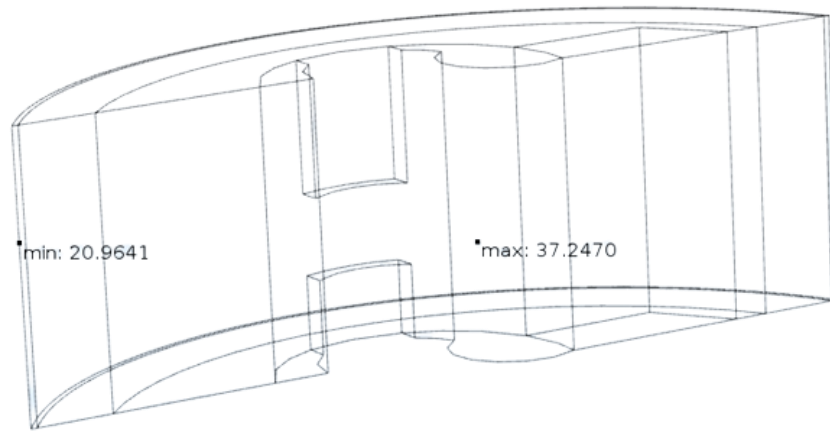
(C)

A Figura 26 (A) mostra a o ponto de máxima e mínima temperatura do volume do modelo no início da simulação. A Figura 26 (B) é o modelo no final do resfriamento e a Figura 26 (C) mostra os pontos no final da simulação.

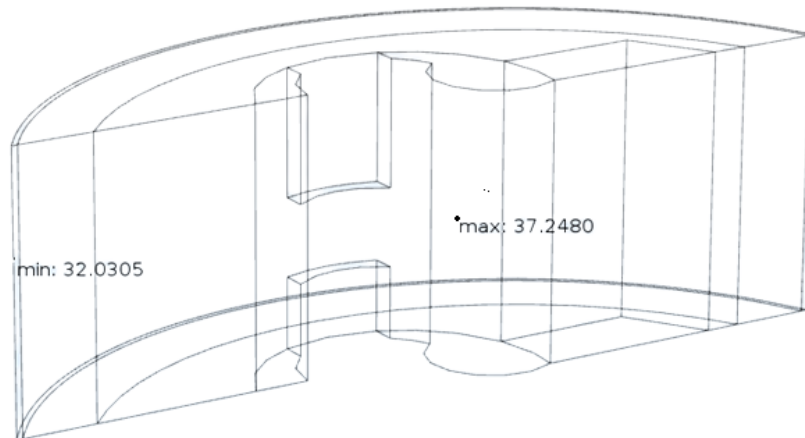
Figura 26 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura no volume do modelo deformado sem tumor: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)

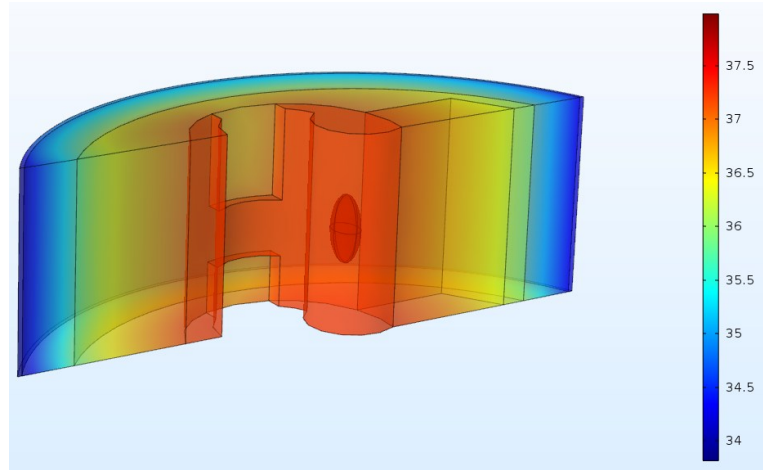


(C)

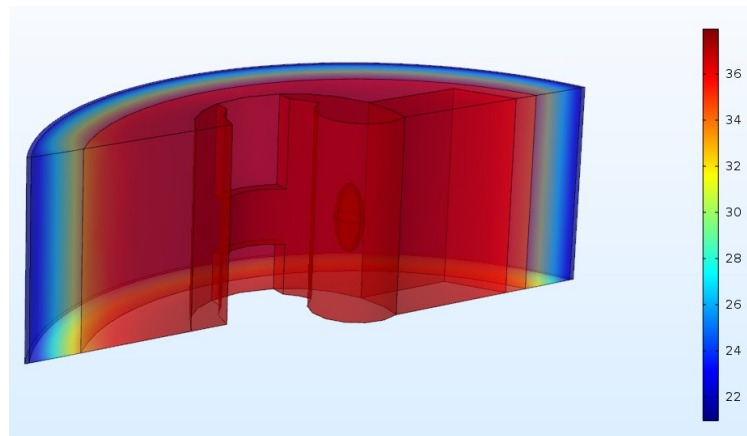
### 6.3 MODELO DEFORMADO COM TUMOR PEQUENO

A Figura 27 (A) mostra a distribuição de temperatura do modelo com tumor pequeno no início da simulação, obtendo uma temperatura média da superfície neste momento de 35,10 °C. Na segunda etapa da simulação a temperatura apresentou uma redução para 23,57 °C, a distribuição de temperatura do modelo com as condições de contorno da segunda etapa da simulação é demonstrada na Figura 27 (B). Na etapa final, o modelo apresentou a temperatura da superfície de 33,75 °C, como mostra a Fig 27 (C).

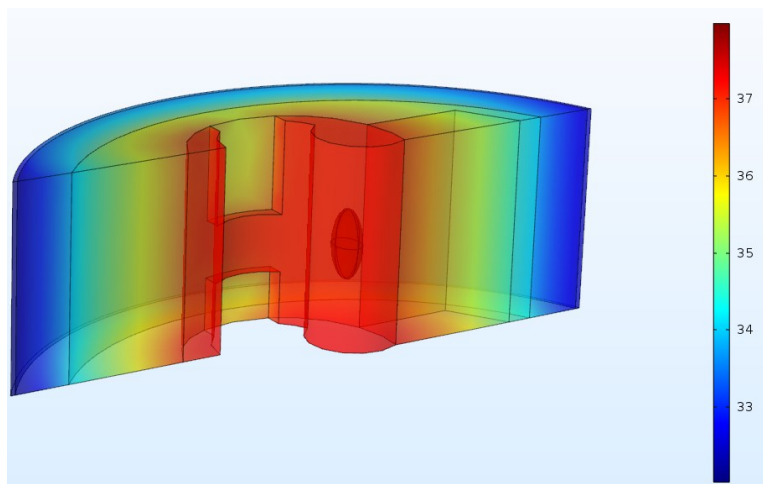
Figura 27 – Distribuição de temperatura do pescoço deformado com tumor pequeno:  
(A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



(C)

A Figura 28 apresenta a evolução da temperatura da superfície variando com o tempo para o modelo deformado com tumor pequeno. E a Figura 29 mostra a evolução da temperatura nos cinco pontos da Fig. 16 (B).

Figura 28 – Evolução da temperatura absoluta na superfície do modelo deformado com tumor pequeno.

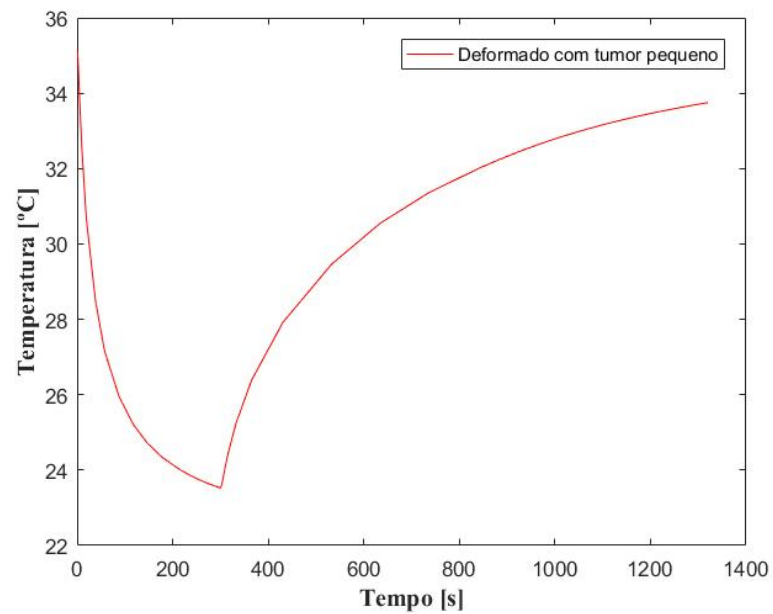
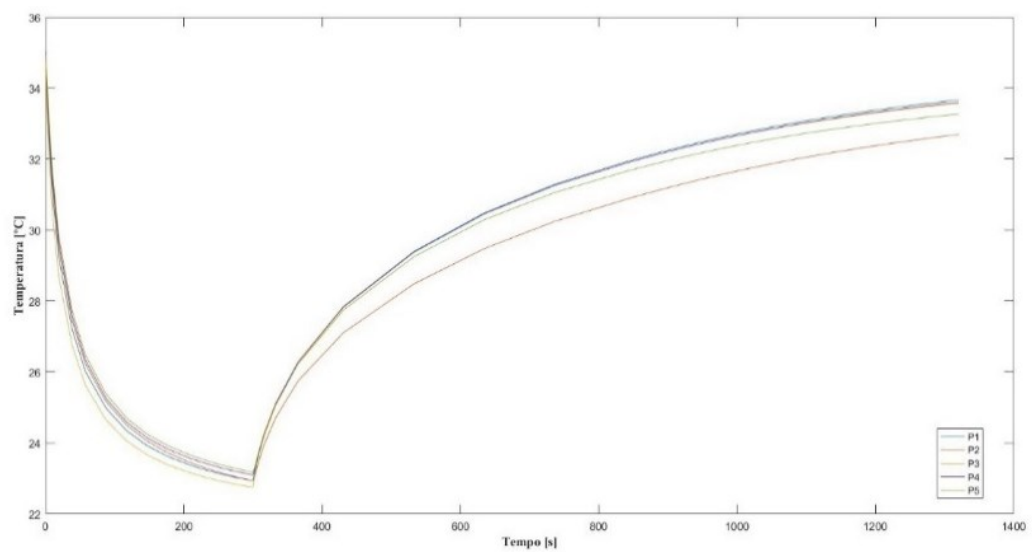
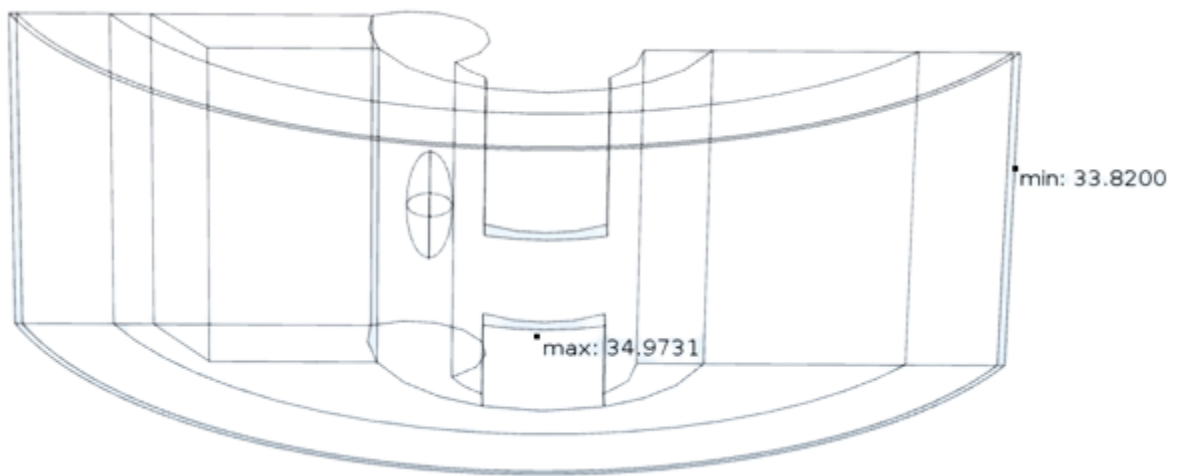


Figura 29 – Evolução da temperatura absoluta dos cinco pontos no modelo deformado com tumor pequeno.

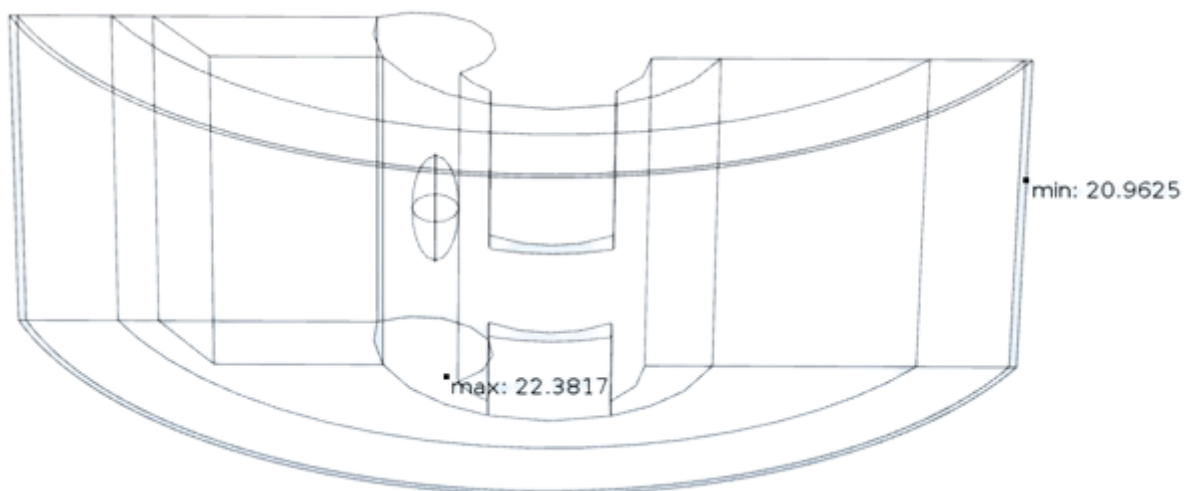


No começo da simulação o ponto de máxima e mínima temperatura na superfície pode ser observado na Fig. 30 (A). A Fig. 30 (B) mostra os valores após o resfriamento e a Figura 30 (C) quando a simulação é finalizada.

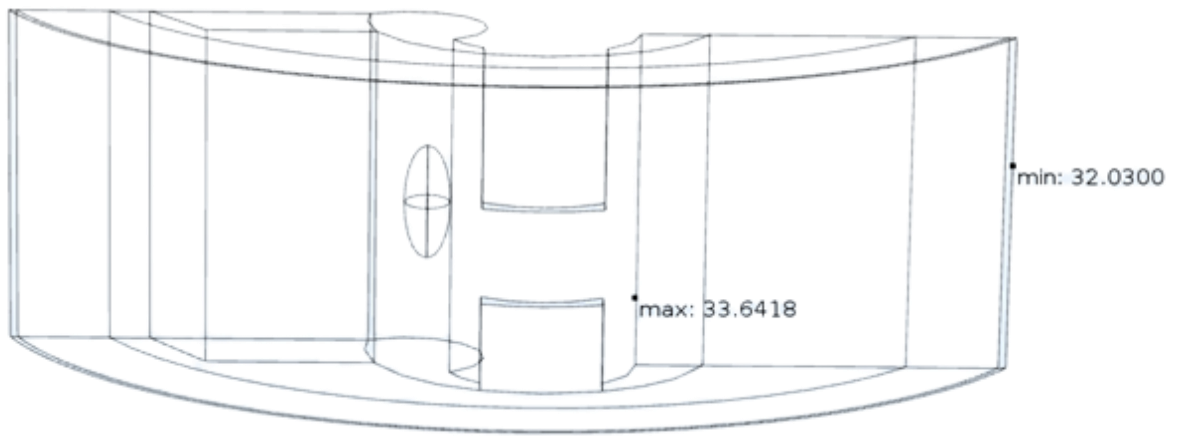
Figura 30 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura do modelo deformado com tumor pequeno: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



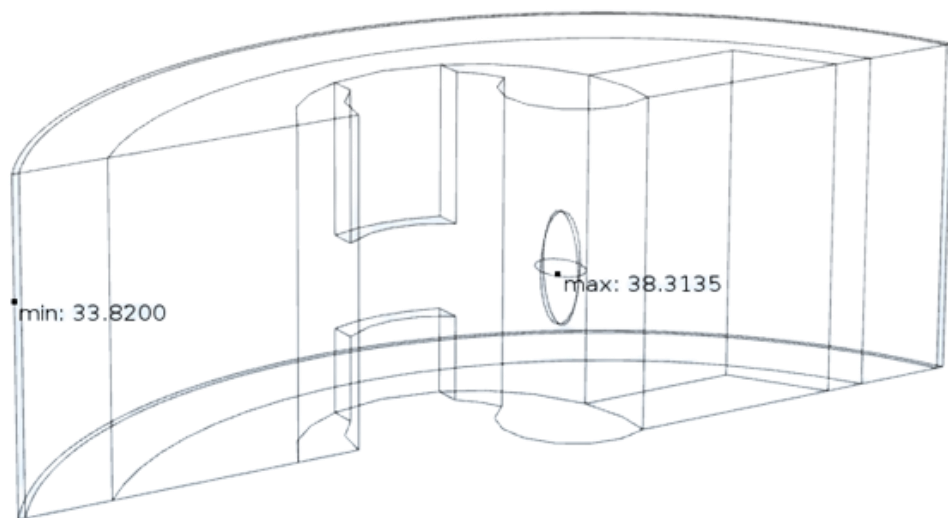
(B)



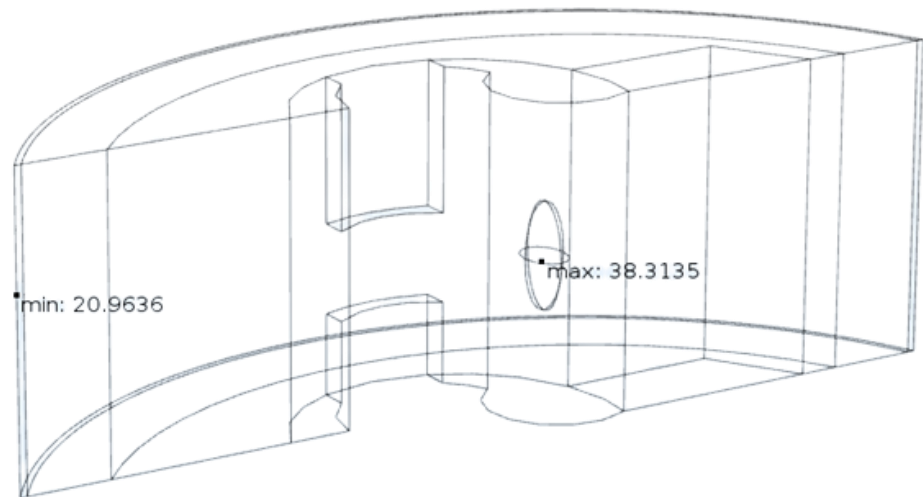
(C)

Os pontos de máxima e mínima temperatura do volume do modelo no início da simulação podem ser vistos na Fig. 31 (A), após o resfriamento na Figura 31 (B) e no final do procedimento na Figura 31 (C)

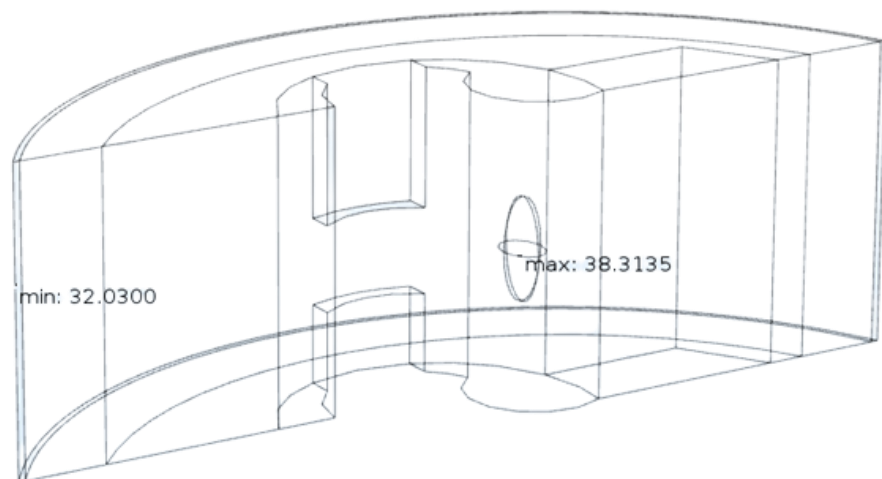
Figura 31 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura no volume do modelo deformado com tumor pequeno: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



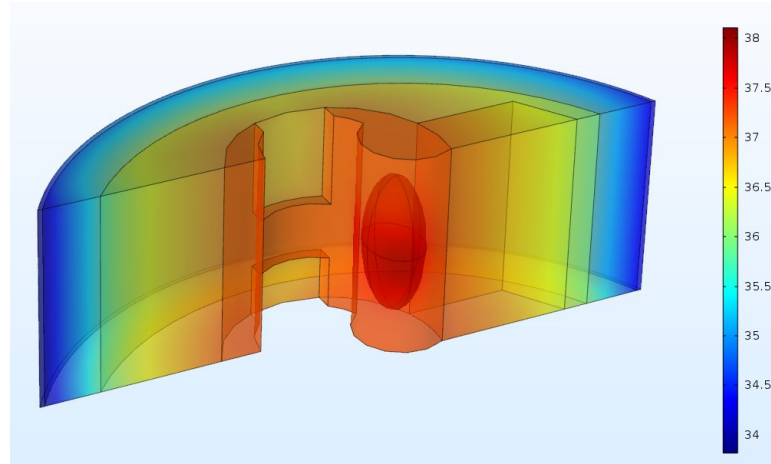
(C)

#### 6.4 MODELO DEFORMADO COM TUMOR GRANDE

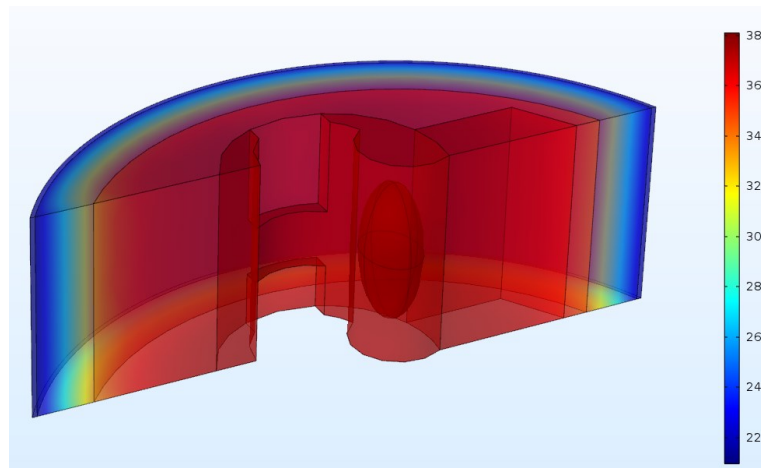
A Figura 32 (A) apresenta a distribuição de temperatura do pescoço deformado com tumor grande quando inicia o regime transiente, observou-se uma temperatura de 35,10 °C. Essa temperatura diminui para 23,57 °C depois do resfriamento da superfície, a Figura 32 (B) mostra a composição da temperatura no modelo. Depois de finalizar a aplicação do resfriamento e mantendo o pescoço as condições ambientes a temperatura apresentou um aumento para 33,75 °C, como mostra Fig. 32 (C).



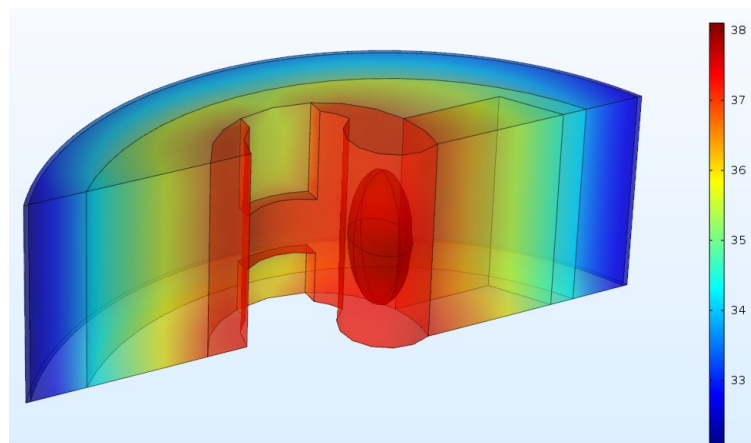
Figura 32 – Distribuição de temperatura do pescoço deformado com tumor grande: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



(C)

A Figura 33 mostra o desenvolvimento da temperatura na superfície da pele variando com o tempo para o modelo deformado com tumor grande. Figura 34 mostra a evolução da temperatura nos cinco pontos da Fig. 16 (B).

Figura 33 – Desenvolvimento da temperatura absoluta na superfície do modelo deformado com tumor grande.

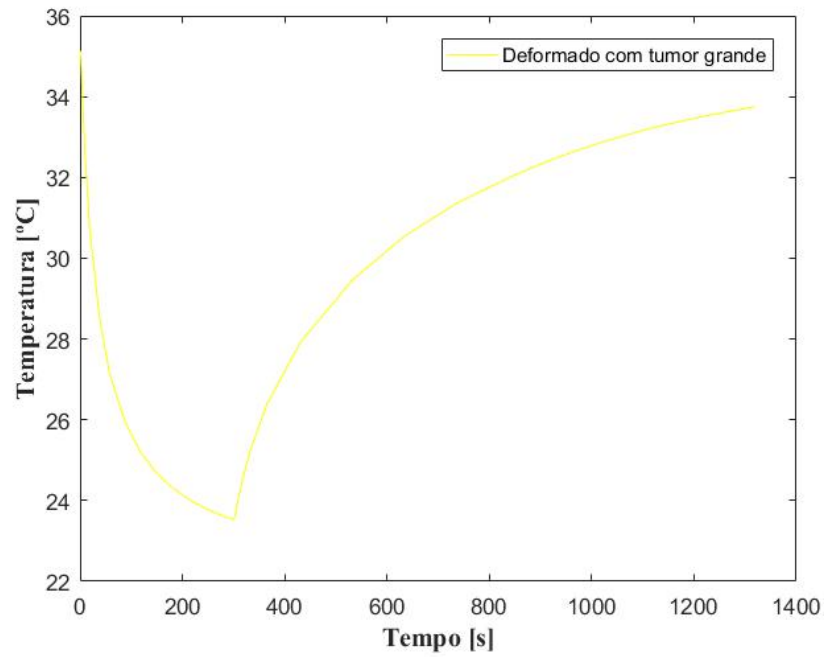
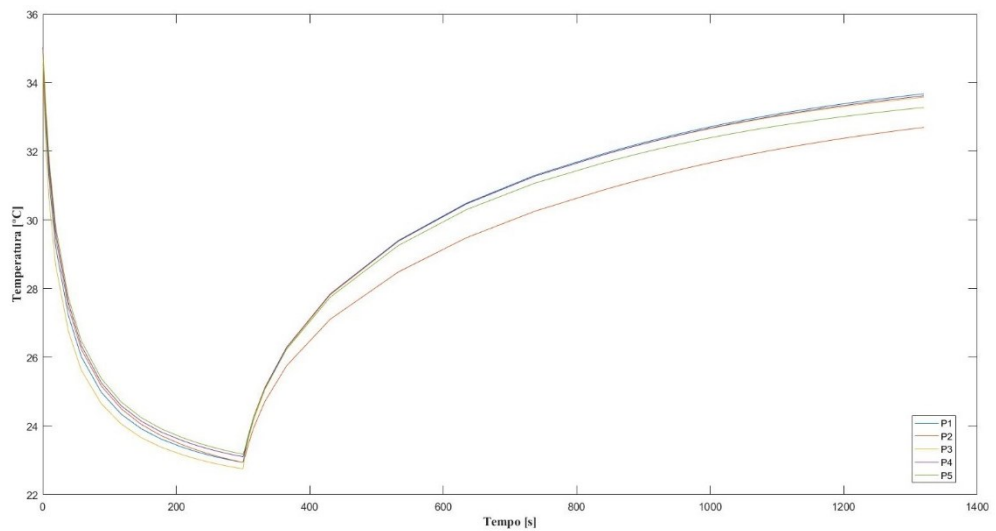
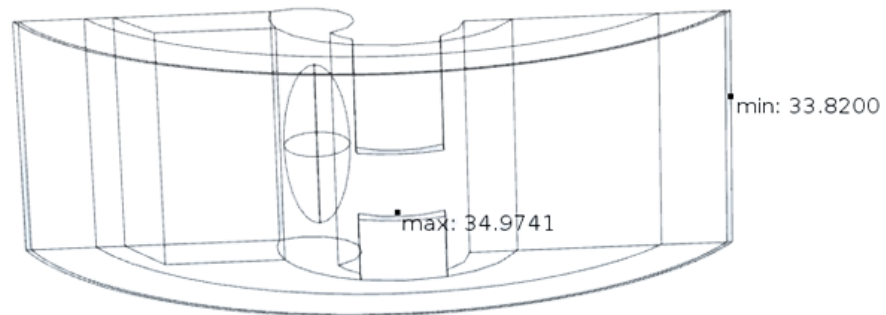


Figura 34 – Evolução da temperatura absoluta dos cinco pontos no modelo deformado com tumor grande.

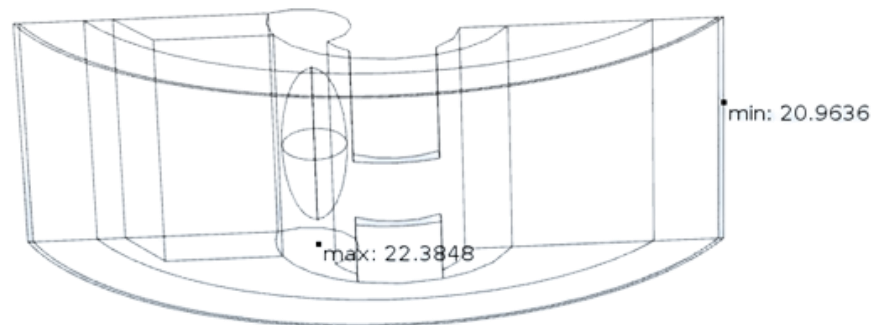


Observa-se Figura 35 (A) mostra os pontos de máxima e mínima temperatura na superfície no início da simulação. A Figura 35 (B) mostra após o resfriamento e a Figura 35 (C) quando termina o procedimento.

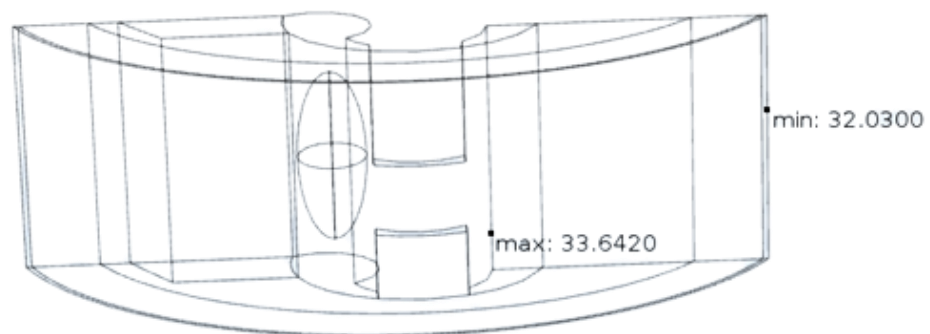
Figura 35 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura do modelo deformado com tumor grande: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



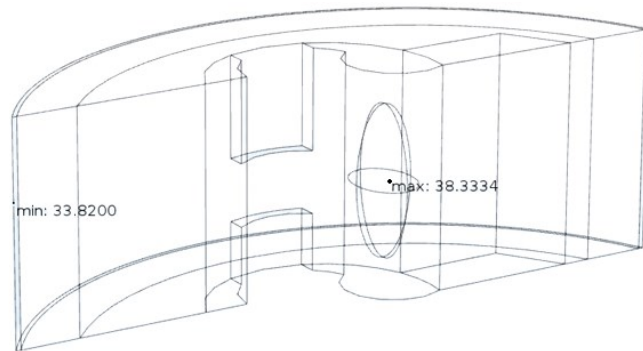
(B)



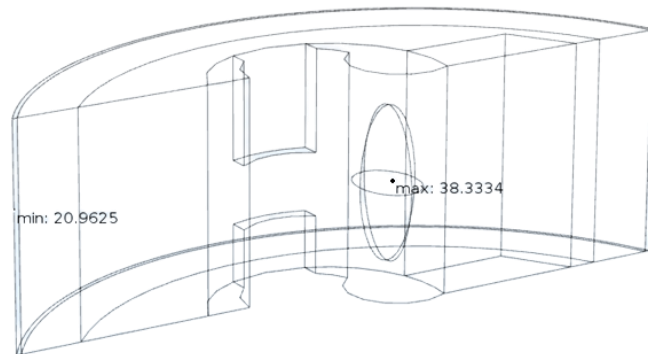
(C)

A Figura 36 (A) mostra os pontos de máxima e mínima temperatura do volume do modelo deformado com tumor grande no início da simulação. A Figura 36 (B) depois do resfriamento de 300 segundos e Figura 36 (C) quando termina os 1320 segundos.

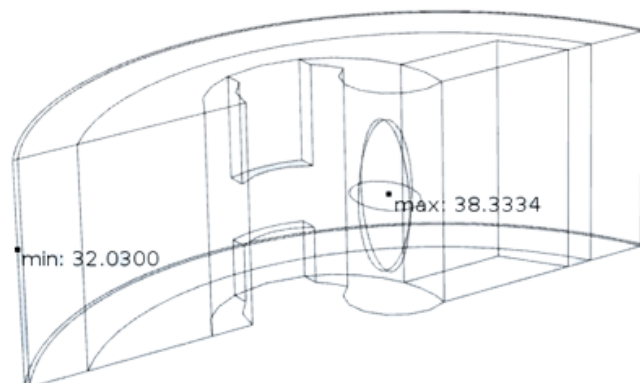
Figura 36 – Pontos de máximo e mínimo de temperatura no volume do modelo deformado com tumor grande: (A) Início da simulação; (B) Após o resfriamento; (C) Final da simulação.



(A)



(B)



(C)

## 6.5 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS

### 6.5.1 SUPERFÍCIE

É possível comparar os valores de temperatura obtidos na superfície da pele de cada um dos modelos testados ao longo da simulação, como mostra a Fig. 37. Os resultados obtidos nas Figuras 20, 25, 30 e 35, podem ser vistos de maneira simplificada na Tabela 4 que mostra as temperaturas máximas na superfície e na Tabela 5 que mostras as temperaturas mínimas. A Tabela 6 mostra os resultados expostos em cada um dos modelos, mas deixando os dados mais visuais para efeito de comparação. A Tabela 7 apresenta os dados no início do resfriamento até os 50 segundos, para ser possível analisar a variação de temperatura neste período de forma mais clara. Por fim, a Tabela 8 mostra as temperaturas máximas do volume do modelo, retirando os dados nas Figura 21, 26, 31 e 36.

Figura 37 – Temperatura absoluta das superfícies de cada modelo como mostra a legenda.

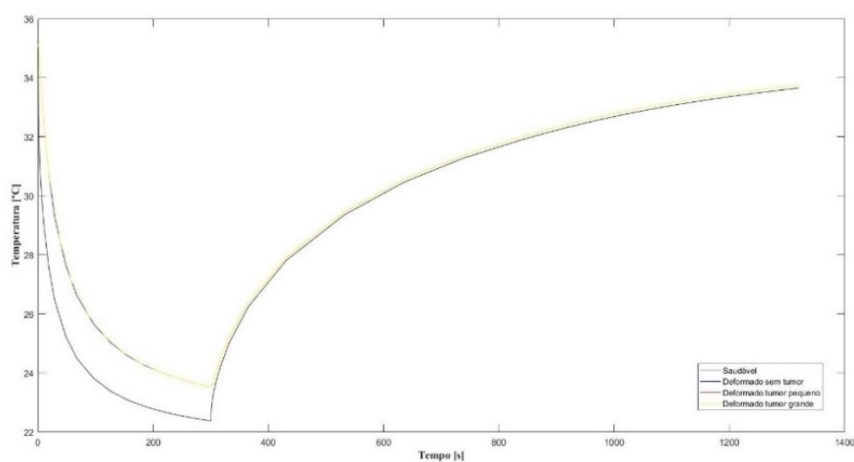


Tabela 4 – Máxima temperatura na superfície do modelo.

Modelo	Etapas da simulação		
	Início	Resfriamento	Final
Saudável	34,98 °C	22,38 °C	33,65 °C
Deformado sem tumor	34,97 °C	22,39 °C	33,64 °C
Deformado com tumor pequeno	34,97 °C	22,38 °C	33,64 °C
Deformado com tumor grande	34,97 °C	22,39 °C	33,64 °C

Tabela 5 – Mínima temperatura na superfície do modelo.

Modelo	Etapas da simulação		
	Início	Resfriamento	Final
Saudável	33,86 °C	21,00 °C	32,07 °C
Deformado sem tumor	33,82 °C	20,96 °C	32,03 °C
Deformado com tumor pequeno	33,82 °C	20,96 °C	32,03 °C
Deformado com tumor grande	33,82 °C	20,96 °C	32,03 °C

Tabela 6 – Média das temperaturas na superfície do modelo.

Modelo	Etapas da simulação		
	Início	Resfriamento	Final
Saudável	34,98 °C	22,80 °C	33,65 °C
Deformado sem tumor	35,10 °C	23,57 °C	33,75 °C
Deformado com tumor pequeno	35,10 °C	23,57 °C	33,75 °C
Deformado com tumor grande	35,10 °C	23,57 °C	33,75 °C

Tabela 7 – Média das temperaturas na superfície do modelo no início do resfriamento.

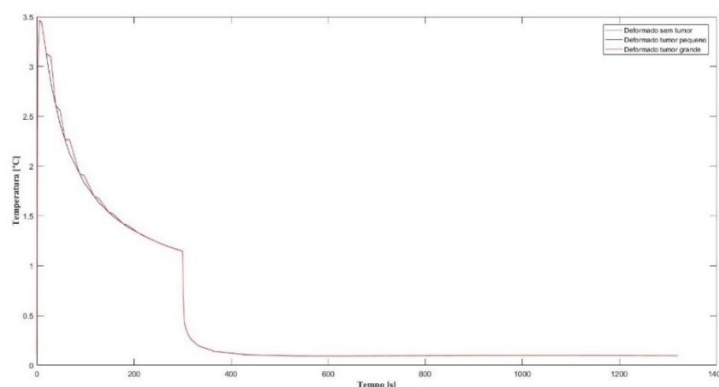
	Início	1s	3s	5 s	10 s	50s	100s	200s	250s
Saudável (°C)	34,98	32,75	31,32	30,45	29,10	25,19	23,77	22,78	22,55
Deformado sem tumor (°C)	35,10	35,13	34,54	33,91	32,53	27,57	25,59	24,14	23,78
Deformado com tumor pequeno (°C)	35,10	35,13	34,54	33,91	32,53	27,68	25,65	24,14	23,78
Deformado com tumor grande (°C)	35,10	35,13	34,54	33,92	32,53	27,69	25,65	24,15	23,78

Tabela 8 – Máxima temperatura no volume do modelo.

Modelo	Etapas da simulação		
	Início	Resfriamento	Final
Saudável	37,25 °C	37,25 °C	37,25 °C
Deformado sem tumor	37,25 °C	37,25 °C	37,25 °C
Deformado com tumor pequeno	38,31 °C	38,31 °C	38,31 °C
Deformado com tumor grande	38,33 °C	38,33 °C	38,33 °C

Para uma melhor visualização sobre o efeito da geometria deformada sem e com tumor quando comparada com o modelo considerado saudável é mostrado na Fig. 38 a diferença da temperatura na superfície, ao longo do tempo, dos modelos deformados com o modelo saudável.

Figura 38 – Diferença de temperatura entre os modelos deformados e o modelo saudável.



### 6.5.2 PONTO 1

A Figura 39 apresenta a evolução de temperatura do ponto 1, P1, que aparece na Fig. 16 (A) para o modelo saudável e Fig. 16 (B) para o modelo deformado. Para comparar as diferenças de temperatura desse ponto nos diversos modelos foi realizado o cálculo da diferença de temperatura do modelo saudável e o deformado sem tumor, Figura 40 (A), saudável e o deformado com tumor pequeno, Figura 40 (B), saudável e o deformado com tumor grande, Figura 40 (C), deformado sem tumor e o deformado com tumor pequeno, Figura 40 (D) e, por fim, deformado sem tumor e o deformado com tumor grande, Fig. 40 (E).

Figura 39 – Evolução de temperatura do ponto 1 nos modelos testados.

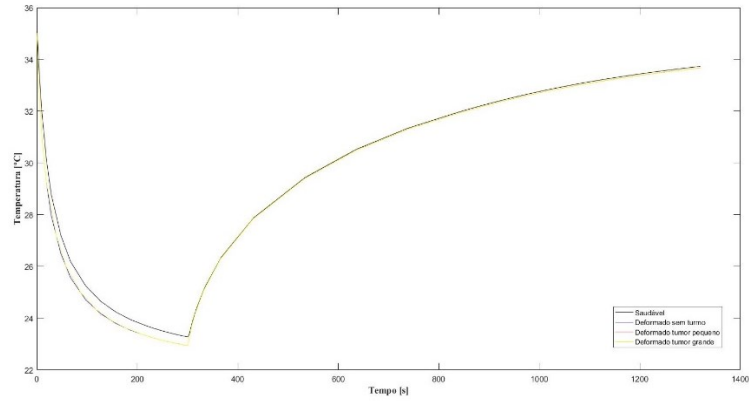
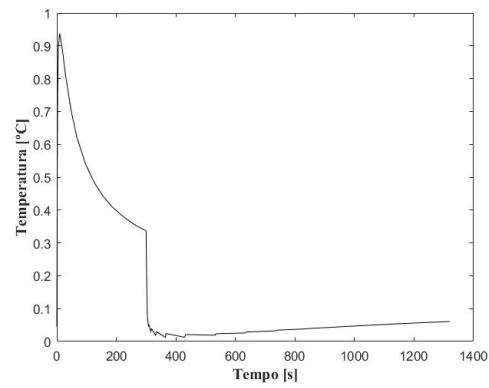
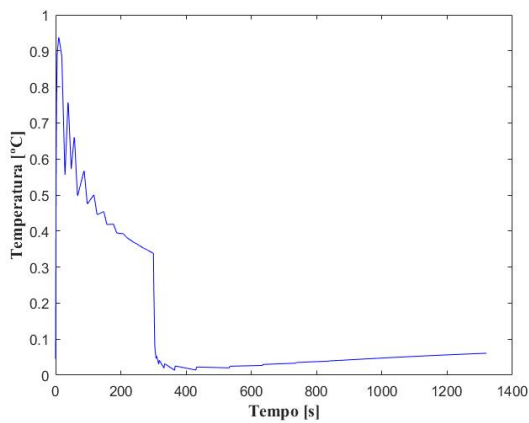


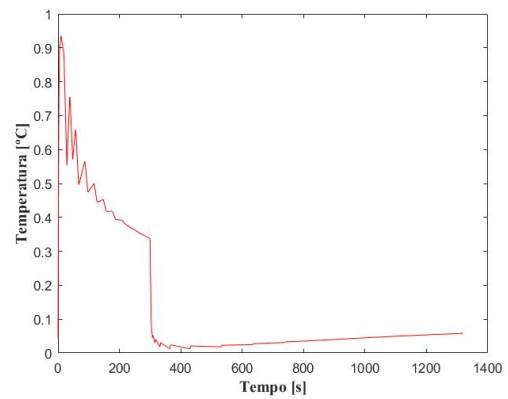
Figura 40 – Diferença de temperatura do ponto 1: (A) Saudável e deformado sem tumor; (B) Saudável e o deformado com tumor pequeno; (C) Saudável e deformado com tumor grande; (D) Deformado sem tumor e deformado com tumor pequeno; (E) Deformado sem tumor e deformado com tumor grande.



(A)

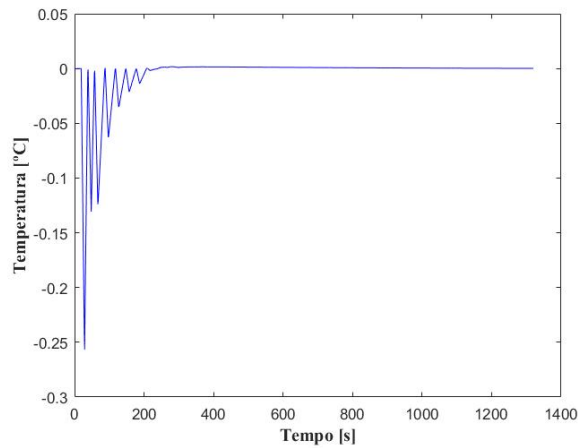


(B)

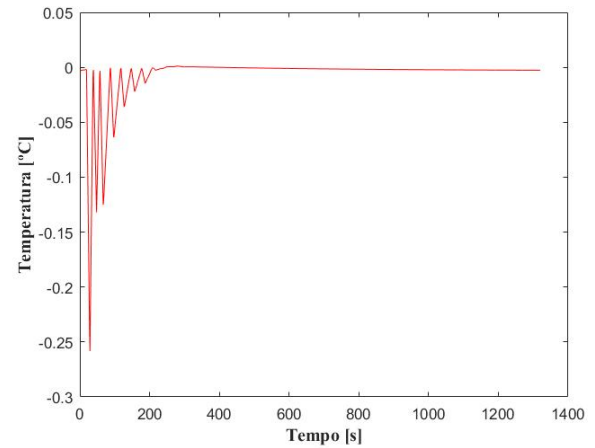


(C)





(D)



(E)

### 6.5.3 PONTO 2

A Figura 41 apresenta a evolução de temperatura do ponto 2, P2, que aparecem na Fig. 16 (A) para o modelo saudável e Fig. 16 (B) modelos deformados. Para comparar as diferenças de temperatura desse ponto nos diversos modelos foi realizado o cálculo da diferença de temperatura do modelo saudável e o deformado sem tumor, Figura 42 (A), saudável e o deformado com tumor pequeno, Figura 42 (B), saudável e o deformado com tumor grande, Figura 42 (C), deformado sem tumor e o deformado com tumor pequeno, Figura 42 (D) e, por fim, deformado sem tumor e o deformado com tumor grande, Figura 42 (E).

Figura 41 – Evolução de temperatura do ponto 2 nos modelos testados, de acordo com a legenda apresentada.

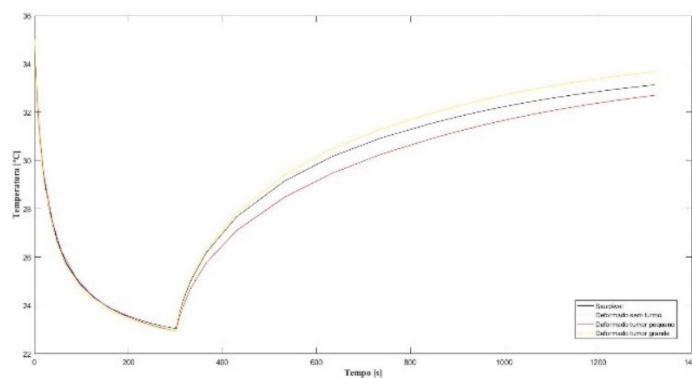
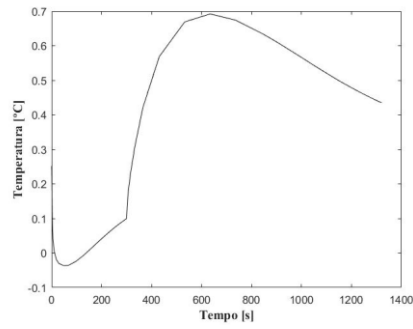
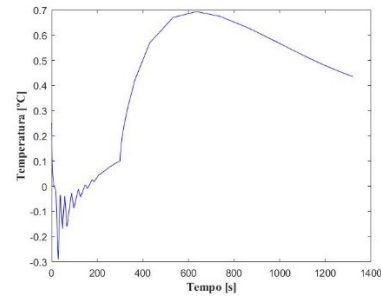


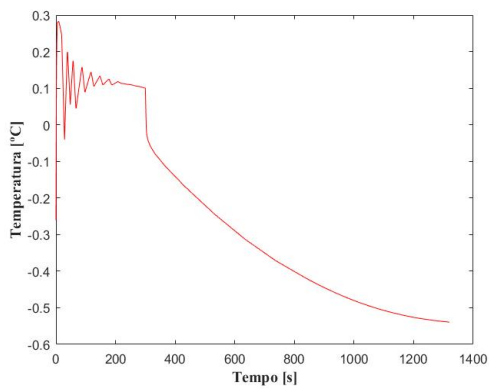
Figura 42 – Diferenças de temperaturas do ponto 2: (A) Saudável e deformado sem tumor; (B) Saudável e o deformado com tumor pequeno; (C) Saudável e deformado com tumor grande; (D) Deformado sem tumor e deformado com tumor pequeno; (E) Deformado sem tumor e deformado com tumor grande.



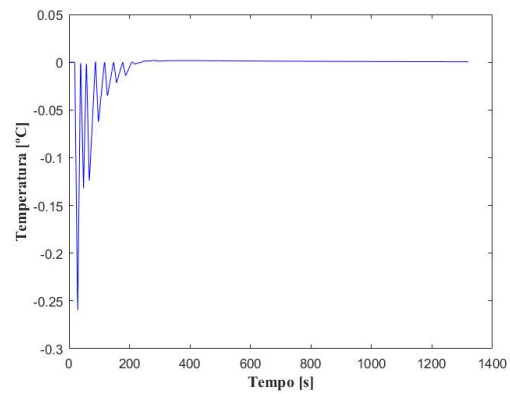
(A)



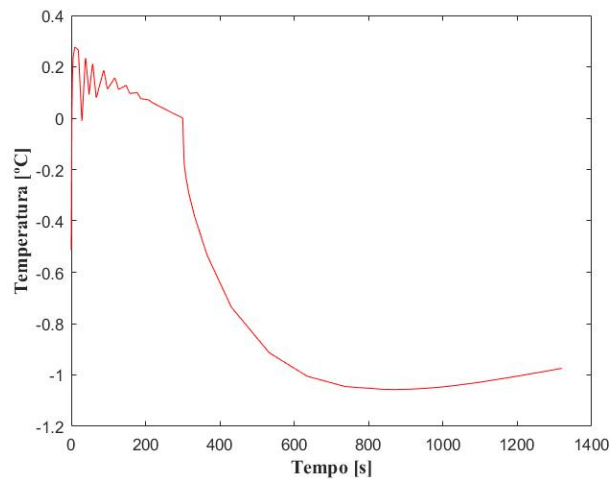
(B)



(E)



(D)



(E)

### 6.5.4 PONTO 3

A Figura 43 apresenta o desenvolvimento de temperatura do ponto 3, P3, que aparecem na Fig. 16 (A) para o modelo saudável e Fig. 16 (B) modelos deformados. Para comparar as diferenças de temperatura desse ponto nos diversos modelos foi realizado o cálculo da diferença de temperatura do modelo saudável e o deformado sem tumor, Figura 44 (A), saudável e o deformado com tumor pequeno, Figura 44 (B), saudável e o deformado com tumor grande, Figura 44 (C), deformado sem tumor e o deformado com tumor pequeno, Figura 44 (D) e, por fim, deformado sem tumor e o deformado com tumor grande, Figura 44 (E).

Figura 43 – Evolução de temperatura do ponto 3 nos modelos testados, de acordo com a legenda apresentada.

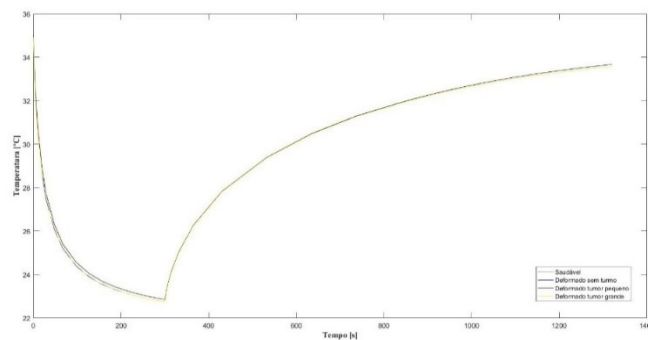
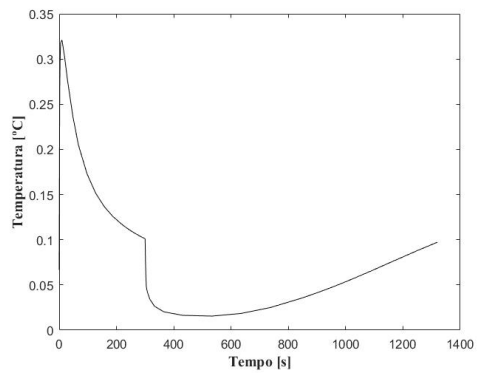
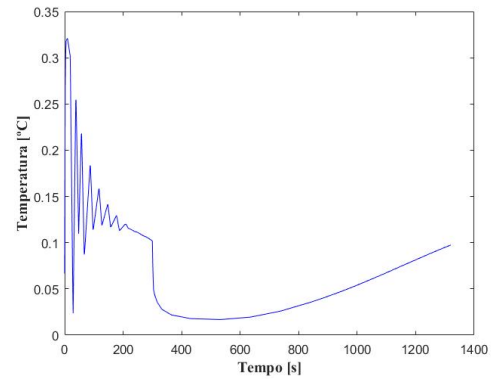


Figura 44 – Diferenças de temperaturas do ponto 3: (A) Saudável e deformado sem tumor; (B) Saudável e o deformado com tumor pequeno; (C) Saudável e deformado com tumor

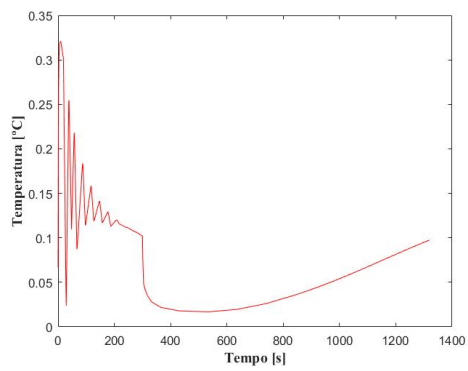
grande; (D) Deformado sem tumor e deformado com tumor pequeno; (E) Deformado sem tumor e deformado com tumor grande.



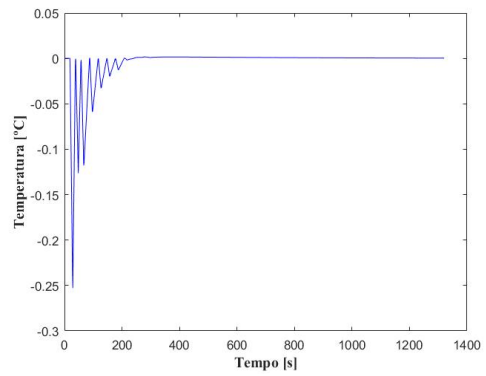
(A)



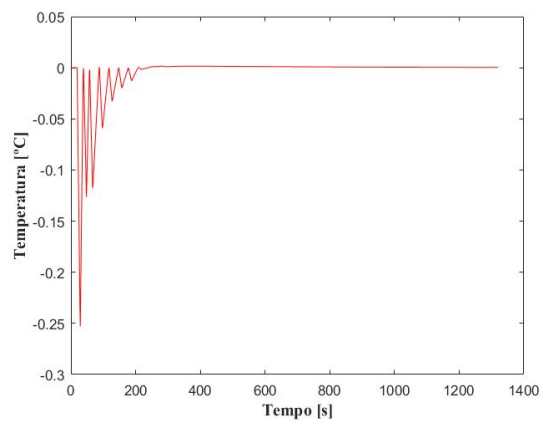
(B)



(C)



(D)



(E)

### 6.5.5 PONTO 4

A Figura 45 apresenta o desenvolvimento de temperatura do ponto 4, P4, que aparecem na Fig. 16 (A) para o modelo saudável e Fig. 16 (B) modelos deformados. Para comparar as diferenças de temperatura desse ponto nos diversos modelos foi realizado o cálculo da diferença de temperatura do modelo saudável e o deformado sem tumor, Figura 46 (A), saudável e o deformado com tumor pequeno, Figura 46 (B), saudável e o deformado com tumor grande, Figura 46 (C), deformado sem tumor e o deformado com tumor pequeno, Figura 46 (D) e, por fim, deformado sem tumor e o deformado com tumor grande, Figura 46 (E).

Figura 45 – Evolução de temperatura do ponto 4 nos modelos testados, de acordo com a legenda apresentada.

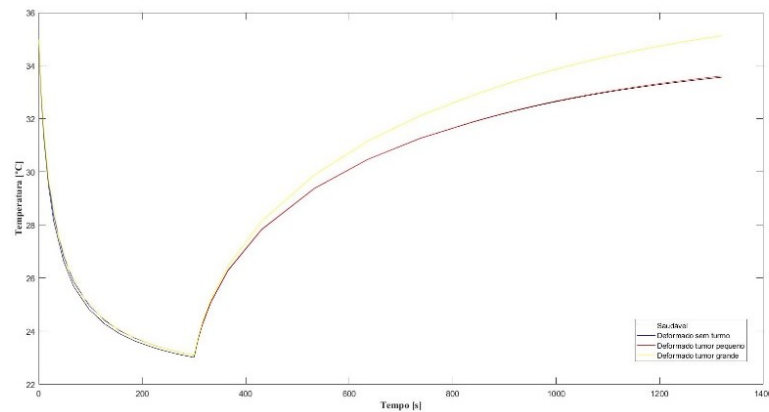
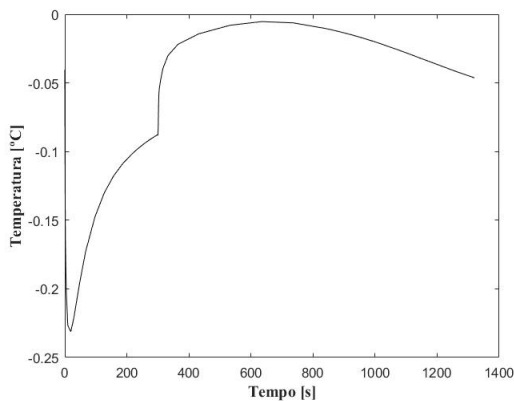
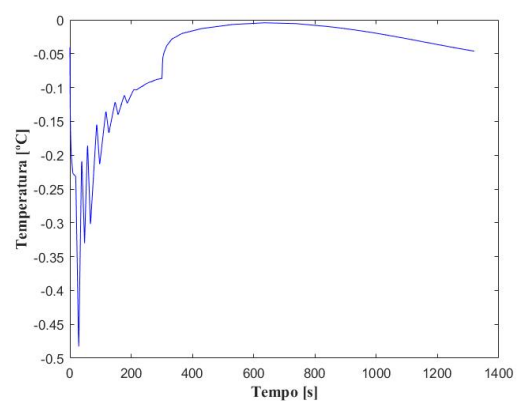


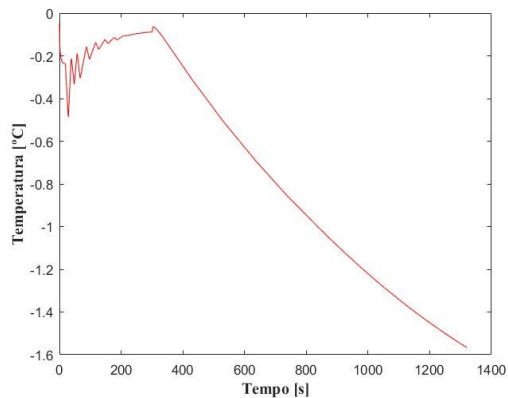
Figura 46 – Diferenças de temperaturas do ponto 4: (A) Saudável e deformado sem tumor; (B) Saudável e o deformado com tumor pequeno; (C) Saudável e deformado com tumor grande; (D) Deformado sem tumor e deformado com tumor pequeno; (E) Deformado sem tumor e deformado com tumor grande.



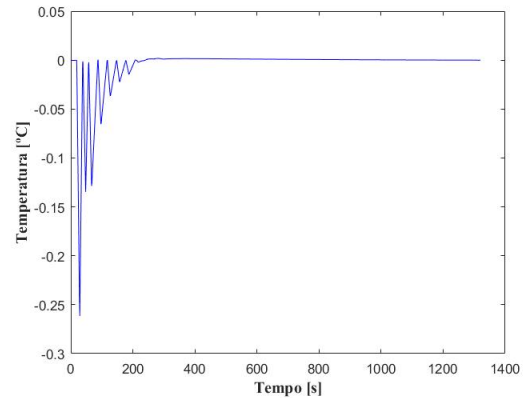
(A)



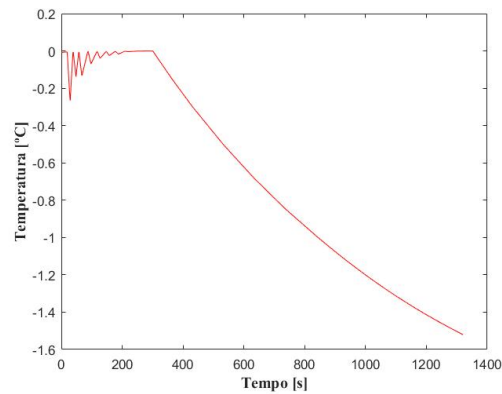
(B)



(C)



(D)



(E)

### 6.5.6 PONTO 5

A Figura 47 apresenta o desenvolvimento de temperatura do ponto 5, P5, que aparecem na Fig. 16 (A) para o modelo saudável e Fig. 16 (B) modelos deformados. Para comparar as diferenças de temperatura desse ponto nos diversos modelos foi realizado o cálculo da diferença de temperatura do modelo saudável e o deformado sem tumor, Figura 48 (A), saudável e o deformado com tumor pequeno, Figura 48 (B), saudável e o deformado com tumor grande, Figura 48 (C), deformado sem tumor e o deformado com tumor pequeno, Figura 48 (D) e, por fim, deformado sem tumor e o deformado com tumor grande, Figura 48 (E).

Figura 47 – Evolução de temperatura do ponto 5 nos modelos testados, de acordo com a legenda apresentada.

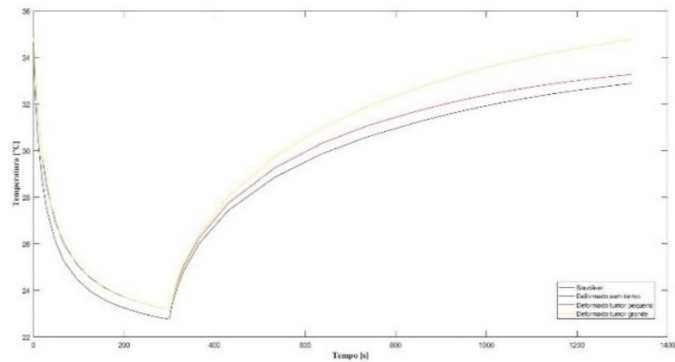
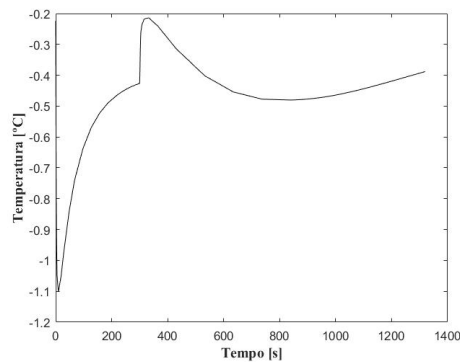
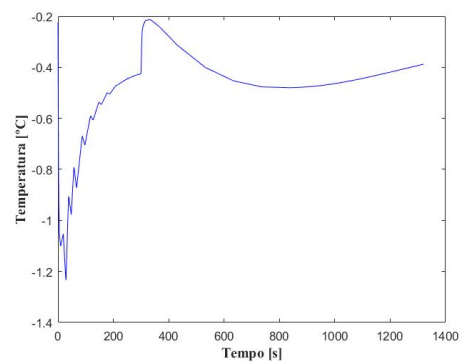


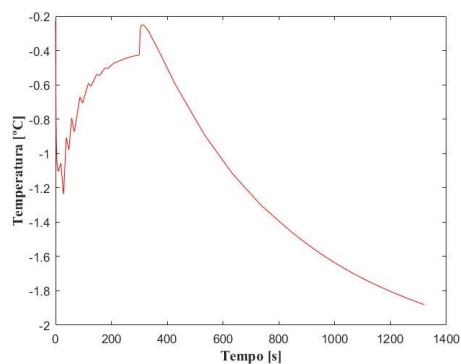
Figura 48 – Diferenças de temperaturas do ponto 5: (A) Saudável e deformado sem tumor; (B) Saudável e o deformado com tumor pequeno; (C) Saudável e deformado com tumor grande; (D) Deformado sem tumor e deformado com tumor pequeno; (E) Deformado sem tumor e deformado com tumor grande.



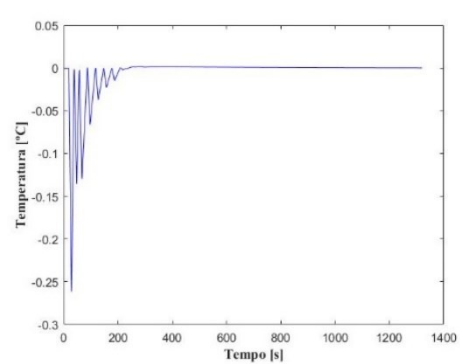
(A)



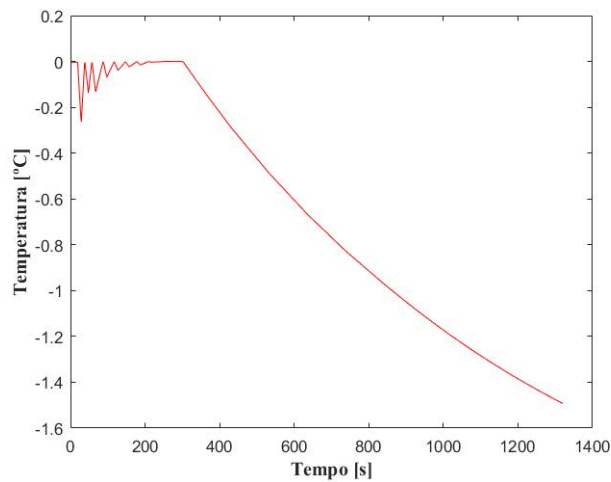
(B)



(C)



(D)



(E)

Observa-se assim que ao analisar as imagens que mostram os pontos de máxima e mínima temperatura da superfície do modelo, Figura 20, 25, 30 e 35, o ponto de máxima temperatura quando iniciam o regime transiente ficou localizado mais ao centro da superfície, após o decorrer do resfriamento o ponto mudou para região mais próxima ao tumor ou da deformação no caso que não tem tumor, enquanto que o modelo saudável o ponto quase não variou o seu lugar, sendo que no final da simulação o ponto de máxima temperatura da superfície mudou para outra região da pele. Os pontos de temperaturas mínimas se concentraram, novamente, nas regiões mais afastadas do centro do pescoço.

Ao avaliar os valores das temperaturas superficiais médias obtidas no experimento, juntamente, com a Tabela 7 e a Figura 38, é possível notar que no início do resfriamento os modelos deformados, principalmente, com presença do tumor apresentaram temperaturas superiores quando comparadas com as temperaturas do modelo saudável, no início do processo essa diferença chega a ser maior que 3 °C. À medida que o processo de resfriamento avança a diferença de temperatura acaba diminuindo, até que, praticamente, no final deste período as diferenças caem para, aproximadamente, 1,2 °C, o que ainda é considerado uma diferença significativa de temperatura, considerando que as oscilações da temperatura normal do corpo humano ao longo do dia, normalmente, não ultrapassam os 0,6 °C (Lopes, 2006). Depois do resfriamento, com as condições de contorno na pele voltando ao clima ambiente a diferença de temperatura entre os modelos ao longo do tempo começa aproximar de zero, como mostra a Figura 38.

Ao analisar as curvas de temperaturas de cada um dos cinco pontos analisados em cada geometria é possível notar que as temperaturas no modelo deformado com tumor grande



se destacam nos gráficos, apresentando as maiores temperaturas, sendo possível notar que a geração de calor provocada pelo tumor dentro do corpo humano influenciou as temperaturas superficiais do modelo como um todo.

As temperaturas máximas quando analisado o volume dos modelos testados se concentraram sempre na região mais interna do corpo humano, seja na própria glândula tireoide nos dois primeiros casos e nos últimos no tumor, devido à alta geração de calor metabólica da tireoide e ainda maior quando se trata do tumor. Enquanto as temperaturas mínimas se concentraram na camada mais externa dos modelos, pele do pescoço, que sofreu maiores efeitos do resfriamento durante os experimentos.

## 7 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foram feitas simulações utilizando o método de elementos finitos para simulação de tumores na glândula da tireoide aplicando a transferência de calor em tecidos biológicos. As simulações foram realizadas no software COMSOL® com modelos simplificados do pescoço humano e a glândula tireoide. Foram avaliadas quatro situações diferentes da glândula tireoide a primeira considerando a forma saudável da glândula, depois uma deformada, mas ainda sem a presença de um tumor e, por fim, dois outros modelos com a tireoide deformada e com tumor, variando o tamanho dele entre o um modelo mais inicial, denominado tumor pequeno, e um segundo mais avançado, tumor grande.

Os resultados deste trabalho se mostraram mais satisfatório para detecção de tumores na glândula tireoide, devido aplicação do resfriamento e o teste em regime transiente, quando comparado com os resultados obtidos por Conceição 2014, em que as condições de contorno impostas no trabalho foi somente a convecção natural e em regime permanente. O autor constatou que não era possível, a partir da medição da temperatura superficial da pele no pescoço, suspeitar da presença de um tumor naquela região uma vez que a presença do tumor não alterou significativamente a temperatura na pele.

Como as propriedades térmicas do tumor retiradas de Conceição 2014 foram apenas estimativas feitas pelo autor em uma de razão de proporcionalidade para as propriedades de um tumor na glândula mamária, isso pode ter afetado os resultados obtidos tanto positivamente quanto negativamente. Em trabalhos futuros seria interessante analisar se tais propriedades estão condizentes com a realidade encontrada em casos clínicos, caso não sejam refazer os testes feitos nessa monografia e avaliar as diferenças entre eles. Com relação ainda a perspectivas para futuros trabalhos um estudo mais detalhado dos efeitos de um resfriamento mais longo e mais curto na superfície da pele do pescoço, para obtenção de resultados cada vez mais satisfatórios. E, por fim, uma validação da metodologia proposta com experimentos em modelos físicos reais, para efeito de comparação de resultados.

## REFERÊNCIAS

ALVES, M. L., ANDRADE, J., CHERRI, J., MORIYA, T., PICCINATO, C., OKANO, N., LLORACH-VELLUDO, M. A. AND IAZIGI, N., “**Papel da termografia na seleção de nódulos tireoidianos de indicação cirúrgica**”, Arquivo brasileiro de endocrinologia e metabolismo, Volume 32, Issue 4, 1988.

AMALU, W. C.; HOBBS, W. B.; HEAD, J. F. E ELLIOT, R. L., “**Infrared imaging of the breast: A review**”, CRC Press, Taylor and Francis Group, pages 9.1-9.22. Book: Medical Infrared Imaging, editors: Nicholas A. Diakides e Joseph D. Bronzino, 2008.

American Cancer Society, “**Cânceres tireóideos diferenciados**”, Acessados em 30/09/2021. [disponível em: <http://www.cancer.org/cancer-de-tiroides/acerca/que-es-cancer-de-tiroides.html>]

**American Thyroid Association Management Guidelines for Adult Patients with Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer**”, Thyroid, Volume 26, Issue 1, pp. 1-133, 2016. [DOI: 10.1089/ thy.2015.0020].

BAHRAMIAN, F., AND MOJRA, A., “**thermal imaging of the human neck for thyroid gland detection based on ct scan images**”, in 2017 24th National and 2nd International Iranian conference on biomedical engineering (ICBME), ieee, pp. 1-6, 2017. doi: 10.1109/icbme.2017.8430276

BEZERRA, L. A., “**Uso de Imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional**”, Recife, Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Federal de Pernambuco, 70p, 2007.

BOMELI, S. R., LEBEAU, S. O. AND FERRIS, R. L., “**Evaluation of a thyroid nodule**”, Otolaryngologic clinics of North America, Volume 43, issue 2, pp. 229-238, 2010. [https://doi.org/10.1016/j.otc.2010.01.002].

BOWMAN, H. F., “**Estimation of tissue blood flow**”, IN: SHITZER, A. AND HEBERHART, R. C., HEAT TRANSFER IN MEDICINE AND BIOLOGY – ANALISYS AND

APPLICATIONS, NEW YORK, PLENUM PRESS, VOLUME 1, CHAPTER 9, PP. 193-230, 1985.

BRENNER, D. J. AND HALL, E. J., “**Computed Tomography-An Increasing Source of Radiation Exposure**”, The New England Journal of Medicine, Volume 357, Issue 29, pp. 2277-2284, 2007. [DOI: 10.1056/NEJMra072149].

BRIOSCHI, M. L., CIMBALISTA, M., COLMAN, D., NAKAGAWA, C. R., COLTRO, A. AND SILVEIRA, F. “**Benefícios da imagem digital térmica infravermelha no diagnóstico dos nódulos de tireóide**”, Arquivos de medicina, Volume 3, 121P. 161-165, 122.

CATTANEO, C. “**Sulla conduzione del calore**”. IN: SOME ASPECTS OF DIFFUSION THEORY, PP. 485-485, SPRINGER BERLIN HEIDELBERG, 2011.

CONCEIÇÃO, D. S., BERNARD, L., ORLANDE, H. AND CUNHA, S., “**Computational analysis of the temperature distribution in the cervical region around a normal or a tumorous thyroid**”. In: ENCIT - 15th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering, 2014, Belem. ENCIT - 15th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering, 2014.

DAS, K., MISHRA, S. C., 2015. “**Simultaneous estimation of size, radial and angular locations of a malignant tumor in a 3- d human breast-a numerical study**”. Journal of Thermal Biology, vol.52, pp. 147-156.

FIGUEIREDO, A.A.A., 2018. “**Uso de correlações entre temperaturas superficiais e qualificação da técnica de imagens infravermelhas para a detecção e localização de tumores de mama**”. PHD Thesis, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

GONZÁLEZ, J. R., DAMIÃO, C. P. AND CONCI, A, “**An infrared thermal images database and a new technique for thyroid nodules analysis**”, Submitted to medinfo 2017 precision healthcare through informatics, XIAMEN, CHINA, 2017.

GROS, C. AND M. GAUTHERIE, **Breast thermography and cancer risk prediction. cancer**, 1980: p. 51-56.

HAUGEN, B., ALEXANDER, E., BIBLE, K., DOHERTY, G., MANDEL, S., NIKIFOROV, Y., PACINI, F., RANDOLPH, G., SAWKA, A., SCHLUMBERGER, M., SCHUFF, K., SHERMAN, S., SOSA, J., STEWARD, D., TUTTLE, M. AND WARTOFSKY, L., “**2015**

HEAD, J. AND ELLIOTT, R., “**Infrared imaging: Making progress in fulfilling its medical promise**”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Volume 21, Issue 6, pp. 80-85, 2002. [DOI: 10.1109/MEMB.2002.1175142.

HOUDAS, Y. AND E.F.J. RING, **Human body temperature**. Plenum press, New ork, 1982.

INCA. Instituto Nacional de Câncer. Disponível em: <http://www.cdc.gov/nchs/fastats/leading-causesof-death.htm>. 2020.

ITIS FOUNDATION, disponível em: <http://www.itis.ethz.ch/>, Zurique, Suíça, 2013.

JIN, C., HE, Z. Z., YANG, Y. AND LIU, J., “**Mri-based threedimensional thermal physiological characterization of thyroid gland of human body**”, Medical engineering & physics, Volume 36, Issue 1, PP. 16-25, 2014. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.MEDENGPHY.2013.08.003](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.08.003).

KEYSERLINGK, J.R., ET AL., **Infrared imaging of breast: initial reappraisal using high-resolution digital technology in 100 successive cases of stage i and ii breast cancer. the breast journal** 1998. 4: p. 241-251.

LAHIRI, B. B., BAGAVATHIAPPAN, S., JAYAKUMAR, T. AND PHILIP, J., “**Medical applications of, infrared thermography: A review**”, Infrared Physics and Technology, Volume 55, Issue 4, pp. 221- 235, 2012. [DOI:10.1016/j.infrared.2012.03.007].

LAKHSSASSI, A.; KENGNE, E.; SEMMAOUI, H. "Modified pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis", Natural Science, v. 2, n. 12, pp. 1375–1385, 2010.

LAKHSSASSI, A.; KENGNE, E.; SEMMAOUI, H. **"Modifed pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis"**, natural science, V. 2, N. 12, PP. 1375–1385, 2010.

LAMIEN, B. **Problema de estimativa de estado no tratamento de câncer por hipertermia com aquecimento por laser diodo na faixa do infravermelho próximo**. TESE DE D.SC., COPPE/UFRJ, RIO DE JANEIRO, RJ, BRASIL, 2015.

LOPES, ANTONIO CARLOS. **Tratado de clínica médica**. São Paulo: Roca, 2006.

MATHEWS, D., FORSYTHE, V., BRADY, Z., BUTLER, W., GOERGEN, K., BYRNES, B., GILES, G., OMELI, S. WALLACE, B., ANDERSON, R., GUIVER, A., MCGALE, P., CAIN, M., DOWTY, G., BICKERSTAFFE, C. AND DARBY, C, **"Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians"**, BMJ 2013;346:f2360, 2013. [doi:<https://doi.org/10.1136/bmj.f2360>].

MAJCHRZAK, E. **"Numerical solution of dual phase lag model of bioheat transfer using the general boundary element method"**, COMPUTER MODELING IN ENGINEERING AND SCIENCES, V. 69, N. 1, PP. 43, 2010.

MAJCHRZAK, E.; TURCHAN, L. **"The general boundary element method for 3d dualphase lag model of bioheat transfer"**, ENGINEERING ANALYSIS WITH BOUNDARY ELEMENTS, V. 50, PP. 76–82, 2015.

MITRA, S.; BALAJI, C., 2010. **"A neural network based estimation of tumor parameters from a breast thermogram"**. International journal of heat and mass transfer, vol.53, n.21, pp.4714-4727.

ORDONEZ-MIRANDA, J.; ALVARADO-GIL, J. J. **"On the stability of the exact solutions of the dual-phase lagging model of heat conduction"**. NANOSCALE RESEARCH LETTERS, V. 6, N. 1, PP. 327, 2011.

ORDÓÑEZ-MIRANDA, J.; ALVARADO-GIL, J. J. "**Determination of time-delay parameters in the dual-phase lagging heat conduction model**", JOURNAL OF HEAT TRANSFER, V. 132, N. 6, PP. 61302, 2010.

PENNES, H. H. "**Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm**", Journal of Applied Physiology, v. 1, n. 9, pp. 93–122, 1948. Remonti, L., Kramer, C., Leitao, C., Pinto, L. and Gross, J., "Thyroid ultrasound features and risk of carcinoma: a systematic review and meta-analysis of observational studies", Thyroid, Volume 25, Issue 5, pp. 538-550, 2015. [doi:10.1089/thy.2014.0353].

PENNES, H. H., "**Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm**", journal of applied physiology, volume 1, issue 2, pp. 93-122, 1948.

POOR, H. Z.; MOOSAVI, H.; MORADI, A. "**Investigation on the dual-phase lag effects in biological tissues during laser irradiation**" INT. J. MECH. SYST. ENG., V. 4, N. NOVEMBER, PP. 33–46, 2014.

REHER, DR. PETER, **Anatomia do pescoço**, Especialista e Mestre em CTBMF - UFPel-RS, Doutor (PhD) em CTBMF - University of London, UFMG, disponível em: <http://www.icb.ufmg.br/mor/mof011/pescoco.pdf>

RING, E. F. J. AND AMMER, K., "**Infrared thermal imaging in medicine**", Physiological measurement, Volume 33, Issue 3, pp. 33-46, 2012.

RING, F., **Thermal imaging today and its relevance to diabetes**. Journal of diabetes science and technology 2010. 4: p. 857-862.

RODRIGUES, C., "**Análise das condições de contorno e dos termos da equação clássica de biotransferência de calor aplicada ao procedimento de crioterapia da articulação do joelho canino**", Belo Horizonte, Dissertação de mestrado, Escola de Engenharia UFMG, Universidade Federal de Minas Gerais, 143P, 2017.

SHIH, T., YUAN, P., LIN, W. AND KOU, H., “**Analytical analysis of the pennes bioheat transfer equation with sinoidal heat flux condition on skin surface**”, MEDICAL ENGINEERING & PHYSICS. VOLUME 29, PP. 946-953, 2007.

SILVA, L. F., SANTOS, A. A. S., BRAVO, R. S., SILVA, A. C., MUCHALUAT-SAADE, D. C. AND CONCI, A., “**Hybrid analysis for indicating patients with breast cancer using temperature time series**”, Computer methods and programs in biomedicine, Volume 130, pp. 142-153, 2016. [<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.03.002>].

STANDRING, S., “**Gray’s anatomy: the anatomical basis of clinical practice**”, 41st edition, elsevier health sciences. isbn: 978-0- 7020-5230-9

TAN, J.-H., ET AL., **Infrared thermography on ocular surface temperature: a review.** Infrared physics & technology, 2009. 52(4): p. 97-108.

TZOU, D. Y. “**On the thermal shock wave induced by a moving heat source**”, JOURNAL OF HEAT TRANSFER, V. 111, N. 2, PP. 232–238, 1989.

TZOU, D. Y. **Macro-to microscale heat transfer: the lagging behavior.** 2 ed. John Wiley & Sons, 2014.

VERNOTTE, P. “**Les paradoxes de la théorie continue de l’équation de la chaleur**”, COMPTES RENDUS HEBDOMADAIRES DES SEANCES DE L ACADEMIE DES SCIENCES, V. 246, N. 22, PP. 3154–3155, 1958

XUAN, Y. AND ROETZEL, W., “**Bioheat equation of the human thermal system,**” chemical engineering & technology, volume 20, number 4, pp. 268–276, 1997. [<https://doi.org/10.1002/ceat.270200407>]

WEBER J. **Thermography of thyroid body. technique, semiology and classification of thermographic images.** CTA Thermographica 1978; 3:23-29.



WEINBAUM, S. ET AL. "A NEW FUNDAMENTAL BIOHEAT EQUATION FOR MUSCLE TISSUE: PART I— BLOOD PERFUSION TERM", JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING, V. 119, N. 3, PP. 278– 288, 1997.

WESLEY, P., WARD, L., CARVALHO, G., GRAF, H., MACIEL, R., MACIEL, L. M., MAIA, A. L. AND VAISMAN, M., “**Nódulo tireoidiano e câncer diferenciado de tireóide: atualização do consenso brasileiro**”, Consenso em tireóide, Arquivos Brasileiros de Endocrinologia Metabólica, Volume 57, Issue 4, 2013.

WISLER, E. H., “**Pennes’ 1948 paper revisited**”, journal of applied physiology, volume 85, issue 1, pp. 35–41, 1998. [<https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.1.35>]