Universidade Federal do Rio de Janeiro
Escola Politécnica

# COMPARAÇÃO ENTRE O MODELO DE PENNES E DE DUPLO RETARDO PARA A BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR NA REGIÃO AO REDOR DA TIREOIDE

Tiago Pereira da Costa Bittencourt

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro.

Orientadores:
Helcio Rangel Barreto Orlande Ph.D.
Bernard Lamien D.Sc.
Leonardo Antonio Bermeo Varón, D.Sc.

Rio de Janeiro
Janeiro de 2017

***UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO***
Departamento de Engenharia Mecânica
DEM/POLI/UFRJ

# COMPARAÇÃO ENTRE O MODELO DE PENNES E DE DUPLO RETARDO PARA A BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR NA REGIÃO AO REDOR DA TIREOIDE

Tiago Pereira da Costa Bittencourt

PROJETO FINAL SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO MECÂNICO.

Aprovado por:

_____
Prof. Helcio Rangel Barreto Orlande; Ph.D. (Orientador)

_____
Prof. Albino José Kalab Leiróz; Ph.D.

_____
Prof. Marcelo José Colaço; D.Sc.

_____
Eng. Bernard Lamien; D.Sc.

_____
Eng. Leonardo Antonio Bermeo Varón; D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL.
JANEIRO DE 2017

Pereira da Costa Bittencourt, Tiago.

Comparação entre o Modelo de Pennes e de Duplo Retardo para a Biotransferência de Calor na Região ao Redor da Tireoide / Tiago Pereira da Costa Bittencourt. – Rio de Janeiro: UFRJ/ Escola Politécnica, 2017.

VI, 54 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Helcio Rangel Barreto Orlande
Bernard Lamien
Leonardo Antonio Bermeo Varón

Projeto de Graduação – UFRJ/ Escola Politécnica/ Curso de Engenharia Mecânica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 50-54.

1. Introdução 2. Revisão bibliográfica 3. Problema físico e formulação matemática 4. Resultados e discussões 5. Conclusões I. Rangel Barreto Horlande, Helcio. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola Politécnica, Curso de Engenharia Mecânica. III. Comparação entre o Modelo de Pennes e de Duplo retardo para a Biotransferência de Calor na Região ao Redor da Tireoide.

***Para minha***

***família e amigos*.**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por sempre me mostrar o caminho certo e estar sempre presente em minha vida.

Um agradecimento especial ao professor Helcio Rangel Barreto Orlande pelo tema me passado e por ser um professor e orientador muito atencioso e dedicado que destina grande parte de sua vida à comunidade acadêmica da UFRJ.

À minha mãe, pelo imensurável esforço que ela fez e faz para cuidar de mim e dos meus irmãos; por todos os ensinamentos de vida que tive com ela e por ser esse lindo exemplo para o mundo. Tudo que sou hoje devo ao seu magnífico trabalho como mãe.

Aos colegas e orientadores Leonardo e Bernard por serem sempre gentis, atenciosos e terem me ajudando muito durante esse projeto.

Ao meu amigo de infância, Ricardo, por ser um amigo incrível para todas as horas, compartilhando alegria, conselhos e ensinamentos para toda a vida. E por ter me ajudado bastante com os estudos no momento que mais precisei.

Ao meu amigo Guilherme, por todo apoio me dado, pela humildade e pelas conversas engraçadas e distrações que foram importantes nos momentos mais estressantes da UFRJ.

Aos meus grandes amigos João e Camila por fazerem desta difícil jornada na faculdade algo mais legal. Por compartilharem tanta coisa comigo e por serem pessoas incríveis sempre dispostas a ajudar.

Aos meus amigos de faculdade, Victor, Fábio, Phillipe por tantas horas incríveis compartilhadas e pela união que permitiu que conquistássemos juntos mais esse desafio.

A minha amiga Ingrid por toda atenção e ajuda nas horas difíceis, principalmente em cálculo.

Ao corpo docente e aos funcionários da Escola Politécnica por seu trabalho que mantém essa centenária escola de engenharia funcionando.

Resumo do Projeto de Graduação apresentado à Escola Politécnica/ UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro Mecânico

Comparação entre o Modelo de Pennes e de Duplo Retardo para a Biotransferência de Calor na Região ao Redor da Tireoide.

Tiago Pereira da Costa Bittencourt

Janeiro/2017

Orientadores: Helcio Rangel Barreto Orlande
Bernard Lamien
Leonardo Antonio Bermeo Varón

Curso: Engenharia Mecânica

O presente trabalho visa comparar dois modelos de biotransferência de calor – o modelo de Pennes e o modelo de Duplo Retardo – na análise computacional da distribuição de temperatura na região da tireoide (com e sem a presença de um tumor). O trabalho tem como foco a detecção de um tumor na tireoide, a partir de medidas de temperaturas superficiais na região cervical. Para esta análise computacional, o software Comsol Multiphysics foi escolhido. Duas geometrias foram utilizadas nas simulações, uma geometria normal e uma geometria deformada. O experimento simulado consistiu na aplicação de um estímulo térmico na região da tireoide e o posterior reaquecimento natural da mesma região à temperatura ambiente. Este trabalho focou em duas vertentes: o efeito da geometria e o efeito do tumor na distribuição superficial de temperatura. As conclusões foram que ambos os modelos descrevem de maneira similar a distribuição de temperatura na região em análise. A variação dos tempos de relaxação e termalização no modelo de Duplo retardo apenas preveem temperaturas menores, mantendo o mesmo perfil que o modelo de Pennes. Por fim, os resultados obtidos neste trabalho não permitiram identificar um padrão térmico na superfície da pele que possa ser relacionado a presença ou não de um tumor.

Palavras-chave: Pennes, Duplo Retardo, biotransferência de calor, tireoide, tumor.

Abstract of Undergraduate Project presented to POLI/UFRJ as a partial fulfillment for the degree of Mechanical Engineer

Comparison between Pennes and Dual Phase Lag models for the bioheat transfer along the cervical region around a healthy and a tumorous thyroid.

Tiago Pereira da Costa Bittencourt

January/2017

Advisors: Helcio Rangel Barreto Orlande
Bernard Lamien
Leonardo Antonio Bermeo Varón

Course: Mechanical Engineering

This work aims to compare two bioheat transfer models – Pennes and Dual Phase Lag models – in the computational analysis of temperature distribution around the thyroid region. This work focuses on the detection of thyroid tumors using measurements of superficial temperature taken from the cervical region. Comsol Multiphysics software was chosen as the simulation platform. Two geometries were utilized in the simulations – normal and deformed ones. The simulated experiment consisted of the application of a thermal stimulation (cooling) on the skin surface of the cervical region, followed by natural heating of the analyzed region at room temperature. This work focused on two approaches: the geometry and the tumor effects on the superficial temperature distribution. The conclusions were that Pennes and Dual Phase Lag models describe similarly the temperature distribution along the analyzed region. As the relaxation and thermalization times increase, the temperature profiles are shifted down, but maintaining the same pattern. Finally, the results obtained in this work did not reveal any thermal pattern at the skin surface to which could be related the presence of thyroid tumors.

Keywords: Pennes, Dual Phase Lag, bioheat transfer, thyroid, tumor.

# Sumário

1 Introdução ..... 1
2 Revisão bibliográfica ..... 2
2.1 Transferência de calor em tecidos humanos ..... 2
2.2 Termografia por infravermelho para detecção de tumores da tireoide .. 3
2.3 Modelos de biotransferência de calor ..... 5
3 Problema físico e formulação matemática ..... 9
3.1 Problema físico ..... 9
3.2 Geometria ..... 9
3.3 Formulação matemática ..... 13
3.3.1 Modelo de Pennes ..... 14
3.3.2 Modelo de Duplo Retardo ..... 15
4 Resultados e discussões ..... 17
4.1 Propriedades termofísicas ..... 17
4.1.1 Termo de geração metabólica de calor do tumor ..... 17
4.1.2 Tempos de termalização e relaxação ..... 18
4.2 Simulação ..... 19
4.2.1 Verificação da solução do modelo DPL ..... 19
4.2.2 Análise de convergência da malha ..... 23
4.3 Efeito da geometria ..... 25
4.3.1 Geometria normal sem tumor vs. Geometria deformada com tumor 26
4.4 Efeito do tumor na geometria deformada ..... 38
5 Conclusões ..... 48
6 Referências ..... 50

# 1 Introdução

Nas últimas décadas, o câncer tem se tornado um grave problema mundial. É estimado que a ocorrência de câncer continue crescendo, principalmente nos países em desenvolvimento. Há uma previsão de que em 2025, tenha-se mais de 20 milhões de novos casos de câncer no mundo (STEWART; WILD, 2014). Sendo assim, é importante que novos estudos sobre o assunto aconteçam, que esforços sejam feitos para que métodos atuais de diagnóstico e cura sejam constantemente melhorados e, além disso, novos métodos de detecção e de tratamento sejam descobertos.

A análise de transferência de calor em tratamentos e diagnósticos de algumas doenças como o câncer tem ganhado mais força recentemente graças a revolução tecnológica que vem acontecendo. Essa revolução tem aumentado o acesso a certos tipos de equipamentos que antes eram muito caros e tem otimizado outros equipamentos que tinham suas funções bem limitadas (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011).

O câncer na tireoide, embora não tenha uma incidência tão grande ("Estimativa/2016 - Incidência de Câncer no Brasil", 2015), permite a tentativa de detectá-lo através de uma análise térmica da superfície da pele da região cervical. Isso é possível pois a tireoide está relativamente próxima à superfície da pele. Logo, há uma chance de que tal tipo de tumor afete a superfície da pele próxima a ele.

Existem atualmente vários modelos que são utilizados na biotransferência de calor. O primeiro criado, e provavelmente o mais utilizado atualmente, é o modelo de Pennes, porém, devido a algumas limitações existentes nesse modelo, outros modelos têm sido desenvolvidos ao longo do tempo. Um modelo que vem ganhando bastante interesse da comunidade acadêmica é o modelo de Duplo Retardo (POOR; MOOSAVI; MORADI, 2014). Estudos têm sido realizados para entender o efeito do Duplo Retardo nos problemas de biotransferência de calor (XU; SEFFEN; LU, 2008; ZHOU; CHEN; ZHANG, 2009).

Assim, esse projeto tem como objetivo a comparação do modelo de Pennes e o modelo de Duplo Retardo na análise computacional da transferência de calor na região ao redor da tireoide, com e sem a presença de um tumor. Por fim, através dos resultados obtidos, procura-se concluir se é possível ou não detectar um tumor na tireoide através de uma análise térmica da superfície da pele próxima a ela.

# 2 Revisão bibliográfica

## 2.1 Transferência de calor em tecidos humanos

Nas últimas décadas, o câncer tem se tornado um grave problema mundial (BEZERRA et al., 2013). É estimado que a ocorrência de câncer continue aumentando nos próximos anos, principalmente nos países em desenvolvimento. De acordo com o World Cancer Report de 2014 (STEWART; WILD, 2014), há uma previsão de que em 2025, tenha-se mais de 20 milhões de novos casos de câncer no mundo. De acordo com o INCA, está previsto a ocorrência de 600 mil novos casos de câncer no Brasil nos anos de 2016 e 2017 ("Estimativa/2016 - Incidência de Câncer no Brasil", 2015). Sendo assim, é notório que os atuais métodos de cura e prevenção devem ser constantemente melhorados, e outros devem ser desenvolvidos, para que os métodos de prevenção e cura se tornem mais eficazes.

O uso da energia térmica em processos terapêuticos ocorre desde a antiguidade (HABASH et al., 2006a). Porém, estudos nesta área sofreram maiores avanços a partir dos anos 70, em laboratórios com ênfase em biologia e radiação (DIEDERICH, 2005). Apesar do futuro aparentemente promissor, por volta dos anos 90, limitações tecnológicas como a falta de equipamentos adequados e a dificuldade de se alcançar um tratamento apropriado de destruição de células por calor, fizeram com que o interesse nessa área de pesquisa fosse sendo perdido (DEWHIRST et al., 2005). A análise de transferência de calor em tratamentos e em diagnósticos de algumas doenças voltou a ganhar interesse recentemente. Um dos motivos é a atual evolução tecnológica, que tem permitido a utilização de nanopartículas (BERMEO VARON; BARRETO ORLANDE; ELIÇABE, 2015; CHENG; HERMAN, 2014; PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011).

A análise térmica pode ser conduzida por duas finalidades: tratamento (termoterapia) e diagnóstico (termografia) de doenças. As duas serão discutidas a seguir.

A hipertermia – um tipo de termoterapia – é o processo de elevação da temperatura de um local específico ou de todo o corpo acima da temperatura normal e por um tempo determinado com fins terapêuticos. Geralmente, as temperaturas de interesse estão entre 40-45°C. Ela pode ser aplicada sozinha ou em conjunto com outros tipos de tratamentos de câncer, como radioterapia e quimioterapia (HABASH et al., 2006b). O estudo de terapias envolvendo hipertermia ganhou recente interesse graças ao avanço dos nanomateriais. Novas pesquisas estão sendo realizadas com o objetivo

de se criarem nanopartículas com boas propriedades óticas e térmicas adequadas, capazes de se concentrar no tumor e, assim, aumentar a eficiência das termoterapias, já que essas partículas possibilitam que a temperatura do tumor aumente mais rápido do que a temperatura dos tecidos saudáveis, evitando assim, danos aos tecidos saudáveis durante o tratamento (EL-SAYED; HUANG; EL-SAYED, 2005; O'NEAL et al., 2004). Nanopartículas de metais nobres e nanoestruturas de ouro são alguns exemplos de nanomateriais utilizados para este fim (EL-SAYED; HUANG; EL-SAYED, 2005; O'NEAL et al., 2004). Como as termoterapias podem levar a danos térmicos de células sãs, um bom entendimento do transporte de calor na região sob tratamento é de suma importância, justificando, assim, recentes estudos de biotransferência de calor (EL-SAYED; HUANG; EL-SAYED, 2005; LAMIEN et al., 2014; O'NEAL et al., 2004).

A termografia na medicina consiste na quantificação da radiação emitida na faixa do infravermelho do espectro eletromagnético (0,75-10 µm) pela superfície da pele. Isso é feito através de imagens captadas por câmeras térmicas e os resultados são usados para o diagnóstico de anomalias em seres vivos (BEZERRA et al., 2013; PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). A termografia é uma técnica interessante pois ela é não-invasiva, rápida, barata e pode ser executada de maneira simples. (BEZERRA et al., 2013). O crescente interesse da comunidade científica por este procedimento no diagnóstico de tumores se deve a grande modernização que as câmeras térmicas tem sofrido nos últimos anos e ao avanço da tecnologia em computação e em processamento de imagens (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). A termografia já vem sendo utilizada na medicina como uma forma de diagnóstico. A med-hot, por exemplo, é uma empresa que oferece o serviço de interpretação de imagens em infravermelho para saúde cardiovascular, saúde dental, sinusites e alergias, saúde da tireoide, saúde da mama, dentre outros. Além disso, pesquisas com o uso da termografia para o diagnóstico de câncer de mama e melanomas já foram realizadas com sucesso (CRISTOFOLINI et al., 1976; DI CARLO, 1995; HARTMANN; KUNZE; FRIEDEL, 1981; SANTA CRUZ et al., 2009). Por ser um procedimento promissor e por ser focado na análise térmica superficial, a termografia pode ser estudada para o caso de uma tireoide contendo um tumor, pois a tireoide é uma glândula que está localizada próxima à superfície da pele.

## 2.2 Termografia por infravermelho para detecção de tumores da tireoide

De acordo com ("Estimativa/2016 - Incidência de Câncer no Brasil", 2015), o câncer de tireoide tem uma das maiores taxas de sobrevida; sua ocorrência é mais

presente em pessoas do sexo feminino – representa 2% a 5% de câncer entre mulheres; para o sexo masculino, sua ocorrência representa menos de 2%; para o ano de 2016, é estimado que se tenha 1.090 novos casos entre os homens e 5.870 novos casos entre as mulheres. Por mais que seu diagnóstico tenha sido melhorado constantemente, este ainda se dá principalmente por via de biopsia – um processo invasivo, desconfortável para o paciente e que pode levar até uma semana para gerar um resultado ("Estimativa/2016 - Incidência de Câncer no Brasil", 2015; PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011; SILVA et al., 2014). Assim, torna-se importante o estudo de outras técnicas que sejam rápidas e não invasivas para o diagnóstico de tumores.

Algumas disfunções, como o hipertireoidismo, frequentemente induzem uma alta variação local de temperatura na superfície do pescoço, assim como acredita-se que um tumor – quando localizado próximo à superfície da pele – tenha a mesma capacidade. Ambos são vistos como potenciais indicadores em diagnósticos via análise térmica. Como mencionado anteriormente, a termografia infravermelha é um método barato, não-invasivo e ausente de contato (JIN et al., 2014).

Alguns resultados positivos já foram obtidos para outros tipos de câncer, como em (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). Eles demonstraram resultados promissores da utilização de imagens em infravermelho para o diagnóstico do melanoma. Foi concluído que há uma diferença de temperatura entre o tecido saudável e o tecido doente, que pode ser percebida nas imagens e que a termografia pode ser usada futuramente para diagnósticos mais rápidos que auxiliariam na escolha de se fazer uma biopsia ou não. JIN et al. (2014) criaram um modelo tridimensional baseado em imagens de ressonância magnética das manifestações térmicas relacionadas com a patofisiologia da tireoide. Eles tentam de uma maneira mais precisa demonstrar como a temperatura da tireoide e, consequentemente da pele, são afetadas pelos vasos sanguíneos, respiração e estímulos térmicos. Por fim, concluem que o uso da termografia para o monitoramento de alterações funcionais é possível. Sendo assim, a aplicação da termografia no diagnóstico de câncer na tireoide tem ganhado uma importância considerável, o que justifica o presente trabalho.

Há basicamente dois tipos de termografia para o uso em diagnósticos: a estática e a dinâmica (CETINGÜL; HERMAN, 2010). Na forma estática, as imagens em infravermelho são obtidas com a região analisada em regime permanente. Já na forma dinâmica, as imagens são coletadas com a região em análise no regime transiente (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). Para que o local analisado deixe o regime permanente, um estímulo térmico é aplicado à superfície da pele. Geralmente, um tumor

apresenta propriedades diferentes daquelas de um tecido saudável; eles são caracterizados por terem maior atividade metabólica e maior perfusão sanguínea, de modo que a temperatura do tumor é maior do que a temperatura dos tecidos saudáveis (SONG, 1984). Isso se dá pois, quando um tecido se torna doente, seu crescimento e desenvolvimento sai do controle do sistema biológico, ocorrendo processos anormais como: excesso de metabolismo, crescimento descontrolado de células e a proliferação de vasos sanguíneos. (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). São essas diferenças de propriedades que tornam essas técnicas atrativas.

Por mais que um tumor tenha uma temperatura maior do que a do tecido saudável em sua volta, o método estático geralmente requer um longo tempo até que o regime permanente possa ser alcançado. Além disso, dependendo da localização e do tamanho do tumor, o contraste térmico entre os dois tecidos costuma ser menor no regime permanente quando comparado com o regime transiente (CHENG; HERMAN, 2014). Nesse caso, é mais interessante aplicar o método transiente, pois ele se baseia no princípio de que quando a superfície é aquecida ou resfriada, obtém-se um contraste térmico de relativa fácil detecção em algumas regiões. Esse contraste aparece pelo fato do tecido maligno ter propriedades térmicas diferentes, fazendo com que ele apresente uma recuperação de temperatura mais rápida que a dos tecidos saudáveis (PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011; SANTA CRUZ et al., 2009).

Como citado por SANTA CRUZ et al. (2009), a aplicação da termografia infravermelha com estímulo térmico visando o contraste térmico foi descrito por um grupo italiano (DI CARLO, 1995). O estímulo térmico pode ser obtido de várias formas. No caso de um resfriamento, por exemplo, usando um líquido gelado, um tecido banhado à água gelada, gelo, jato de ar frio, etc. O tempo de aplicação do estímulo dura em média alguns segundos, podendo passar de um minuto (CHENG; HERMAN, 2014; PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). CHENG; HERMAN (2014) fizeram um trabalho comparando três métodos de resfriamento com diferentes tempos de aplicação. Os métodos utilizados foram resfriamento à temperatura constante, tecido banhado a água e resfriamento convectivo.

## 2.3 Modelos de biotransferência de calor

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). O modelo de PENNES (1948) é dado por:

$$\rho(x,y,z)c(x,y,z)\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = \\ = \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)] \\ + \rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)] + Q_m(x,y,z) \tag{2-1}$$

Na equação, $\rho, c\ e\ k$ representam a massa específica, o calor específico e a condutividade térmica do tecido, respectivamente; o subscrito “b” é utilizado para sinalizar que as propriedades em questão são as do sangue; $\omega_b$ é o coeficiente de perfusão sanguínea e $Q_m$ é o calor gerado devido à atividade metabólica; $T_b$ é a temperatura do sangue arterial e $T$ é a temperatura do tecido num determinado ponto e instante. É importante notar que Pennes agregou toda a influência da perfusão sanguínea no segundo termo na direita da equação e a influência do metabolismo celular no terceiro termo na direita (PENNES, 1948). Como pode ser visto na equação 2-1, a influência da perfusão sanguínea é proporcional à diferença entre a temperatura arterial e a temperatura de um ponto do tecido.

Por mais que o modelo de Pennes seja amplamente utilizado com grande êxito para diversos problemas, ele apresenta algumas limitações. Uma estratégia usada para contornar alguns desses problemas é a modificação do modelo de Pennes. Com o objetivo de levar em consideração a variação da porosidade do tecido e a dispersão do sangue, XUAN; ROETZEL (1997), (1998) modificaram o modelo de Pennes a partir da teoria dos meios porosos com base em dois princípios: o de equilíbrio térmico local e o de não equilíbrio térmico local. Outra modificação foi feita por WEINBAUM et al. (1997), onde um fator de correção que é função da seção transversal vascular foi acrescentado no termo de perfusão sanguínea, para que o modelo pudesse ser utilizado na análise de transferência de calor em músculos (LAMIEN, 2015).

Outras limitações do modelo de Pennes são devidas a algumas das suposições presentes na equação de biotransferência de calor. O modelo de Pennes é derivado da lei de Fourier (eq. 2-2).

$$\boldsymbol{q} = -k\nabla T \tag{2-2}$$

Este modelo supõe que quando um gradiente de temperatura é imposto num dado momento, um fluxo de calor aparece instantaneamente. Em outras palavras, a

velocidade de propagação de calor no tecido é vista como infinita (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010; POOR; MOOSAVI; MORADI, 2014). Essa suposição em alguns casos não é válida: quando existe um alto fluxo de calor, quando o processo estudado envolve curtos períodos de tempo ou quando se lida com baixas temperaturas. (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010; POOR; MOOSAVI; MORADI, 2014). O que de fato acontece é que o sangue e o tecido não estão em equilíbrio térmico. Com isso, o sangue troca calor com o tecido, gerando um atraso entre o gradiente de temperatura e o fluxo de calor. Com isso, alguns métodos derivados da equação de Pennes são propostos para contornar esses problemas, como o Duplo Retardo (DPL) e o modelo da onda térmica.

Como explicado anteriormente, o modelo de Pennes se baseia numa velocidade infinita da propagação de calor, eliminando qualquer diferença entre causa e efeito, o que gera resultados errôneos para alguns casos. Quando as escalas de tempo e espaço são bem pequenos, o modelo de biotransferência de calor demonstra grande inconsistência (ORDONEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2011). Pensando em contornar essas limitações, CATTANEO, (1948) e VERNOTTE, (1958) desenvolveram independentemente um modelo onde a lei de Fourier foi modificada para levar em conta uma velocidade finita de propagação de calor. O que eles fizeram foi considerar $\tau_q$, denominado tempo de relaxação térmica do fluxo de calor. A equação final obtida por eles é chamada de equação de Cattaneo–Vernotte que é dada por:

$$\tau_q \frac{\partial \mathbf{q}}{\partial t} + \mathbf{q} = -k\nabla T \tag{2-3}$$

Ela é uma equação de condução de calor hiperbólica e prevê um comportamento de onda para a transferência de calor (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010). Onde $\tau_q$ é o tempo de relaxação, $k$ é a condutividade térmica, ambos do material; $\mathbf{q}$ é o vetor fluxo de calor por condução. O tempo de relaxação pode ser interpretado como o tempo de resposta do fluxo de calor quando um gradiente de temperatura é gerado. Nesse caso, a onda térmica se propaga com velocidade finita (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010; POOR; MOOSAVI; MORADI, 2014). Embora essa equação elimine o problema da velocidade infinita da propagação de calor, ela não elimina a questão da existência de uma resposta instantânea entre o gradiente de temperatura e o transporte de energia, além de assumir que o gradiente de temperatura é sempre a causa e o transporte de calor o efeito (MAJCHRZAK, 2010; TZOU, 2014). Com o objetivo de anular os dois problemas restantes, o modelo de Duplo Retardo foi proposto

por Tzou (TZOU, 1989, 2014). Um segundo termo $\tau_t$ (tempo de termalização) é adicionado à equação constitutiva. Depois de se utilizar a aproximação por série de Taylor de primeira ordem, uma equação contendo uma derivativa de segunda ordem no tempo e uma derivativa mista de ordem superior em ambos tempo e espaço é obtida. A equação é expressa abaixo (MAJCHRZAK, 2010; MAJCHRZAK; TURCHAN, 2015):

$$c(x,y,z)\left[\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t}+\frac{\tau_q \partial^2 T(x,y,z,t)}{\partial t^2}\right]= \tag{2-4}$$
$$= \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)]+\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial \nabla^2 T(x,y,z,t)}{\partial t}$$
$$+\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)$$
$$+\frac{\tau_q \partial\{\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)\}}{\partial t}$$

O termo $\tau_t$ pode ser interpretado como o tempo de resposta que se leva, a partir do início da condução de energia, para se obter um gradiente de temperatura (XU; SEFFEN; LU, 2008). Assim, a determinação de causa e efeito vai depender do tamanho dos tempos de relaxação e termalização. Quando $\tau_q < \tau_t$, o fluxo de calor induz o gradiente de temperatura e quando $\tau_q > \tau_t$, o gradiente de temperatura resulta num fluxo de calor através do material (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010). Por causa da presença dos tempos $\tau_q$ $e$ $\tau_t$ no modelo de DPL, a transferência de calor em tecidos com um alto grau de heterogeneidade é descrita de maneira mais acurada por este modelo. Isso se deve ao fato de que a energia – por causa da não homogeneidade do tecido – demora um certo tempo para ser transportada (KAMINSKI, 1990; OZISIK; TZOU, 1994). Outra situação onde o modelo DPL é candidato a obter melhores resultados é quando é necessário levar em consideração a resposta da microescala no espaço. Ela é levada em consideração com o uso do $\tau_t$ (MAJCHRZAK, 2010). Um problema desse modelo é que não é trivial se calcular ou medir os tempos de relaxação e termalização e poucos métodos de obtenção desses parâmetros estão disponíveis atualmente (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010). Dentre algumas estratégias propostas pela comunidade científica, está a proposta por (ORDÓÑEZ-MIRANDA; ALVARADO-GIL, 2010), onde oscilações da amplitude e fase normalizadas do componente espacial da temperatura da superfície são utilizadas para se determinar os tempos de atraso. Outros pesquisadores também desenvolveram métodos de medição desses tempos (WANG; XU; ZHOU, 2001; WANG; ZHOU, 2001).

# 3 Problema físico e formulação matemática

## 3.1 Problema físico

Como apresentado anteriormente, este trabalho tem como objetivo a análise de transferência de calor da região da tireoide com e sem tumor utilizando dois modelos de biotransferência de calor. Isso é importante, pois essas análises podem mostrar se é possível ou não a identificação de um tumor via termografia, e se possível, como identificá-lo. Tendo isso em mente, uma rotina foi criada a fim de se obter todas essas respostas. Isso gerou três estágios com sistemas de equações distintos. A proposta foi de analisar termicamente uma seção do pescoço humano durante esses três estágios. Um modelo geométrico simplificado foi desenvolvido no SolidWorks para esta aplicação. As geometrias utilizadas neste estudo encontram-se na Figura 3.6 e na Figura 3.7 e serão discutidas detalhadamente na seção seguinte.

Primeiramente, foi definido que a seção do pescoço atingiria o regime permanente. Isso pode ser interpretado como se um paciente permanecesse imóvel no consultório por alguns minutos até que a região do pescoço atingisse o equilíbrio térmico. Em seguida, a região do pescoço seria resfriada aplicando-se na pele uma temperatura constante $(0°C)$ por 30 segundos. Pode-se imaginar essa situação como tendo um saco de gelo no pescoço do paciente por 30 segundos. Por fim, foi definido que essa região seria aquecida à temperatura ambiente por 300 segundos. Para a análise presente neste trabalho, é importante que se atinja o regime permanente, pois este serve como condição inicial para o segundo estágio (resfriamento). O estado alcançado no final do resfriamento serve como condição inicial para o aquecimento. A ideia por trás deste resfriamento é que, teoricamente, o tumor tem um comportamento térmico diferente de um tecido saudável, devido às suas propriedades térmicas distintas, e este comportamento é mais perceptível quando a região onde o tumor está localizado sofre um estímulo térmico. Em outras palavras, espera-se que com o estímulo térmico (resfriamento), seja mais fácil detectar o tumor através da análise térmica da superfície da pele do pescoço durante o reaquecimento.

## 3.2 Geometria

Este trabalho é uma continuação do trabalho de conclusão de curso de CONCEIÇÃO (2014). As geometrias utilizadas neste trabalho são as mesmas geometrias utilizadas no trabalho dele, porém, com algumas modificações. A modelagem geométrica feita por CONCEIÇÃO (2014) foi baseada em figuras obtidas em um atlas do corpo humano (SOBOTTA, 2000), notas de aula (REHER, 2006;

RODRIGUES, 2008), no site Healthline (“HEALTHLINE BODY MAPS”, 2014) e, principalmente, nos conselhos do profissional de medicina cirúrgica (“Comentários fornecidos pelo Dr. Silvio Henrique da Cunha”, 2014). As figuras utilizadas como base para a modelagem das geometrias encontram-se abaixo (Figura 3.1, Figura 3.3, Figura 3.2 e Figura 3.4):

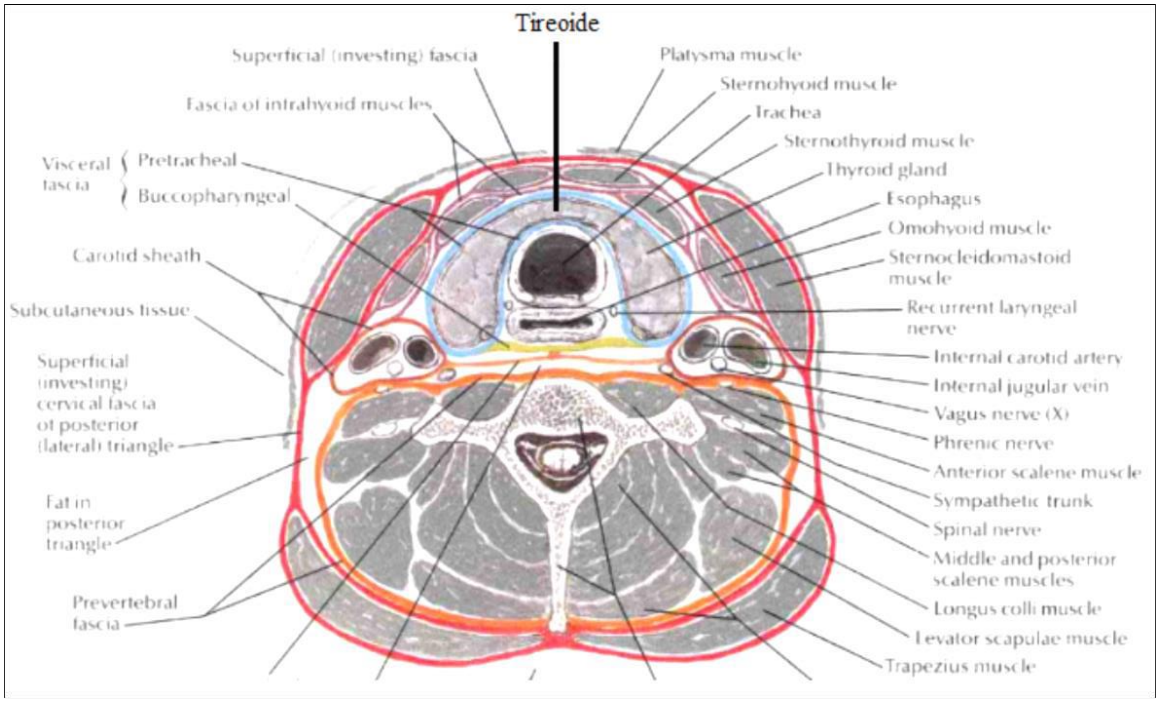


**Figura 3.1:** Corte transversal da região cervical (REHER, 2006).

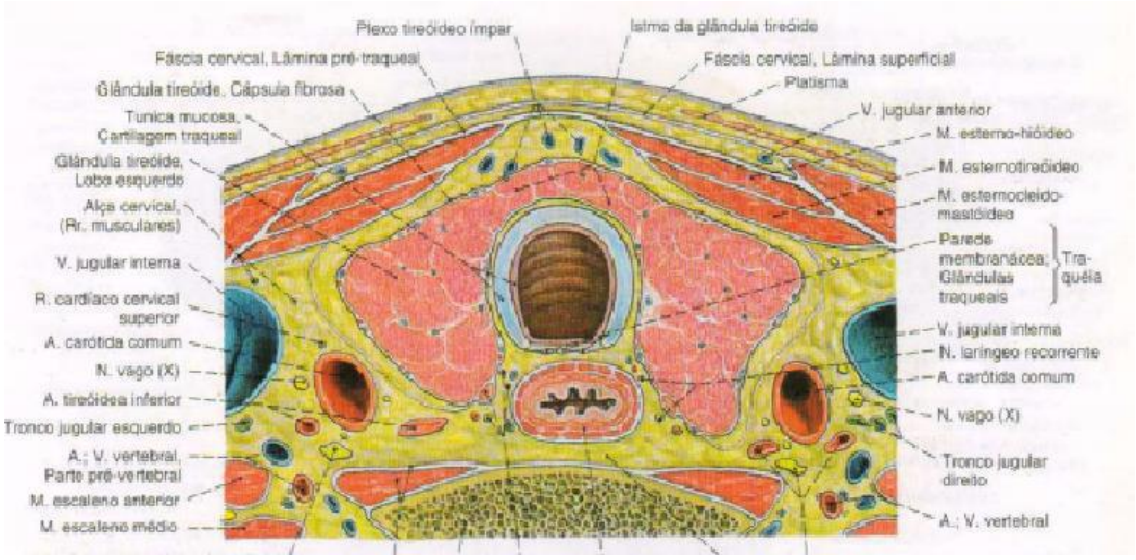


**Figura 3.2:** Imagem utilizada por CONCEIÇÃO (2014) para a obtenção as medidas da forma da tireoide (SOBOTTA, 2000).

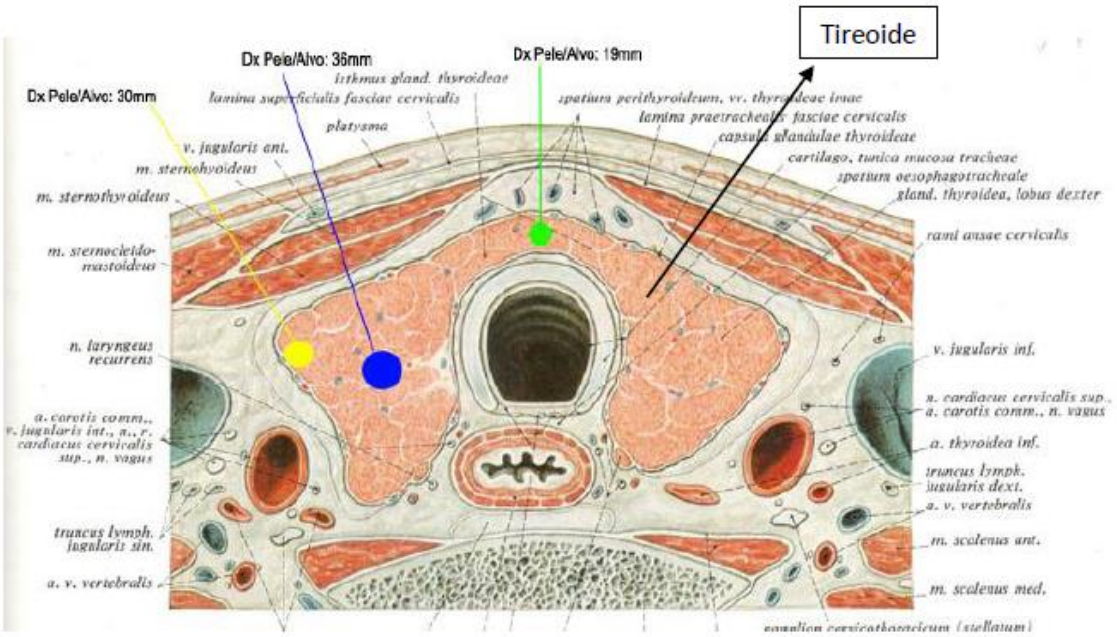


**Figura 3.3:** Corte transversal da região cervical com algumas distâncias fornecidas pelo médico cirurgião (“Comentários fornecidos pelo Dr. Silvio Henrique da Cunha”, 2014).

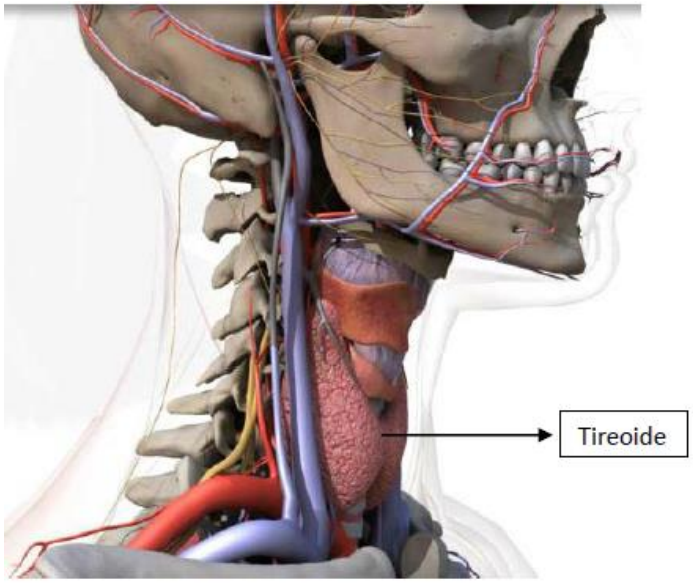


**Figura 3.4:** Vista lateral localizada junto a traqueia (“HEALTHLINE BODY MAPS”, 2014).

Essas geometrias foram criadas com o intuito de estarem o mais próximo possível da realidade. Elas consistem na modelagem simplificada de uma seção do pescoço humano, contendo uma camada de pele, uma de gordura, uma de músculo e a tireoide. A Figura 3.5 mostra as partes consideradas na geração do modelo. Algumas simplificações foram feitas visando simplificar a geometria e facilitar a geração de malha (CONCEIÇÃO, 2014).

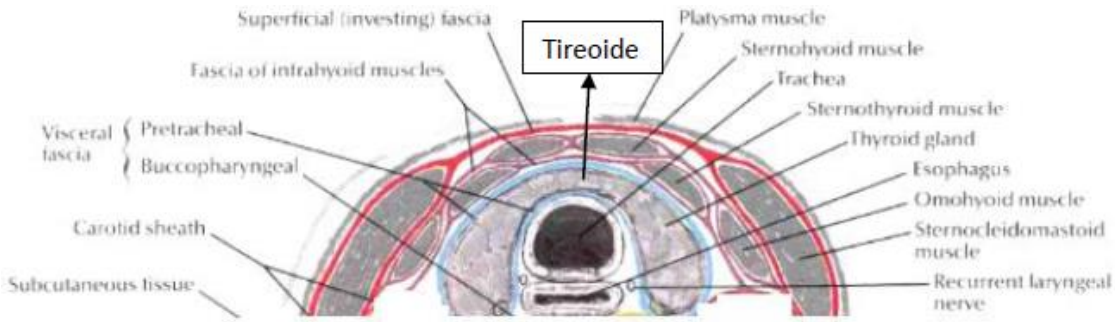


**Figura 3.5:** Vista superior das partes utilizadas por CONCEIÇÃO, (2014) para a geração da geometria no SolidWorks.

Três geometrias são consideradas neste trabalho:

- Geometria modelada originalmente, sem deformações e sem tumor.
- Geometria com deformação na tireoide e sem tumor.
- Geometria com deformação na tireoide e com a presença do tumor.

A geometria deformada surge a partir de modificações feitas na geometria normal devido a suposição de que o tumor deformaria a tireoide. Consequentemente, a geometria sofreu um aumento de tamanho na região em volta do tumor devido a deformação causada por ele. Esse pedaço extra pode ser visto na Figura 3.7. A diferença entre as geometrias originais utilizadas no trabalho de CONCEIÇÃO (2014) e as geometrias presentes neste estudo está principalmente na camada de gordura. Foi constatado que ela estava muito grossa, por isso, foi decidido afiná-la. Por causa disso, algumas dimensões tiveram que sofrer pequenas alterações, apenas para que a geometria mantivesse sua proporção.

O tumor foi assumido como sendo um elipsoide. A modelagem deste foi feita no próprio Comsol. Através do programa, um elipsoide (a = 0,004 m, b = 0,15 m, c = 0,007 m) foi adicionado à geometria.  As duas geometrias com as devidas indicações de seus componentes estão na Figura 3.6 e Figura 3.7:

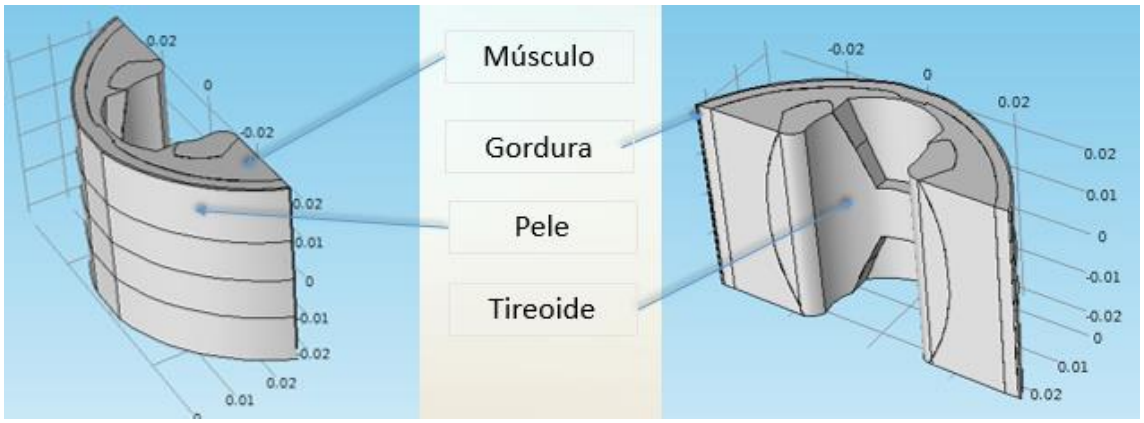


**Figura 3.6:** Geometria normal com a indicação de seus componentes.

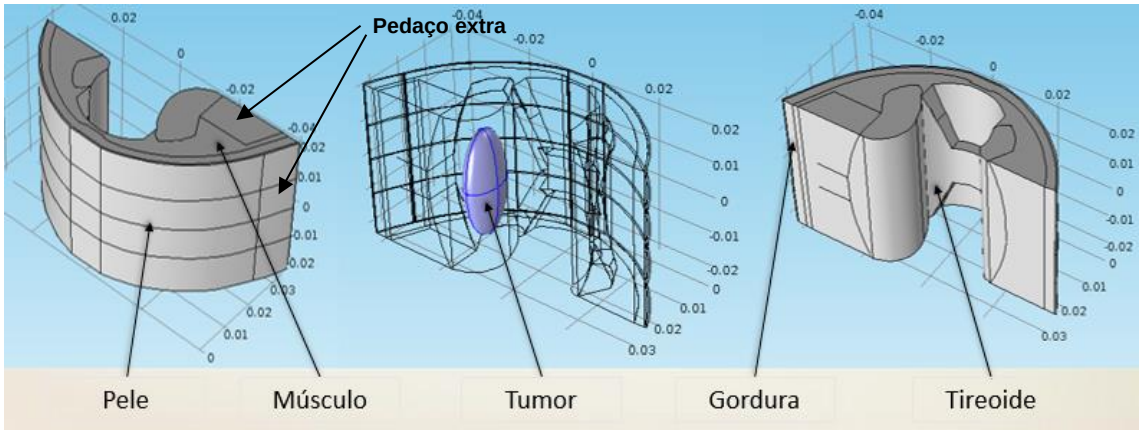


**Figura 3.7:** Geometria deformada com a indicação de seus componentes.

## 3.3 Formulação matemática

Como mencionado anteriormente, o estudo foi dividido em três estágios e foram analisados os modelos de Pennes e de Duplo retardo. O conjunto de equações varia de estágio para estágio e de modelo para modelo. No regime permanente, as equações utilizadas foram as equações gerais, mas com $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$. Para a superfície da pele ($\Gamma_2$), a condição de contorno assumida foi a convecção natural com o ar ambiente. Para as demais superfícies ($\Gamma_1$), foi assumido isolamento térmico. Foi considerado isolamento térmico para as superfícies superior e inferior de $\Gamma_1$, pois a geometria foi assumida como longa o suficiente na vertical para se obter camadas de tecido semi-infinitas de tal modo que o efeito térmico do tumor fosse desprezível nas camadas superiores e inferiores. Foi considerado isolamento térmico para a superfície frontal do conjunto de superfícies $\Gamma_1$, pois foi desconsiderado a influência da traqueia na transferência de calor do modelo. Essa influência foi desconsiderada pois objetivou-se intensificar a influência do tumor

na distribuição de temperatura na superfície da pele. Se a influência da traqueia fosse considerada, talvez a influência do tumor na distribuição de temperatura na superfície da pele fosse amenizada por ela. As superfícies $\Gamma_1$ $e$ $\Gamma_2$ são apresentadas na Figura 3.8 e na Figura 3.9. No caso do resfriamento, temperatura prescrita foi a condição de contorno escolhida para a superfície da pele. Isolamento térmico foi aplicado às demais superfícies. Por fim, no aquecimento, as condições de contorno aplicadas foram as mesmas utilizadas para o cálculo no regime permanente.

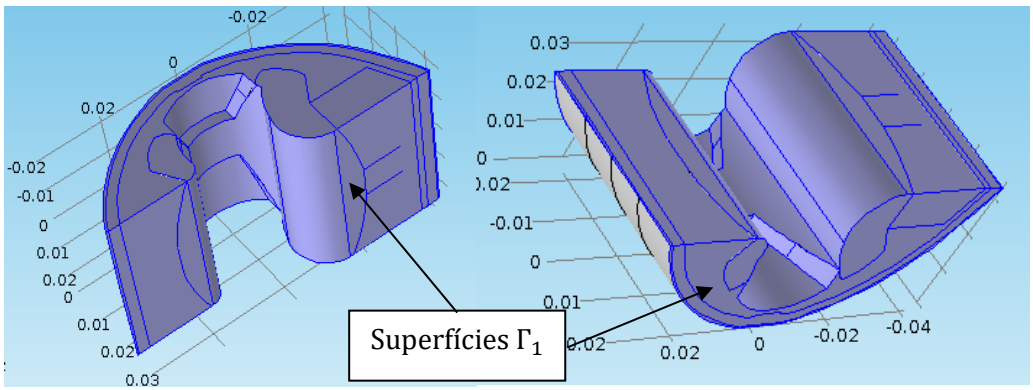


**Figura 3.8:** Superfícies $\Gamma_1$ destacadas em azul. As superfícies são as mesmas independente da geometria utilizada.

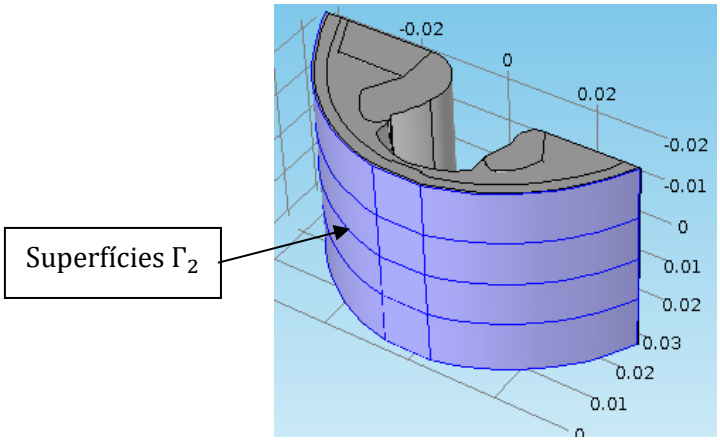


**Figura 3.9:** Superfície $\Gamma_2$ destacada em azul. A superfície é a mesma independente da geometria utilizada.

## 3.3.1 Modelo de Pennes

Para o regime permanente, a seguinte equação com suas condições de contorno foi utilizada:

$$0 = \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z)] + \rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z)] + Q_m(x,y,z) \quad (3\text{-}1)$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : \ -\mathbf{n} \cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z}) = 0 \quad (3\text{-}2)$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : \ -\mathbf{n} \cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z}) = \mathrm{h}(\mathrm{T}_{\mathrm{ext}} - T(x,y,z)) \quad (3\text{-}3)$$

Para o resfriamento temos:

$$\rho(x,y,z)c(x,y,z)\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = \tag{3-4}$$
$$= \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)]$$
$$+ \rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)] + Q_m(x,y,z)$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z},t) = 0 \tag{3-5}$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : T(x,y,z,t) = 273.15K, 0 \leq t \leq 30\ s \tag{3-6}$$

Condição inicial: resultado do regime permanente.

Para o aquecimento temos:

$$\rho(x,y,z)c(x,y,z)\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = \tag{3-7}$$
$$= \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)]$$
$$+ \rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)] + Q_m(x,y,z)$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z},t) = 0 \tag{3-8}$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z},t) = \mathrm{h}(\mathrm{T_{ext}} - T(x,y,z,t)) \tag{3-9}$$

Condição inicial: resultado obtido no final do resfriamento.

onde (MAJCHRZAK; TURCHAN, 2015):

$$Q_m = Q_{met} \times 3^{\frac{T(x,y,z,t)-T_b}{10}} \tag{3-10}$$

### 3.3.2 Modelo de Duplo Retardo

Para o regime permanente, a seguinte equação com suas condições de contorno foi utilizada:

$$0 = \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z)] + \rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z)] + Q_m(x,y,z) \tag{3-11}$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z}) = 0 \tag{3-12}$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z}) = \mathrm{h}(\mathrm{T_{ext}} - T(x,y,z)) \tag{3-13}$$

Para o resfriamento temos:

$$c(x,y,z)\left[\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t}+\frac{\tau_q \partial^2 T(x,y,z,t)}{\partial t^2}\right]= \tag{3-14}$$

$$= \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)]+\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial \nabla^2 T(x,y,z,t)}{\partial t}$$

$$+\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)$$

$$+\frac{\tau_q \partial\{\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)\}}{\partial t}$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : \ -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z},t)-\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial n \nabla T(x,y,z,t)}{\partial t}=0 \tag{3-15}$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : \ T(x,y,z,t)=273.15K, 0 \le t \le 30\ s \tag{3-16}$$

Condição inicial: resultado do regime permanente.

Para o aquecimento temos:

$$c(x,y,z)\left[\frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t}+\frac{\tau_q \partial^2 T(x,y,z,t)}{\partial t^2}\right]= \tag{3-17}$$

$$= \nabla.[k(x,y,z)\nabla T(x,y,z,t)]+\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial \nabla^2 T(x,y,z,t)}{\partial t}$$

$$+\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)$$

$$+\frac{\tau_q \partial\{\rho_b c_b \omega_b(x,y,z)[T_b - T(x,y,z,t)]+Q_m(x,y,z,t)\}}{\partial t}$$

$$x,y,z \in \Gamma_1 : \ -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z})-\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial n \nabla T(x,y,z,t)}{\partial t}=0 \tag{3-18}$$

$$x,y,z \in \Gamma_2 : \ -\mathbf{n}\cdot k(x,y,z)\nabla \mathrm{T}(\mathrm{x},\mathrm{y},\mathrm{z},t)-\frac{k(x,y,z)\tau_t \partial n \nabla T(x,y,z,t)}{\partial t} \tag{3-19}$$

$$= \mathrm{h}\big(\mathrm{T_{ext}} - T(x,y,z,t)\big)+\frac{\tau_q \partial\left(\mathrm{h}\big(\mathrm{T_{ext}} - T(x,y,z,t)\big)\right)}{\partial t}$$

Condição inicial: resultado obtido no final do resfriamento.

Onde (MAJCHRZAK; TURCHAN, 2015):

$$Q_m = Q_{met} \times 3^{\frac{T(x,y,z,t)-T_b}{10}} \tag{3-20}$$

# 4 Resultados e discussões

Na maioria das figuras que serão apresentadas neste capítulo, as legendas foram compostas de siglas, a fim de minimizar o espaço ocupado pelas figuras. A Tabela 4.1 abaixo disponibiliza as siglas utilizadas nas legendas e seus respectivos significados.

**Tabela 4.1:** Tabela contendo as siglas utilizadas nas figuras e seus respectivos significados.

| Sigla | Significado |
|---|---|
| PST | Modelo de Pennes sem tumor |
| DST 0.5 | Modelo de DPL sem tumor para $\tau_q = \tau_t = 0{,}5$ |
| DST 1 | Modelo de DPL sem tumor para $\tau_q = \tau_t = 1$ |
| DST 5 | Modelo de DPL sem tumor para $\tau_q = \tau_t = 5$ |
| PCT | Modelo de Pennes com tumor |
| DCT 0.5 | Modelo de DPL com tumor para $\tau_q = \tau_t = 0{,}5$ |
| DCT 1 | Modelo de DPL com tumor para $\tau_q = \tau_t = 1$ |
| DCT 5 | Modelo de DPL com tumor para $\tau_q = \tau_t = 5$ |
| PST e | Modelo de Pennes sem tumor para a geometria deformada |

## 4.1 Propriedades termofísicas

As propriedades termofísicas foram obtidas de diversas fontes (GHANBARI; HAJJ, 2013; “ITIS FOUNDATION”, 2013; LAMIEN, 2015). Todas as propriedades importantes estão listadas na Tabela 4.2.

### 4.1.1 Termo de geração metabólica de calor do tumor

Não foi possível achar em artigos e sites um valor para a taxa de geração metabólica de calor de um tumor presente na tireoide. Assim, procurou-se analisar outros tipos de câncer e obter um valor médio para a taxa de geração metabólica de calor. Foi constatado que para câncer de pele, melanoma por exemplo, a taxa de geração metabólica de calor do tumor é 10 vezes maior que a mesma taxa para o tecido saudável (DENG; LIU, 2002, 2004; PIRTINI ÇETINGÜL; HERMAN, 2011). Para o câncer de mama, foi encontrado valores da taxa de geração metabólica de calor do tumor 17 e 60 vezes maior que a taxa para tecidos normais (BEZERRA et al., 2013; DAS; SINGH; MISHRA, 2013). Foi decidido que a taxa de geração metabólica do tumor na tireoide seria 10 vezes maior que a mesma taxa para o tecido da tireoide saudável, justificando o valor de $42.000\ W/m^3$ escolhido neste estudo.

**Tabela 4.2:** Tabela com as propriedades termofísicas dos tecidos.

| Propriedade | Símbolo | Tecido | Valor | Referência |
|---|---|---|---|---|
| Massa específica, [kg/$m^3$] | $\rho$ | Pele | 1200 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Gordura | 1000 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Músculo | 1085 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Tireoide | 1050 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Tumor | 1050 | (GHANBARI; HAJJ, 2013; "ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Sangue | 1050 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| Calor específico, [J/(kg.K)] | $c$ | Pele | 3300 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Gordura | 2674 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Músculo | 3800 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Tireoide | 3609 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Tumor | 3770 | (GHANBARI; HAJJ, 2013; "ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Sangue | 3617 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| Condutividade Térmica, [W/(m.K)] | $k$ | Pele | 0,445 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Gordura | 0,185 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Músculo | 0,51 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Tireoide | 0,52 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Tumor | 0,89 | (GHANBARI; HAJJ, 2013; "ITIS FOUNDATION", 2013) |
| Fonte metabólica de geração de calor, [W/$m^3$] | $Q_{met}$ | Pele | 368,1 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Gordura | 368,3 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Músculo | 684,2 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Tireoide | 4200 | (JIN et al., 2014) |
| | | Tumor | 42000 | (DENG; LIU, 2002, 2004; GHANBARI; HAJJ, 2013) |
| Taxa de perfusão, [1/s] | $w_b$ | Pele | 0,0002 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Gordura | 0,0001 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Músculo | 0,0027 | (LAMIEN, 2015) |
| | | Tireoide | 0,098 | ("ITIS FOUNDATION", 2013) |
| | | Tumor | 0,465 | (GHANBARI; HAJJ, 2013; "ITIS FOUNDATION", 2013) |
| Temperatura arterial, [°C] | $T_b$ | Todos | 37 | |

### 4.1.2 Tempos de termalização e relaxação

O modelo de DPL apresenta duas propriedades que não estão presentes no modelo de Pennes – o tempo de relaxação e o tempo de termalização. Essas propriedades variam de acordo com o material. Entretanto, por motivos de simplificação

e dificuldade de se obter valores destas propriedades para os materiais presentes nesse estudo, foi assumido que esses tempos não variariam com o tipo de tecido e que o tempo de relaxação seria igual ao tempo de termalização. Há algumas expressões que permitem calcular esses tempos (NAWARI; KUENSTLE, 2015; ZHANG, 2009), porém, elas são mais indicadas quando se está trabalhando com conjunto de equações para meios heterogêneos. Além disso, alguns parâmetros de difícil obtenção são introduzidos nessas fórmulas. O cálculo dos valores dos tempos de relaxação e termalização está além do escopo deste trabalho. Para prosseguir com as simulações, foram selecionados três valores (0.5, 1 e 5 s) dentro de uma faixa de valores típicos para esses dois tempos para tecidos vivos de maneira geral (ZHANG, 2009; ZHOU; ZHANG; CHEN, 2009). Portanto, é feita aqui uma análise paramétrica para se entender como que esses tempos influenciam na transferência de calor em tecidos.

## 4.2 Simulação

Neste trabalho, para todos os resultados apresentados, considerou-se $T_{ext} = 25°C$ $e$ $h = 10\ W/(m^2.K)$, um típico valor para convecção natural (CHENG; HERMAN, 2014). O software Comsol Multiphysics 5.0 de elementos finitos (FEM) foi utilizado para resolver todas as equações descritas no capítulo 3 e as verificações necessárias. Ele foi escolhido por sua versatilidade e pela facilidade de manuseio. Os resultados apresentados nesse trabalho foram obtidos para três diferentes arcos contidos na superfície da pele das geometrias utilizadas. Estes arcos são: o arco superior, o arco central e o arco inferior, os quais estão destacados na Figura 4.1.

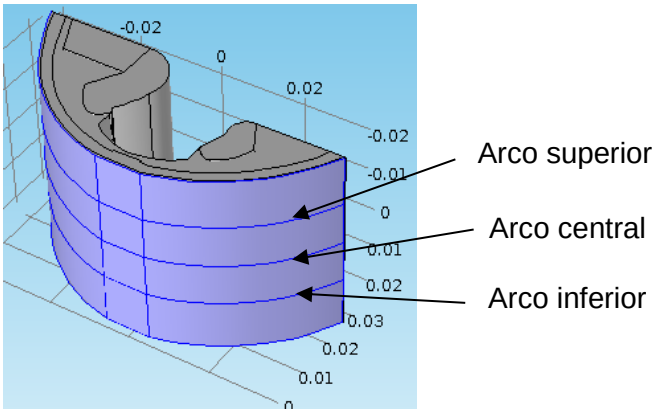


**Figura 4.1:** Geometria deformada com os arcos destacados.

### 4.2.1 Verificação da solução do modelo DPL

Como o Comsol não tem uma física pronta para o modelo de Duplo Retardo, assim como ele tem para o modelo de Pennes, as equações do modelo DPL tiveram que ser inseridas manualmente no programa. Com isso, foi necessário verificar a

implementação feita neste trabalho. Para isso, os resultados do artigo de (MAJCHRZAK; TURCHAN, 2015) foram utilizados.

MAJCHRZAK; TURCHAN (2015) resolvem um problema de biotransferência de calor através do modelo de DPL utilizando o BEM como método de solução das equações. Em seguida o método de solução é verificado com uma solução analítica. O caso principal consiste num cubo com sua superfície superior parcialmente aquecida por um fluxo de calor, sua superfície inferior com uma temperatura prescrita e as demais superfícies em isolamento térmico. O domínio considerado neste problema está ilustrado na Figura 4.2.

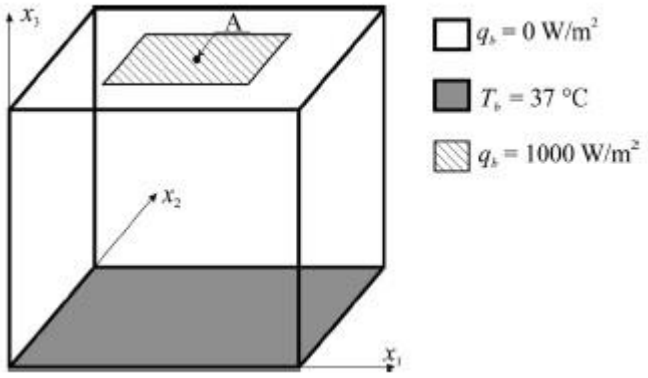


**Figura 4.2:** Ilustração do domínio considerado no primeiro problema. Figura foi retirada de MAJCHRZAK; TURCHAN (2015).

O segundo caso é um problema simples em uma dimensão de valor inicial com solução analítica disponível. A distribuição da função $T(x,t)$ deste segundo caso é determinado pela seguinte equação (MAJCHRZAK; TURCHAN, 2015):

$$\frac{\partial T(x,t)}{\partial t} + \left(\frac{1}{\pi^2} + 100\right)\frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} + \left(\frac{1}{\pi^2} + 10^{-6}\right)\frac{\partial^3 T(x,t)}{\partial t \partial x^2} \tag{4-1}$$

$$T(0,t) = 0, \qquad T(l,t) = 0, \text{ onde } l = 10^{-4} \tag{4-2}$$

$$T(x,0) = \sin(10^4 \pi x), \qquad \left.\frac{\partial T(x,t)}{\partial t}\right|_{t=0} = -\pi^2 \sin(10^4 \pi x) \tag{4-3}$$

A solução analítica deste problema está formulada na seguinte forma:

$$T(x,t) = \exp^{-t\pi^2} \sin(10^4 \pi x) \tag{4-4}$$

Esses dois casos foram resolvidos utilizando o Comsol, afim de verificar a implementação do modelo de DPL feita neste trabalho. Na Figura 4.3, encontra-se a

comparação entre a solução do artigo de MAJCHRZAK; TURCHAN, (2015) e a solução obtida no Comsol, para o primeiro problema. Ambas obtidas para o ponto A da Figura 4.2.

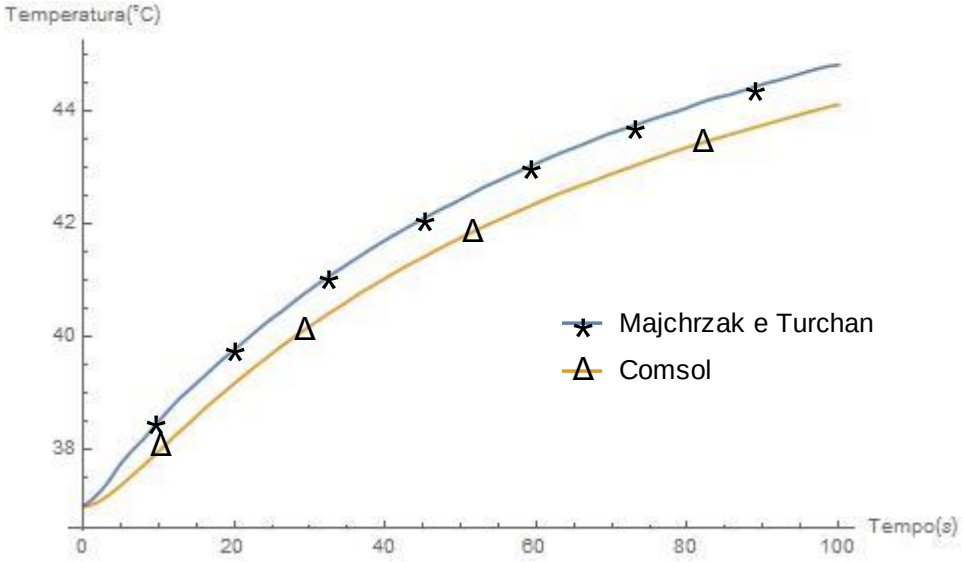


**Figura 4.3:** Comparação entre a variação de temperatura ao longo do tempo do ponto central da superfície superior do cubo presente no artigo da Majchrzak & Turchan e calculado no Comsol.

É possível notar uma discrepância entre os dois resultados. Porém, não foi apresentado nenhuma análise de convergência da malha em MAJCHRZAK; TURCHAN, (2015) para o método de solução utilizado (BEM). Assim, existe uma incerteza sobre a exatidão do resultado obtido por eles. Já este trabalho apresenta uma análise de convergência de malha para o método FEM utilizado na solução dos problemas, o que gera uma maior confiança nos resultados encontrados. Mesmo assim, a maior discrepância entre as duas soluções foi de 1,5%, o que é um valor aceitável.

Além da comparação entre as soluções obtidas no ponto “A”, uma outra comparação foi feita a partir da distribuição de temperatura numa seção transversal central (no plano xz) nos tempos de 60, 120 e 240 segundos. Essa comparação é feita da Figura 4.4 a Figura 4.6, onde os gráficos à esquerda foram obtidos por MAJCHRZAK; TURCHAN, (2015) e os gráficos à direita foram obtidos no Comsol.

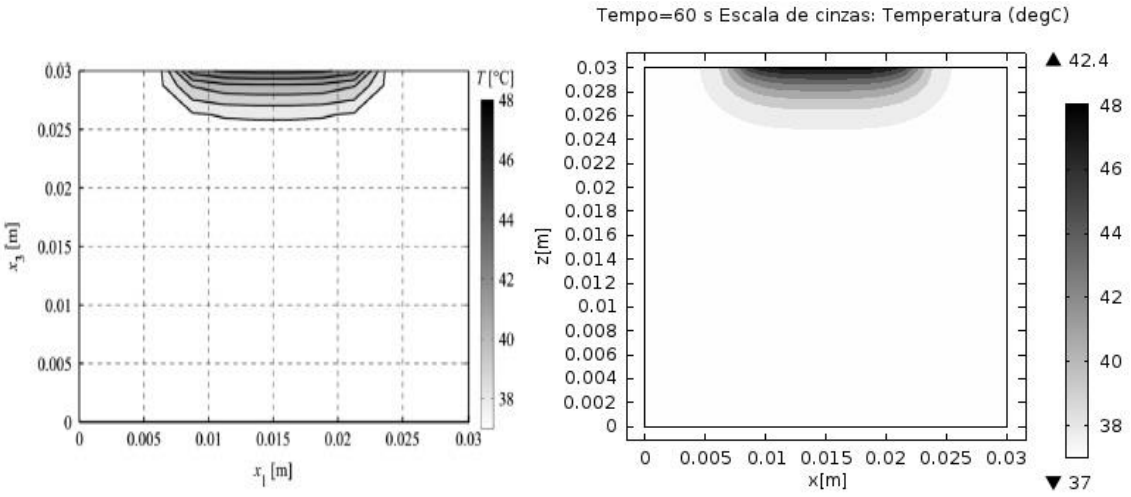


**Figura 4.4:** Distribuição de temperatura numa seção transversal obtida no centro calculada pela Majchrzak & Turchan (gráfico à esquerda) e no Comsol (gráfico à direita) no tempo de 60 segundos.

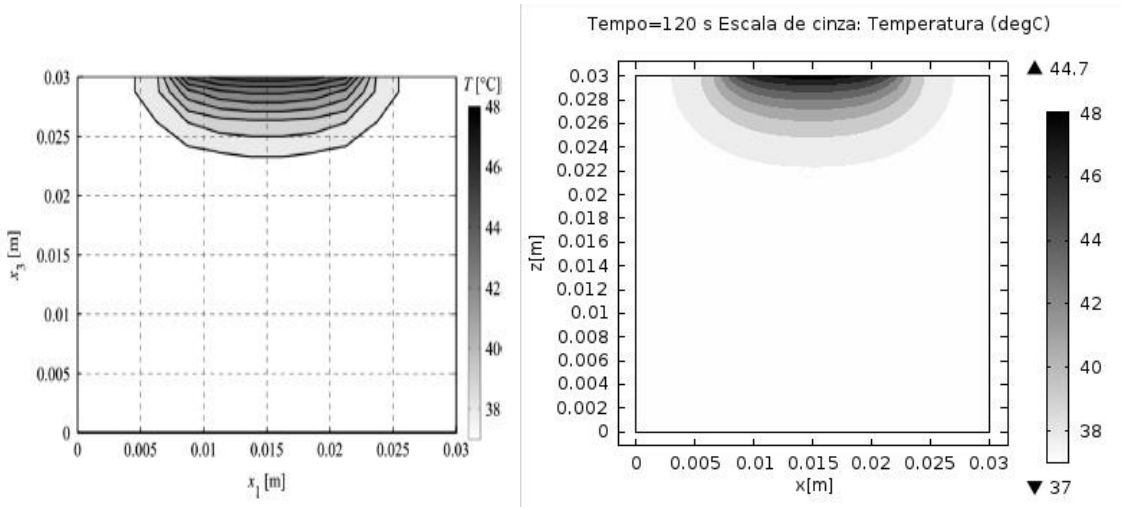


**Figura 4.5:** Distribuição de temperatura numa seção transversal obtida no centro calculada pela Majchrzak & Turchan (gráfico à esquerda) e no Comsol (gráfico à direita) no tempo de 120 segundos.

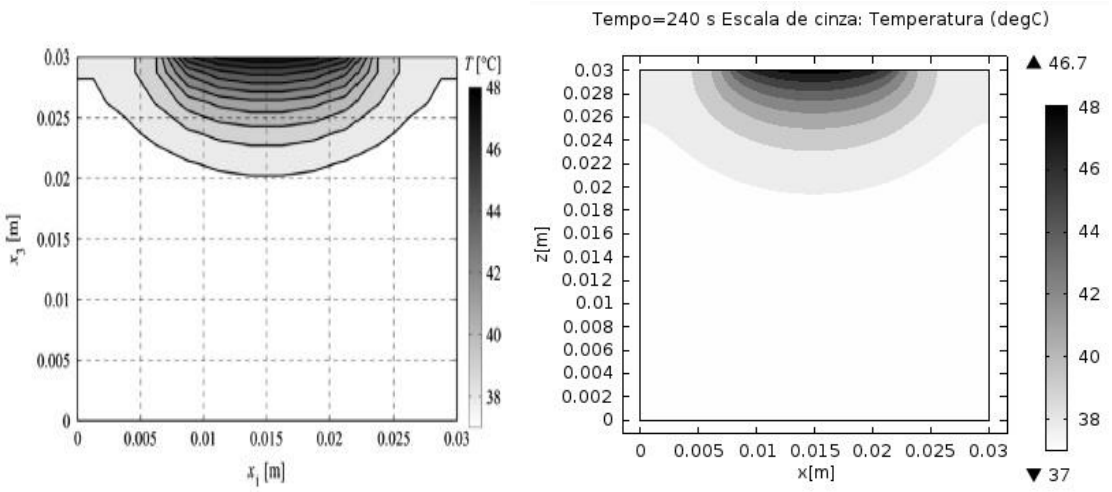


**Figura 4.6:** Distribuição de temperatura numa seção transversal obtida no centro calculada pela Majchrzak & Turchan (gráfico à esquerda) e no Comsol (gráfico à direita) no tempo de 240 segundos.

Comparando-se os gráficos nas figuras Figura 4.4, Figura 4.5 e Figura 4.6 pode-se notar que as distribuições de temperatura ao longo de z das duas soluções são bem semelhantes para os três tempos. Isso demonstra que os resultados obtidos com as equações desenvolvidas nesse trabalho são coerentes com os resultados obtidos por MAJCHRZAK; TURCHAN, (2015).

A comparação entre a solução analítica e a solução obtida pelo Comsol para o segundo caso encontra-se na Figura 4.7.

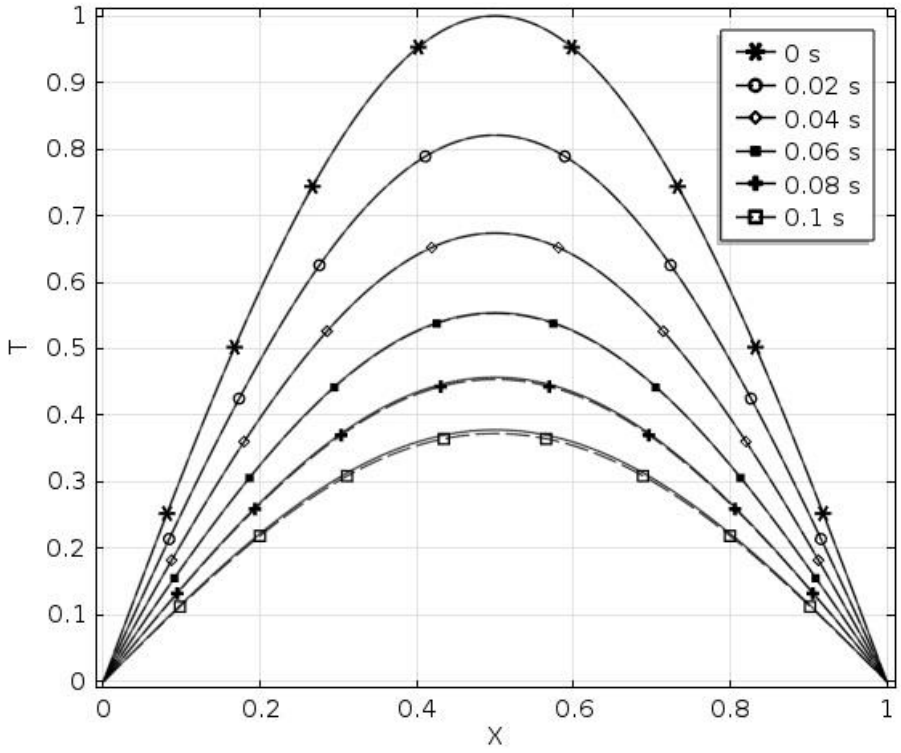


**Figura 4.7:** Comparação entre a solução analítica (linhas tracejadas com símbolos) com a solução obtida no Comsol (linhas cheias).

Como pode ser analisado nesta figura, as duas soluções se sobrepõem em escala gráfica. Logo, conclui-se que o conjunto de equações do modelo de Duplo Retardo e sua solução através do Comsol foram verificados.

### 4.2.2 Análise de convergência da malha

Antes de simular todos os casos importantes para esse trabalho, foi importante fazer uma análise de convergência da malha do Comsol. Essa análise de convergência é essencial, pois ela permite otimizar o tempo gasto nas simulações sem que se tenha perda de precisão da solução. As malhas utilizadas na análise foram geradas automaticamente no Comsol e são compostas por elementos tetraédricos, triangulares, de aresta e de vértice. A Figura 4.8 ilustra a malha “normal” utilizada nas simulações.

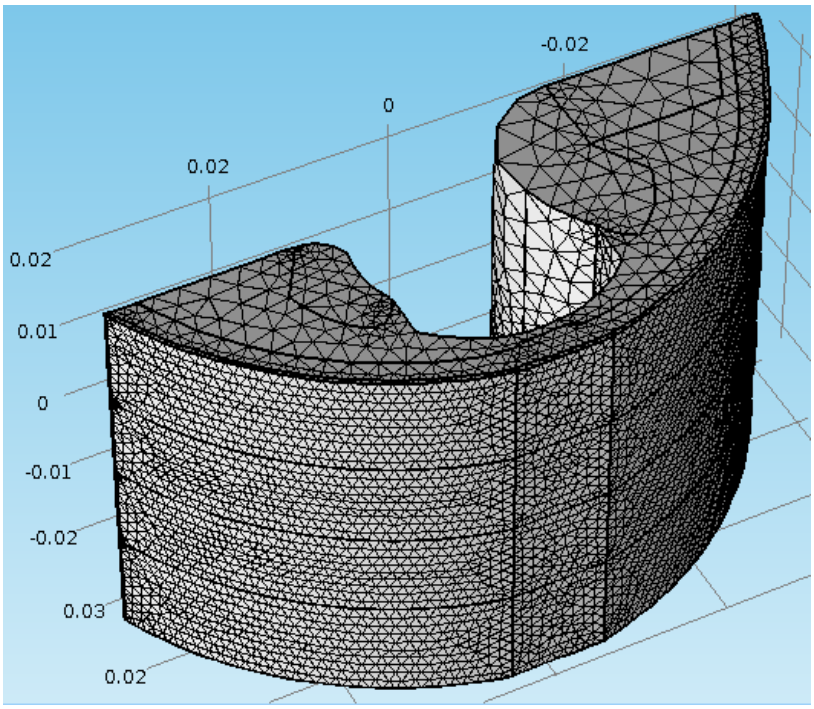


**Figura 4.8:** Ilustração da malha “normal”, gerada no Comsol, que foi utilizada nas simulações.

Essa análise foi feita para a geometria deformada com a presença do tumor. Quatro pontos (p1, p2, p3 e p4) foram escolhidos dentro dessa geometria, como mostra a Figura 4.9. Os pontos p1, p2 e p3 encontram-se no plano xy com z = 0 (plano no centro da geometria). Objetivou-se através da escolha desses pontos, utilizar o máximo de regiões diferentes possíveis dentro da geometria. Sendo assim, foi escolhido um ponto dentro do tumor (P1), um ponto na tireoide (P2), um ponto na interseção de duas camadas (P3) e um ponto na superfície da pele (P4).

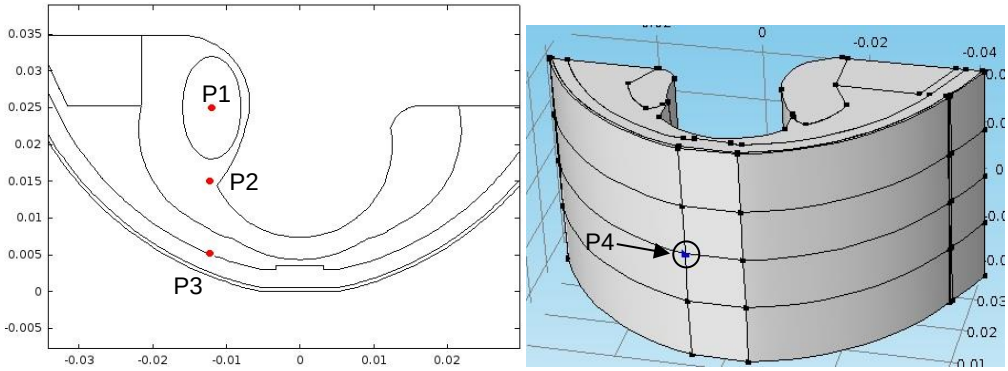


**Figura 4.9:** Pontos selecionados para a análise de convergência. Na figura à esquerda, os pontos aparecem em vermelho e na figura a direita, o ponto aparece em azul.

A temperatura então foi calculada nesses pontos ao longo do aquecimento à temperatura ambiente com malhas de diferentes refinamentos. Foram utilizados três tamanhos de malha: malha normal (66.243 elementos), malha mais fina (309.602

elementos) e a malha extrafina (558.913 elementos). Os resultados estão disponíveis na Tabela 4.3 para o modelo de Pennes e de Duplo retardo:

**Tabela 4.3:** Resultado da análise de convergência de malha para os modelos de Pennes e de Duplo Retardo, para quatro pontos diferentes nos tempos de 10, 20 e 30 segundos. Todas as temperaturas estão em ℃.

| Ponto | Tempo | Modelo de Pennes | | | Modelo de Duplo Retardo | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| - | - | Malha | | | Malha | | |
| - | - | Normal | Mais fina | Extrafina | Normal | Mais fina | Extrafina |
| 1 | 10 s | 37,02378 | 37,02381 | 37,02381 | 37,0238 | 37,0238 | 37,0238 |
| | 20 s | 37,02378 | 37,02381 | 37,02381 | 37,0238 | 37,0238 | 37,0238 |
| | 30 s | 37,02378 | 37,02381 | 37,02381 | 37,0238 | 37,0238 | 37,0238 |
| 2 | 10 s | 37,0072 | 37,0079 | 37,0085 | 37,0073 | 37,0080 | 37,0085 |
| | 20 s | 37,0049 | 37,0059 | 37,0066 | 37,0052 | 37,0061 | 37,0068 |
| | 30 s | 37,0018 | 37,0030 | 37,0038 | 37,0022 | 37,0032 | 37,0042 |
| 3 | 10 s | 29,4805 | 29,4850 | 29,4840 | 29,6174 | 29,6194 | 29,6180 |
| | 20 s | 28,7860 | 28,7960 | 28,7960 | 28,8370 | 28,8460 | 28,8460 |
| | 30 s | 28,6095 | 28,6175 | 28,6180 | 28,6180 | 28,6255 | 28,6255 |
| 4 | 10 s | 8,2905 | 8,2960 | 8,2965 | 7,7845 | 7,7900 | 7,7920 |
| | 20 s | 12,2570 | 12,2592 | 12,2596 | 11,9450 | 11,9464 | 11,9472 |
| | 30 s | 15,1202 | 15,1204 | 15,1204 | 14,8929 | 14,8923 | 14,8927 |

Pela análise de convergência realizada, concluiu-se que a melhor malha a ser utilizada era a malha normal. A diferença dos valores de temperatura dos pontos em análise é muito pequena (na maioria dos casos, essa diferença está na terceira casa decimal). Os tempos de simulação para o modelo de Pennes no aquecimento foram: 2 minutos e 10 segundos para a malha normal; 16 minutos e 35 segundos para a malha mais fina e 39 minutos e 16 segundos para a malha extrafina. O tempo para completar a simulação com a malha extrafina foi quase 20 vezes o tempo de duração da simulação utilizando a malha normal. É importante notar que o tempo de aquecimento simulado foi de apenas 30 segundos. Se o tempo simulado fosse de 300 segundos, como necessário nas simulações, o tempo computacional gasto seria ainda maior.

## 4.3 Efeito da geometria

Com o objetivo de investigar detalhadamente como a geometria influencia os resultados, primeiramente simulações foram feitas utilizando a geometria normal sem a presença de um tumor (Figura 3.6) e a geometria deformada com a presença de um tumor (Figura 3.7). Devido ao modo que as geometrias foram modeladas, os três arcos da geometria deformada são maiores que os arcos da geometria normal. Isso limita a comparação entre as duas geometrias ao comprimento de arco da geometria normal.

Sendo assim, o comprimento de arco restante da geometria deformada teve que ser desconsiderado na comparação. Por este motivo, outras simulações foram feitas utilizando apenas a geometria deformada com e sem a presença do tumor.

### 4.3.1 Geometria normal sem tumor vs. Geometria deformada com tumor

A Figura 4.10 contém as curvas de distribuição de temperatura ao longo do arco central para as geometrias deformada e normal no regime permanente. Essas curvas foram geradas utilizando-se os modelos de Pennes e de Duplo Retardo. O Comsol tem um estudo próprio onde o regime permanente é simulado para qualquer modelo de equação inserido. Observa-se na Figura 4.10 que as curvas da distribuição de temperatura ao longo do arco central geradas por modelos diferentes, mas pertencentes à mesma geometria se sobrepõem. Além disso, há uma diferença entre as distribuições de temperatura ao longo do arco central das geometrias normal e deformada. A distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada alcança valores maiores do que a distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria normal. Uma outra observação é que o comprimento de arco da geometria deformada é maior que o comprimento de arco da geometria normal, devido ao fato da geometria deformada ser maior. Por causa dessa diferença entre os comprimentos de arco das duas geometrias, o gráfico padrão disponibilizado pelo Comsol não permitia uma comparação entre as distribuições de temperatura dos arcos centrais de cada geometria. Sendo assim, alguns gráficos foram espelhados. Esta opção apenas dita como o comprimento de arco é demonstrado no gráfico, ou seja, se o comprimento de arco é crescente da esquerda para a direita ou da direita para a esquerda. Nos casos onde esta opção foi utilizada, o tumor está presente no lado direito do gráfico.

A partir dessas observações, é possível concluir que uma mudança na geometria muda bastante a distribuição de temperatura ao longo da superfície da pele. Essa observação pode ser relevante em casos onde o tumor deforma a região da tireoide de uma maneira considerável, contudo, não perceptível a olho nu. Uma outra conclusão é que não importa o modelo de equações escolhido, o resultado no regime permanente será o mesmo. Além disso, os tempos de termalização e relaxação também não interferem no regime permanente, como já era esperado, pois esses tempos estão sempre multiplicando derivadas parciais com relação ao tempo, que são sempre zero no regime permanente.

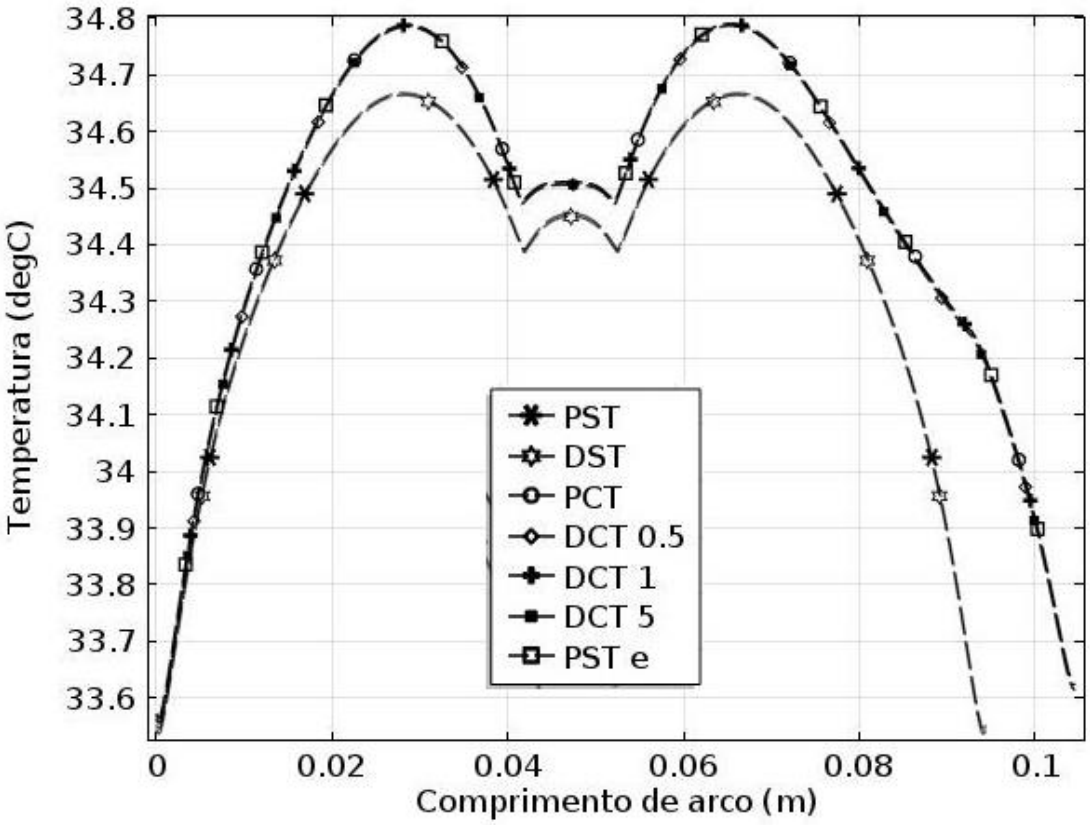


**Figura 4.10:** Gráfico da distribuição de temperatura ao longo do comprimento de arco central das geometrias normal (sem a presença de tumor) e deformada (com a presença de tumor) no regime permanente.

Com relação ao regime transiente (aquecimento), três análises foram feitas. Primeiro, apenas a geometria normal sem tumor foi analisada. Essa análise é importante porque permite comparar o modelo de Pennes com o modelo de DPL, além de demonstrar como que o resultado varia com o aumento dos tempos $\tau_t$ $e$ $\tau_q$. Em seguida, uma análise foi feita apenas para a geometria deformada com a presença do tumor (com a adição da análise de um caso apenas onde a geometria deformada sem a presença de tumor foi considerada). Por fim, as duas soluções foram comparadas. Esta comparação dos dois modelos, com e sem a presença do tumor permite concluir se é factível ou não detectar um tumor através de uma análise térmica.

Da Figura 4.11 à Figura 4.13, apresenta-se a primeira análise feita da distribuição de temperatura ao longo do arco central obtidas utilizando-se os modelos de Pennes e de Duplo Retardo para três tempos diferentes – 20, 50 e 150 segundos, respectivamente.

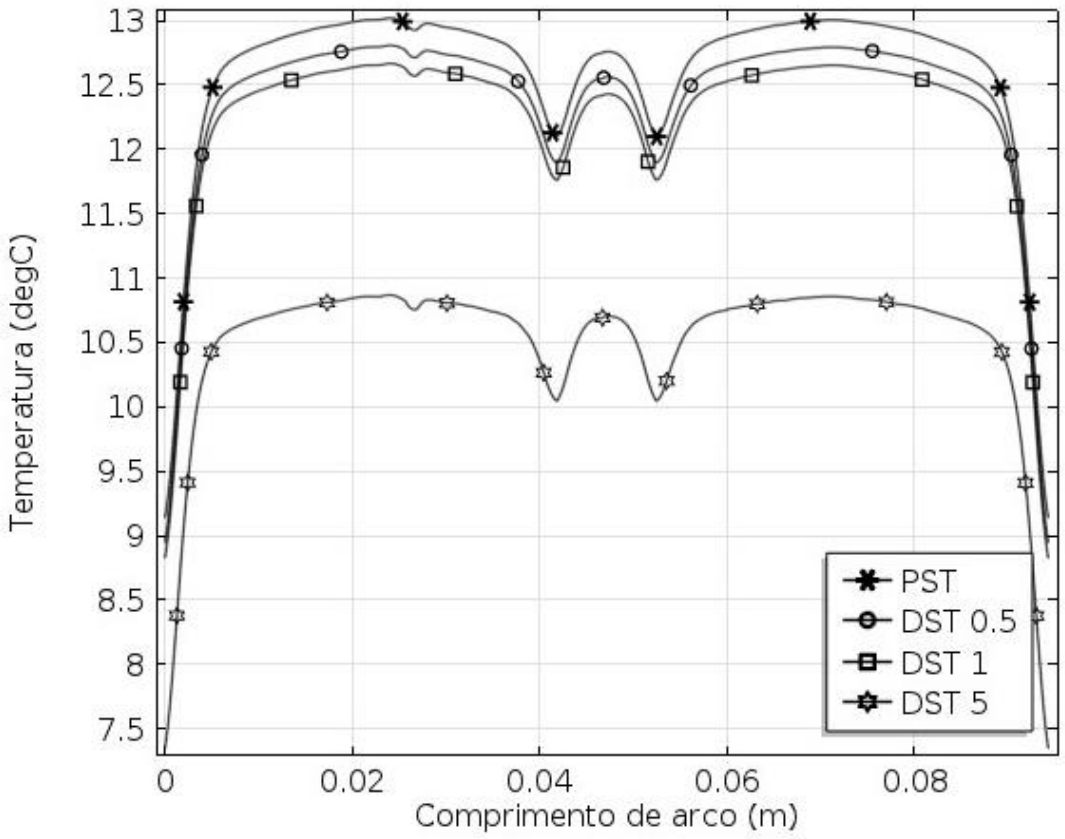


**Figura 4.11:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 20 segundos.

A partir do estudo destas figuras, algumas conclusões ficam evidentes. Conforme $\tau_t$ $e$ $\tau_q$ aumentam, maior é a existência de um atraso entre os perfis de temperatura. Esse atraso vai diminuindo conforme a aquecimento avança no tempo. Outra observação é que não há diferença entre os resultados obtidos com o modelo de Pennes e o modelo DPL para a temperatura na superfície. A única diferença presente ocorre pelo aumento dos tempos $\tau_t$ $e$ $\tau_q$, mas como dito anteriormente, os perfis de temperatura são similares, eles só se encontram defasados entre si.

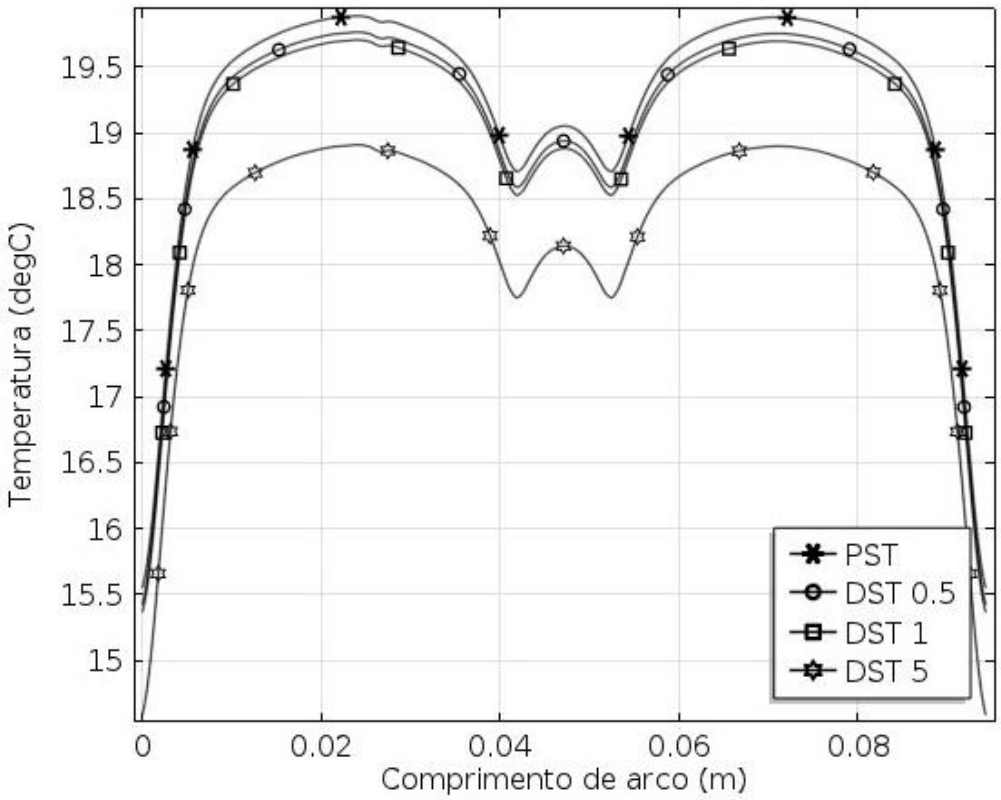


**Figura 4.12:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 50 segundos.

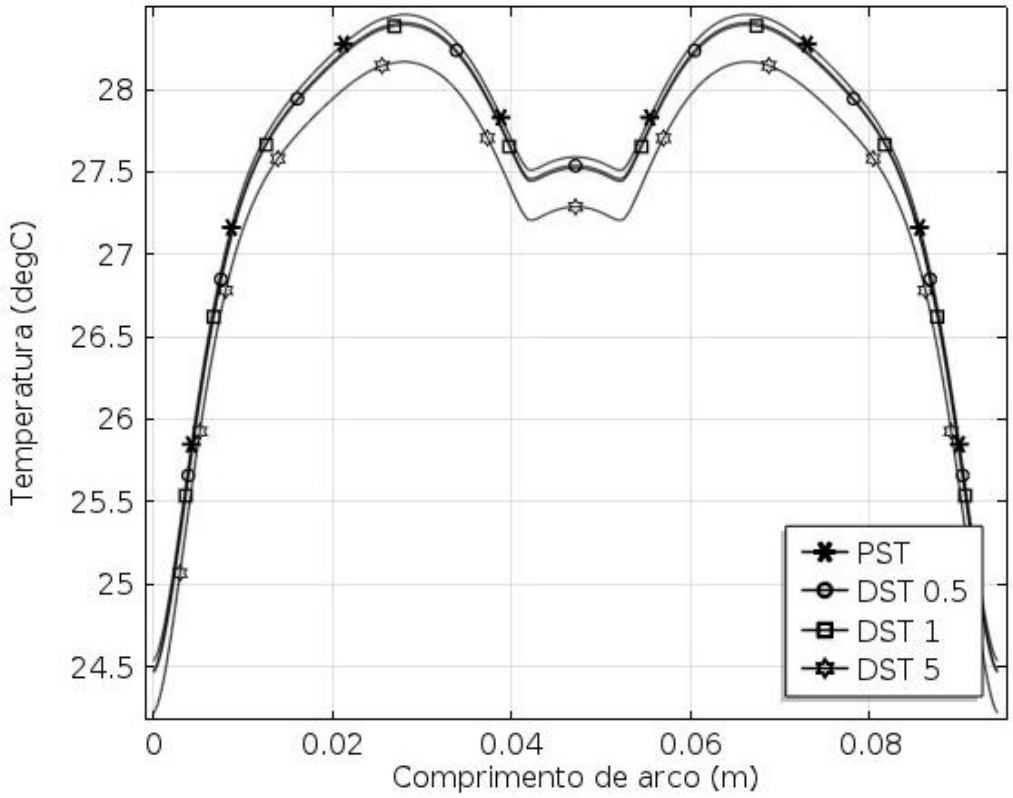


**Figura 4.13:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 150 segundos.

Da Figura 4.14 à Figura 4.16, apresentam-se as distribuições de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada obtidas utilizando-se os modelos de Pennes e de Duplo Retardo para três tempos diferentes – 10, 50 e 150 segundos, respectivamente.

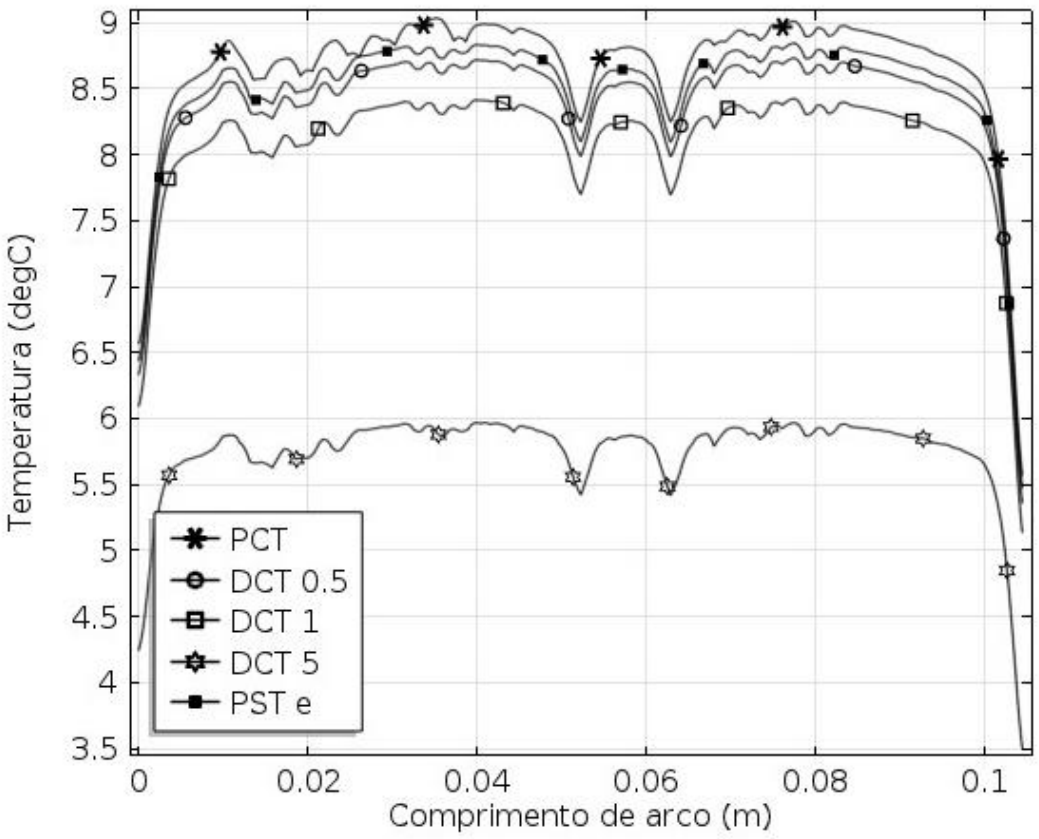


**Figura 4.14:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para os tempos de 10 segundos.

Com elas, é possível concluir que para tempos menores, a distribuição de temperatura tem um perfil mais oscilatório. Além disso, as mesmas observações feitas através da Figura 4.11 à Figura 4.13 com relação aos atrasos são pertinentes aqui. Por fim, uma simulação foi feita utilizando a geometria deformada, porém com a ausência do tumor. A distribuição de temperatura dessa simulação corresponde a linha com o quadrado cheio (Figura 4.14 à Figura 4.16). Como pode se observar nestas mesmas figuras, a variação do perfil de temperatura, nos tempos escolhidos, apresenta um comportamento similar ao caso sem tumor, o que não possibilita inferir sobre a presença do tumor. Outras análises serão apresentadas mais à frente.

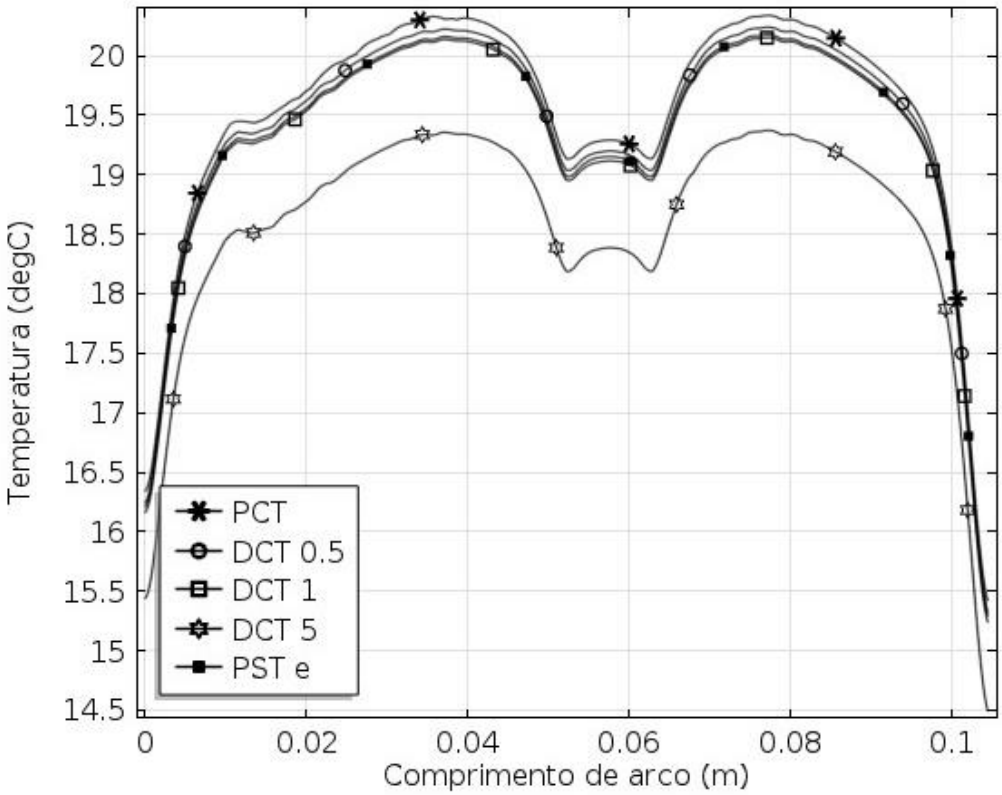


**Figura 4.15:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para os tempos de 50 segundos.

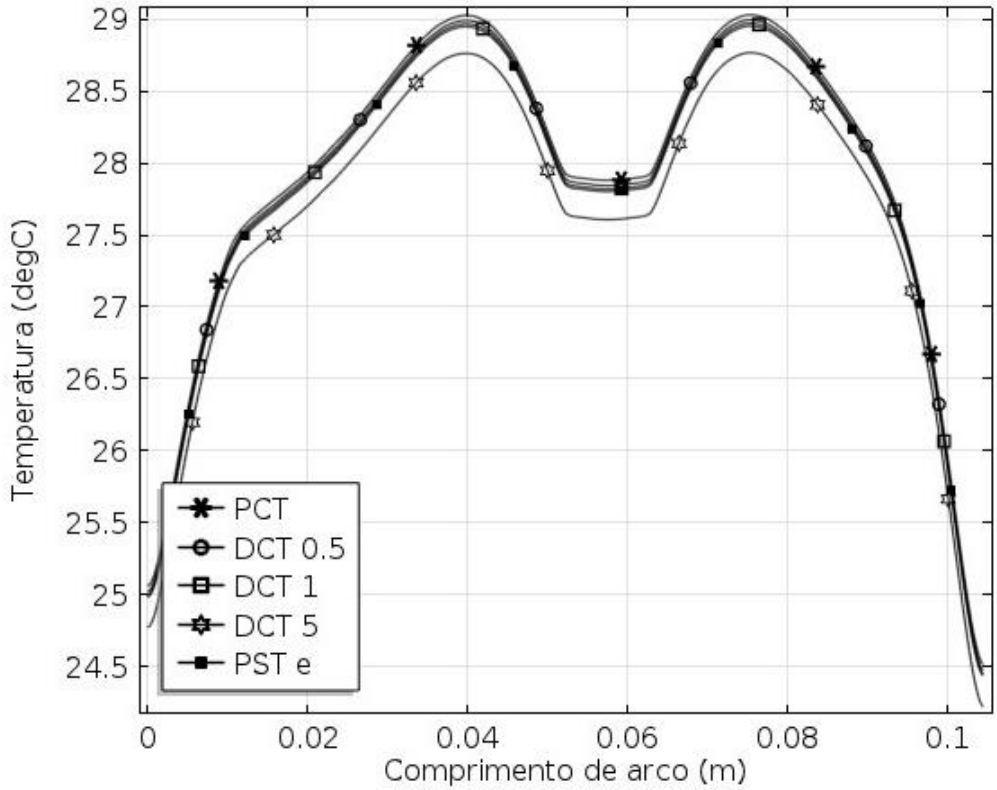


**Figura 4.16:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para os tempos de 150 segundos.

Da Figura 4.17 à Figura 4.19, tem-se as distribuições de temperatura na superfície da pele obtidas pelos modelos de Pennes e DPL, para as geometrias normal sem tumor e deformada com e sem tumor, para os tempos de 10, 20 e 30 segundos, respectivamente.

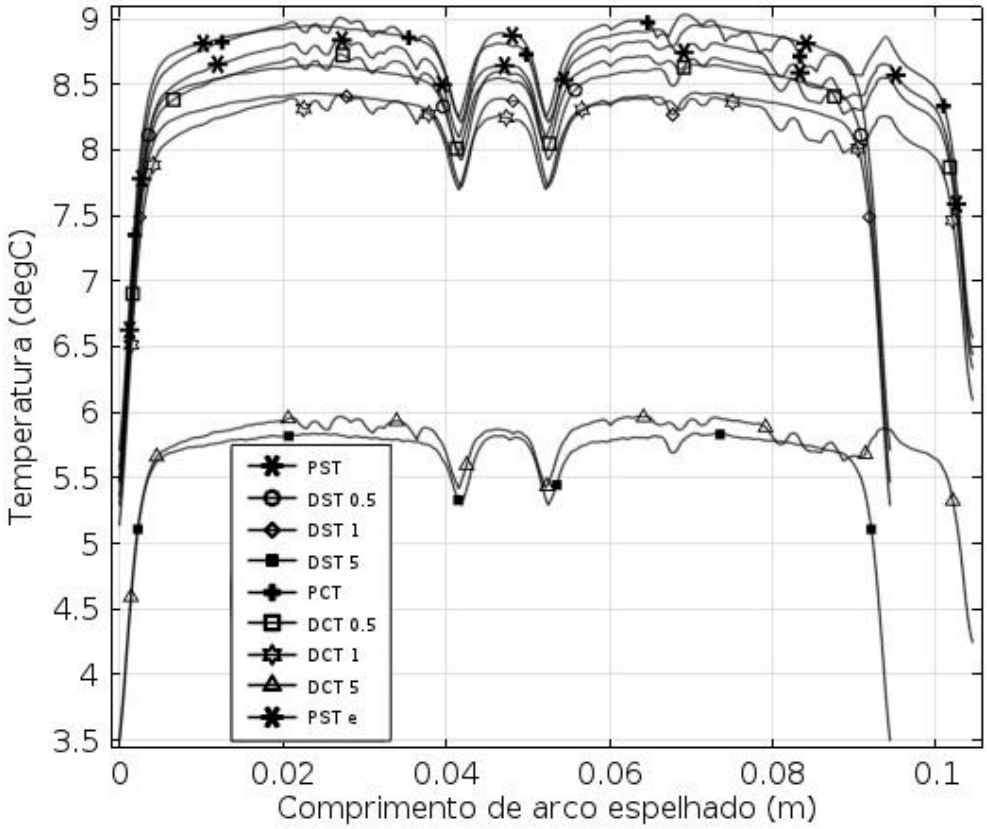


**Figura 4.17:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com e sem a presença de tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 10 segundos.

Como dito anteriormente, o comprimento de arco da geometria deformada é maior que o comprimento de arco da geometria normal, sendo assim, esse comprimento em excesso deve ser desconsiderado na comparação.

Observando as Figura 4.17, Figura 4.18 e Figura 4.19, é possível notar que as curvas similares (quando as duas curvas são frutos do mesmo modelo e tendo os mesmos valores de $\tau_t$ $e$ $\tau_q$ quando pertencentes ao modelo DPL) – uma do caso com e a outra do caso sem tumor – estão praticamente superpostas, independentemente do tempo em questão. Isso demonstra que a presença do tumor não interfere na distribuição de temperatura na superfície. A única diferença perceptível ocorre por causa da mudança na geometria. Uma outra observação é que, para tempos menores, as distribuições de temperatura na superfície da pele têm um perfil mais oscilatório para a geometria deformada do que para a geometria normal.

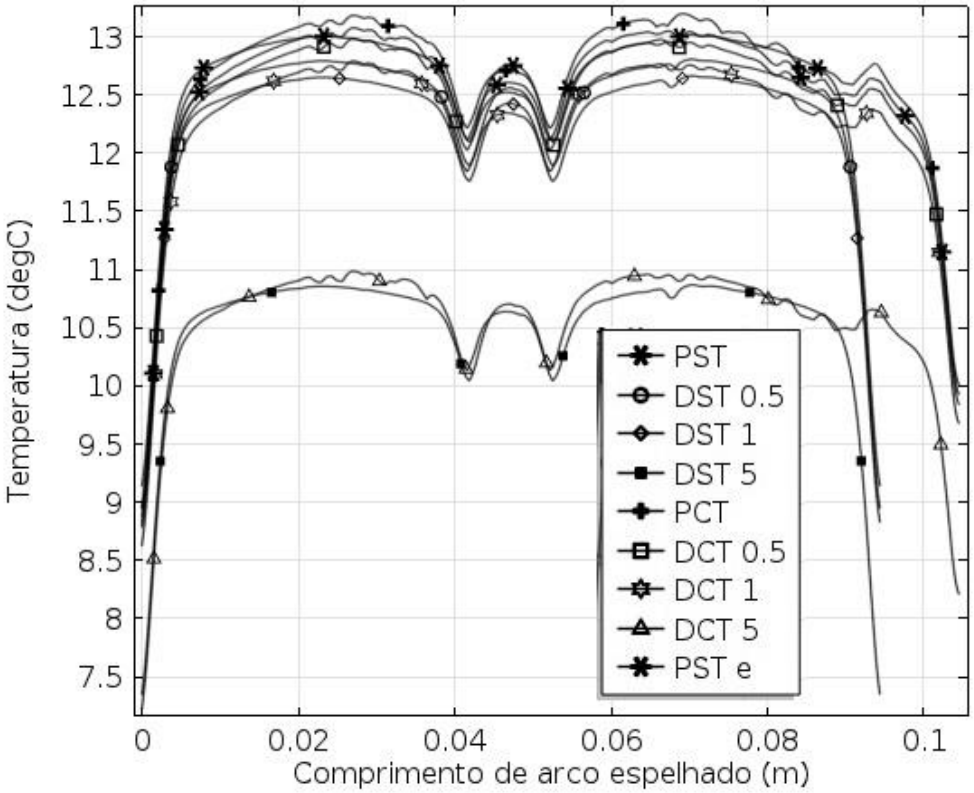


**Figura 4.18:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com e sem tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 20 segundos.

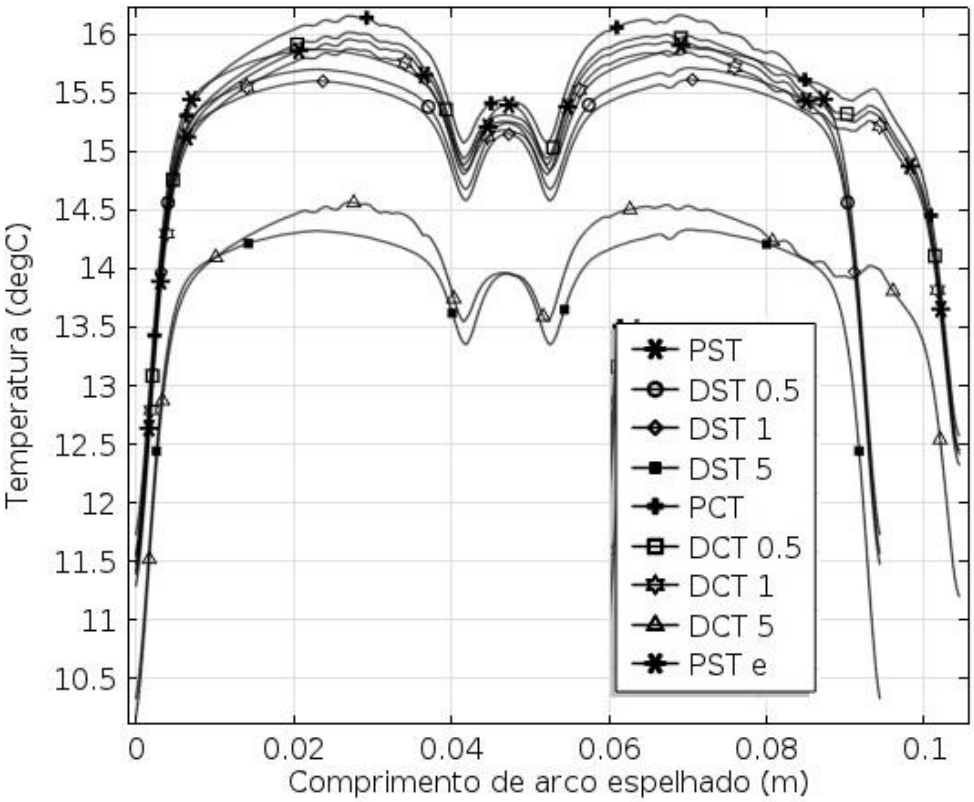


**Figura 4.19:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com e sem tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 30 segundos.

Devido ao fato das derivadas com relação ao tempo terem uma maior influência no início do aquecimento, foram feitas algumas simulações utilizando-se os modelos de Pennes e DPL, para as geometrias normal e deformada, com o tempo variando de 0 a 2 segundos. Os resultados estão apresentados da Figura 4.20 à Figura 4.23, para os tempos de 0,5, 1, 1,5 e 2 segundos, respectivamente.

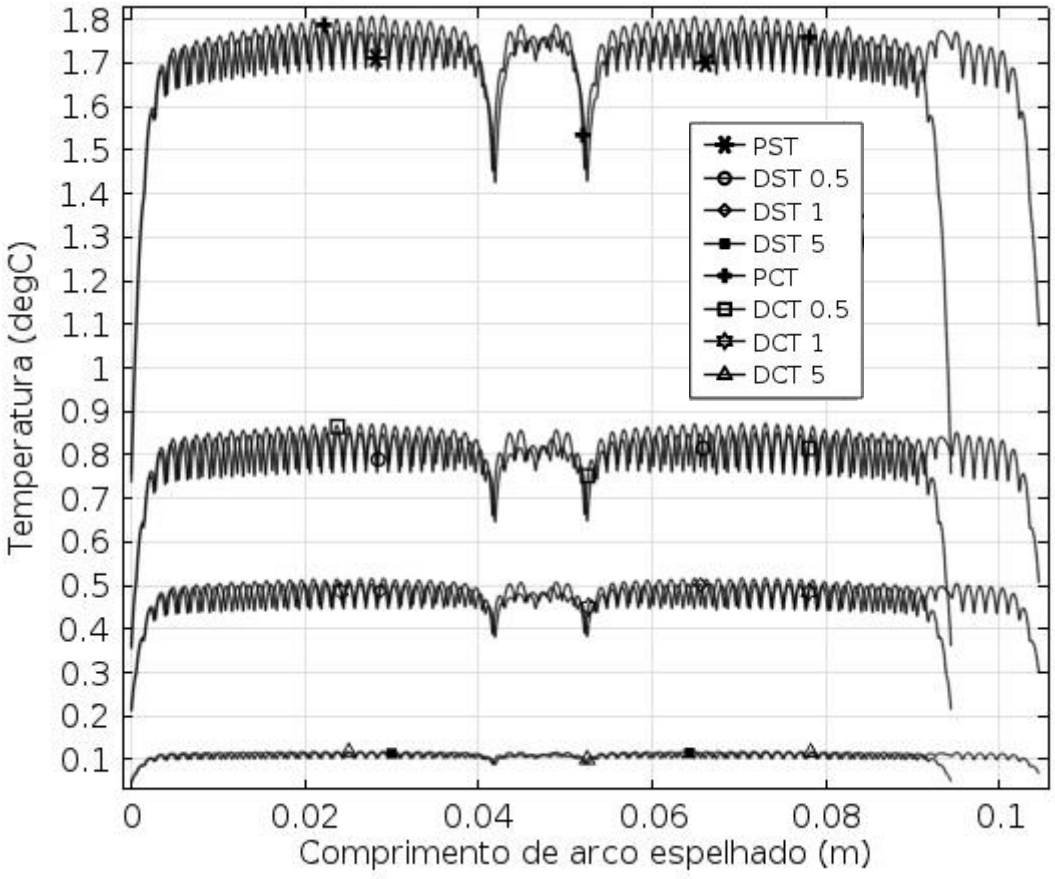


**Figura 4.20:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com a presença de tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 0.5 segundos.

Nas Figura 4.20, Figura 4.21, Figura 4.22 e Figura 4.23, percebe-se que os perfis de temperatura são oscilantes para tempos bem pequenos, porém os perfis de temperatura semelhantes continuam bem parecidos e se sobrepondo para os casos com e sem tumor. Conforme a simulação avança no tempo, essa oscilação diminui, o que mostra que as mesmas são causadas possivelmente por erros numéricos.

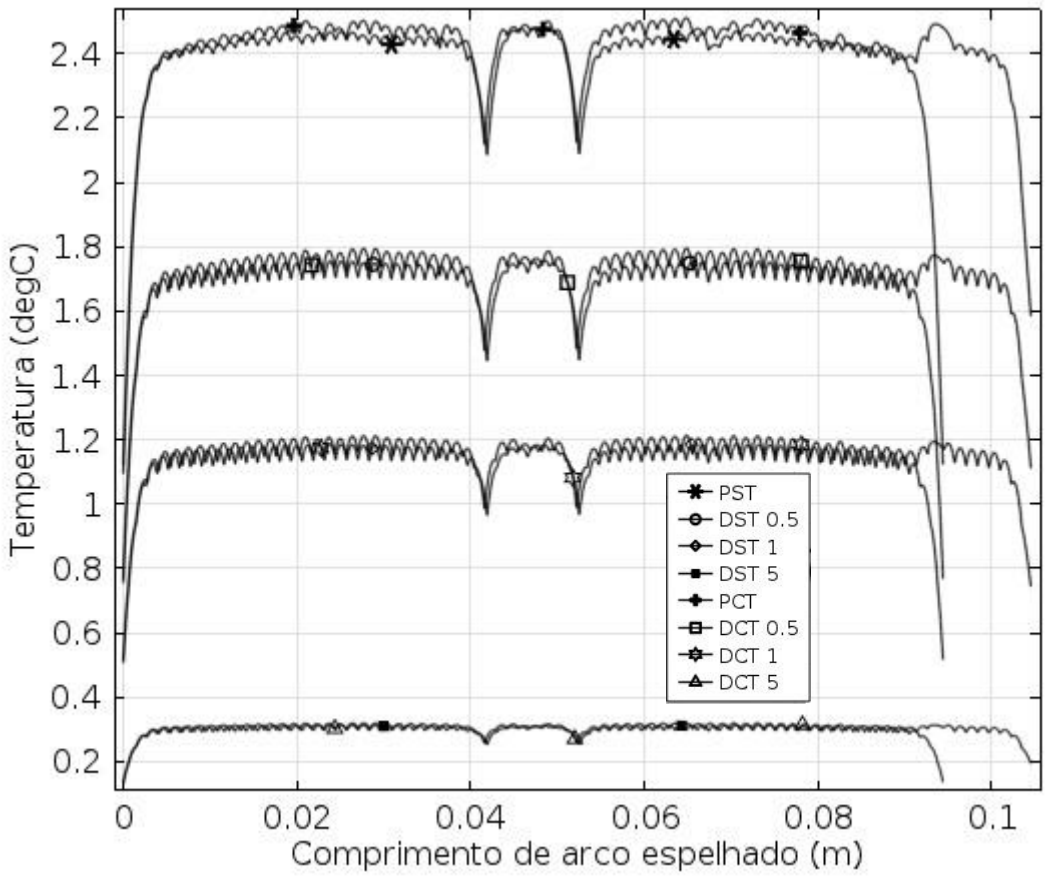


**Figura 4.21:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com a presença de tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 1 segundo.

A partir de um segundo de simulação, o lado direito das curvas de distribuição de temperatura da geometria deformada com a presença de tumor fica levemente diferente do lado direito das curvas de distribuição de temperatura da geometria normal sem a presença de tumor. Além dessa diferença ser pequena, quando se analisa os dois lados da mesma curva, percebe-se que elas estão na mesma faixa de temperatura. Com isso, conclui-se que mesmo nos primeiros segundos de simulação, não foi possível identificar a presença do tumor através dos perfis de temperatura na superfície da pele.

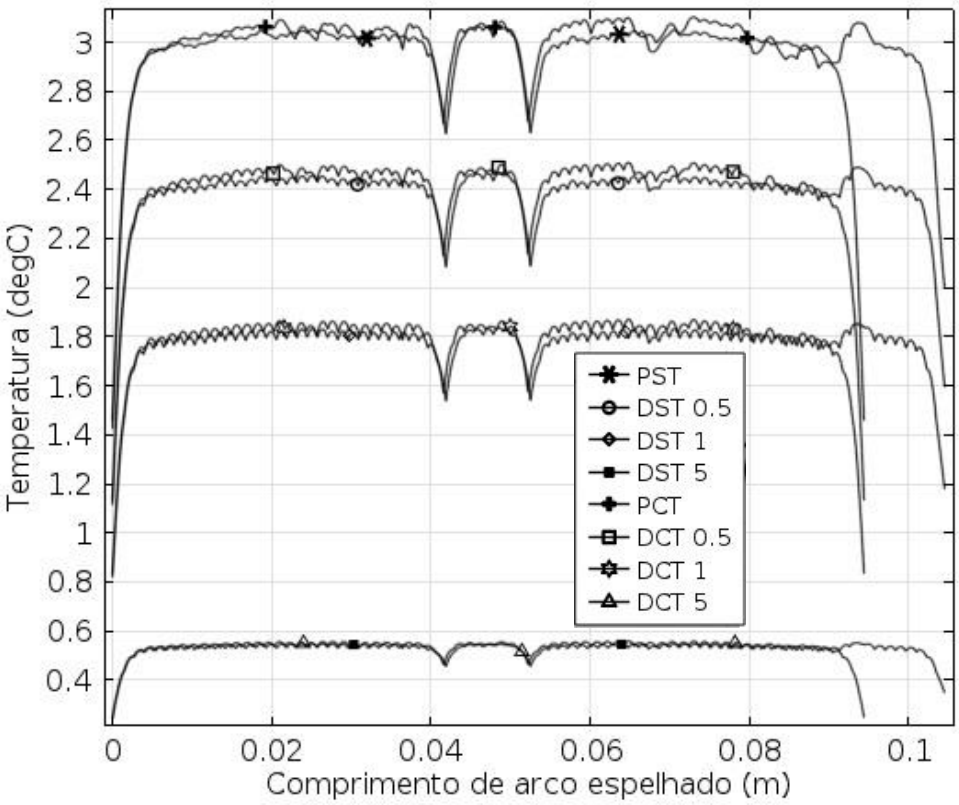


**Figura 4.22:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com tumor) e normal (sem tumor) no regime transiente para o tempo de 1,5 segundos.

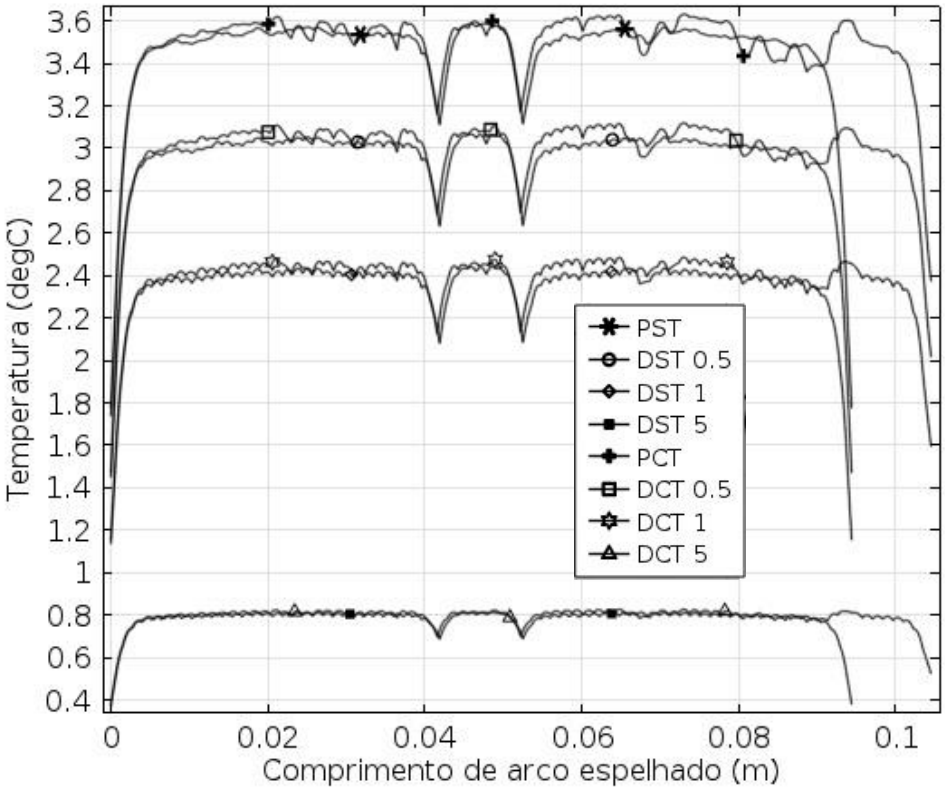


**Figura 4.23:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com tumor) e normal (sem tumor) no regime transiente para o tempo de 2 segundos.

Se avaliou o efeito do termo de geração metabólica de calor a partir da realização de uma simulação variando $Q_{met}$ do tumor de $42.000\ \mathrm{W}/m^3$ para $4.200.000\ \mathrm{W}/m^3$. A simulação foi feita apenas para o modelo de Pennes utilizando a geometria deformada com tumor e a geometria normal sem tumor. O resultado está apresentado na Figura 4.24 para t = 1,5 s. Comparando a distribuição de temperatura do arco central dos casos onde $Q_{met} = 42.000\ \mathrm{W}/m^3$ e $Q_{met} = 4.200.000\ \mathrm{W}/m^3$, presentes na Figura 4.24, percebe-se que a curva da distribuição de temperatura do caso com maior taxa de geração metabólica de calor do tumor está $0{,}1℃$ acima da curva da distribuição de temperatura do caso com menor $Q_{met}$ do tumor. Ou seja, precisou-se aumentar em 100 vezes o termo de geração metabólica de calor do tumor para que a diferença de temperatura atingisse $0{,}1℃$. Além disso, percebe-se que os perfis de temperatura são similares. Com isso, os resultados obtidos não permitem identificar a presença do tumor através da análise térmica conduzida neste trabalho.

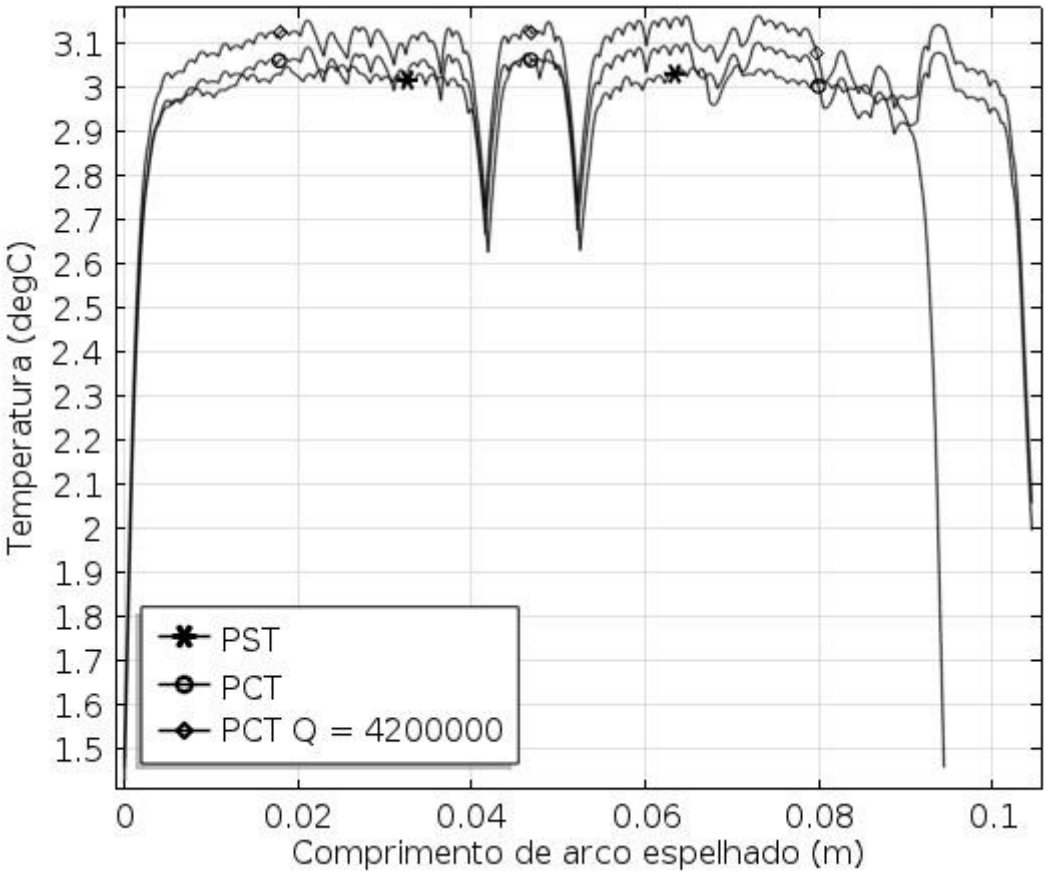


**Figura 4.24:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central das geometrias deformada (com a presença de tumor) e normal (sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 1,5 segundos. Neste caso, para o tumor, foi utilizado $\boldsymbol{Q_{met} = 4.200.000}$.

## 4.4 Efeito do tumor na geometria deformada

A análise a seguir refere-se ao uso da geometria deformada, com e sem tumor. Esse estudo foi realizado, pois era importante que todos os casos analisados tivessem o mesmo comprimento de arco, para que toda a extensão da superfície fosse avaliada. Além disso, utilizando a mesma geometria, toda a diferença na distribuição de temperatura na superfície da pele que fosse identificada (caso existisse), seria devido a presença do tumor. Assim, poderia ser concluído que é possível detectar um tumor através de uma análise térmica. Da Figura 4.25 à Figura 4.27, tem-se os gráficos de distribuição de temperatura na superfície da pele obtidos a partir dos modelos de Pennes e DPL, para os casos onde se tem ou não um tumor e para os tempos de 10, 30 e 50 segundos, respectivamente.

Nas figuras Figura 4.25, Figura 4.26 e Figura 4.27, percebe-se que a distribuição de temperatura possui um perfil levemente oscilatório para tempos menores que vai desaparecendo conforme se avança no tempo.

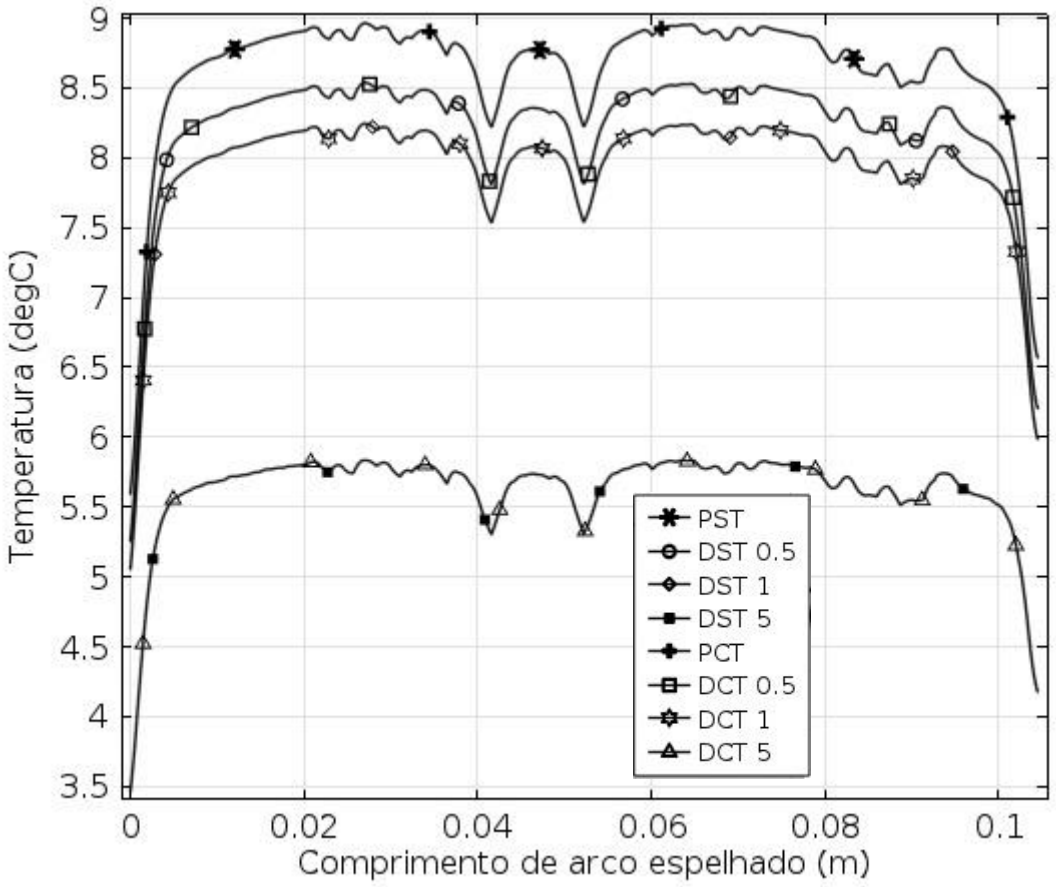


**Figura 4.25:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 10 segundos.

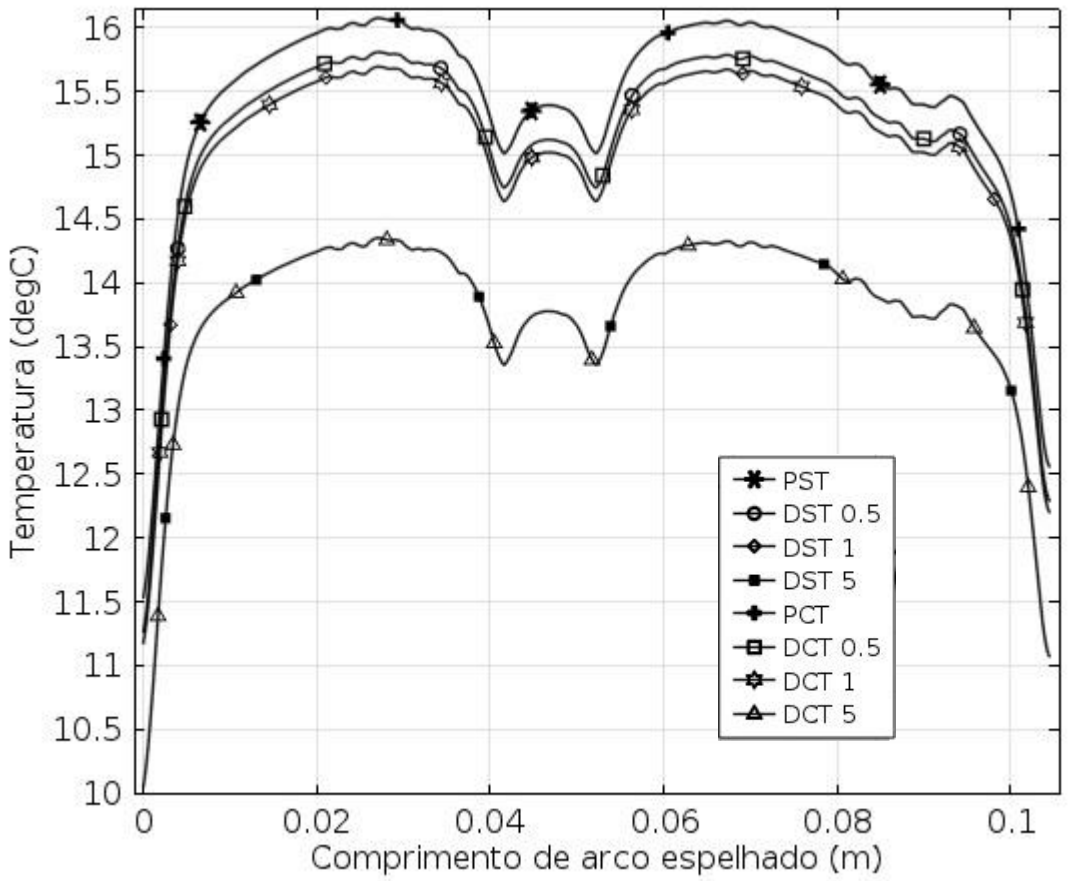


**Figura 4.26:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 30 segundos.

O que pode ser notado é que os perfis de temperatura correspondentes às mesmas situações estão sobrepostos, ou seja, o tumor não oferece nenhum tipo de influência na distribuição de temperatura na superfície da pele, para os casos analisados nesse estudo. Além disso, há um espaçamento entre os perfis de temperatura das situações diferentes no tempo de 10 segundos que diminui gradativamente conforme se avança no tempo.

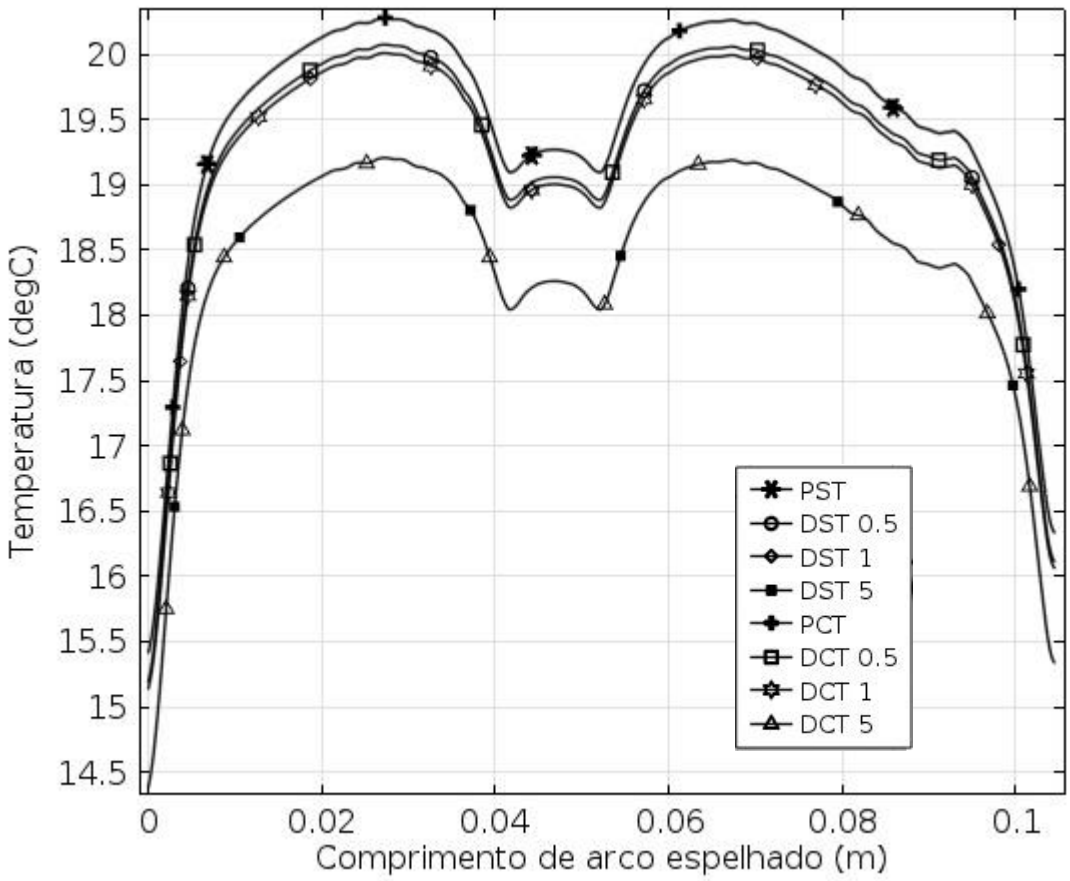


**Figura 4.27:** Distribuição de temperatura ao longo do arco central da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 50 segundos.

Algumas simulações foram feitas com termos de geração metabólica de calor maiores e termos de perfusão sanguínea menores para o tumor. Com essas mudanças, foi possível observar alguma variação na distribuição de temperatura. Entretanto, além dos valores do termo de geração metabólica de calor e do termo de perfusão sanguínea não serem valores realísticos, as variações na distribuição de temperatura na superfície da pele não permitiam a detecção do tumor. As observações com relação aos tempos $\tau_t$ $e$ $\tau_q$ permanecem as mesmas. Uma possível explicação para que a variação de temperatura do tumor não afete consideravelmente a superfície da pele é a camada de gordura presente sob a pele. Pela sua baixa condutividade térmica, a camada de gordura funciona como isolante térmico. Há um artigo (JIN et al., 2014) onde se faz um estudo sem a camada de gordura. Nesse artigo, os autores dizem ser possível a percepção de mudança na distribuição de temperatura devido à presença do tumor. Estudos posteriores podem ser feitos para entender a influência da camada de gordura presente na região da tireoide sobre a distribuição de temperaturas na superfície da pele.

Além do arco central, os arcos inferior e superior foram utilizados nesta análise. Da Figura 4.28 à Figura 4.30, tem se a distribuição de temperatura obtida pelos modelos de Pennes e DPL para o arco superior nos tempos de 10, 50 e 300 segundos, respectivamente. Da Figura 4.31 à Figura 4.33, tem se a distribuição de temperatura obtida pelos modelos de Pennes e DPL para o arco inferior nos tempos de 10, 50 e 300 segundos, respectivamente.

Da Figura 4.28 à Figura 4.33, os perfis de temperatura correspondentes aos mesmos casos analisados também se sobrepõem ao longo de todo o tempo do aquecimento. Por outro lado, existe um espaçamento entre os perfis de temperatura dos casos diferentes entre si, que vai diminuindo ao longo do tempo.

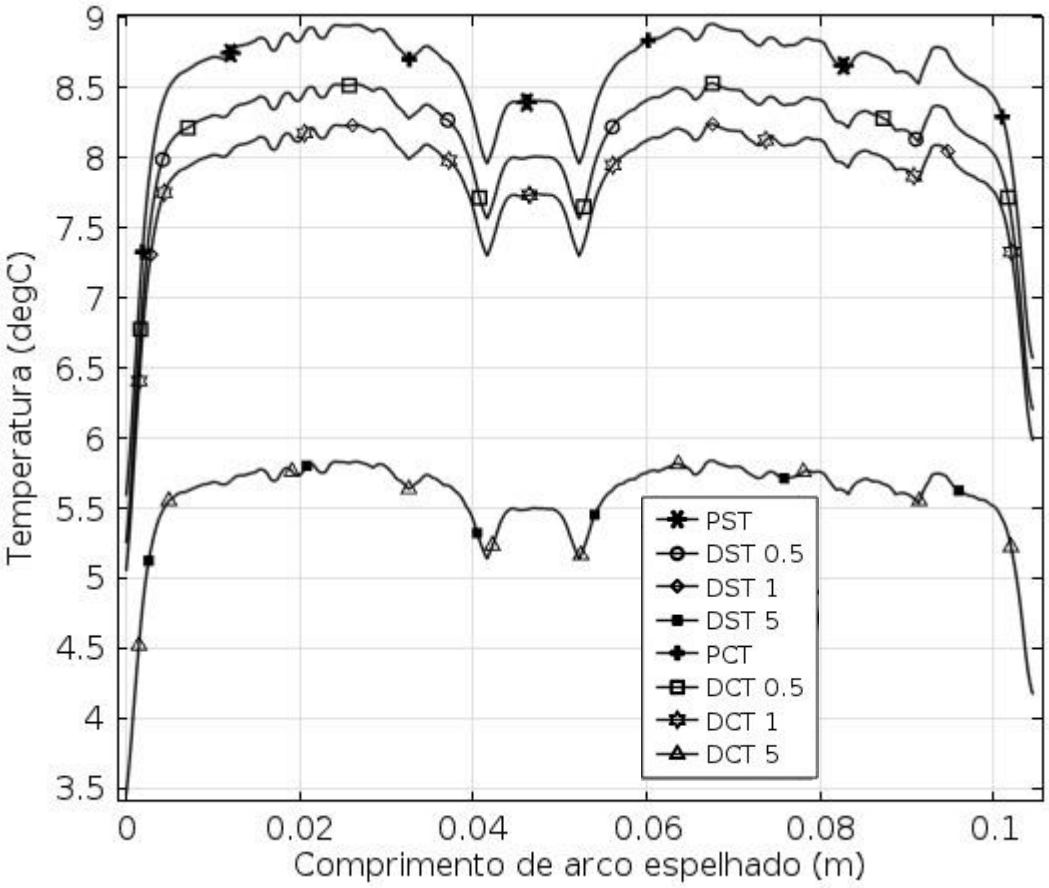


**Figura 4.28:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 10 segundos.

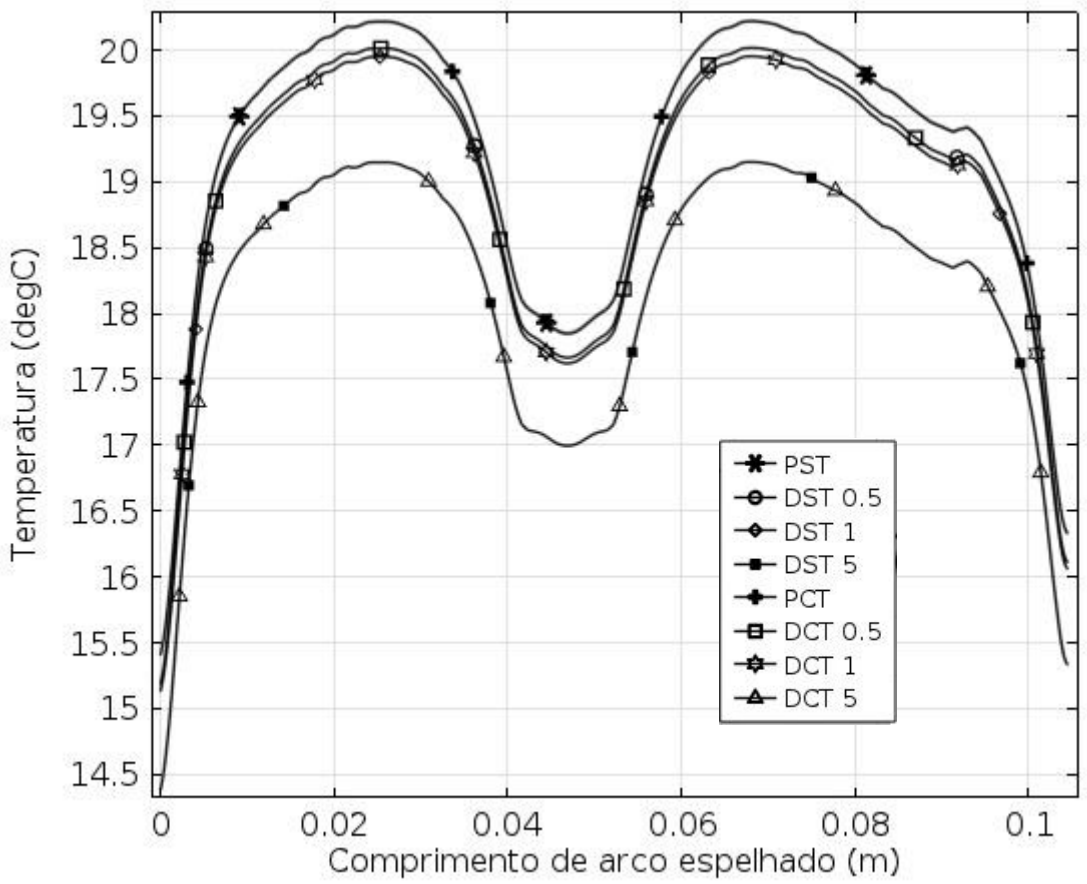


**Figura 4.29:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 50 segundos.

Pode-se observar que a temperatura no centro do arco superior é menor que a temperatura no arco centro do arco inferior devido à presença de menos camadas de material naquela região. No arco inferior, a temperatura no centro do arco não é tão baixa quanto a temperatura no centro do arco superior, pois este se encontra ao mesmo nível da tireoide (tendo mais camadas de tecido da tireoide em contato com este arco). Assim este ponto recebe mais calor que o centro do arco superior.

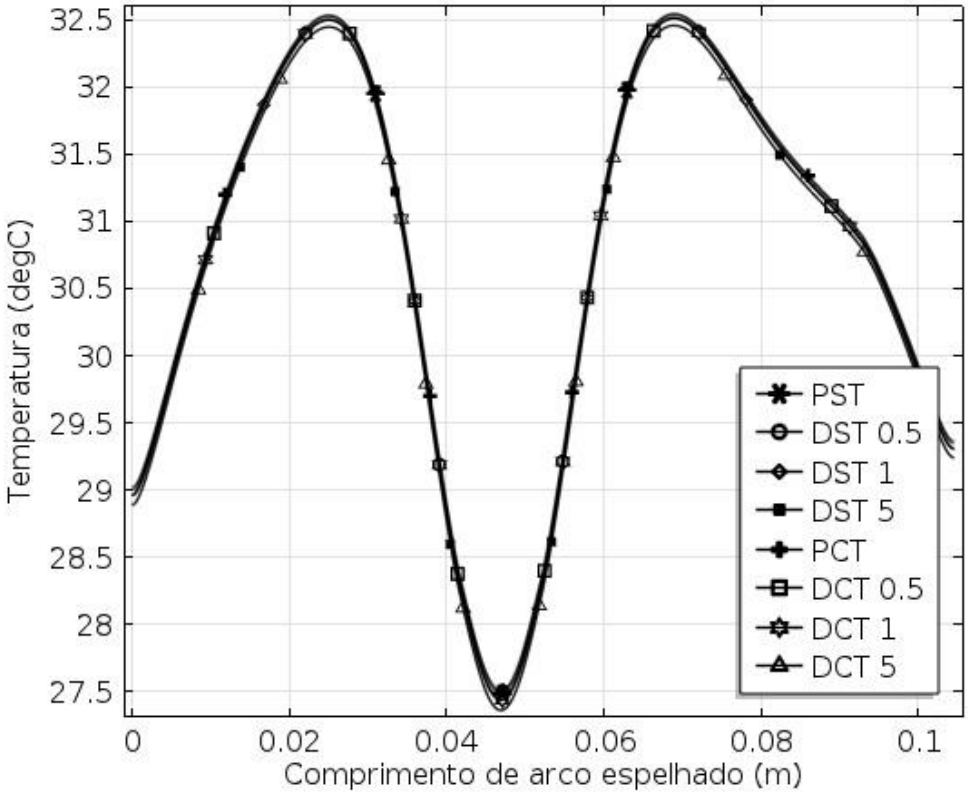


**Figura 4.30:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 300 segundos.

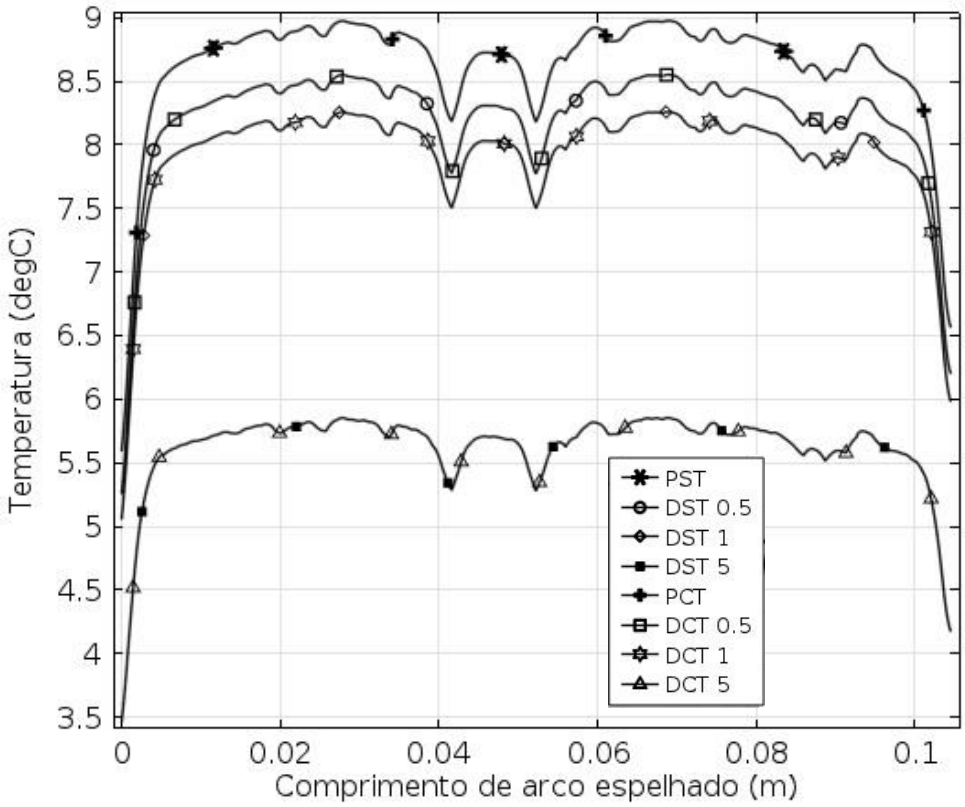


**Figura 4.31:** Distribuição de temperatura ao longo do arco inferior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 10 segundos.

Como na análise da distribuição de temperaturas ao longo do arco central, nenhuma variação na distribuição de temperatura devido a presença do tumor foi observada. Assim, concluiu-se que os dois modelos utilizados descreveram a distribuição de temperatura ao longo dos arcos de maneira similar, para a mesma geometria, independentemente da existência de um tumor na tireoide.

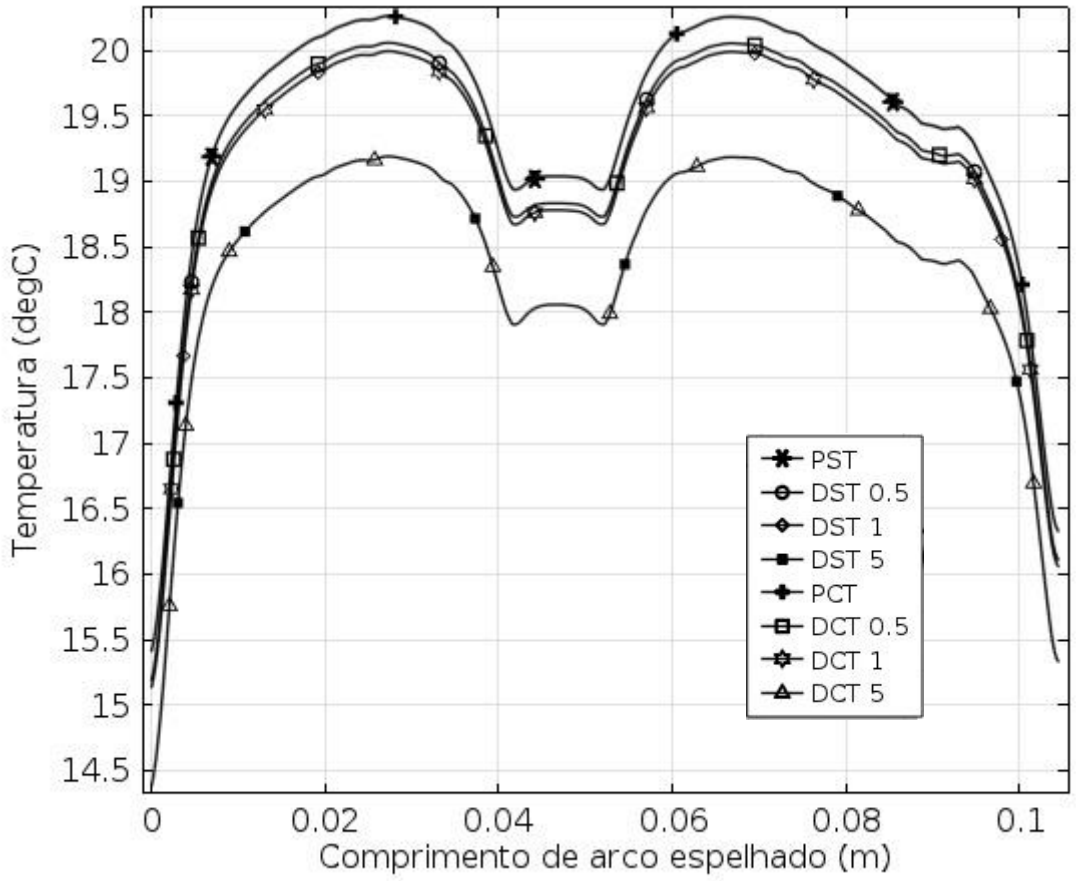


**Figura 4.32:** Distribuição de temperatura ao longo do arco inferior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 50 segundos.

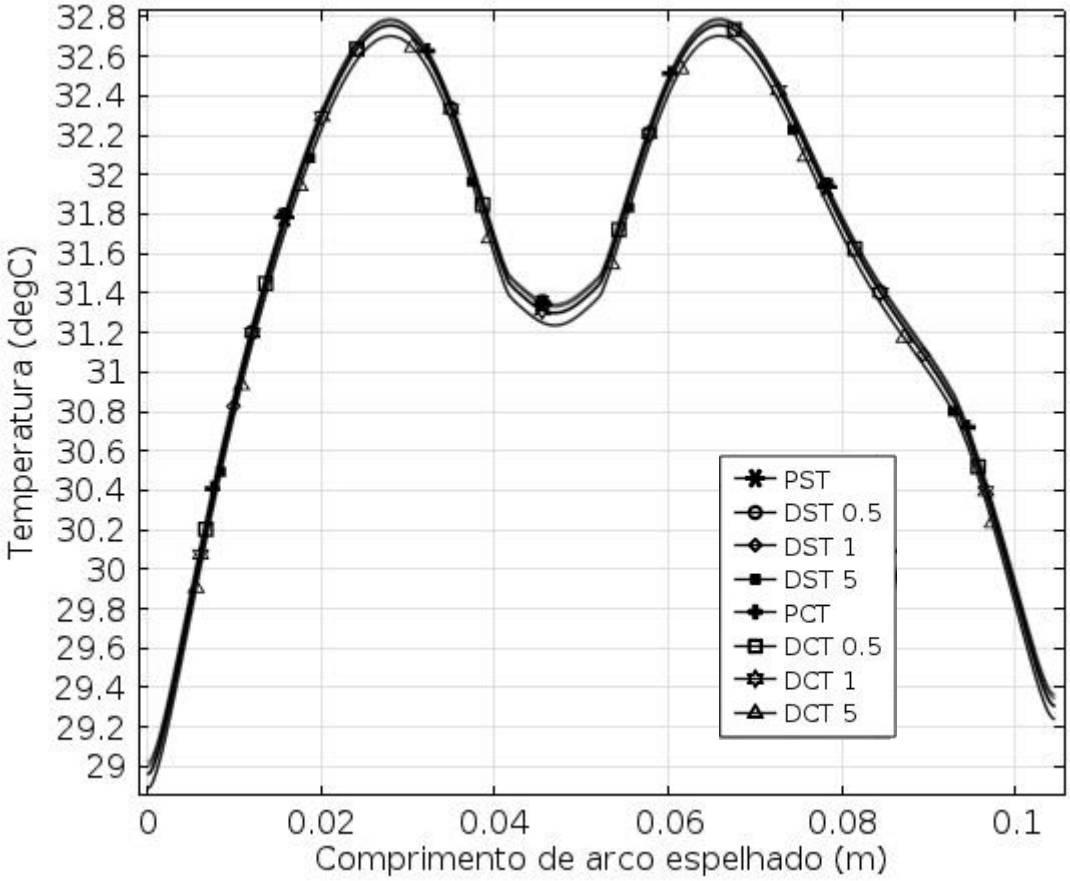


**Figura 4.33:** Distribuição de temperatura ao longo do arco inferior da geometria deformada (com e sem a presença de tumor) no regime transiente para o tempo de 300 segundos.

Com o objetivo de estudar o comportamento do modelo de DPL para o maior número de casos possíveis, foram feitas simulações para dois casos. No primeiro caso, $\tau_t = 5\ e\ \tau_q = 1$ e no segundo caso $\tau_t = 1\ e\ \tau_q = 5.$ O objetivo foi identificar que tipos de mudanças ocorriam na distribuição de temperatura na superfície da pele quando $\tau_t \neq \tau_q$. Da Figura 4.34 à Figura 4.36, encontram-se as distribuições de temperatura ao longo do arco central obtidas com os modelos de Pennes e DPL para a geometria deformada com e sem tumor, com diferentes valores de $\tau_t\ e\ \tau_q$, nos tempos de 10, 20 e 50 segundos, respectivamente.

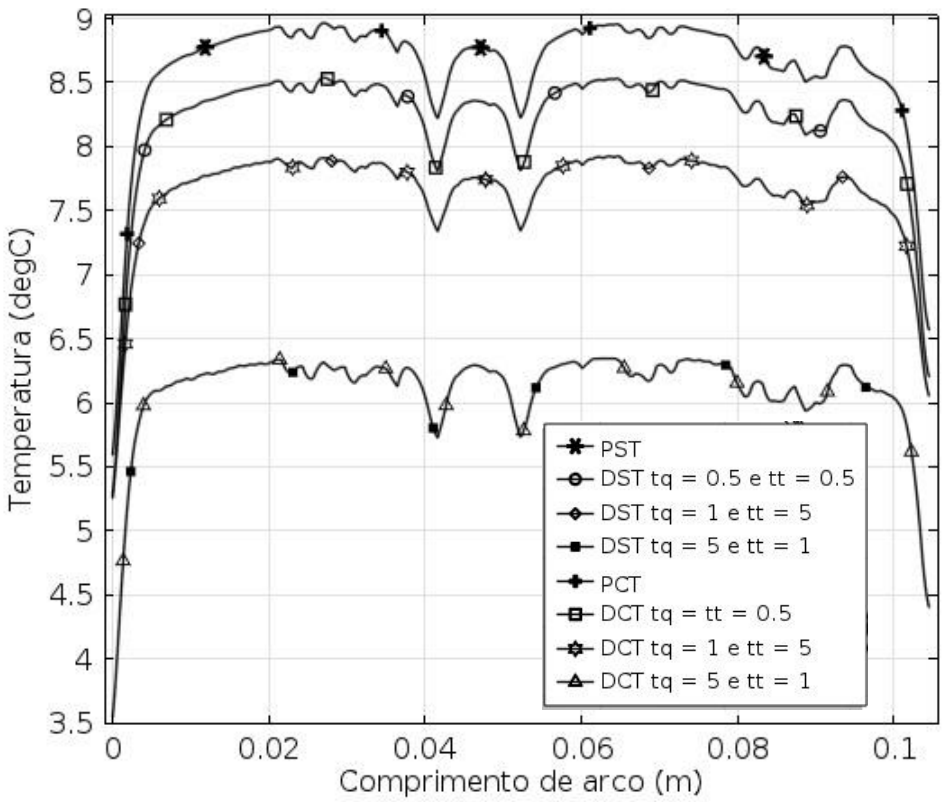


**Figura 4.34:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem tumor) no regime transiente para o tempo de 10 segundos e diferentes valores de $\tau_t$ $e$ $\tau_q$.

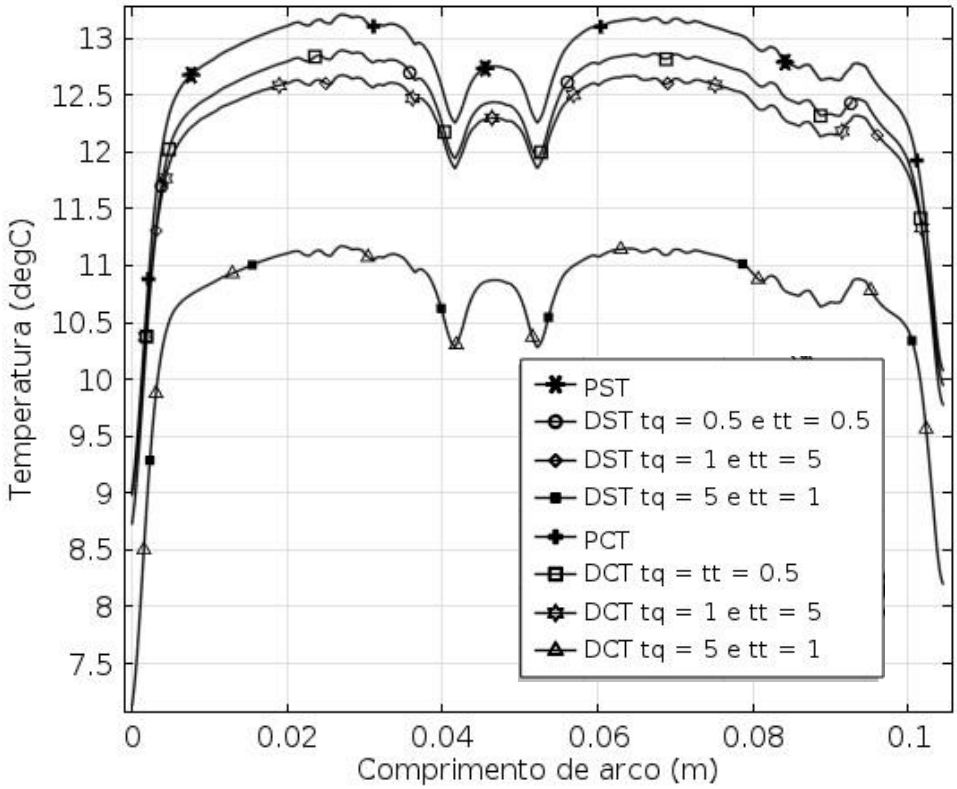


**Figura 4.35:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem tumor) no regime transiente para o tempo de 20 segundos e diferentes valores de $\tau_t$ $e$ $\tau_q$.

Analisando as figuras, nota-se que novamente, uma variação nos tempos de relaxação e termalização provocam diferentes atrasos nos perfis de temperatura com relação ao modelo de Pennes. Nos casos acima, conclui-se que se $\tau_t < \tau_q$, o atraso é maior. Não houve nenhuma diferença no formato dos perfis de temperatura ao longo do tempo devido aos diferentes valores de tempos de relaxação e termalização. Assim, conclui-se que nenhum dos modelos foi capaz de tornar possível a identificação de um tumor na tireoide através de uma análise térmica da superfície da pele próxima a ele, independente dos tempos utilizados no modelo de DPL.

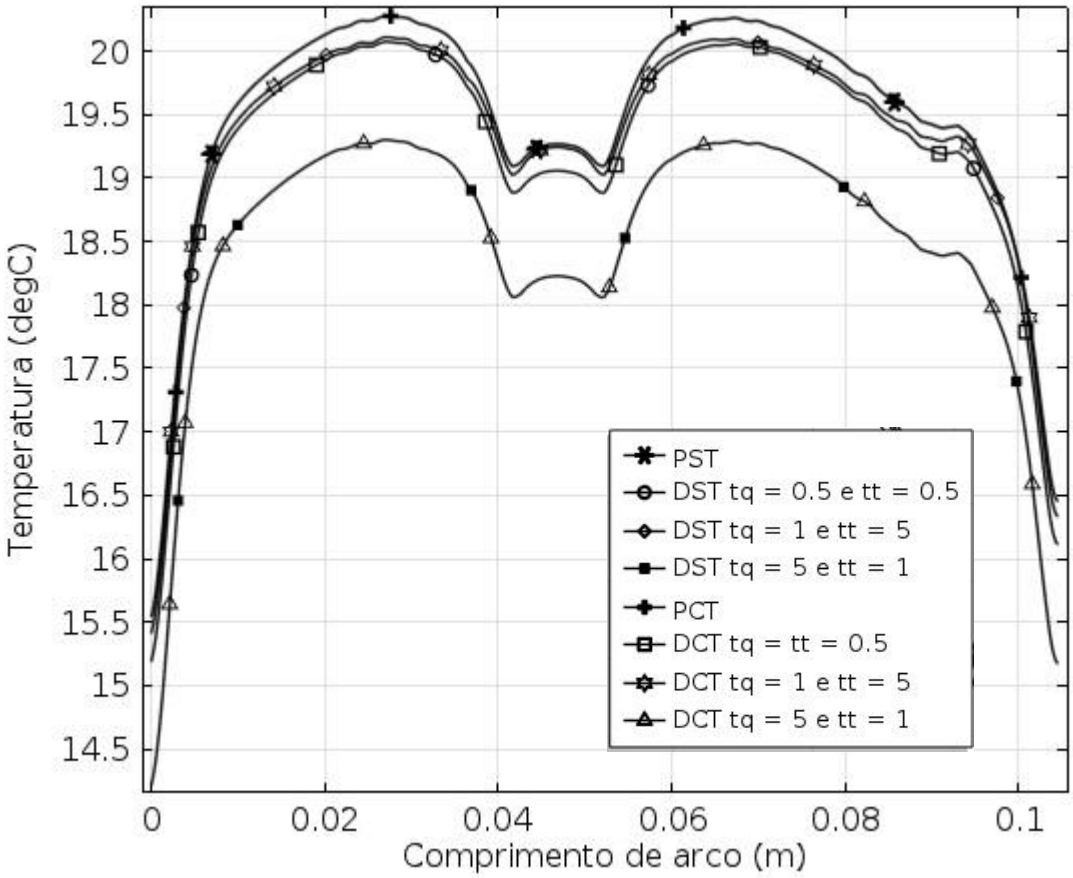


**Figura 4.36:** Distribuição de temperatura ao longo do arco superior da geometria deformada (com e sem tumor) no regime transiente para o tempo de 50 segundos e diferentes valores de $\boldsymbol{\tau_t}$ $\boldsymbol{e}$ $\boldsymbol{\tau_q}$.

# 5 Conclusões

O presente estudo comparou os modelos de Pennes e de DPL através da análise computacional usando um software de simulação numérica por elementos finitos, o Comsol Multiphysics, para o problema de biotransferência de calor, na região da tireoide com e sem a presença de um tumor. O objetivo era comparar os dois modelos de biotransferência de calor para os casos analisados neste estudo. Além disso, com os resultados das simulações, buscou-se entender se era possível ou não utilizar a biotransferência de calor para detectar um tumor na tireoide a partir da análise do perfil de temperatura da superfície da pele.

Os seguintes resultados podem ser destacados:

- Os dois modelos estudados retornaram basicamente os mesmos resultados. A única diferença existente foi um atraso entre os perfis de temperatura semelhantes providas por modelos diferentes. Conforme se aumentava $\tau_t$ $e$ $\tau_q$, os perfis de temperatura obtidos pelo modelo DPL ficavam mais defasados com relação às curvas obtidas pelo modelo de Pennes. Entretanto, os perfis de temperatura permaneciam os mesmos.
- O tumor pouco influenciou a distribuição de temperatura na superfície da pele. Foi necessário aumentar em 100 vezes o termo de geração metabólica de calor do tumor para que a distribuição de temperatura do arco central aumentasse em $0{,}1℃$. Além disso, o perfil de temperatura manteve o mesmo padrão.
- A formato da geometria influencia bastante na distribuição de temperatura na superfície da pele. Os perfis de temperatura obtidos dos arcos centrais da geometria normal e da geometria deformada eram bem diferentes entre si. Assim, pode ser possível detectar uma deformação causada pelo tumor através de uma análise térmica da superfície da pele.
- Através do estudo feito, concluiu-se que não é possível detectar um tumor na tireoide através de uma análise térmica da superfície da pele. Mesmo com a aplicação de um estímulo térmico antes da análise da distribuição de temperatura da superfície da pele, não foi possível identificar uma diferença considerável entre os perfis de temperatura das geometrias com e sem tumor. Além disso, mesmo variando os tempos de termalização e relaxação, não foi possível identificar o tumor. Um estudo nos tempos iniciais do aquecimento, onde teoricamente a probabilidade

de se detectar o tumor era maior, devido à influência das derivadas temporais nessa faixa de tempo, não detectou nenhuma diferença relevante. Por fim, foi necessário aumentar drasticamente o termo de geração metabólica de calor do tumor para que se começasse a identificar uma diferença entre as distribuições de temperatura das geometrias com e sem tumor na superfície da pele.

Para estudos futuros, recomenda-se que uma geometria mais complexa seja produzida, para que resultados mais precisos sejam obtidos. Por exemplo, pode-se utilizar imagens de ressonância magnética para produzir os modelos como no artigo (JIN; HE; LIU, 2014). Outra alternativa é utilizar modelos realísticos em 3D disponíveis gratuitamente na internet, como no site Life Science Database Archive ("Life Science Database Archive", 2011). Além disso, seria interessante fazer estudos com e sem a camada de gordura, para entender o quão forte é a influência desta nos resultados. É importante também obter valores mais precisos dos tempos $\tau_t$ $e$ $\tau_q$. Poder-se-ia, por exemplo, elaborar algum tipo de experimento que retornasse esses valores. Mais estudos sobre o termo de geração metabólica de calor de tumores na região da tireoide deveriam ser realizados. Até o presente momento, nenhum valor do termo de geração metabólica de calor para tumores na tireoide foi encontrado. Por fim, pode-se fazer um estudo com a perfusão sanguínea variando no tempo. Há artigos (LAKHSSASSI; KENGNE; SEMMAOUI, 2010) que disponibilizam fórmulas para este caso.

# 6 Referências

BERMEO VARON, L. A.; BARRETO ORLANDE, H. R.; ELIÇABE, G. E. "Estimation of State Variables in the Hyperthermia Therapy of Cancer With Heating Imposed by Radiofrequency Electromagnetic Waves", ***International Journal of Thermal Sciences***, v. 98, pp. 228–236, 2015.

BEZERRA, L. A. et al. "Estimation of Breast Tumor Thermal Properties Using Infrared Images", ***Signal Processing***, v. 93, n. 10, pp. 2851–2863, 2013.

CATTANEO, C. "Sulla conduzione del calore". In: *Some Aspects of Diffusion Theory*, pp. 485-485, Springer Berlin Heidelberg, 2011.

CETINGÜL, M. P.; HERMAN, C. "A heat transfer model of skin tissue for the detection of lesions: sensitivity analysis", ***Physics in medicine and biology***, v. 55, n. 19, pp. 5933–5951, 2010.

CHENG, T. Y.; HERMAN, C. "Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions", ***International Journal of Thermal Sciences***, v. 86, pp. 175–188, 2014.

**Comentários fornecidos pelo Dr. Silvio Henrique da Cunha**. , 2014.

CONCEIÇÃO, D. S. DA. *Temperatura na Região Cervical no Redor da Tireóide Com e Sem a Presença de um Tumor*. Tese de graduação, Escola Politécnica/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2014.

CRISTOFOLINI, M. et al. "Correlations between thermography and morphology of primary cutaneous malignant melanomas", ***Acta Thermogr***, v. 1, n. 1, pp. 3–11, 1976.

DAS, K.; SINGH, R.; MISHRA, S. C. "Numerical analysis for determination of the presence of a tumor and estimation of its size and location in a tissue", ***Journal of Thermal Biology***, v. 38, n. 1, pp. 32–40, 2013.

DENG, Z.-S.; LIU, J. "Monte Carlo Method to Solve Multidimensional Bioheat Transfer Problem", ***Numerical Heat Transfer, Part B: Fundamentals***, v. 42, n. 6, pp. 543–567, 1 dez. 2002.

DENG, Z. S.; LIU, J. "Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics", ***Computers in Biology and Medicine***, v. 34, n. 6, pp. 495–521, 2004.

DEWHIRST, M. W. et al. "Re-setting the biologic rationale for thermal therapy", ***International Journal of Hyperthermia***, v. 21, n. December, pp. 779–790, 2005.

DI CARLO, A. "Thermography and the possibilities for its applications in clinical and experimental dermatology", ***Clinics in Dermatology***, v. 13, n. 4, pp. 329–336, 1995.

DIEDERICH, C. J. "Thermal ablation and high-temperature thermal therapy: Overview of technology and clinical implementation", ***International Journal of Hyperthermia***, v. 21, n. 8, pp. 745–753, 1 dez. 2005.

EL-SAYED, I. H.; HUANG, X.; EL-SAYED, M. A. "Surface plasmon resonance scattering and absorption of anti-EGFR antibody conjugated gold nanoparticles in cancer diagnostics: applications in oral cancer", ***Nano letters***, v. 5, n. 5, pp. 829–834, 2005.

**Estimativa/2016 - Incidência de Câncer no Brasil**, 2016. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/bvscontrolecancer/publicacoes/edicao/Estimativa_2016.pdf>.

GHANBARI, P.; HAJJ, M. "Finite element analysis of tissue electropermeability through the application of electric pulses", ***J Bioengineer & Biomedical Sci***, v. 3, n. 120, pp. 2, 2013.

HABASH, R. W. Y. et al. "Thermal Therapy , Part 1 : An Introduction to Thermal Therapy". *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering,* v. 34, n. 6, pp. 459–489, 2006a.

HABASH, R. W. Y. et al. "Thermal Therapy , Part 2 : Hyperthermia Techniques". *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering,* v. 34, n. 6, pp. 491–542, 2006b.

HARTMANN, M.; KUNZE, J.; FRIEDEL, S. "Telethermography in the diagnostics and management of malignant melanomas". ***The Journal of dermatologic surgery and oncology***, v. 7, n. 3, pp. 213–218, 1981.

**HEALTHLINE BODY MAPS**. Disponível em: <http://www.healthline.com/human-body-maps#1/1>.

**ITIS FOUNDATION**. Disponível em: <http://www.itis.ethz.ch/>.

JIN, C. et al. "MRI-based three-dimensional thermal physiological characterization of thyroid gland of human body", ***Medical Engineering and Physics***, v. 36, n. 1, pp. 16–25, 2014.

JIN, C.; HE, Z.; LIU, J. "MRI-based finite element simulation on radiofrequency ablation of thyroid cancer", ***Computer Methods and Programs in Biomedicine***, v. 113, n. 2,

pp. 529–538, 2014.

KAMINSKI, W. "Hyperbolic heat conduction equation for materials with a nonhomogeneous inner structure", ***Journal of Heat Transfer***, v. 112, n. 3, pp. 555–560, 1990.

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. et al. State Estimation Problem in Hyperthermia Treatment of Tumors Loaded With Nanoparticles. In: *Proceedings of the 15th International Heat Transfer Conference*, pp. 1–15, Kyoto, August, 2014.

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.

**Life Science Database Archive**. Disponível em: <http://dbarchive.biosciencedbc.jp/index-e.html>.

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 dual-phase lag model of bioheat transfer", ***Engineering Analysis With Boundary Elements***, v. 50, pp. 76–82, 2015.

NAWARI, N. O.; KUENSTLE, M. ***Building Information Modeling: Framework for Structural Design***. CRC Press, 2015.

O'NEAL, D. P. et al. "Photo-thermal tumor ablation in mice using near infrared-absorbing nanoparticles". ***Cancer letters***, v. 209, n. 2, pp. 171–176, 2004.

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.

OZISIK, M. N.; TZOU, D. Y. "On the wave theory in heat conduction", ***Journal of Heat Transfer***, v. 116, n. 3, pp. 526–535, 1994.

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.

PIRTINI ÇETINGÜL, M.; HERMAN, C. "Quantification of the thermal signature of a melanoma lesion", ***International Journal of Thermal Sciences***, v. 50, n. 4, pp. 421–431, 2011.

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, D. P. **anatomia do pescoço,** UFMG, 2006. Disponível em: <http://www.icb.ufmg.br/mor/mof011/pescoco.pdf>

RODRIGUES, A. M. **anatomia do sistema endócrino**. Disponível em: <http://pt.slideshare.net/kazumialexandre/anatomia-endocrino-presentation>.

SANTA CRUZ, G. A et al. "Dynamic infrared imaging of cutaneous melanoma and normal skin in patients treated with BNCT", ***Applied radiation and isotopes***, v. 67, n. 7–8 Suppl, pp. S54–S58, 2009.

SILVA, D. et al. Computational Analysis of the Temperature Distribution in the Cervical Region Around a Normal or a Tumorous Thyroid. In: *Proceedings of 15th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering November*, pp. 13–16, Belém, November, 2014.

SOBOTTA, J. ***Atlas de anatomia humana: cabeça, pescoço e extremidades superiores***. 19 ed., Guanabara Koogan, 2000.

SONG, C. W. "Effect of local hyperthermia on blood flow and microenvironment: a review". ***Cancer research***, v. 44, n. 10 Supplement, pp. 4721s–4730s, 1984.

STEWART, B.; WILD, C. P. World cancer report 2014, 2014.

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 léquation de la chaleur", ***Comptes Rendus Hebdomadaires Des Seances De L Academie Des Sciences***, v. 246, n. 22, pp. 3154–3155, 1958.

WANG, L.; XU, M.; ZHOU, X. "Well-posedness and solution structure of dual-phase-lagging heat conduction", ***International Journal of Heat and Mass Transfer***, v. 44, n. 9, p. 1659–1669, 2001.

WANG, L.; ZHOU, X. ***Dual-phase-lagging heat conduction: problems and solutions***. Shandong University Press, 2001.

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.

XU, F.; SEFFEN, K. A.; LU, T. J. "Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics", ***International Journal of Heat and Mass Transfer***, v. 51, n. 9, pp. 2237–2259, 2008.

XUAN, Y.; ROETZEL, W. "Bioheat equation of the human thermal system". ***Chemical engineering & technology***, v. 20, n. 4, pp. 268–276, 1997.

XUAN, Y.; ROETZEL, W. "Transient response of the human limb to an external stimulust", ***International Journal of Heat Transfer and Mass Transfer,*** v. 41, n. 1, 1998.

ZHANG, Y. "Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues". ***International Journal of Heat and Mass Transfer***, v. 52, n. 21–22, pp. 4829–4834, 2009.

ZHOU, J.; CHEN, J. K.; ZHANG, Y. "Dual-phase lag effects on thermal damage to biological tissues caused by laser irradiation". ***Computers in Biology and Medicine***, v. 39, n. 3, pp. 286–293, 2009.

ZHOU, J.; ZHANG, Y.; CHEN, J. K. "An axisymmetric dual-phase-lag bioheat model for laser heating of living tissues". ***International Journal of Thermal Sciences***, v. 48, n. 8, pp. 1477–1485, 2009.