



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Mecânica

ELLEN CAVALCANTE ALVES

**Análise Termodinâmica de Diferentes
Métodos de Indução de Hipotermia
Terapêutica pós Parada Cardiorrespiratória**

CAMPINAS
2019

ELLEN CAVALCANTE ALVES

**Análise Termodinâmica de Diferentes
Métodos de Indução de Hipotermia
Terapêutica pós Parada Cardiorrespiratória**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestra em Engenharia Mecânica, na Área de Térmica e Fluídos.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Keutenedjian Mady

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA ELLEN CAVALCANTE ALVES, E ORIENTADA PELO PROF. DR. CARLOS EDUARDO KEUTENEDJIAN MADY

**CAMPINAS
2019**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE – UNICAMP

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Luciana Pietrosanto Milla - CRB 8/8129

AL87a Alves, Ellen Cavalcante, 1994-
Análise termodinâmica de diferentes métodos de indução de hipotermia terapêutica pós parada cardiorrespiratória / Ellen Cavalcante Alves. – Campinas, SP : [s.n.], 2020.

Orientador: Carlos Eduardo Keutenedjian Mady.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Hipotermia induzida. 2. Termodinâmica. 3. Exergia. 4. Simulação (computadores). I. Mady, Carlos Eduardo Keutenedjian, 1984-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Thermodynamics analysis of different methods to induce therapeutic hypothermia after cardiac arrest

Palavras-chave em inglês:

Induced hypothermia

Thermodynamics

Exergy

Computer simulation

Área de concentração: Térmica e Fluidos

Titulação: Mestra em Engenharia Mecânica

Banca examinadora:

Carlos Eduardo Keutenedjian Mady [Orientador]

Silvio de Oliveira Junior

José Guilherme de Souza Chaui Mattos Berlinck

Data de defesa: 10-03-2020

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Mecânica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)
- ORCID do autor: <http://orcid.org/0000-0001-8964-2690>
- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/5490201312518632>

Agência de Fomento: CAPES
Nº do Processo: 88882.435220/2019-01

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Análise Termodinâmica de Diferentes Métodos
de Indução de Hipotermia Terapêutica pós
Parada Cardiorrespiratória**

Autora: Ellen Cavalcante Alves

Orientador: Carlos Eduardo Keutenedjian Mady

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Prof. Dr. Carlos Eduardo Keutenedjian Mady, Presidente
Departamento de Energia/Faculdade de Engenharia Mecânica/UNICAMP

Prof. Dr. Silvio de Oliveira Junior
Departamento de Engenharia Mecânica/Escola Politécnica/Universidade de São Paulo

Prof. Dr. José Guilherme de Souza Chaui Mattos Berlinck
Departamento de Fisiologia Geral/Instituto de Biociências/Universidade de São Paulo

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Campinas, 10 de março de 2020.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer à minha família, pelo suporte e carinho fornecido a mim ao longo dos diversos anos que levaram a esta pesquisa, em especial ao meu pai, Ivan, por ter auxiliado com o aperfeiçoamento deste texto.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Carlos Eduardo Keutenedjian Mady, que sempre me motivou a fazer cada vez mais e melhor, com um bom humor inabalável e muita atenção aos detalhes.

Aos meus colegas de sala na Faculdade de Engenharia Mecânica, Clara, Sarah e Rafael, com quem tive o prazer de conhecer e conviver nesta fase, compartilhando experiências e um bom café.

Aos meus queridos amigos, Murilo, Pedro e Laise, por sempre acreditarem em mim.

À Faculdade de Engenharia Mecânica, pela sala e material utilizado nesta pesquisa.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Resumo

Um tratamento frequentemente aplicado em pacientes de parada cardiorrespiratória, mas com uma disparidade de técnicas e falta de conhecimento é a hipotermia terapêutica. Com a finalidade de aprofundar os conhecimentos de alguns dos principais métodos e determinar o melhor protocolo segundo as Leis da Termodinâmica, tais técnicas foram aplicadas em um modelo térmico do corpo humano proposto anteriormente na literatura. O programa computacional desenvolvido na literatura foi modificado para atender as condições de um paciente masculino de massa 67 kg sob a aplicação de cada protocolo. Como o foco do tratamento é o tecido cerebral, este foi analisado individualmente. Em seguida, os perfis térmicos e exergéticos do corpo para cada procedimento foram comparados e analisado. Por fim, foi efetuado um levantamento das principais características observadas para então propor um protocolo termodinâmico do procedimento. Dados os resultados obtidos, foi possível observar que apesar do método de refrigeração interna e externa apresentarem resultados satisfatórios, o primeiro fornece uma resposta intensa do modelo enquanto o segundo, demasiadamente lenta. Assim, o terceiro método, que faz uso de técnicas internas e externas concomitantemente, apresenta resultados intermediários, com um melhor controle de temperatura.

Palavras Chave: Hipotermia induzida, termodinâmica, exergia, simulação (computadores).

Abstract

A treatment frequently employed in patients of cardiorespiratory arrest, but has a disparity of techniques as well as lack of knowledge is the therapeutic hypothermia. Aiming to provide a new depth into the most used methods, a previously provided thermodynamic model of the human body was subjected to each of the techniques and the results analyzed according to the Laws of Thermodynamics. This model of the human body was provided in the literature and simulates a male individual of 67 kg, allowing a number of readings that cannot be obtained under normal circumstances. As the main focus of the treatment is the cerebral tissue, its temperature profile was analyzed individually before the profile for the rest of the body. Afterwards, the exergy of the body was calculated and compared. Lastly, the main characteristics of each method was summarized to then provide a final protocol. Given the results obtained, it was possible to conclude that both the internal cooling and external cooling present good results, the first provided an intense response from the model, while the later a slow response. As a result, the cooling that combines both, presents intermediate results and a better capacity of control of the patient's temperature.

Key Word: Induced hypothermia, thermodynamics, exergy, computer simulation.

Lista de Ilustrações

Figura 1: Representação do posicionamento do cateter na veia cava inferior via veia femoral (DAE et al., 2003).	27
Figura 2: Resumo do sistema passivo do modelo, mostrando possíveis condições de contorno, geometria e sistema circulatório de cada elemento. Obtida em Ferreira e Yanagihara (2009).....	29
Figura 3: Distribuição dos tecidos no elemento representante do tronco. Obtida em Ferreira e Yanagihara (2009).....	30
Figura 4: Representação das condições de análise do modelo submetido ao resfriamento externo. Elementos com sombreado externo estão submetidos a um meio aquoso.....	40
Figura 5: Representação do posicionamento da manta térmica segundo o modelo analisado .	41
Figura 6: Representação das condições de análise do modelo submetido ao resfriamento interno. Área destacada interna ao reservatório sanguíneo do elemento do tronco representa o posicionamento do cateter.....	44
Figura 7: Modelo representativo do cateter inserido em uma veia central.....	45
Figura 8: Exemplo do sistema de controle de temperatura. Valores de temperatura do hipotálamo medidas no eixo a esquerda e valores de temperatura da água medidas no eixo a direita do gráfico (linha tracejada).	48
Figura 9: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os três métodos de resfriamento.	52
Figura 10: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo de duração desta etapa para os três métodos de resfriamento.	53
Figura 11: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para o método externo e composto de resfriamento	55
Figura 12: Taxa escalada de variação na temperatura do hipotálamo em um período de 100 minutos a partir do início do aquecimento do fluido de arrefecimento para os três métodos.	57
Figura 13: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método interno.	59
Figura 14: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método externo.....	60

Figura 15: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método composto.	61
Figura 16: Troca de calor entre o modelo do corpo humano e a ferramenta de indução de hipotermia empregada. Valores positivos representam entrada de calor ao corpo.	65
Figura 17: Somatório da troca de calor e fluxo de entalpia com o meio, para os três métodos analisados, considerando trocas por evaporação, radiação, convecção e respiração.	66
Figura 18: Esquema representativo do transporte de exergia associado ao calor.	68
Figura 19: Exergia relacionada ao fluxo de calor entre o sistema e o aparelho, para as três técnicas analisadas. Regiões circuladas marcam o aquecimento inicial do fluido refrigerante e linha tracejada indica o segundo período de aquecimento, iniciando o período de reaquecimento.	68
Figura 20: Exergia removida por componente da técnica externa (esquerda) da técnica composta (direita) no período da indução. Valores positivos de exergia transportada representam a inserção da mesma no sistema termodinâmico.	69
Figura 21: Variação ao longo da manutenção da taxa de troca térmica (eixo da esquerda) e da temperatura da superfície de troca de calor (eixo da direita, linha tracejada), para as técnicas interna e externa de indução de hipotermia no método composto.	71
Figura 22: Taxa de destruição de exergia ao longo da simulação para todos os três métodos analisados.	73
Figura 23: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.	75
Figura 24: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.	76
Figura 25: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.	78
Figura 26: Taxa de destruição de exergia destruída ao longo da simulação para os quatro modelos aplicados.	80
Figura 27: Tempo de duração da fase de indução e tempo necessário, a partir do aquecimento da água de refrigeração, para que a taxa de variação de temperatura se reduza pela metade. Ambos em função da resistência térmica adotado no modelo de refrigeração externo. .	82
Figura 28: Variação da temperatura do hipotálamo durante as fases de indução e manutenção para o modelo de refrigeração externa com resistência térmica variável.	83
Figura 29: Variação da temperatura do hipotálamo durante as fases de indução e manutenção para o modelo de refrigeração interna com produto hA variável.	87

Figura 30: Efeitos do coeficiente de película e da área do cateter na duração da hipotermia (a), no aumento da temperatura do hipotálamo ao adentrar manutenção (b) e na taxa de variação da mesma durante a manutenção (c).....	88
Figura 31: Taxa de destruição de exergia durante a indução e manutenção de hipotermia por meio de refrigeração interna em função o coeficiente hA.....	89
Figura 32: Variação da temperatura do hipotálamo nas fases de indução e manutenção para o método interno em função da resistência térmica do cobertor térmico empregado.....	91
Figura 33: Taxa de destruição de exergia destruída durante hipotermia terapêutica utilizando cateter e cobertas térmicas de resistência 2, 4 e 6 CLO.	92
Figura 34: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.	94
Figura 35: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.	95
Figura 36: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.	96

Lista de Tabelas

Tabela 1: Aparelhos para refrigeração externa (VAITY et al., 2015; BELMONT MEDICAL TECHNOLOGIES, 2019; ZOOL MEDICAL CORPORATION, 2019; EMCOOLS MED, 2019)	26
Tabela 2: Aparelhos para refrigeração interna (VAITY et al., 2015; ZOLL MEDICAL CORPORATION, 2016). * A remoção máxima de calor está associada a um fluido a 0 °C.	28
Tabela 3: Valor do adimensional Nusselt para fluido plenamente desenvolvido em regiões anulares circulares com uma superfície termicamente isolada e outra a temperatura constante (INCROPERA et al., 2008).	45
Tabela 4: Temperaturas adotadas pela água de circulação para os três métodos segundo a fase do procedimento.....	48
Tabela 5: Temperatura de manutenção utilizada pelo sistema de controle de temperatura para o modelo de refrigeração interna com aplicação de um cobertor térmico.	49
Tabela 6: Valores limites utilizados no sistema de controle de temperatura para os modelos de refrigeração sob condição de meio variáveis.	49
Tabela 7: Valores mínimos de temperatura média de cada elemento do modelo térmico do corpo humano para os três métodos de resfriamento ao longo de todo o período de 800 minutos de procedimento.	62
Tabela 8: Integral da exergia destruída ao longo dos primeiros 500 e 800 minutos de simulação para os três métodos aplicados.	74
Tabela 9: Valores mínimos de temperatura média de cada elemento do modelo térmico do corpo humano para os quatro modelos de resfriamento externo nos primeiros 500 minutos de simulação.....	79
Tabela 10: Integral da exergia destruída ao longo da simulação para os quatro modelos aplicados.....	81
Tabela 11: Temperaturas mínimas atingidas em °C para cada elemento em função da resistência térmica adotada.	84
Tabela 12: Integral da exergia destruída ao longo de cada fase da simulação para as diversas resistências térmicas aplicadas.	85
Tabela 13: Efeitos do uso de cobertura térmica para reestabelecer a normotermia.....	92

Lista de Abreviaturas e Siglas

SIGLAS COMPOSTOS QUÍMICOS

ATP	Adenosina Trifosfato
CO ₂	Dióxido de Carbono
N ₂	Gás Nitrogênio
NO	Óxido Nítrico
O ₂	Gás Oxigênio
PCR	Parada Cardiorrespiratória
ROS	Espécies Reativas de Oxigênio
ROSC	Reestabelecimento da Circulação Vascular Espontânea

NOMENCLATURA

Alfabeto Latino

A	Área [m ²]
b	Exergia específica [J/kg]
B	Fluxo Exergético [W]
B	Exergia do volume de controle [J]
c _p	Calor específico a pressão constante [J/kg K]
D	Diâmetro [m]
e	Energia específica [J/kg]
E	Energia [J]
g	Aceleração da Gravidade [m/s ²]
h	Coefficiente de Transferência de Calor Convectiva [W/m ² K]
H	Entalpia [J]
I	Resistência térmica em unidades usuais em conforto térmico [CLO]
k	Condutividade Térmica [W/m.K]
m	Massa [kg]

M	Metabolismo energético [J]
n	Direção de Fluxo [m]
Nu	Número adimensional de Nusselt [-]
P	Pressão [Pa]
P	Perímetro [m]
Pr	Número de Prandtl [-]
q	Transferência de calor por unidade de massa [J/kg]
Q	Taxa de transferência de calor [W]
R	Constante Específica dos Gases para o Ar [J/kg.K]
Re	Número de Reynolds [-]
s	Entropia específica [J/(kg K)]
S	Entropia [J/K]
t	Tempo [s]
T	Temperatura [K]
u	Energia interna específica [J/kg]
U	Energia Interna [J]
V	Velocidade [m/s ²]
w	Superfície molhada da pele por suor [-]
W	Potência [W]
x	Espessura [mm]
y	Fração mássica de gases [kg/kg]
z	Altura ou cota altimétrica [m]

Alfabeto Grego

α	Difusividade Térmica [m ² /s]
ε	Emissividade de uma superfície [-]
μ	Viscosidade Dinâmica [Pa. S]
ν	Viscosidade Cinemática [m ² /s]
ρ	Massa específica [kg/m ³]
σ	Constante de Stefan-Boltzmann [W/m ² .K ⁴]

φ	Umidade Relativa [%]
-----------	----------------------

Subscrito

a	Água
air	Ar
ar	Sangue arterial
arm	Braço
B	Exergia
bl	Sangue
cat	Cateter
cl	Roupa
cond	Condução
conv	Convecção
D	Diâmetro
Des	Destruída
ex	Expiração
e	Externo
ev	Evaporação
ger	Geração
h	Hidráulico
hd	Mão
i	Interno
in	Entrada
leg	Perna
M	Associado a reações metabólicas
manta	Manta térmica
método	Método de indução a hipotermia
ml	Média logarítmica
ger	Geração
o	Estado de referência

out	Saída
Q	Associado a um fluxo de calor
rad	Radiação
res	Respiração
rm	Radiante Média
sk	Pele
surf	Superfície
VC	Volume de Controle
ve	Sangue Venoso
w	Molhado
ΔT	Variação de Temperatura

Sobrescrito

in	Entrada
out	Saída
t	Tempo

Ênfase

"	Divisão por área [$1/m^2$]
·	Taxa [$1/s$]
—	Valor médio

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 ISQUEMIA GLOBAL E O TECIDO NEURAL	20
2.2 EFEITOS DA HIPOTERMIA TERAPÊUTICA	21
2.2.1 Neuroproteção	22
2.3 APLICAÇÃO DA HIPOTERMIA TERAPÊUTICA.....	24
2.3.1 Produtos disponíveis no mercado	25
2.4 MODELO CORPO HUMANO.....	28
2.5 LEIS DA TERMODINÂMICA E ANÁLISE EXERGÉTICA.....	31
2.5.1 Primeira lei da termodinâmica.....	32
2.5.2 Segunda lei da termodinâmica.....	32
2.5.3 Análise exérgica.....	33
2.5.4 Análise termodinâmica no corpo humano	34
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
3.1 INDUÇÃO POR REFRIGERAÇÃO EXTERNA.....	38
3.1.1 Análises comparativas	40
3.2 INDUÇÃO POR REFRIGERAÇÃO INTERNA.....	42
3.2.1 Análises comparativas	44
3.3 EFEITOS DO MEIO	46
3.4 CONTROLE DE TEMPERATURA	47
3.5 EQUACIONAMENTO DO MODELO	49
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	51
4.1 REFRIGERAÇÃO INTERNA, EXTERNA E COMPOSTA	51
4.1.1 Temperatura do hipotálamo.....	52

4.1.2 Método de resposta do sistema.....	55
4.1.3 Perfil de temperatura dos diferentes membros do corpo	58
4.1.4 Trocas de calor.....	64
4.1.5 Exergia transportada nas diferentes técnicas de indução de hipotermia	67
4.1.6 Taxa de destruição de exergia nos diferentes métodos.....	71
4.2 ANÁLISE COMPLEMENTAR DA REFRIGERAÇÃO EXTERNA	75
4.2.1 Efeito da área de superfície	75
4.2.2 Efeito da resistência térmica do material.....	82
4.3 ANÁLISE COMPLEMENTAR DA REFRIGERAÇÃO INTERNA	86
4.3.1 Efeito da área de superfície	86
4.3.2 Uso de tecnologias auxiliares	90
4.4 EFEITOS DA TEMPERATURA DO MEIO AMBIENTE NO TRATAMENTO	93
5 CONCLUSÃO	97
REFERÊNCIAS	99
APÊNDICE – EFICIÊNCIA EXERGÉTICA	103

1 INTRODUÇÃO

A parada cardiorrespiratória é um evento no qual o fluxo de oxigênio para os tecidos é cessado, levando à morte cerebral em menos de 20 minutos, mesmo com a aplicação correta de uma massagem cardíaca (FEITOSA-FILHO et al., 2009). Podendo ser causado por acidentes, no entanto, este evento isquêmico cerebral é, também, fortemente associado com patologias cardiovasculares, sejam estas de nascença ou derivada das condições de vida do indivíduo, e apresenta uma mortalidade de aproximadamente 83,2% (LARSEN et al, 1993).

Além do alto risco de uma sequência de paradas cardíacas que vão se agravando no decorrer da vida do indivíduo, pacientes que foram ressuscitados com sucesso podem apresentar graves danos neurológicos que levam a impactos negativos em suas condições de vida, por meio de uma redução em suas funções cognitivas, por exemplo. A gravidade destas lesões neurológicas pode variar com o tempo, se reduzindo ou até se intensificando em um período de 12 meses após o evento (LILJA & CRONBERG, 2017).

Estudos mostram que a hipotermia terapêutica aumenta as chances de sobrevivência e ameniza os danos neurológicos de paciente em coma. Entretanto, como a avaliação da capacidade neurológica é feita de forma qualitativa, tais efeitos podem apenas ser estimados. Como consequência, apesar dos extensivos estudos nos mecanismos de funcionamento da hipotermia como terapia, as condições ótimas de aplicação e efeitos a longo prazo ainda não são bem sistematizadas (MERCHANT et al., 2009).

Assim, diferentes regiões no globo apresentam diferentes protocolos para a indução de hipotermia com grandes variações entre si. Um reflexo desta falta de informação se encontra no mercado de tecnologias para controle da hipotermia terapêutica, que podem variar desde técnicas de resfriamento pela superfície da pele (bolsas de água fria, por exemplo) ou diretamente pelo sangue (ORBAN et al., 2012). Estas diferenças acarretam em perfis de temperatura distintos, estando, ou não, associados a variações na melhora dos pacientes.

Apesar de conhecido principalmente pela redução das taxas metabólicas proporcional à temperatura do tecido (aproximadamente 7% / °C) e consequente redução da demanda de oxigênio pelas células, a hipotermia terapêutica apresenta diversos outros efeitos benéficos, como a correção do cálcio extracelular, prevenção de hiperemia cerebral e proteção da barreira cérebro-sangue (RECH & VIEIRA, 2010).

Contudo, este tratamento também apresenta riscos que incluem o aumento das chances de bradicardia, proveniente da redução da temperatura do músculo cardíaco, e desequilíbrio químico e hormonal do paciente, por exemplo (RECH & VIEIRA, 2010).

Neste contexto, esse trabalho almeja aplicar a Primeira e Segunda Leis da Termodinâmica no modelo proposto por Ferreira e Yanagihara (2009) do sistema térmico do corpo humano, com o intuito de avaliar diferentes procedimentos utilizados na literatura, comparando-os quanto a sua capacidade de reduzir e controlar a temperatura do paciente, o perfil de temperatura gerado, gasto energético e irreversibilidades observadas no modelo. Tais avaliações representam um primeiro passo para a determinação de um índice de qualidade do processo, bem como um protocolo universal.

Nota-se, ainda, que tais métodos são aplicados em pacientes e os protocolos baseados em resultados clínicos ou testes em animais. Dessa forma, o uso da modelagem termodinâmica pode trazer benefícios na mitigação de experimentos em seres vivos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ISQUEMIA GLOBAL E O TECIDO NEURAL

O tecido neural utiliza majoritariamente a fosforilação oxidativa para a produção de Adenosina Trifosfato (ATP), substância responsável por todas as conversões de energia no corpo, também conhecida como “moeda energética”. Isto gera uma grande dependência do fornecimento de oxigênio e glicose provindo pelo sangue, que, quando interrompido, caracteriza um evento isquêmico cerebral (TAOUFIK & PROBERT, 2008; MADY & OLIVEIRA JUNIOR, 2013).

No caso de uma parada cardíaca ou subsequente parada cardiorrespiratória, a isquemia afeta todas as regiões do cérebro, sendo, portanto, um evento isquêmico global. Por ser letal, este evento apresenta um insumo de curta duração (entre 5 e 20 minutos) no qual a produção de ATP se reduz para 10 a 15% da produção normal, causando danos imediatos e retardados às células neurais, variando em função de sua localização e subtipo (TAOUFIK & PROBERT, 2008).

A redução dos níveis de ATP leva a uma perturbação no gradiente de íons que controlam o fluxo de cálcio e, assim, uma despolarização da membrana das células nervosas, liberando glutamato no meio extracelular. A exposição excessiva a este neurotransmissor leva a um estado permanente de excitação celular que causa tais danos e morte aos neurônios, denominada de excitotoxicidade (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

Depois que a circulação vascular espontânea (ROSC) é reestabelecida, o glutamato extracelular causa um aumento da acidez, aumento de cálcio e potássio intracelular, assim como síntese de óxido nítrico (NO) e espécies reativas de oxigênio (ROS). Estas espécies reativas podem causar a inviabilização das células enquanto o NO aumenta a permeabilidade vascular das células endoteliais, evento associado a uma perda de integridade da barreira sangue-cérebro e possível edema cerebral (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

Além da morte necrótica associada a excitotoxicidade, a morte neural também pode ocorrer por apoptose. Apesar de ser descrita como um processo fisiológico controlado e programado no qual a célula morre em resposta a um estímulo fisiológico normal, a redução

dos níveis de ATP causa uma disfunção das mitocôndrias, que libera proteínas responsáveis por iniciar este processo, criando, assim, um evento em massa (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

Uma outra resposta do organismo ao dano cerebral é a inflamação com o intuito de que o tecido seja reparado e protegido contra outros agentes patogênicos, contudo, esta resposta pode apresentar mais efeitos danosos do que benéficos (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

2.2 EFEITOS DA HIPOTERMIA TERAPÊUTICA

A temperatura corpórea é controlada pela região central do cérebro denominada de hipotálamo a partir de estímulos provenientes de receptores sensíveis à variação de temperatura dos tecidos. Situados nos grandes vasos (por exemplo, artéria carótida), na pele e nas regiões centrais do cérebro (hipotálamo pré-óptico e hipotálamo posterior), estes termorreceptores indicam a necessidade da ativação dos mecanismos de termorregulação, tais como a sudorese, tremores, vasoconstrição e vasodilatação, que têm o intuito de manter a temperatura corporal estável e próxima a 37 °C (TSUEI & KEARNEY, 2004; FERREIRA & YANAGIHARA, 2009).

Em indivíduos saudáveis, estes mecanismos de controle da temperatura são capazes de manter uma variação da temperatura do cérebro e das vísceras inferiores a 0,6 °C, mesmo com uma variação de 20 a 40 °C na região periférica (como pele, tecidos subcutâneos e músculos). Contudo, no caso da hipotermia terapêutica, o paciente não apenas é exposto a condições de baixa temperatura, mas seus mecanismos de termorregulação são interrompidos por meio de medicamentos, permitindo grandes variações da temperatura interna (FERREIRA, 2001).

Com base na severidade dos riscos associados à redução da temperatura corpórea, Andresen et al. (2015) define a seguinte classificação para a hipotermia terapêutica:

- Hipotermia leve: temperatura corporal entre 34,5 – 36,5 °C;
- Hipotermia moderada: temperatura corporal entre 32 – 34,5 °C;
- Hipotermia acentuada: temperatura corporal entre 28 – 32 °C;
- Hipotermia profunda: temperatura corporal inferior a 28 °C.

Para Rech e Vieira (2010), o maior risco deste tratamento para um paciente cardiovascular é a fibrilação cardíaca (movimento irregular dos átrios e ventrículos, cujas fibras musculares

agem de forma independente), associada com a redução da temperatura do músculo cardíaco. Esta fibrilação impede a contração muscular de forma correta.

A fim de reduzir os riscos de um novo evento isquêmico, mas com uma redução de temperatura suficiente para a eficácia do tratamento, tradicionalmente aplica-se a hipotermia terapêutica almejando uma temperatura corpórea entre 32 e 34 °C, uma vez que os riscos associados com uma hipotermia acentuada tornam o procedimento impraticável (ANDRESEN et al., 2015).

Segundo Nolan et al. (2008), fora a arritmia (sendo a bradicardia a mais comum), este procedimento está associado a diversas outras complicações cardíacas tais como o aumento da resistência vascular, que leva a uma diminuição no débito cardíaco, instabilidade hemodinâmica e anormalidades de eletrólitos, que pode levar a disritmia. Ademais, a redução da temperatura leva a uma dificuldade de coagulação e diminuição na secreção e sensibilidade a insulina, levando a uma hiperglicemia.

Desta forma, o paciente tem sua temperatura, pressão, nível de glicose e de eletrólitos constantemente observadas, recebendo doses de medicamentos segundo a necessidade, como a dopamina para estimular o músculo cardíaco e evitar bradicardia, e a insulina para manter a estabilidade do corpo durante o processo (MASSACHUSETTS GENERAL HOSPITAL, 2014).

Durante o tratamento, também há a inserção de medicamentos de efeito sedativo, analgésico e bloqueadores neuromusculares a fim de suprimir a termorregulação por meio de tremor (que eleva a temperatura do indivíduo por meio do aumento das taxas metabólicas e consequente transferência de calor para o corpo decorrentes desse aumento de dispêndio energético) e qualquer sensação de desconforto e dor. Contudo, quando utilizados por períodos estendidos apresentam diversos outros riscos à saúde do paciente (NOLAN et al., 2008).

2.2.1 Neuroproteção

Outra forma de classificação deste tratamento é segundo seus efeitos de proteção das células neurais. São destacadas: fase aguda, fase subaguda, fase crônica, dentre outras

A **fase aguda**, ou imediata ao início do tratamento, ocorre em sincronia com o reestabelecimento do fluxo sanguíneo. Nela, a taxa metabólica do cérebro é reduzida de 6 a 7% para cada 1 °C de queda de temperatura do hipotálamo, logo, há uma redução na demanda de oxigênio e glicose, preservação de compostos de fosfato e reservas energéticas e prevenção da

produção de lactato que leva a um incremento da acidez. Desta forma, alguns pesquisadores acreditam, também, que a hipotermia melhora a utilização de glicose. Devido à natural redução de fluxo sanguíneo com a queda de temperatura, a hipotermia também confere uma diminuição dos efeitos da hiperemia cerebral, ou aumento excessivo da pressão sanguínea após o reestabelecimento do fluxo, que pode levar a um dano permanente na membrana que separa o fluido cerebrospinal do sangue (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

Apesar de todos estes mecanismos, segundo Karnatovskaia et al. (2014), estudos não indicam variações neurológicas significativas entre pacientes que começaram a terapia durante a ressuscitação cardiovascular e pacientes que começaram após algumas horas de reestabelecimento do fluxo sanguíneo, enquanto Norlan et al (2008) afirma que há benefícios no resfriamento durante a ressuscitação cardiovascular em casos de terapias de curta duração (1 a 2 horas ao invés das 24 horas).

A **fase subaguda** é caracterizada pela amenização dos efeitos secundários deste evento. O primeiro destes é o desequilíbrio químico, causado pela redução da concentração de ATP. Este leva a uma liberação de glutamato e aminoácidos que, juntos, desencadeiam um aumento nos níveis de cálcio, potássio, ativador de protase, óxido nítrico (NO) e espécies reativas de oxigênio (ROS) no meio extracelular. Isto implica em um aumento da acidez intra e extracelular, assim como facilitação da excitotoxicidade. A hipotermia é conhecida por reduzir os níveis de ROS, principalmente, permitindo uma maior viabilidade das células

Outros efeitos da isquemia cerebral consistem no inchaço e na apoptose em massa. Enquanto o segundo é atenuado pela redução dos níveis de mediador pró-apoptose e aumento da expressão do sinalizador de reparo celular, o primeiro apresenta uma relação mais complexa, sendo observado um efeito predominantemente supressor.

Entretanto, a característica mais importante nesta fase é a preservação da barreira sangue-cérebro, impedindo a liberação de proteases que a degeneram e amenizando a permeabilidade vascular das células endoteliais do cérebro causada pela síntese de NO (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

Apesar do vasto conhecimento dos mecanismos físico-químicos envolvidos nas duas primeiras fases, entretanto, pouco se sabe sobre os efeitos da hipotermia na fase crônica, necessitando de maiores avanços em pesquisa (KARNATOVSKAIA et al., 2014).

2.3 APLICAÇÃO DA HIPOTERMIA TERAPÊUTICA

A hipotermia terapêutica é aplicada principalmente em pacientes cardíacos após reestabelecimento de circulação vascular espontânea (ROSC), reduzindo sua temperatura corpórea para 32 a 34 °C por 12 a 24 horas. No entanto, além de vagos, tais valores foram obtidos empiricamente, sem dados que comprovem qual técnica apresenta melhores resultados e porquê (NOLAN et al., 2008). De forma geral, esta terapia é dividida em três fases: a indução, a manutenção e o reaquecimento.

Durante a **indução**, a temperatura do paciente é reduzida o mais rápido possível para valores abaixo de 34 °C. Como uma PCR (Parada cardiorrespiratória) naturalmente reduz a temperatura corpórea, quanto mais cedo inicia-se o tratamento, mais eficiente é esta fase. Na **manutenção**, a temperatura é mantida entre 32 e 34 °C até um período de no máximo de 24 horas. Durante o **reaquecimento**, a temperatura do paciente é elevada de forma lenta e controlada, até temperatura de homeotermia, tomando os devidos cuidados para evitar hipertermia, ou aumento excessivo da temperatura do paciente, muitas vezes causadas pelo próprio mecanismo termorregulador (NOLAN et al., 2008).

As técnicas de resfriamento, por sua vez, são classificadas entre as técnicas de resfriamento externo, que reduzem a temperatura do paciente a partir da superfície da pele, e resfriamento interno, que o fazem diretamente a partir do sangue. Desde que não sobrepostas, diversas técnicas podem ser aplicadas de forma concomitante (NOLAN et al., 2008).

Para o resfriamento pela superfície, procura-se resfriar regiões altamente vascularizadas, como virilha, tórax, axila e pescoço, fazendo uso de bolsas de gelo, placas de gel arrefecido e até mantas térmicas, que possuem um fluxo de um fluido refrigerante com temperatura controlada. Como a hipotermia terapêutica é focada no tecido cerebral, pode-se fazer uso também de um capacete arrefecido, que reproduz os efeitos da manta térmica diretamente na cabeça do paciente. Apesar de simples, deve-se ter cautela com queimaduras de pele quando tratando um paciente com refrigeração extracorpórea (KOYFMAN & LONG, 2017).

Os métodos de resfriamento interno, ou técnicas invasivas, consistem na redução da temperatura corpórea pelo arrefecimento endovascular, seja pela inserção de uma solução a baixa temperatura por via arterial ou venosa, ou pela refrigeração do sangue de forma intra ou extracorpórea (sendo esta uma remoção do sangue do paciente, seguido por refrigeração e reinserção). Esta última não é comumente aplicada em pacientes pós-parada cardiorrespiratória,

pois, apesar de apresentar o resfriamento mais rápido, a máquina de hemodiálise possui um tempo de preparo e custo muito elevados, além de haver significantes riscos para o paciente.

Nos centros de facilidades médicas, é comum a variação das técnicas ao longo do tratamento, como por exemplo, o uso de lavagens com fluidos a baixa temperatura, como a nasal, gástrica ou retal, para uma redução mais aguda da temperatura na fase de indução, seguida pelo uso de cobertores com circulação de ar na manutenção. Não há uma técnica que se destaque das demais, com combinações normalmente apresentando os melhores resultados (PINTO, 2012; VAITY et al., 2015).

Devido a sua característica emergencial, a aplicação do tratamento ocorre em centros de tratamento intensivo, que, segundo a norma ABNT NBR 7256:2005, devem apresentar condições ambientais entre 21 e 24 °C com 40 a 60% de umidade relativa. Contudo, não é incomum a aplicação do tratamento em centros cirúrgicos que, segundo a norma, se encontram entre 18 e 22 °C, com 45 a 55% de umidade relativa. Ademais, pode-se iniciar o tratamento durante o transporte do paciente, e assim, dependendo das condições de temperatura e umidade da região.

Por fim, a temperatura central do paciente durante a hipotermia terapêutica deve ser cuidadosamente monitorada em regiões como a bexiga, reto, esôfago, membrana timpânica ou até mesmo na artéria pulmonar. (SHIN et al., 2013; HASPER et al., 2011).

2.3.1 Produtos disponíveis no mercado

Dada a disparidade nos métodos apresentados, algumas restrições foram feitas para o desenvolvimento desta pesquisa. Técnicas que tem ação intermitente não podem ser comparadas a técnicas de uso contínuo de forma objetiva, uma vez que não são capazes de manter o paciente em hipotermia, apenas acelerando a redução da temperatura. Logo, optou-se por focar apenas nas técnicas de uso contínuo devido ao seu menor custo computacional e maior simplicidade de simulação e repetibilidade. Ademais, lavagens dependem fortemente da anatomia e condições médicas do paciente, por exemplo.

Desta forma, dentre as técnicas de uso contínuo, os métodos de resfriamento externo têm grande variação de tamanhos, materiais, posicionamento e preços. Este fator, quando associado ao sigilo das empresas produtoras, torna impossível uma comparação objetiva dos diferentes

produtos a fim de determinar um referencial para técnicas de aplicação externa (VAITY et al., 2015).

Além da disparidade de produtos, certos centros de facilidade médica aplicam técnicas informais, tais como mantas molhadas com água gelada, ventiladores e bolsas de gelo (MERCHANT et al., 2009). Portanto, os dados levantados na Tabela 1 representam os fornecidos por algumas das empresas responsáveis pelos produtos mais frequentemente empregados nos Estados Unidos da América e não representam estas técnicas em sua totalidade (VAITY et al., 2015).

Tabela 1: Aparelhos para refrigeração externa (VAITY et al., 2015; BELMONT MEDICAL TECHNOLOGIES, 2019; ZOOL MEDICAL CORPORATION, 2019; EMCOOLS MED, 2019)

Empresa	MTRE	Philips	EMCOOLS	C.R. Bard
Modelo	CritiCool	InnerCool STX	Flexipads	ArticSun
Região de Contato	Pescoço Tronco Braços Pernas	Pescoço Coxas Costas Abdômen	Peito Abdômen Coxas	Pescoço Coxas Costas Abdômen
Material de Contato	Appelton MPE Grade #S6606	Superfície não adesiva	Tecnologia HipoCarbon®	Silicone Hidrogel
Fluido de Arrefecimento	Água	Água	-	Água
Temperatura de Atuação Fluido	10 – 42 °C	4 – 42 °C	-	10 – 40 °C

Além da manta, um aparelho muito estudado, porém pouco empregado, é o capacete de arrefecimento. Nele, a refrigeração ocorre de forma concentrada no cérebro, sem que se torne necessário a indução de hipotermia no corpo todo. Desta forma, reduz-se os riscos de complicações e aumenta as chances de rápida aplicação do procedimento (WANG et al., 2004).

Para o resfriamento interno, a técnica mais comum, devido ao seu custo reduzido e alta disponibilidade, é a infusão de uma solução salina a baixa temperatura no paciente. Entretanto, esta técnica, apesar de eficiente na indução à hipotermia, altera a composição do sangue e não é eficaz durante a manutenção. Porém destaca-se que elas são utilizadas em serviços de atendimento móveis, por necessidade de se repor o sangue perdido pelos pacientes. Uma outra técnica frequentemente empregada em algumas regiões do mundo consiste no resfriamento do

sangue de forma externa ao corpo. Entretanto, esta exige um maquinário com alto tempo de preparo e profissionais treinados para o uso (VAITY et al., 2015).

Assim, o resfriamento interno pode ser melhor representado pela inserção de um cateter central com circulação fechada de solução salina a baixa temperatura. Este aparelho é inserido via veia femoral (coxa superior), veia jugular interna (pescoço) ou veia subclávia interna (parte superior do torso), ficando posicionada na veia cava superior ou inferior, como mostra a Figura 1 para o caso específico de inserção pela veia femoral.

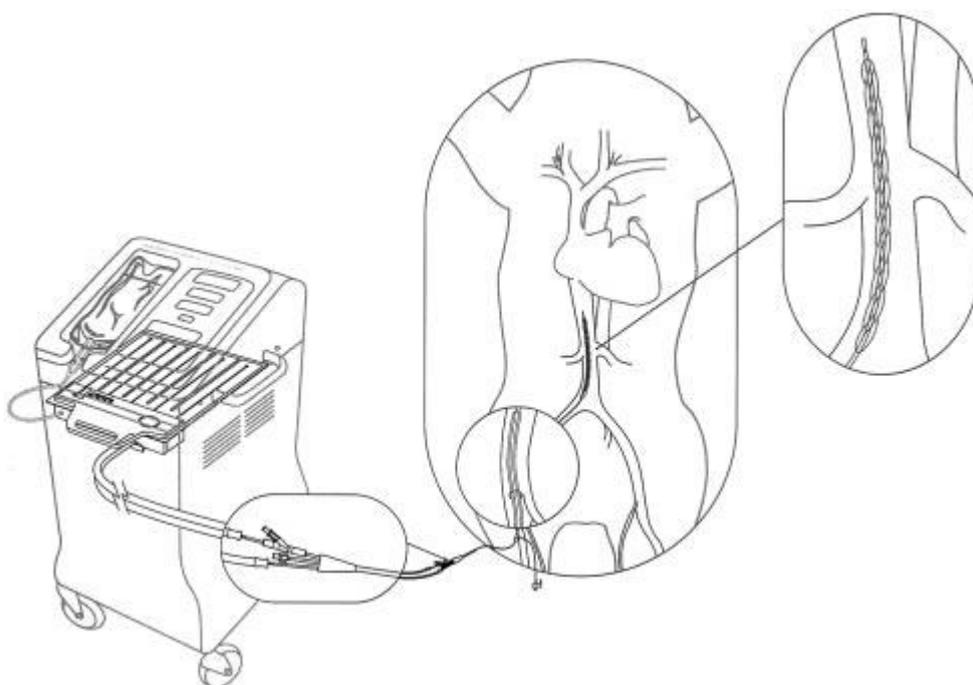


Figura 1: Representação do posicionamento do cateter na veia cava inferior via veia femoral (DAE et al., 2003).

Por possuir dimensões específicas segundo o vaso em que é inserido, os dados da Tabela 2 foram levantados com base nos produtos da Zoll Medical Corporation, amplamente utilizados nos Estados Unidos da América (ZOLL MEDICAL CORPORATION, 2016).

Além destes materiais, é comum durante o aquecimento e manutenção, o uso de cobertores isolantes que proporcionam uma redução da perda de calor para o meio e consequente aumento da temperatura do paciente. Tais mantas são fornecidas em uma diversidade de materiais com resistência térmica variando de 2 CLO (unidade de resistência

térmica equivalente a 0,155 m².W/K) a 6 CLO em ambientes com pouco vento (HENRIKSSON et al., 2009).

Tabela 2: Aparelhos para refrigeração interna (VAITY et al., 2015; ZOLL MEDICAL CORPORATION, 2016). * A remoção máxima de calor está associada a um fluido a 0 °C.

Modelo	Cool Line®	ICY®	Quattro™	Solex™
Número de Balões de Troca de Calor	2	3	4	Balão em Serpentina
Número de Lumens de Infusão	3	3	3	3
Local da Inserção	Subclávia Jugular Interna Femoral	Femoral	Femoral	Jugular Interna
Diâmetro Externo no local da inserção	3,1 mm	3,1 mm	3,1 mm	3,1 mm
Diâmetro Externo dos Balões Inflados	5 mm	-	8 mm	12,2 mm
Comprimento	22 cm	38cm	45cm	25cm
Remoção máxima de calor*	74 W	139 W	173 W	144 W
Vazão (ml/hr)				
Distal	2200	1900	1900	2500
Proximal	1400	1300	1300	1600
Medial	1400	1000	1000	1600

2.4 MODELO CORPO HUMANO

O modelo anatômico utilizado foi desenvolvido por Ferreira e Yanagihara (2009) e simulado em linguagem C++. Este modelo possui 67 kg de massa, 1,76 m de altura, uma área de superfície de 1,8 m² e volume de 6,27 x 10⁻² m³, divididos em 15 cilindros elípticos excêntricos representando a cabeça, pescoço, torso, braço, antebraço, mãos, coxas, pernas e pés, dispostos segundo a Figura 2. Em seguida serão discutidos algumas das propriedades e lógicas aplicadas ao modelo.

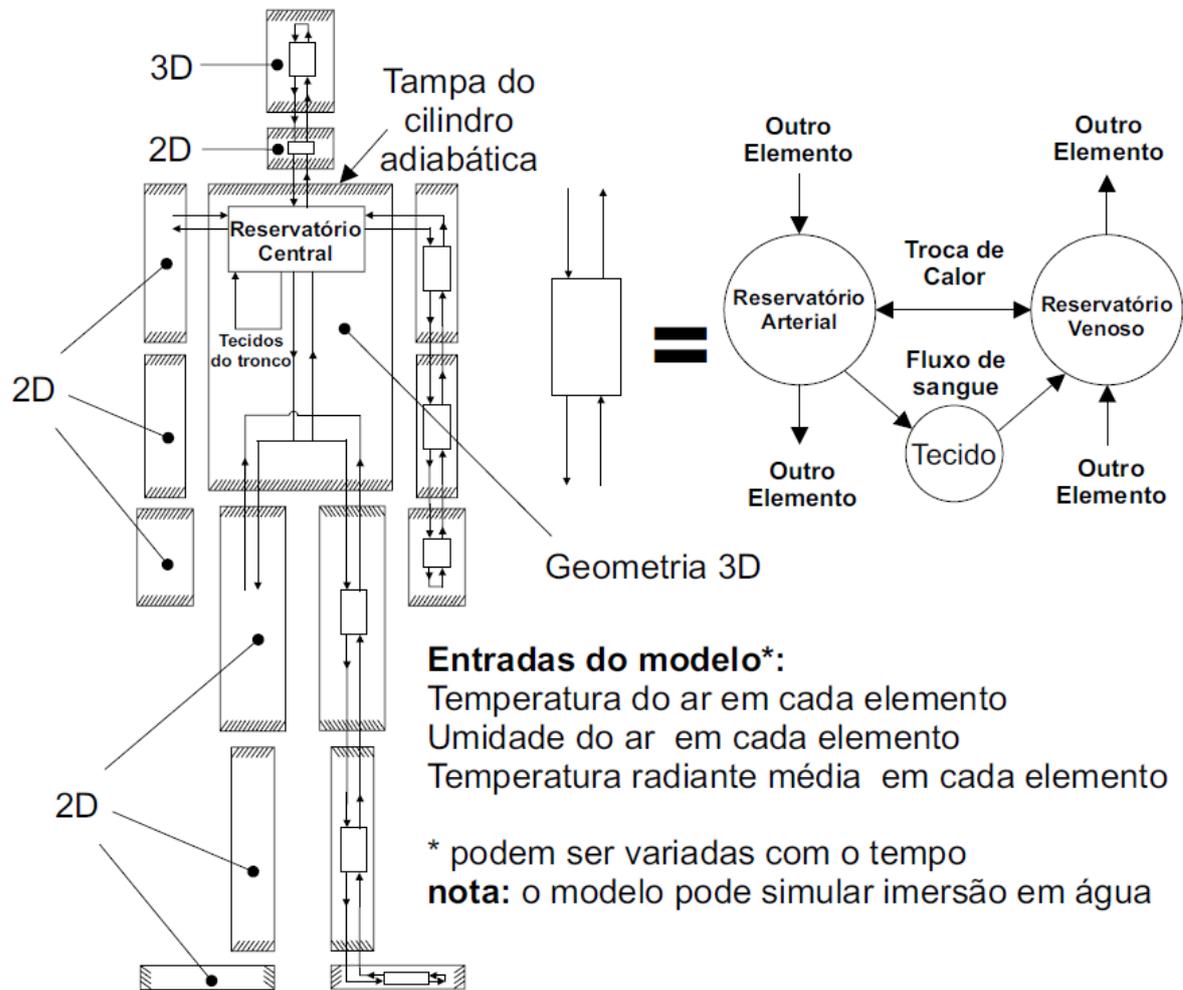


Figura 2: Resumo do sistema passivo do modelo, mostrando possíveis condições de contorno, geometria e sistema circulatório de cada elemento. Obtida em Ferreira e Yanagihara (2009)

A geometria de cada cilindro de secção elíptica foi calculada com base na área e volume para cada segmento e apresenta uma distribuição interna de pele, gordura, músculo, osso, pulmões, coração, cérebro e vísceras. A escolha dos tipos de tecidos utilizados no modelo foi feita com base em sua relevância termodinâmica, seja devido às suas propriedades ou devido ao fluxo sanguíneo diferenciado (FERREIRA & YANAGIHARA, 2009).

O posicionamento de cada tecido é feito de forma uniforme, segundo o comprimento do cilindro. Entretanto, devido à pronunciada variação na distribuição dos tecidos, os elementos da cabeça e do tronco foram divididos em três seções cada, como pode ser observado na Figura 3.

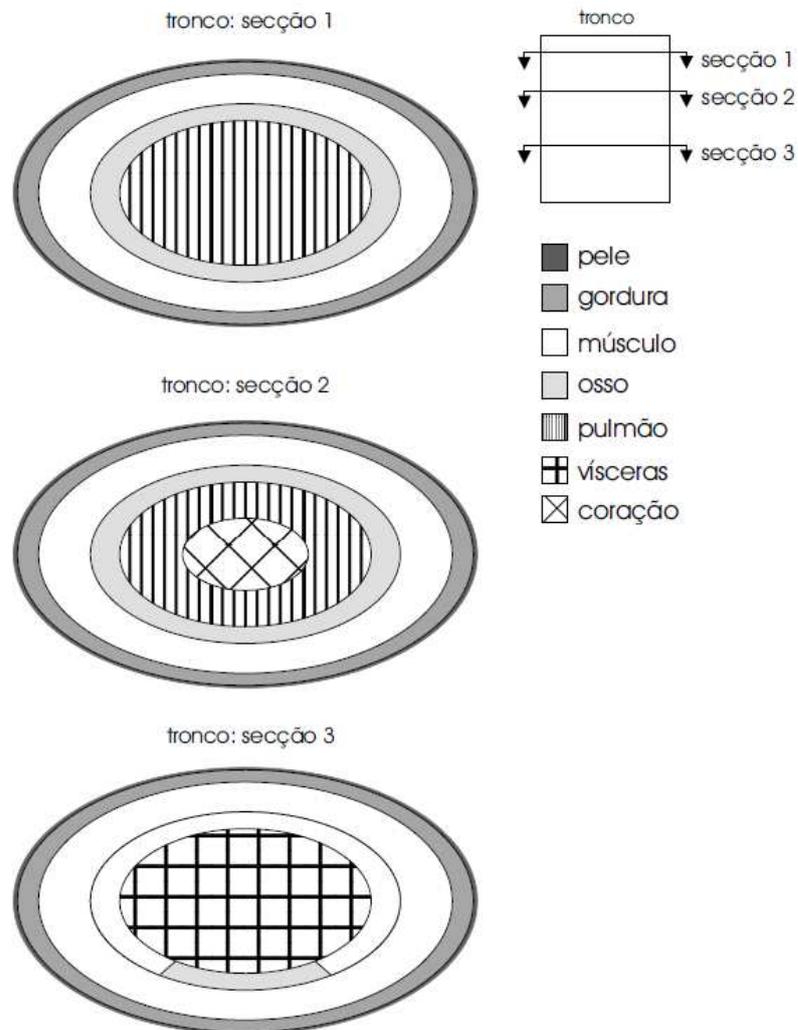


Figura 3: Distribuição dos tecidos no elemento representante do tronco. Obtida em Ferreira e Yanagihara (2009).

No interior de cada cilindro, tem-se uma condução tridimensional de calor, levando em consideração não apenas a condutividade térmica de cada tecido, mas também a liberação de calor pelas reações metabólicas e irrigação sanguínea. Este sangue é proveniente de um reservatório de sangue arterial, que, após irrigar os tecidos, é armazenado no reservatório de sangue venoso. Ambos os reservatórios estão presentes em todos os elementos, possuindo temperatura uniforme (logo, um novo balanço de energia é executado para cada volume de sangue que o adentra) e volume constante. Deve-se salientar que o tronco possui apenas um reservatório central no qual o sangue venoso torna-se arterial.

Além de sua contribuição na distribuição de temperatura pelos tecidos, o sangue também é responsável pela transferência de calor entre elementos adjacentes (ex. cabeça e pescoço). A cada progressão de tempo, uma porção de sangue arterial é transportada para o seguinte

reservatório de sangue arterial, e o mesmo mecanismo ocorre para o sangue venoso. Para os elementos de extremidade (mãos, pés e cabeça), o sangue arterial adentra o reservatório venoso do próprio elemento enquanto para o tronco, o sangue venoso adentra o reservatório central do mesmo.

A transferência de calor com o meio externo se dá via convecção e radiação nas superfícies laterais de cada elemento, levando-se em conta a vasodilatação e vaso constrição, assim como os efeitos da sudorese.

Para tal, é necessário definir as condições do meio para cada elemento via temperatura do ar, temperatura radiante média, umidade relativa, coeficiente convectivo do elemento e coeficiente de transferência de calor por radiação. Caso haja alguma cobertura, pode-se definir também a resistência térmica da vestimenta, razão de superfície entre a superfície coberta e não coberta e eficiência da cobertura para evaporação.

Caso o elemento esteja submerso ou sujeito a transferência de calor com um fluido, os novos coeficientes devem ser calculados previamente a simulação. Entretanto, a temperatura do ar e umidade relativa são essenciais para o cálculo da perda de calor devido à respiração, uma vez que o ar expirado possui composição química e temperatura diferente do ar inspirado, recorrente da troca de calor interna ao corpo. Assim, este calor perdido é distribuindo entre os elementos da cabeça, pescoço e troco.

Outra consideração importante é a simetria do modelo, ou seja, as condições aplicadas aos elementos que compõem o braço direito são aplicadas aos do esquerdo. De forma similar às pernas.

2.5 LEIS DA TERMODINÂMICA E ANÁLISE EXERGÉTICA

Para se fazer uma análise termodinâmica, se faz fundamental dominar as chamadas Leis da Termodinâmica descritas nesta seção, segundo Szargut, Morris e Steward (1988). Após o conhecimento do modelo fenomenológico, ou seja, no presente estado o sistema térmico do corpo, é possível usar a termodinâmica para avaliar a qualidade do processo e de conversão de energia.

2.5.1 Primeira lei da termodinâmica

A primeira lei da termodinâmica, ou balanço de energia, descreve que a energia se conserva e qualquer variação de energia em um volume de controle deve-se ao trabalho realizado em sua fronteira, transferência de calor através da fronteira e fluxo de massa, como descrito na Equação 2.1.

$$\frac{dE_{VC}}{dt} = \sum \dot{m}_{in} \left(h + \frac{V^2}{2} + gz \right)_{in} - \sum \dot{m}_{out} \left(h + \frac{V^2}{2} + gz \right)_{out} + \dot{Q}_{VC} - \dot{W}_{VC} \quad (2.1)$$

Nesta equação, o primeiro membro representa a variação temporal de energia no volume de controle. Os primeiros e segundos termos do segundo membro representam a transferência de entalpia, energia cinética e energia potencial devido à entrada e saída de massa do volume de controle, respectivamente. \dot{Q}_{VC} é a taxa de transferência de calor pela fronteira através da superfície de controle e \dot{W}_{VC} a taxa de realização de trabalho (potência) pelo volume de controle.

2.5.2 Segunda lei da termodinâmica

A segunda lei da termodinâmica dita o sentido espontâneo de um processo termodinâmico e apresenta diferentes enunciados. Segundo Clausius, “É impossível para qualquer sistema operar de tal forma a que o único resultado seja a transferência de energia sob a forma de calor de um corpo mais frio para um corpo mais quente”. Segundo Kelvin-Planck, “É impossível para qualquer sistema operar em um ciclo termodinâmico e fornecer uma quantidade líquida de trabalho para sua vizinhança enquanto recebe energia por transferência de calor de um único reservatório térmico”.

O enunciado da entropia dita que “é impossível para qualquer sistema operar de uma forma que a entropia seja destruída”, no qual processos que não contribuem para o aumento da entropia são denominados como reversíveis, já que podem operar em sentidos opostos. Contudo, o enunciado da irreversibilidade dita que “todos os processos macroscópicos que envolvem muitas partículas são irreversíveis”.

Assim, aplicando esta lei para volumes de controle, obtém-se a Equação 2.2.

$$\frac{dS_{VC}}{dt} = \sum \dot{m}_{in} s_{in} - \sum \dot{m}_{out} s_{out} + \sum \frac{\dot{Q}_{VC}}{T} + \dot{S}_{ger} \quad (2.2)$$

De forma similar à primeira lei, o primeiro membro da equação quantifica a variação temporal de entropia no volume de controle, devendo este ser positivo. Os primeiros e segundos termos do outro membro da equação representam o fluxo de entropia associado a um fluxo de massa que entra e sai do volume de controle, respectivamente. O terceiro termo quantifica a variação de entropia associada às taxas de transferência de calor pela fronteira, onde T é a temperatura nesta fronteira. Por fim, o último termo é a taxa de geração de entropia neste processo que, segundo os enunciados, é sempre positiva ou igual a zero (processos reversíveis).

2.5.3 Análise exergética

A análise exergética de um sistema consiste no emprego simultâneo da primeira e da segunda lei da termodinâmica, de forma a avaliar a qualidade do processo de conversão de energia, quantificando, assim, as irreversibilidades. A exergia pode ser definida como o máximo trabalho que pode ser realizado por um sistema por meio de processos reversíveis e interação apenas com o meio. Ao final, este sistema se encontra em equilíbrio mecânico, térmico e químico com este meio, denominado de estado morto (QUEROL et al., 2013). A Equação 2.3 calcula a variação de exergia de um volume de controle com entrada e saída de massa, calor e trabalho (MADY, 2013).

$$\frac{d(E + p_o V - T_o S)}{dt} = \frac{dB}{dt} = \sum_i \dot{Q}_i \left(1 - \frac{T_o}{T_i}\right) - \dot{W} - T_o \dot{S}_{ger} - (\dot{B}_{out} - \dot{B}_{in}) \quad (2.3)$$

Onde $d(E + p_o V - T_o S) / dt$ ou dB / dt representa a variação temporal de exergia no volume de controle; $\sum_i \dot{Q}_i (1 - T_o / T_i)$ a taxa de transferência de exergia associada à transferência de calor na fronteira i (\dot{B}_{Q_i}); \dot{W} a potência efetiva; $T_o \dot{S}_{ger}$ a taxa de destruição de exergia (\dot{B}_{dest}); $(\dot{B}_{out} - \dot{B}_{in})$ a variação entre as correntes de entrada e saída de exergia que

pode ser calculada por meio da entalpia e entropia [$\sum(\dot{m}h)_{out} - \sum(\dot{m}h)_{in} - T_o(\sum(\dot{m}s)_{out} - \sum(\dot{m}s)_{in})$].

Segundo Kotas (1995), a exergia pode ser dividida em quatro partes: cinética, potencial, física e química.

As duas primeiras parcelas correspondem diretamente às energias cinética e potencial do volume de controle. A exergia física é definida como o máximo de trabalho que se obtém por uma substância ao sair do estado em que se encontra e atingir as condições de pressão e temperatura do meio. A exergia química é o máximo de trabalho que se obtém por uma substância ao atingir o estado morto (estado de referência) por meio de processos químicos (QUEROL et al., 2013).

Nota-se, portanto, que a exergia é intrínseca à definição do meio. Logo, por este variar com o tempo e local, um modelo de meio de referência proposto por Szargut, Morris e Steward (1988) é um dos mais adotados e nele são definidas as substâncias de referência para um estado de equilíbrio termodinâmico com temperatura de 298,15 K e pressão de 101,325 kPa para a atmosfera, mares e sólidos.

2.5.4 Análise termodinâmica no corpo humano

Devido à complexidade do corpo humano, as equações devem ser corrigidas a fim de melhor descrever o sistema a ser analisado. Mady et al. (2015) realizou a modificação das Equações 2.1 e 2.3, que correspondem às análises energética e exérgica, sem que haja a necessidade de modificar a Equação 2.2, portanto.

O volume de controle em questão corresponde ao somatório de todos os elementos cilíndricos descrito na Seção 2.4. Nele, o calor transferido na fronteira é representado pelas trocas térmicas por convecção (\dot{Q}_{conv}) e radiação (\dot{Q}_{rad}) com o meio e, assumindo condição de repouso, não há trabalho sendo executado pelo volume de controle (\dot{W} nulo).

Apesar sangue adentrar e sair de cada elemento que compõe o modelo de corpo humano, quando estas parcelas são somadas no volume de controle, elas se cancelam, logo, não há fluxo de sangue pela superfície de controle. Os únicos fluxos mássicos considerados estão associados à respiração ($\Delta\dot{H}_{res}$) e vaporização na superfície da pele (\dot{H}_{ev}). Por fim, também é necessário adicionar o calor produzido pelas reações metabólicas (\dot{M}).

A Equação 2.4 contém o balanço de energia para este volume de controle, com as equações 2.5 e 2.6 descrevendo o cálculo da entalpia associada à vaporização e respiração, respectivamente.

Na Equação 2.5, A_{sk} representa a área de superfície da pele, enquanto w , o quão molhada esta se encontra. P_w representa a pressão de vapor da água, medida na superfície da pele (sk) e no meio (a) e φ e umidade relativa. Já R_{cl} é a resistência térmica das roupas enquanto f_{cl} a razão entre superfície total e nua da pele.

Na Equação 2.6, o primeiro termo descreve o fluxo entálpico devido à diferença de temperatura do ar respirado, assumindo-o gás ideal. O segundo termo é o fluxo de entalpia devido à variação na umidade absoluta ($\Delta\omega$). Como há também uma variação na temperatura do vapor de água, utiliza-se um valor de entalpia específica do vapor (h_w) para cada condição de temperatura.

$$\frac{dU}{dt} = \dot{H}_{ev} + \Delta\dot{H}_{res} + \dot{Q}_{conv} + \dot{Q}_{rad} + \dot{M} \quad (2.4)$$

$$\dot{H}_{ev} = A_{sk}w \frac{P_{w,sk} - \varphi_a P_{w,a}}{R_{cl} + \frac{1}{f_{cl}\bar{h}}} \quad (2.5)$$

$$\Delta\dot{H}_{res} = \dot{m}_{res}cp_a(T_{ex} - T_a) + \dot{m}_{res}(\omega_{ex}h_{w,ex} - \omega_a h_{w,a}) \quad (2.6)$$

A análise exergética deste volume de controle adota a forma da Equação 2.7, na qual cada termo apresenta uma correspondência aos termos da Equação 2.4, com exceção da exergia destruída (B_{des}).

A exergia associada à vaporização na pele (\dot{B}_{ev}) está detalhada na Equação 2.8. Ela calcula a exergia física da massa de vapor gerado (\dot{m}_w) a partir da entalpia (h_{lv}) e entropia (s_{lv}) de vaporização da água assim como pela diferença na pressão de vapor à temperatura da pele ($P_{w,sk}$) e na temperatura de referência ($P_{w,o}$).

A Equação 2.9 descreve a exergia associada com a respiração ($\Delta\dot{B}_{res}$). Para cada gás que compõe o ar expelido na respiração, calcula-se a exergia física por meio da fração mássica ($y_{i,ex}$), o calor específico a pressão constante (cp_i), temperatura e pressão parcial à temperatura da expiração ($P_{i,ex}$) e à temperatura de referência ($P_{i,o}$).

Por sua vez, a exergia relacionada ao metabolismo (\dot{B}_M) é calculada na Equação 2.10 em função dos reagentes e produtos envolvidos neste processo químico, com m_{O_2} , m_{CO_2} e m_N

representando as vazões mássicas produzidas e consumidas de gás oxigênio, dióxido de carbono e nitrogênio, respectivamente, disponíveis no tecido.

$$\frac{d\mathbf{B}}{dt} = \dot{B}_{ev} + \Delta\dot{B}_{res} + \dot{Q}_{conv} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right) + \dot{Q}_{rad} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right) + \dot{B}_M - \dot{B}_{des} \quad (2.7)$$

$$\dot{B}_{ev} = \dot{m}_w(h_{lv} - T_o s_{lv}) + \dot{m}_w R_w T_o \ln \left(\frac{P_{w,sk}}{P_{w,o}}\right) \quad (2.8)$$

$$\Delta\dot{B}_{res} = \dot{m}_{res} \sum_i \left\{ y_{i,ex} c p_i \left[T_{ex} - T_o - T_o \ln \left(\frac{T_{ex}}{T_o}\right) \right] + y_{i,ex} R_i T_o \ln \left(\frac{P_{i,ex}}{P_{i,o}}\right) \right\} \quad (2.9)$$

$$\dot{B}_M = 9558m_{O_2} + 3928m_{CO_2} - 1823m_N \quad (2.10)$$

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Utilizando o modelo computacional descrito anteriormente, torna-se possível simular a hipotermia terapêutica e, também, analisar os resultados. O foco inicial das simulações foi a comparação entre:

- (i) 1 modelo de refrigeração externa;
- (ii) 1 modelo de refrigeração por vias de um cateter e;
- (iii) 1 modelo de refrigeração que emprega, de forma simultânea, uma técnica externa e um cateter, denominado, assim, de modelo composto.

Com base nos resultados obtidos, cada técnica foi avaliada segundo sua capacidade de executar a terapia propriamente, objetivando um período de indução inferior a 6 horas, estabilidade na temperatura de manutenção e taxa de reaquecimento mínima de 0,25 °C/hora. Ademais, o modelo foi investigado quanto a possíveis danos à saúde do paciente, fluxos energéticos e irreversibilidades geradas.

A fim de uma comparação objetiva, as variações entre cada modelo foram mantidas no mínimo, principalmente no sistema de controle de temperatura que, devido à falta de dados dos sistemas empregados em hospitais, optou-se por adotar um modelo simplificado, se comportando de maneira similar para todos os métodos empregados.

Após as análises principais, os resultados foram complementados com análises secundárias com o intuito de comparar a sensibilidade dos modelos frente a mudanças nas hipóteses assumidas.

Para o modelo de refrigeração externa, variou-se a região de aplicação e resistência térmica do material. Para o modelo de refrigeração interna, variou-se a geometria do cateter, representado pelo coeficiente de transferência de calor convectivo e área de contato. Não foi feita qualquer modificação no modelo composto, uma vez que este representa a sobreposição dos modelos interno e externo.

Por fim, foi feita a análise da sensibilidade dos modelos ao meio em que se encontram, verificando os efeitos do uso de mantas isolantes durante o tratamento e variando as condições de temperatura e umidade relativa da sala.

3.1 INDUÇÃO POR REFRIGERAÇÃO EXTERNA

A refrigeração externa adotada consiste no uso de uma manta de material resistente e de boa condutividade térmica, apresentando canais internos para a circulação de água a temperatura variável, refletindo as fases de indução, manutenção e refrigeração do tratamento.

Estas condições podem ser interpretadas como a imersão de determinados segmentos do corpo do paciente em água a temperatura variável e permeada por uma interface de resistência térmica fixa e pré-determinada tal que:

- O coeficiente convectivo com o ar seja substituído pelo equivalente a imersão em água;
- A resistência térmica fixa da manta tenha cobertura completa do elemento;
- Trocas térmicas por radiação sejam nulas;
- Trocas térmicas por convecção sejam independentes da temperatura do meio e calculada em relação à temperatura da água de imersão.

Estas modificações garantem que, para os elementos afetados, toda e qualquer troca de calor com o meio seja feita com a água de refrigeração, sem que esta afete a temperatura e umidade do ar para o cálculo do fluxo entálpico devido à respiração. Contudo, como o fluxo de calor afeta toda a superfície do elemento, a resistência térmica do material de interface também o deve fazer, como estipulado no segundo ponto.

Para o cálculo da interface, como demonstrado pela Tabela 1, não apenas há uma grande variação de possíveis materiais, mas como também há uma falta de dados técnicos sobre os mesmos. Portanto, a resistência térmica a ser adotada deve ser obtida por aproximação.

A fim de comparação, Ashrae (2005) classifica a resistência térmica de uma camiseta com colarinho e com mangas curtas em 0,12 CLO e a de um calção para caminhada em 0,08 CLO. Assim, o cálculo da resistência térmica de um indivíduo utilizando ambas as peças pode ser feito pela soma de seus efeitos individuais, fornecendo uma resistência de 0,2 CLO.

Todavia, este valor corresponde a resistência térmica de uma camada isolante uniforme que cobre o corpo todo e apresenta o mesmo efeito no fluxo de calor. Como a resistência térmica deve ser aplicada a cada elemento de forma individual, este valor se torna inválido, uma vez que a relação de superfície coberta e nua se torna diferente.

Assim, a fórmula de McCullough e Jones (ASHRAE, 2005), apresentada na Equação 3.1, permite estimar os efeitos de uma peça individual no calor sensível em função de sua razão de cobertura. Nela, a resistência térmica, em CLO, é calculada por meio da espessura do material em milímetros (x_{cl}) e razão entre a área coberta (A_{cl}) e a área total de superfície (A_{tot}), também conhecida como fator de área de vestimenta. Nota-se que certas combinações das variáveis fornecem pouca resistência associada à roupa, contudo, por se tratar de uma aproximação para um método de acurácia na ordem de $\pm 25\%$, os resultados ainda são válidos (ASHRAE, 2005).

$$I_{cl} = (0,534 + 0,135 x_{cl}) \left(\frac{A_{cl}}{A_{tot}} \right) - 0,0549 \quad (3.1)$$

Como discutido anteriormente, um elemento afetado é completamente coberto pelo material da manta térmica, logo, o fator de área de vestimenta corresponde a 1 e o cálculo da resistência térmica neste elemento depende da espessura do material apenas. Assumindo um valor de 0,5 mm, correspondente a uma típica roupa de algodão e nylon, obtém-se uma resistência de aproximadamente 0,5 CLO.

Já para a obtenção do posicionamento da manta, segundo dados da Tabela 1, apesar de haver uma variação segundo o fornecedor, há uma tendência de se restringir à região torácica, pescoço e coxas, apenas. Ressalva-se, contudo, que o uso de capacetes arrefecedores tem ganhado foco nas pesquisas internacionais e, portanto, optou-se por fazer uso do mesmo.

Assim, a Figura 4 representa este posicionamento no modelo do corpo humano, no qual os elementos da cabeça, pescoço, tronco e coxas apresentam coeficiente de transferência de calor por convecção calculado para um meio aquoso e uma resistência térmica de 0,5 CLO com total cobertura, enquanto os demais elementos permanecem expostos às condições ambientes.

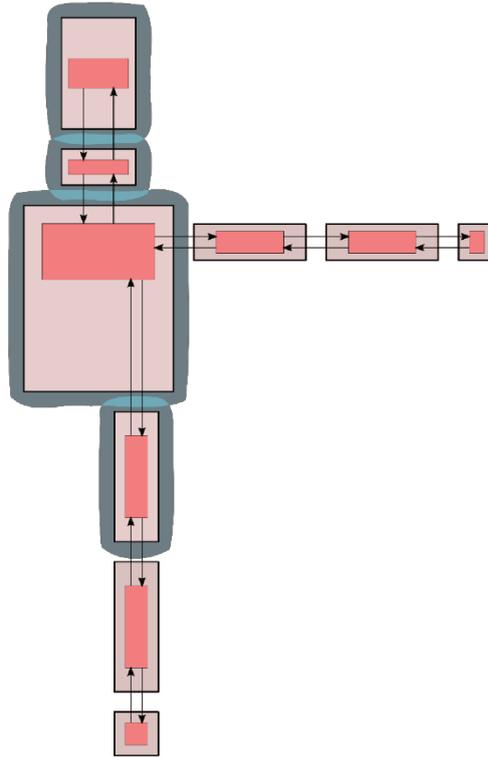


Figura 4: Representação das condições de análise do modelo submetido ao resfriamento externo. Elementos com sombreado externo estão submetidos a um meio aquoso.

O cálculo da exergia associada a este fluxo de calor foi realizada utilizando a temperatura média da pele como a temperatura da interface e é exibida na Equação 3.2 para cada elemento i em contato com a manta. Note que nestes elementos a exergia associada à evaporação, condução com o ar e radiação com o meio é nula.

$$\dot{B}_{manta,i} = \dot{Q}_{manta,i} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk,i}} \right) \quad (3.2)$$

3.1.1 Análises comparativas

Durante o desenvolvimento do modelo de refrigeração externa, duas suposições foram feitas: a resistência do tecido e os locais de aplicação no corpo. Logo, a fim de verificar os efeitos destas suposições, mudanças em seus valores foram avaliados.

Primeiramente, a resistência térmica foi variada entre 0 CLO (contato direto com a água) e 1 CLO (tecido de aproximadamente 4 mm de espessura) a intervalos regulares de 0,2 CLO e medindo as variações no perfil de temperatura e irreversibilidades associadas ao processo.

Em função do posicionamento dos aparelhos, foram comparados quatro modelos como mostra a Figura 5:

- (i) Apenas o capacete de arrefecimento;
- (ii) Apenas o uso da manta térmica;
- (iii) Uso combinado do capacete com manta térmica e;
- (iv) Cobertura completa do paciente.

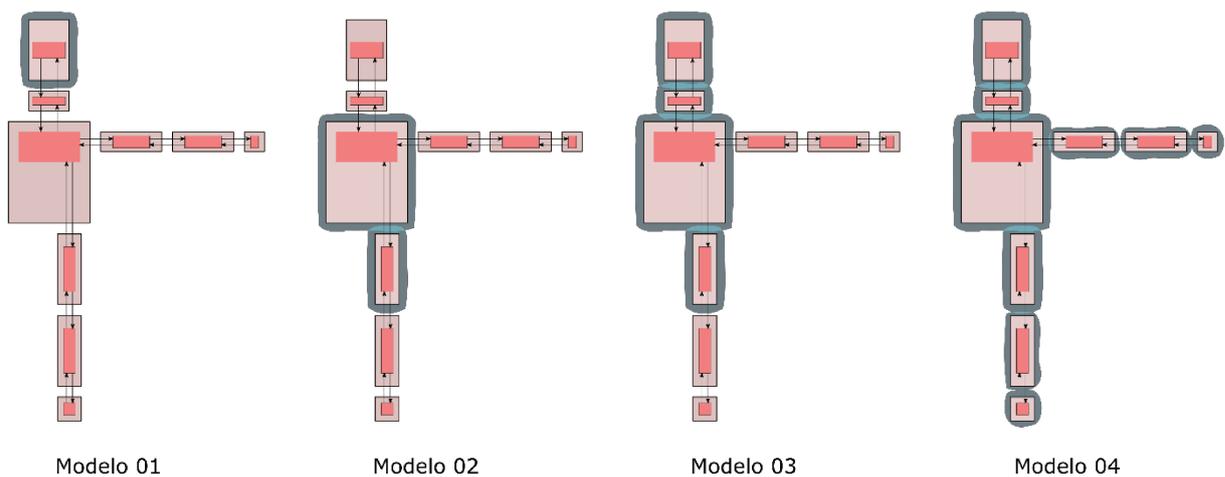


Figura 5: Representação do posicionamento da manta térmica segundo o modelo analisado

Utilizando os três primeiros modelos, pode-se realizar uma avaliação dos efeitos do capacete de arrefecimento no modelo, enquanto o quarto modelo permite verificar a relevância de uma maior área de atuação.

Destaca-se que as avaliações de resistência térmica e área de atuação são independentes, logo a resistência térmica dos modelos da Figura 5 são fixados a 0,5 CLO.

3.2 INDUÇÃO POR REFRIGERAÇÃO INTERNA

A refrigeração interna adotada consiste na inserção de um cateter na veia cava superior ou inferior. Neste cateter há uma circulação fechada de água a temperatura variável, refletindo as fases de indução, manutenção e refrigeração do tratamento.

Estas condições podem ser interpretadas como a remoção de uma quantidade de calor do reservatório de sangue central, calculada pela troca de calor convectiva entre o volume de sangue e o cateter, como mostra a Equação 3.3. Para tal, utiliza-se a temperatura de superfície do cateter (T_{cat}) ou temperatura da água em circulação, o coeficiente de película médio (\bar{h}), a área de superfície (A) e a temperatura do reservatório (T_{bl}),

A temperatura do cateter (T_{cat}) foi considerada uniforme e igual à temperatura da água em circulação e a temperatura do sangue (T_{bl}), calculada antes da realização das trocas térmicas. Estes valores são, respectivamente, entrada e saída do programa que simula o corpo humano, entretanto, assumido o fluxo de sangue na veia cava como uniforme e de propriedades constantes, \bar{h} e A são dependentes apenas da geometria do aparelho e do vaso sanguíneo e, portanto, constantes do programa.

$$Q_{cat} = \bar{h}A(T_{bl} - T_{cat}) \quad (3.3)$$

Como mostra a Tabela 2, o modelo de cateter com maior versatilidade é o da linha Cool Line® e apresenta uma máxima taxa de remoção de calor de 74 W quando utilizando um fluxo de água a 0 °C. A partir da Equação 3.3 e uma temperatura do reservatório central de 36,5 °C em normotermia (antes do início do tratamento), obtém-se um produto das constantes de:

$$74 \text{ W} = \bar{h}A(36,5 - 0) \therefore \bar{h}A \cong 2,0$$

Desta forma, mesmo que não se conheça os coeficientes individualmente, pode-se calcular a carga térmica perdida para o cateter e, assim, os efeitos da terapia no modelo térmico do corpo humano.

Como a variação em T_{bl} a cada intervalo de tempo (Δt) depende também dos fluxos de sangue provenientes nos braços, pernas e cabeça, a fim de minimizar variáveis intermediárias, ajustou-se no modelo de Ferreira e Yanagiharra (2009) apenas o balanço de energia para o

reservatório central, local onde o cateter é posicionado. Deve-se lembrar que a Primeira Lei da Termodinâmica é resolvida de forma simultânea para os tecidos e pequenos vasos e para os reservatórios de sangue que simbolizam os grandes vasos. Desta forma, as modificações das demais equações ocorrer como consequência do ajuste no reservatório central.

Como trata-se de uma simulação transiente, Ferreira e Yanagiharra (2009) adotaram a resolução pelo método de Euler explícito, demonstrada na Equação 3.4, e o termo adicionado neste trabalho se refere ao Q_{cat} . As temperaturas com o índice $t-1$ e t representam valores do passo anterior e do atual, respectivamente.

$$\begin{aligned} m_{bl}cp_{bl}(T_{bl}^t - T_{bl}^{t-1})/\Delta t \\ = 2m_{arm}cp_{bl}(T_{arm} - T_{bl}^{t-1}) + 2m_{leg}cp_{bl}(T_{leg} - T_{bl}^{t-1}) \\ + m_{hd}cp_{bl}(T_{hd} - T_{bl}^{t-1}) + Q_{cat} \end{aligned} \quad (3.4)$$

Como consequência, para o cálculo da exergia associada a este fluxo de calor, foi utilizado a média logarítmica da variação total T_{bl} em cada intervalo de tempo como temperatura da superfície de troca de calor, demonstrada nas equações 3.5 e 3.6 (NEVES & SEADER, 1980).

$$T_{ml} = \frac{T_{bl}^{t-1} - T_{bl}^t}{\ln\left(\frac{T_{bl}^{t-1}}{T_{bl}^t}\right)} \quad (3.5)$$

$$B_{cat} = Q_{cat} \left(1 - \frac{T_o}{T_{ml}}\right) \quad (3.6)$$

Portanto, o método interno consiste na modificação da temperatura do sangue no reservatório central devido a uma troca térmica convectiva proveniente do contato do cateter com o fluxo de sangue, assumindo um produto do coeficiente de película com a área equivalente a 2,0 W/K e temperatura da superfície variável. Esta condição foi representada na Figura 6, por meio de um cilindro no reservatório.

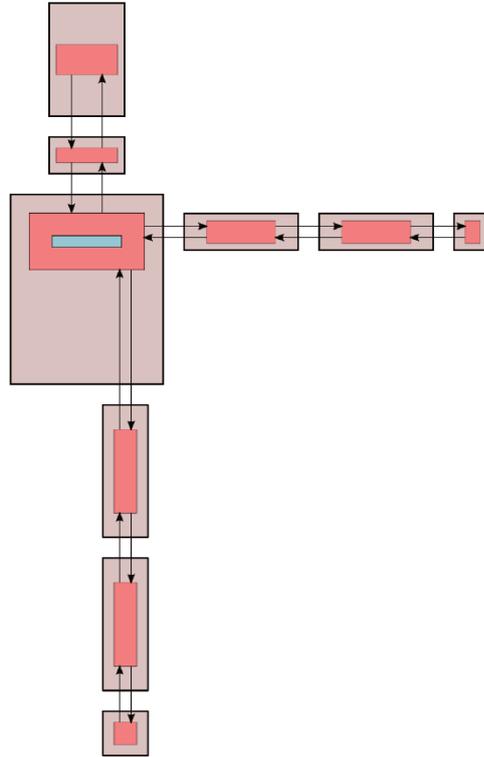


Figura 6: Representação das condições de análise do modelo submetido ao resfriamento interno. Área destacada interna ao reservatório sanguíneo do elemento do tronco representa o posicionamento do cateter.

3.2.1 Análises comparativas

A eficácia do cateter é diretamente relacionada ao produto do coeficiente médio de troca de calor convectiva (\bar{h}) pela área (A) do cateter. Desta forma, esta constante foi variada a intervalos regulares entre dois extremos, com o intuito de realizar uma análise da sensibilidade do modelo.

Para o limite superior, verificou-se na Tabela 2 que o cateter da linha Quattro® apresenta a maior potência de remoção de calor, fornecendo assim um produto de aproximadamente 4,74 W/K.

$$173 = \bar{h}A(36,5 - 0) \therefore \bar{h}A \cong 4,74 \text{ W/K}$$

Para o limite inferior, utilizou-se uma geometria simplificada, como mostra a Figura 7, no qual o cateter é representado por um cilindro a temperatura uniforme (T_s) posicionado concentricamente em um vaso sanguíneo isolado termicamente (CHEN & HOLMES, 1980). Assumindo o fluxo sanguíneo plenamente desenvolvido e com base nos diâmetros de cada cilindro, pode-se obter o número de Nusselt por meio da Tabela 3, e assim, o coeficiente médio de troca de calor convectiva e a área.

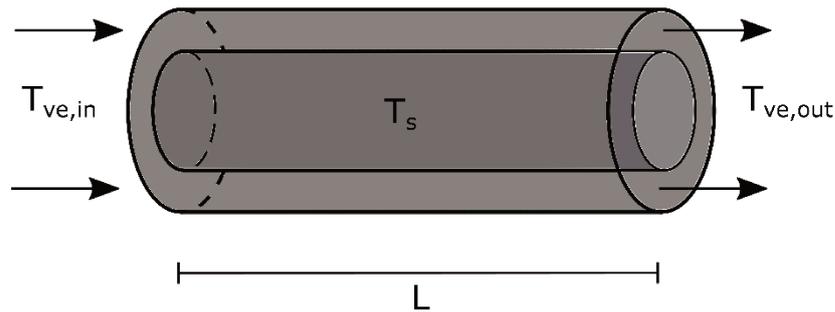


Figura 7: Modelo representativo do cateter inserido em uma veia central.

Tabela 3: Valor do adimensional Nusselt para fluido plenamente desenvolvido em regiões anulares circulares com uma superfície termicamente isolada e outra a temperatura constante (INCROPERA et al., 2008).

D_i/D_e	Nu_i	Nu_e
0	-	3,66
0,05	17,46	4,06
0,10	11,56	4,11
0,25	7,37	4,23
0,50	5,74	4,43
$\approx 1,00$	4,86	4,86

Utilizando a linha Cool Line® como base, este modelo de cateter tem um diâmetro uniforme de 5 mm e comprimento de 220 mm. Já para o vaso sanguíneo, devido aos diferentes locais de inserção e posicionamento do aparelho, aproximou-se um diâmetro consistente tanto para a veia cava superior quanto a inferior.

Segundo Prince et al. (1983), o diâmetro do ramo inferior da veia cava é de, aproximadamente, 20 mm, enquanto Sonavane et al. (2015) indica que o ramo superior apresenta uma seção irregular, de eixo principal e secundário variando entre 15 e 28 mm e 10

e 24 mm. Calculando a área média do intervalo fornecido e aproximando-o para um círculo, obtém-se, também, um diâmetro aproximado de 20 mm para o ramo superior.

Desta forma, a razão entre o diâmetro interno e externo do duto é de 0,25, que, com base nos dados da **Erro! Fonte de referência não encontrada.**, fornece um número de Nusselt para a troca de calor entre o cateter e o sangue de 7,37. Indo além, a razão dos diâmetros permite o cálculo do diâmetro hidráulico do fluxo, calculado segundo a Equação 3.7 (INCROPERA et al., 2008).

$$D_h = \frac{4A}{P} = \frac{4(\pi/4)(D_e^2 - D_i^2)}{\pi(D_e + D_i)} = D_e - D_i = 15 \text{ mm} \quad (3.7)$$

Dada a condutividade térmica do sangue de 0,5169 W/m.K e a Equação 2.5, o coeficiente médio de troca de calor convectiva (\bar{h}) é calculado em 253,97 W/m².K. Com base nele e na geometria cilíndrica adotada, o produto dos coeficientes $\bar{h}A$ equivale a aproximadamente 0,88 W/K, valor tal que equivale a uma potência máxima de 32 W, inferior à metade da potência de um cateter da linha Cool Line®. Esta discrepância é devido à superfície não uniforme do cateter, que instiga uma maior troca de calor convectiva.

Portanto, para as análises comparativas do modelo interno, o produto $\bar{h}A$ foi avaliado entre 0,8776 W/K e 4,74 W/K, com quatro valores intermediários.

3.3 EFEITOS DO MEIO

Como discutido anteriormente, cada modelo apresenta elementos do corpo expostos ao ar ambiente, logo, variações nas condições do meio podem afetar o funcionamento do método. Assim, utilizando os modelos principais como base, avaliou-se sua sensibilidade a variações nas condições das vizinhanças.

Primeiramente, optou-se pelo uso de cobertas isolantes que reduzem as taxas de perda de calor por convecção e radiação e, portanto, são amplamente aplicadas na estabilização ou aumento da temperatura corpórea. Fornecidas em uma diversidade de materiais, tais cobertas podem apresentar resistência térmica de 2 CLO a 6 CLO em ambientes com baixa velocidade do ar (HENRIKSSON et al., 2009).

Para tal, optou-se por utilizar apenas o modelo de refrigeração interna, uma vez que este não modifica as condições do meio as quais o sistema termodinâmico é sujeito. Aplicando a resistência térmica em todos os elementos, exceto a cabeça, o modelo deve atingir uma condição estável de hipotermia antes que o cateter seja retirado e apenas a ação da coberta em paralelo com o calor gerado pelo metabolismo retorne o paciente a condições de normotermia.

Para se comparar a efetividade da coberta no reaquecimento do paciente, três modelos são comparados, de resistências térmicas de 2 CLO (coberta de baixa resistência), 4 CLO (coberta de resistência média) e 6 CLO (coberta de alta resistência), respectivamente.

Por fim, variou-se as condições do meio em função de sua temperatura e umidade relativa.

Para todos os ensaios, o meio é definido a 24 °C e 50% de umidade relativa, segundo a norma ANSI 170-2013 para condições de refrigeração em facilidades médicas e hospitalares nos Estados Unidos. Entretanto, caso não haja o cuidadoso controle da temperatura, pode-se atingir uma condição de 29 °C e 78 % de umidade relativa, valores médios do verão no estado de São Paulo segundo o INMET (2019). Indo além, certos centros de facilidades médicas aplicam condições de 19 °C e 50% de umidade relativa em suas unidades de tratamento intensivo.

Portanto, os três métodos foram submetidos a estas três condições e seus efeitos na eficácia e eficiência avaliados.

3.4 CONTROLE DE TEMPERATURA

Assim como os materiais empregados, as empresas que produzem estes aparelhos mantêm os códigos que executam o controle de temperatura do paciente sob sigilo. Desta forma, desenvolveu-se um código simples de controle que funciona de forma similar entre os modelos com base na temperatura do hipotálamo.

A água que circula na manta térmica e capacete ou no cateter varia entre três patamares a uma taxa de 0,1 °C/s. No início da simulação, ela é mantida em seu valor mínimo de 4 °C (segundo dados da Tabela 1) a fim de avaliar a máxima capacidade de redução de temperatura corpórea do método. Assim que a temperatura do hipotálamo atinge 33 °C, a água é aquecida para sua temperatura de manutenção, obtida heurísticamente e descrita na Tabela 4.

A temperatura de manutenção foi selecionada segundo sua capacidade de manter o paciente estável ao longo desta fase do tratamento e almejando valores similares entre modelos.

Assim, obteve-se um mesmo padrão para o modelo externo e composto, com apenas o modelo interno com um valor diferenciado que será discutido na Seção 4.

Por fim, após 500 minutos de procedimento, inicia-se o reaquecimento do modelo, período o qual a água é aquecida para seu valor máximo de 40 °C para avaliar sua máxima capacidade de reaquecimento.

Este processo está demonstrado na Figura 8, na qual a temperatura da água de circulação e do hipotálamo foram sobrepostas, demonstrando os três patamares descritos e seus efeitos no desenvolvimento do procedimento.

Tabela 4: Temperaturas adotadas pela água de circulação para os três métodos segundo a fase do procedimento.

Método	Externo	Interno	Composto
Temperatura de indução	4 °C	4 °C	4 °C
Temperatura de manutenção	31 °C	40 °C	31 °C
Temperatura de reaquecimento	40 °C	40 °C	40 °C

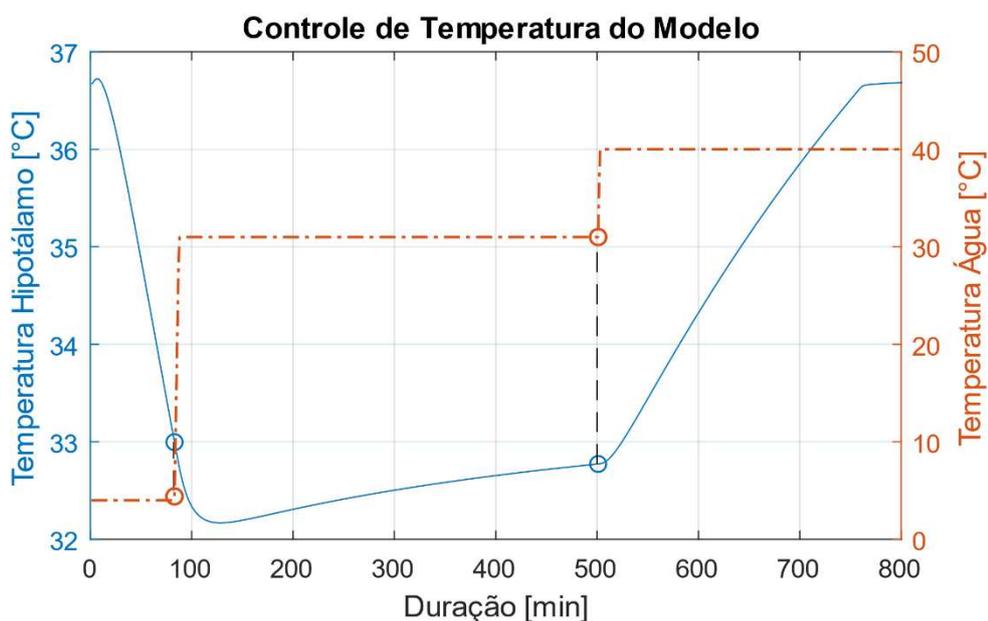


Figura 8: Exemplo do sistema de controle de temperatura. Valores de temperatura do hipotálamo medidas no eixo a esquerda e valores de temperatura da água medidas no eixo a direita do gráfico (linha tracejada).

Destaca-se, contudo, que nas análises de sensibilidade às características do meio foi necessário a modificação da temperatura de manutenção a fim de obter uma estabilidade mínima nos métodos. A Tabela 5 contém os valores adotados pelo método interno quando a coberta térmica foi aplicada e a Tabela 6 para os modelos sob diferentes condições de temperatura e umidade.

Tabela 5: Temperatura de manutenção utilizada pelo sistema de controle de temperatura para o modelo de refrigeração interna com aplicação de um cobertor térmico.

Resistência Térmica	2 CLO	4 CLO	6 CLO
Temperatura de manutenção	25 °C	19 °C	16 °C

Tabela 6: Valores limites utilizados no sistema de controle de temperatura para os modelos de refrigeração sob condição de meio variáveis.

Modelo	Externo	Interno	Composto
19 °C e 50 % umidade relativa	33 °C	40 °C	33 °C
24 °C e 50% umidade relativa	31 °C	40 °C	31 °C
29 °C e 78% umidade relativa	27 °C	25 °C	28 °C

3.5 EQUACIONAMENTO DO MODELO

Aplicando as equações discutidas na Seção 2.5 no modelo utilizado do corpo humano, estas foram modificadas para melhor representar as circunstâncias de cada método.

Primeiramente, no que se diz respeito aos sistemas termodinâmicos (volumes de controle) representados pelos modelos, estes têm fronteiras definidas de tal maneira que sejam compostos apenas por tecidos biológicos. Ou seja, tanto a manta térmica e capacete quanto o cateter são considerados externos ao sistema termodinâmico e, portanto, parte da vizinhança.

Para a realização do balanço energético, o código divide este sistema em 9 volumes de controle (cada um correspondente a um elemento) conectados pela vazão sanguínea entre si. Isto é feito com base nas equações de balanço do modelo de Mady (2013), logo, para os fluxos térmicos e distribuição de temperatura, por exemplo, é possível a observação e análise de cada elemento de forma individual.

Para o balanço exerético e conseqüente cálculo da exergia destruída, foi utilizado o sistema termodinâmico completo, ou seja, tratou-se apenas do somatório dos efeitos de todos os elementos, uma vez que não é pertinente a análise de cada elemento de forma individual. Portanto a Equação 2.9 adota o formato da Equação 3.8, contendo os efeitos exeréticos do cateter (B_{cat}) e manta térmica e capacete (B_{manta}), sendo este também o somatório dos efeitos de todos os elementos afetados.

$$\frac{dB}{dt} = \dot{B}_{air} + \dot{B}_{manta} + \dot{B}_{cat} + \dot{B}_M - \dot{B}_{des} \quad (3.8)$$

$$\dot{B}_{air} = \dot{B}_{ev} + \Delta\dot{B}_{res} + \dot{Q}_{conv} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right) + \dot{Q}_{rad} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right) \quad (3.9)$$

A fim de simplificação, os efeitos da evaporação (\dot{B}_{ev}), respiração ($\Delta\dot{B}_{res}$), convecção $\left[\dot{Q}_{conv} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right)\right]$ e radiação $\left[\dot{Q}_{rad} \left(1 - \frac{T_o}{T_{sk}}\right)\right]$ foram somados no termo B_{air} , que representa o fluxo exerético com o meio, como mostra a Equação 3.9. Destaca-se que, no caso da aplicação de mata térmica, os elementos em contato direto apresentam $\dot{Q}_{conv,i}$ e $\dot{Q}_{rad,i}$ nulos, logo, não influenciam o valor de \dot{B}_{air} .

Observe também que, na Equação 3.8, o cálculo da variação exerética do volume de controle (dB/dt) é obtido, também, como o somatório da variação exerética de cada elemento. Isto ocorre pois, como indica a Equação 2.3, a variação de exergia depende da variação de energia interna, de entropia e da temperatura de referência. Como o balanço energético é realizado para cada elemento, é conseqüencial que este princípio também seja aplicado no cálculo da variação exerética do sistema.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão tratados os resultados obtidos após simulação das condições descritas no Capítulo 3.

Primeiramente, tratou-se da comparação direta entre os modelos de refrigeração interna, externa e composta, avaliados segundo as fases de indução, manutenção e reaquecimento. Em seguida são comparados os tempos de resposta de cada modelo, assim como a distribuição de temperatura ao longo dos volumes de controle (elementos) que compõem o sistema termodinâmico. Antes de se iniciar a análise exergética, entretanto, é feita uma comparação das taxas de transferência de calor e consequente taxas de transferência de exergia com o ambiente e equipamento de indução. Finalizando estas análises comparativas, tem-se a quantificação das exergia destruída e eficiência exergética para cada fase de cada modelo.

Ao fim da análise entre os métodos de refrigeração, inicia-se o período de análises secundárias com a finalidade de avaliar a sensibilidade de cada uma das diferentes hipóteses tomadas. Portanto, inicia-se com o método externo, avaliando-o quanto as superfícies de contato e suas resistências térmicas. Em seguida avaliou-se os efeitos dos coeficientes $\bar{h}A$ na taxa de refrigeração.

Finalmente, são observados os efeitos do meio, primeiramente pelo uso de uma cobertura no paciente durante o reaquecimento e depois pelos efeitos da variação da temperatura e umidade deste durante a indução.

4.1 REFRIGERAÇÃO INTERNA, EXTERNA E COMPOSTA

A técnica de resfriamento via cateter, manta térmica e capacete e composta foram simuladas e seus resultados organizados nas seções 4.1.1 a 4.1.9

4.1.1 Temperatura do hipotálamo

Como o foco do tratamento, a temperatura no cérebro deve seguir às especificações necessárias, bem como ter como possuir um comportamento semelhante aos dados experimentais, afim de que as fases de indução, manutenção e reaquecimento sejam propriamente simuladas e validar o comportamento do modelo para tal tipo de ambientes térmicos.

Na fase da indução, objetiva-se a redução da temperatura do hipotálamo para valores inferiores a 34 °C de forma rápida e com uma duração inferior a 6 horas (360 minutos). Assim, mantendo a água de refrigeração a 4 °C, observou-se o tempo que cada método leva para iniciar a hipotermia e organizou-os no gráfico da Figura 9. Nota-se que os valores obtidos não se restringem apenas aos pontos destacados (quadrado, círculo e triângulo) uma vez que estes são utilizados para distinguir os modelos apenas.

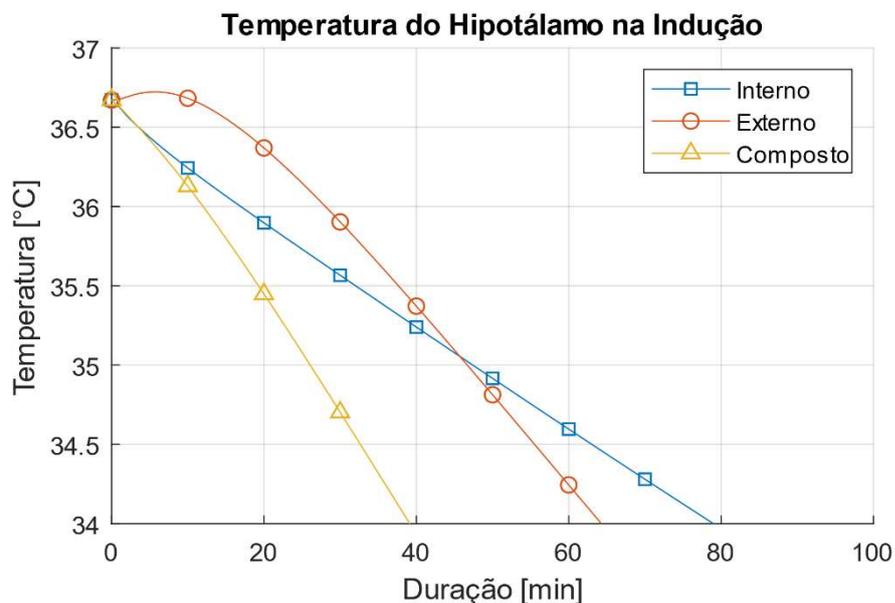


Figura 9: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os três métodos de resfriamento.

A indução interna tomou aproximadamente 79 minutos para levar a hipotermia, enquanto que a refrigeração externa, 65 minutos, e a composta, 40 minutos. Todos valores de acordo com o protocolo da área médica que recomenda obter a hipotermia com, no máximo, 6 horas desde o reestabelecimento da circulação espontânea (RECH & VIEIRA, 2010; KARNATOVSKAIA

et al., 2014), no qual a refrigeração ideal é aquela que atinge de modo mais rápido e prático a temperatura alvo, sem que ofereça lesões (FEITOSA-FILHO et al., 2009).

O método interno apresentou uma taxa média de, aproximadamente, $-2,0\text{ }^{\circ}\text{C/h}$ ao longo de toda a fase, similar ao método composto com uma taxa média de $-4,1\text{ }^{\circ}\text{C/h}$. Entretanto, o método externo apresentou um período inicial de 20 minutos de temperaturas constantes, até que alcançasse um resfriamento de taxa média de, aproximadamente, $-3,2\text{ }^{\circ}\text{C/h}$. Tal “inércia”, refere-se aos mecanismos passivos do corpo de evitar que a energia seja perdida para o ambiente, mesmo que sujeito a anestesia (mecanismos ativos como tremores, inibidos).

Logo, assumindo uma eficácia inversamente proporcional ao tempo de duração, o método que melhor executou a função foi o modelo composto, seguido pelo externo e pelo interno, nesta ordem.

Durante a manutenção, o objetivo do tratamento é manter o indivíduo dentro da faixa aceitável de temperatura entre 32 e $34\text{ }^{\circ}\text{C}$ de forma estável. Para tal, a temperatura do fluido de arrefecimento foi elevada para $31\text{ }^{\circ}\text{C}$ no caso dos modelos externo e composto, e $40\text{ }^{\circ}\text{C}$ para o modelo interno, ambos a partir do momento em que o hipotálamo se encontra a $33\text{ }^{\circ}\text{C}$.

A Figura 10 contém os valores de temperatura cerebral para cada método, alinhados a partir do momento que estes atingem valores inferiores a $34\text{ }^{\circ}\text{C}$. Desta forma, a comparação pode ser feita com base no tempo de duração da fase de manutenção.

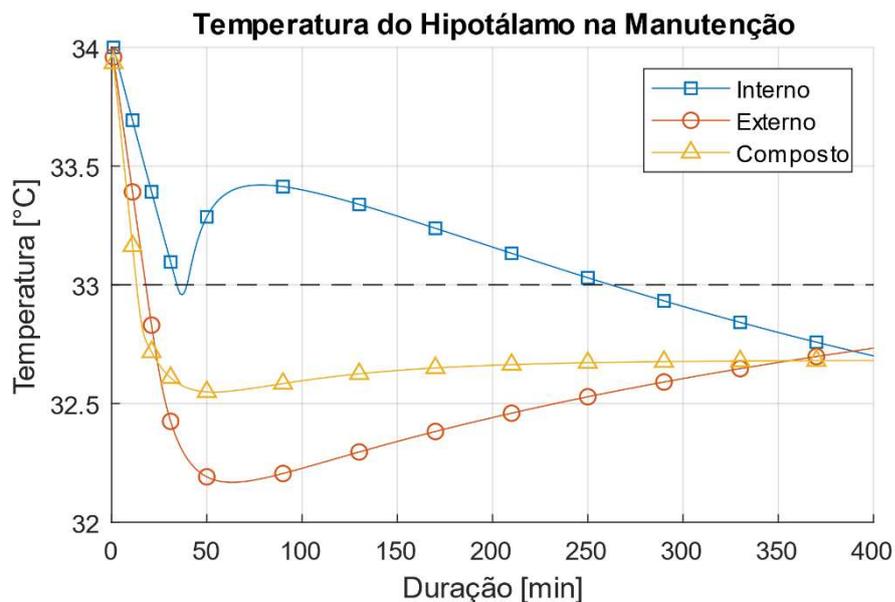


Figura 10: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo de duração desta etapa para os três métodos de resfriamento.

Observando o gráfico, nota-se que todos os métodos foram capazes de cumprir com os requisitos desta fase do tratamento. No caso do método interno, o aquecimento da água de circulação leva a um aumento quase imediato na temperatura do hipotálamo, que, após atingir a máxima de 33,4 °C, passa a apresentar um decréscimo de - 0,14 °C/h, aproximadamente.

Para o método externo, as consequências da variação na temperatura do líquido só podem ser notadas após um período de aproximadamente 20 minutos, levando a uma condição de mínimo de 32,2 °C que se estende para um aumento uniforme da temperatura a 0,1 °C/h.

Por sua vez, o método composto forneceu uma resposta superior, uma vez que a taxa de variação da temperatura central se torna nula e estável em apenas 25 minutos do aquecimento do líquido, sem que haja uma temperatura mínima ou máxima notável.

Mesmo que apresentem variações na temperatura ao longo da manutenção, as taxas apresentadas pelos métodos interno e externo são pequenas o suficiente para que se possa considerar os modelos como estáveis após um período de aproximadamente 40 minutos do aquecimento da água (fluido usado para modificar a temperatura corporal).

Todavia, deve-se ressaltar que, para que tal estabilidade seja mantida, o fluido que circula no cateter se encontra a uma temperatura maior do que o da manta térmica e capacete. Aliado à elevada variação na temperatura, pode-se assumir que o método interno tem uma maior dificuldade de estabilização do paciente.

Portanto, avaliando o período de manutenção segundo a variação na temperatura e taxa de variação da mesma durante a manutenção, novamente, o modelo composto apresentou uma melhor eficácia, seguido pelo modelo externo e interno, respectivamente.

Por fim, busca-se elevar a temperatura do paciente de volta à normotermia a uma taxa de, no mínimo, 0,25 °C/h. Nesta fase, o fluido de arrefecimento é aquecido para a maior temperatura aceitável (40 °C), com o intuito de se averiguar a máxima capacidade de reaquecimento de cada modelo. A variação da temperatura do hipotálamo, representada pela temperatura do cérebro no modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), se encontra na Figura 11.

Dentre os modelos, apenas o método de resfriamento interno não foi capaz de cumprir com os requerimentos necessários, uma vez que os métodos externo e composto foram capazes de elevar a temperatura do paciente de forma uniforme até atingirem normotermia e estabilizarem por volta de 36,6 °C, o primeiro a uma taxa aproximada de 1,1 °C/h, e o segundo a 1,2 °C/h, ambos maiores do que o mínimo necessário.

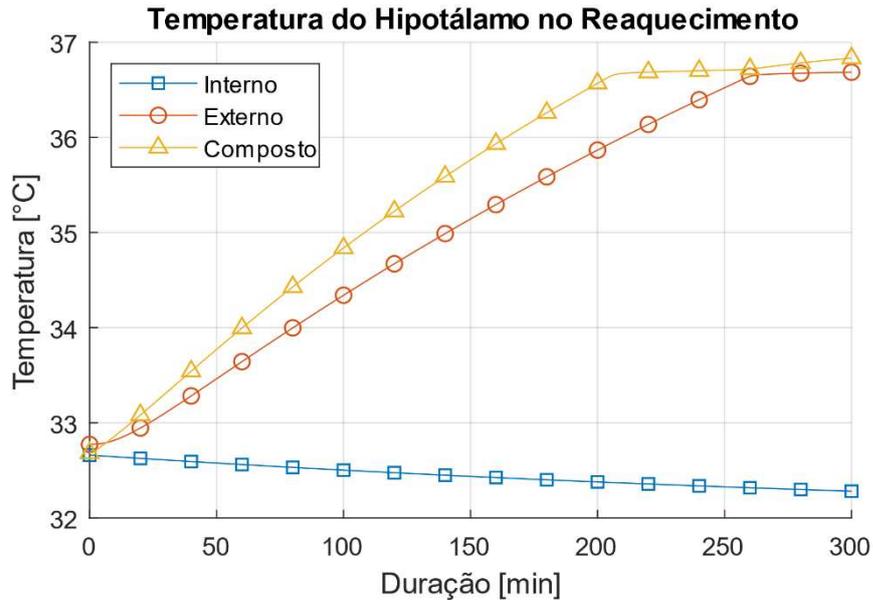


Figura 11: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para o método externo e composto de resfriamento

Portanto, com base apenas na progressão da temperatura do hipotálamo ao longo do tratamento, pode-se concluir que todos os modelos foram capazes de induzir e manter uma condição de hipotermia no paciente, com o método composto apresentando uma maior eficácia, em concordância com a literatura. Apesar do modelo externo apresentar resultados melhores do que o interno, suas eficácias ainda podem ser consideradas como similares.

Na fase de reaquecimento, o método interno se torna dentro das condições simuladas, incapaz de retornar o modelo à normotermia. Logo, devido as suas taxas de variação na temperatura, os métodos composto e externo obtiveram resultados similares.

Destaca-se, no entanto, que há uma grande diferença no perfil de temperatura gerada em cada método, o que pode afetar seu funcionamento e eficácia em diferentes condições. Para tal, foi analisado a forma com que cada método executa a remoção de calor e como isto interfere no perfil de temperatura na seção 4.1.2.

4.1.2 Método de resposta do sistema

Para complementar os gráficos das Figuras 9, 10 e 11, descritas anteriormente, as taxas de variação da temperatura do hipotálamo dos três métodos foram comparadas na Figura 12.

Cada linha representa um método de hipotermia (interno, externo e composto, nessa ordem) e cada coluna representa um período de variação na temperatura da água de alimentação. Note que o modelo interno, por sofrer apenas um período de aquecimento do fluido de arrefecimento, não possui uma fase de reaquecimento.

Os gráficos associados ao período de indução foram iniciados junto do procedimento e tem como objetivo a obtenção das menores taxas. Já os gráficos da fase de manutenção e reaquecimento estão associados ao aumento intermediário e final da temperatura da água. No primeiro, objetiva-se um aumento rápido das taxas, até que se estabilizem próximas a um valor nulo. No segundo, apesar de haver um novo aumento, a variação deve ser pequena, uma vez que o reaquecimento acontece de forma lenta.

Pode-se notar, assim, na Figura 12 que, para o método interno, a variação da taxa se dá de forma quase imediata ao resfriamento ou aquecimento da água. Contudo, seu valor absoluto em estabilidade é inferior ao atingido nos primeiros minutos. Quase imperceptível no perfil de temperatura na indução (Figura 9), durante a manutenção (Figura 10), esta variação nas taxas representa não apenas o cessar do resfriamento, mas também o aumento da temperatura do hipotálamo seguido por sua redução lenta e estável.

Isto pode ser explicado pela localização e dimensão do aparelho. Por estar posicionado diretamente no reservatório central do tronco, qualquer variação na temperatura do cateter é concentrada na região central, o que leva às alterações quase imediatas. No entanto, como este reservatório alimenta o fluxo sanguíneo por todo o corpo com sangue por vias dos grandes vasos, com o passar do tempo, há a perda do efeito concentrado, passando a ser distribuído por todos os elementos.

Ademais, devido às limitações da área de contato entre o cateter e o sangue, a taxa máxima de troca de calor é pequena, tornando, assim, os efeitos dispersos sujeitos a influências do meio. Ou seja, por estar exposto a um ambiente de baixa temperatura sem mecanismos de termorregulação (no caso, tremores), o corpo tende, naturalmente, a um estado de hipotermia, representado por taxas negativas da temperatura. Como durante a indução este é o efeito desejado, a diferença entre a taxa máxima e a estável é pequena. Contudo, na manutenção objetiva-se uma temperatura estável e superior a do meio, logo, conforme o sangue circula e os efeitos se tornam dispersos, a influência do meio passa a se sobrepor, gerando, assim, o perfil observado.

Assim, quanto maior a massa corpórea do paciente, maior a estabilidade na temperatura, uma vez que os efeitos do meio são reduzidos pelo tecido adiposo, por exemplo.

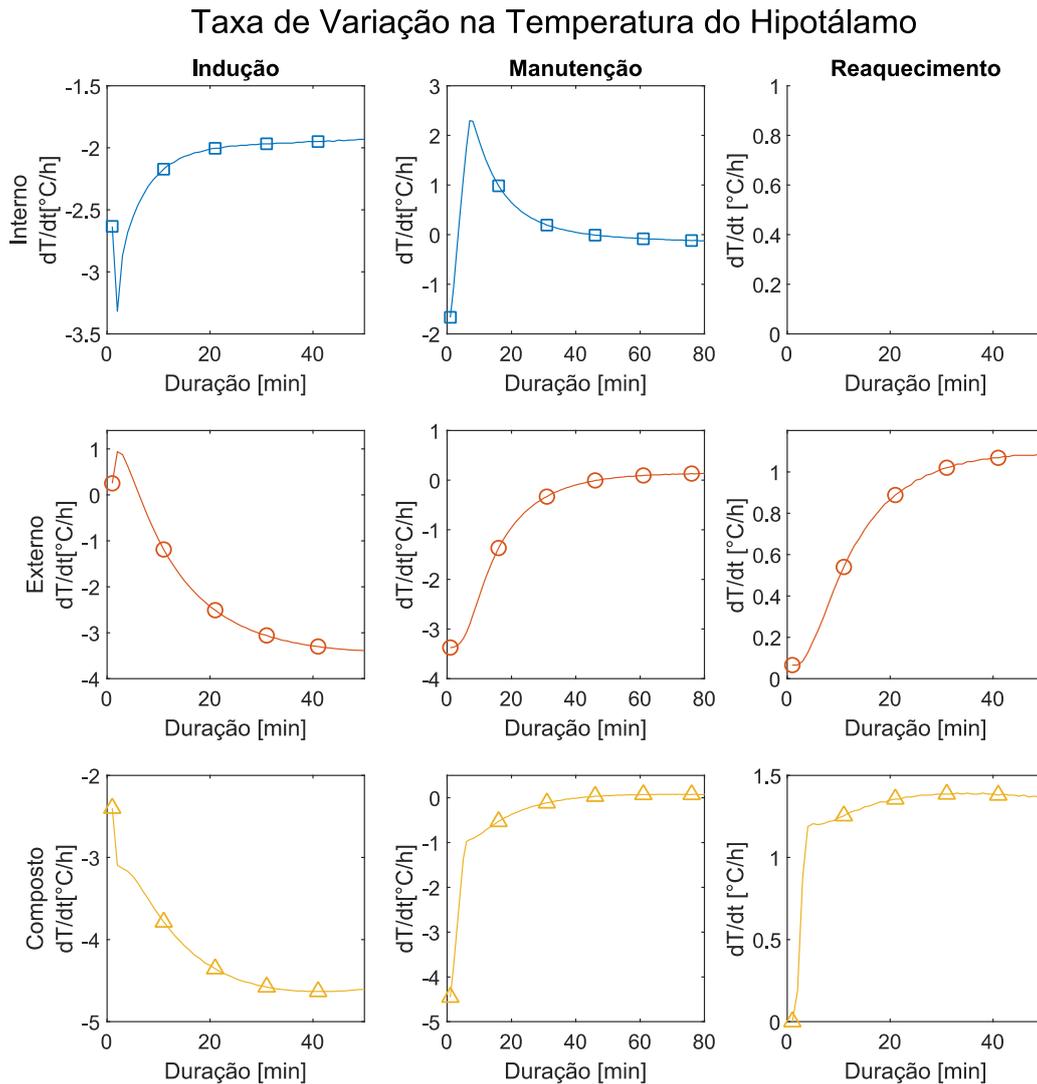


Figura 12: Taxa escalada de variação na temperatura do hipotálamo em um período de 100 minutos a partir do início do aquecimento do fluido de arrefecimento para os três métodos.

Já para o método externo, cada transição ocorre de forma lenta e gradativa, obtendo estabilidade em, aproximadamente, 40 minutos do aquecimento ou resfriamento da água. Observando novamente os perfis de temperatura (Figuras 9, 10 e 11), este evento se manifesta em um atraso na refrigeração inicial e na estabilização da temperatura do hipotálamo, sem que seja observado no reaquecimento.

Tal resposta ocorre, pois, a manta térmica e capacete executam as trocas térmicas a partir da pele, necessitando, portanto, de um fluxo de calor por várias camadas de tecido, inclusive de gordura, que apresenta propriedades isolantes, até que a corrente sanguínea e o tecido cerebral

sejam afetados. Logo um indivíduo com uma maior massa corpórea pode apresentar um atraso maior do que um indivíduo com de menor massa.

Por fim, o método composto pode ser interpretado como a somatória dos dois eventos. Ou seja, no início da transição, enquanto os efeitos do cateter são concentrados na região central, este exerce uma maior influência no perfil de temperatura. Contudo, conforme há a dispersão de seus efeitos, são as características da manta térmica e capacete que se tornam mais relevantes na temperatura do hipotálamo.

Isto pode ser observado na Figura 12, uma vez que o método composto é marcado por uma variação inicial similar à do método interno, seguido por um perfil semelhante ao do método externo.

Desta forma, pode-se concluir que, caso aplique-se apenas o cateter para induzir a hipotermia, dando preferência a indivíduos com maior massa, uma forma de evitar possíveis instabilidades, a água de alimentação deve ser variada de forma lenta e gradual. Desta forma, há uma redução no risco de temperaturas extremas quando os efeitos estão concentrados, e de taxas muito baixas durante a estabilidade.

Já no caso da aplicação da manta térmica e capacete, a preferência é por pacientes com menor massa, contudo, pode-se ter uma mudança rápido na temperatura da água que gradativamente é levada a um valor em equilíbrio. Desta forma, tende-se a acelerar a resposta do modelo, sem que aumente o risco de temperaturas muito elevadas no hipotálamo.

4.1.3 Perfil de temperatura dos diferentes membros do corpo

Como descrito anteriormente, o resfriamento do tecido cardíaco representa um grande risco para o tratamento, pois, caso este se encontre a menos de 32 °C, há um maior risco de um novo evento isquêmico. Ademais, temperaturas inferiores a 28 °C não apenas aumentam ainda mais a probabilidade de infarto agudo do miocárdio, mas também podem causar danos aos outros tecidos. Portanto, o perfil de temperatura do corpo do paciente foi observado para cada método e registrado nas Figuras 13, 14 e 15. Os valores mínimos de cada elemento foram destacados na Tabela 7.

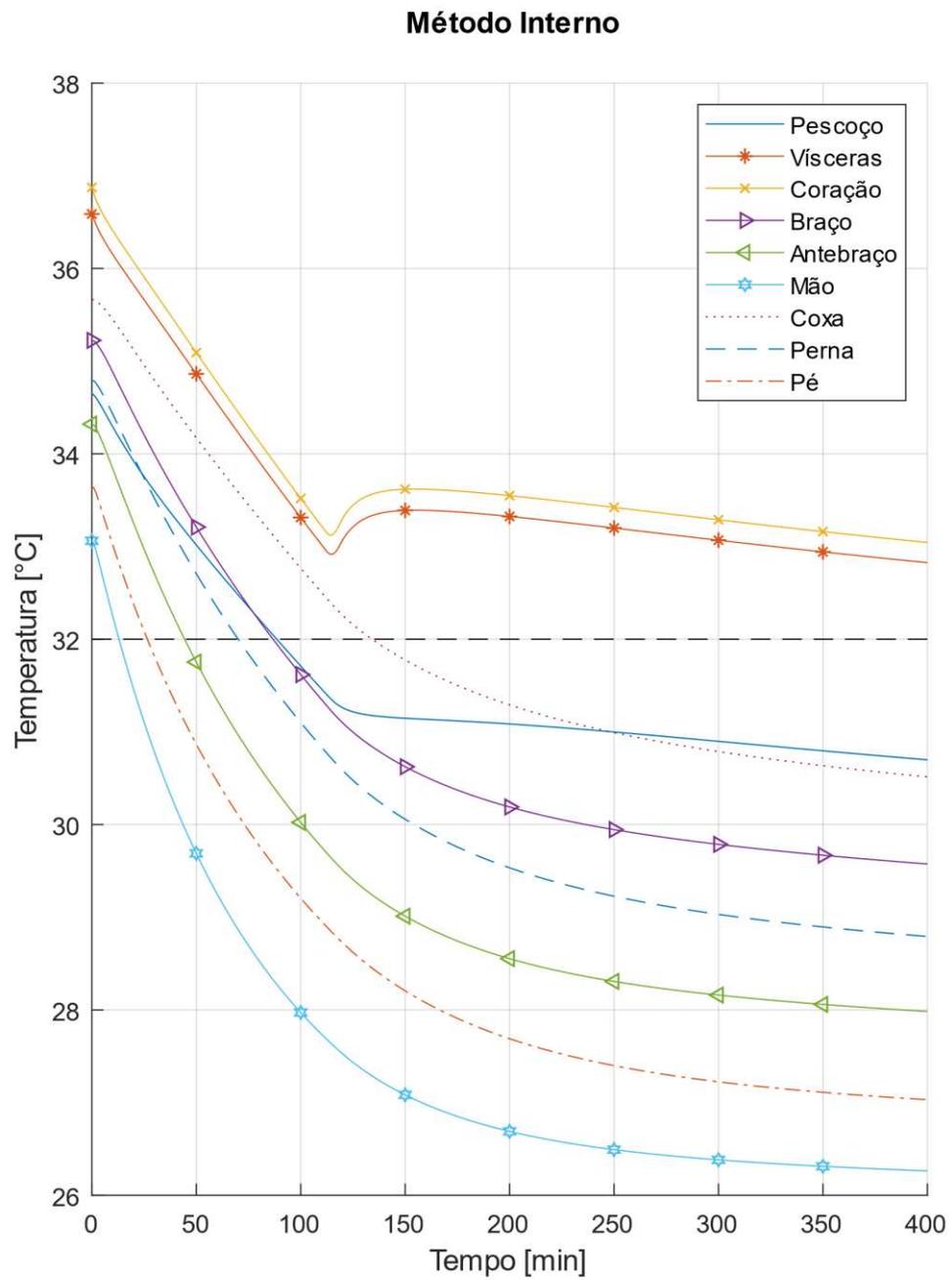


Figura 13: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método interno.

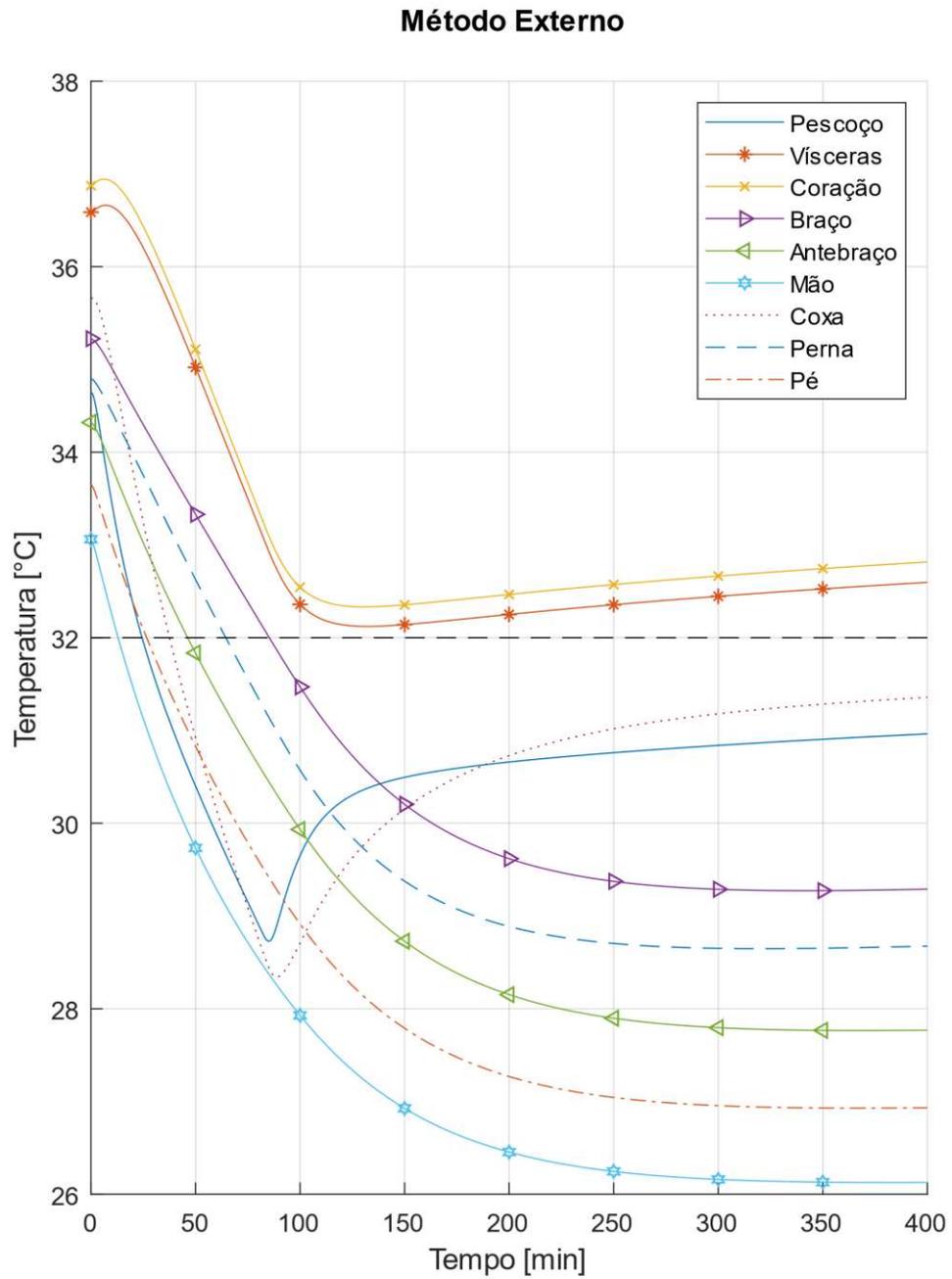


Figura 14: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método externo.

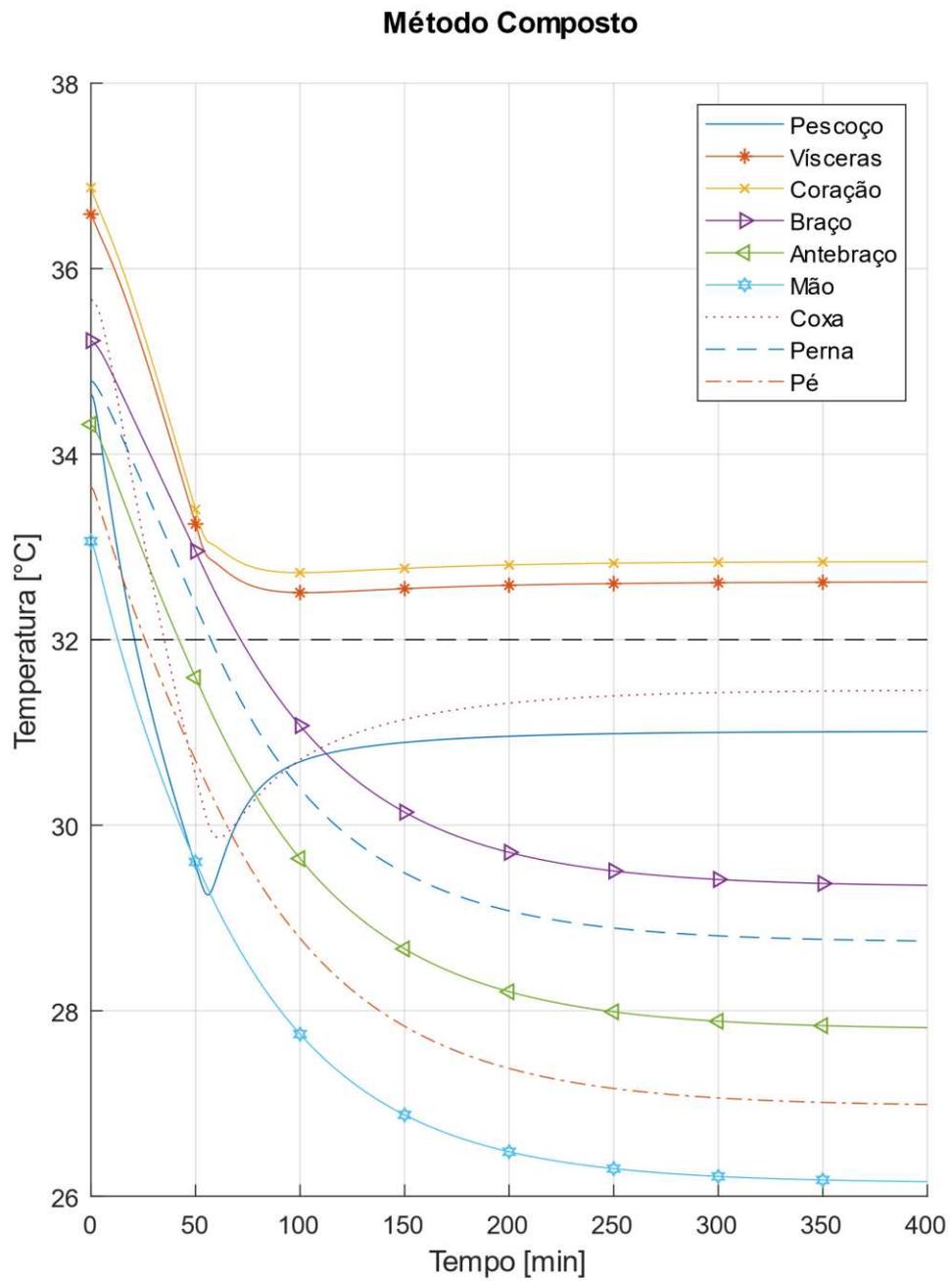


Figura 15: Variação na temperatura média dos elementos e do coração ao longo da hipotermia terapêutica induzida pelo método composto.

Tabela 7: Valores mínimos de temperatura média de cada elemento do modelo térmico do corpo humano para os três métodos de resfriamento ao longo de todo o período de 800 minutos de procedimento.

Método Elemento	Interno	Externo	Composto
Pescoço	30,2 °C	28,7 °C	29,2 °C
Vísceras	32,2 °C	32,1 °C	32,5 °C
Coração	32,5 °C	32,3 °C	32,7 °C
Braço	29,2 °C	29,3 °C	29,3 °C
Antebraço	27,7 °C	27,8 °C	27,8 °C
Mão	26,1 °C	26,1 °C	26,1 °C
Coxa	30,0 °C	28,3 °C	29,9 °C
Perna	28,4 °C	28,6 °C	28,7 °C
Pé	26,7 °C	26,9 °C	27,0 °C
Pele	27,8 °C	24,0 °C	24,7 °C

Todos os métodos simulados foram capazes de manter não apenas o coração, como também as vísceras em condições superiores a 32 °C, evitando, assim, riscos desnecessários à saúde do paciente. Contudo, como o método interno apresenta, ao fim da manutenção, taxas negativas de variação de temperatura (o que levaria a uma continuação da indução de hipotermia), um procedimento com duração mais elevada pode apresentar valores de temperatura do paciente inferiores aos desejados.

Devido à similaridade entre o perfil de temperatura do hipotálamo e dos órgãos centrais, para todos os métodos aplicados, pode-se assumir que as temperaturas destes órgãos estão fortemente correlacionadas entre si, seja devido a sua localização ou pelas similares taxas metabólicas.

Passando a observar os demais elementos, nota-se que, de forma geral, as extremidades sofrem uma redução de temperatura proporcional ao seu distanciamento com o tronco, sofrendo uma variação de apenas 0,3 °C entre métodos. Este perfil pode ser relacionado com a natural tendência a hipotermia devido ao contato direto com um meio a baixa temperatura sem que o mecanismo de termorregulação por tremor seja ativado, como discutido anteriormente.

Contudo, há alguns elementos com comportamento diferenciado em função da técnica empregada. No caso do método interno, nota-se que a taxa de variação de temperatura do pescoço é similar às do coração e vísceras, salvo pela ausência de aumento de temperatura no início da manutenção.

A Figura 13 permite a realização de duas outras análises. Primeiramente, pode-se associar um possível aumento da temperatura na fase de manutenção da hipotermia com as taxas

metabólicas do tecido envolvido. Diferente do cérebro, coração e vísceras, o pescoço consiste majoritariamente de tecido ósseo e muscular, que tem um baixo metabolismo. Pois este é o único elemento no qual o aumento da temperatura da água leva apenas a uma variação na taxa de resfriamento, sem que ela se torne positiva.

Em segundo plano, apesar do sangue que alimenta os braços e pernas ser proveniente do reservatório central, estes não apresentam comportamento diferenciado. Isto ocorre, pois, como descrito anteriormente, o cérebro é um dos órgãos com maior demanda energética, logo, a vazão sanguínea para a cabeça é proporcionalmente elevada. Em contrapartida, quando em condição de repouso, o fluxo sanguíneo para os braços e pernas (majoritariamente tecido muscular esquelético) é mínimo, logo, nestes elementos, os efeitos do meio tem uma maior relevância no perfil de temperatura do que o cateter.

Por sua vez, analisando os métodos externo e composto, nota-se que os elementos que se destacam são o pescoço e as coxas. Nestes, novamente as taxas de variação de temperatura são similares às do cérebro, vísceras e coração, salvo pela presença de um aumento de temperatura no início da manutenção.

Este evento pode ser explicado tanto pelo contato direto com a manta térmica e capacete quanto pela composição de cada elemento. Por consistirem majoritariamente de tecido muscular esquelético e ósseo, ambos com baixas taxas metabólicas, tanto a produção de calor quanto o fluxo sanguíneo são pequenos, logo, sua temperatura é fortemente influenciada pelas trocas térmicas com o meio, que para estes elementos consiste na água de circulação.

Assim, não apenas há um resfriamento acelerado na indução, como o tecido tende a se estabilizar na temperatura de manutenção, neste caso correspondendo a 31 °C. Para o modelo simulado, esta tendência resultou em um aquecimento inicial do elemento com o aumento de temperatura da água.

Logo, apesar do modelo interno ter apresentado uma maior concentração do efeito refrigerante em relação aos demais, como a maior diferença se encontra na coxa e no pescoço, constituídos principalmente por tecido muscular esquelético e ósseo, tal diferença não é o suficiente para tornar o cateter mais seguro.

Ademais, segundo os dados da Tabela 7, nos elementos mais afetados, o modelo externo apresentou as menores temperaturas. Neste caso, mesmo com a variabilidade de apenas 0,4 °C no tronco, por ser uma região com tecido sensível ao resfriamento, isto pode indicar um maior risco de um novo evento cardíaco. Em contrapartida, apesar das baixas temperaturas na pele, dados os devidos cuidados com a instalação da manta térmica e capacete, não é esperado danos neste órgão.

Portanto, com base nestes perfis o modelo externo proporciona um resfriamento muito intenso e possivelmente danoso ao organismo, se tornando, assim, o menos indicado dos métodos. Já os demais modelos apresentam desempenhos similares, com o modelo composto levando às maiores temperaturas no coração e vísceras, e o interno promovendo uma menor redução da temperatura nos demais órgãos.

4.1.4 Trocas de calor

Apesar de utilizar diferentes princípios (condução, convecção, dentre outros), os métodos estudados induzem o paciente à hipotermia pela remoção de calor, seja a partir do sangue ou da pele. Observado os efeitos térmicos destes princípios no modelo, nesta seção busca-se comparar a quantidade de calor retirada por técnica.

A Figura 16 contém o somatório do fluxo de calor do sistema termodinâmico para todas as técnicas a cada intervalo de tempo. Para melhor entendimento do gráfico, as três fases do tratamento são definidas por meio do fluxo térmico como valores da seguinte forma:

- Negativos durante a indução;
- Próximos a nulos durante a manutenção, sendo negativo na remoção e positivo na inserção de calor;
- Positivos durante o reaquecimento.

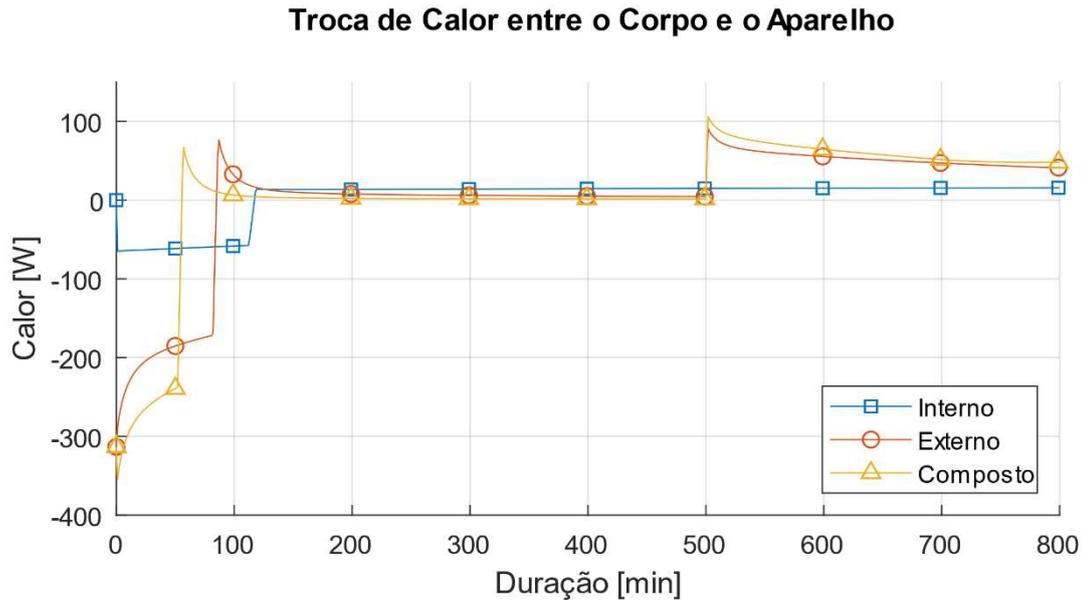


Figura 16: Troca de calor entre o modelo do corpo humano e a ferramenta de indução de hipotermia empregada. Valores positivos representam entrada de calor ao corpo.

Durante a indução, os modelos interno, externo e composto apresentaram, respectivamente, fluxos médios de - 60,6 W, - 201,2 W e - 273,7 W. Durante a manutenção, estes são elevados para 14,6 W, 8,8 W e 4,0 W e, novamente para 52,5 W e 60,3 W durante o reaquecimento para os modelos externo e composto, apenas.

Segundo a Equação 2.4, um fluxo mais intenso de calor reflete em uma maior variação da energia interna (seja ela positiva ou negativa), representada, principalmente, pela variação da temperatura média do modelo do sistema térmico. Naturalmente, o influxo térmico leva a um aumento de temperatura, e o contrário a uma redução.

Na fase de indução, isto implica que o tempo para se atingir a hipotermia deve ser inversamente proporcional ao calor transferido. Contudo, apesar desta regra ser seguida na Seção 4.1.1, a qual o modelo composto apresentou menor tempo de indução e o interno o maior, não há qualquer relação de proporcionalidade entre as durações e o calor médio retirado que se mantenha por todas as técnicas. Por exemplo, caso o método interno apresentasse a mesma proporção do modelo externo, com o calor retirado observado, o tempo necessário para a indução da hipotermia passaria dos 79 minutos simulados para 216 minutos.

Já na fase de manutenção, apesar do modelo interno apresentar o influxo de calor mais intenso, diferente dos outros métodos, não houve um aumento da temperatura do paciente, e sim, o seu decréscimo.

Desta forma, a despeito de tais observações serem feitas com base na temperatura média do hipotálamo e não na do corpo como um todo, pode-se entender que, apesar do fluxo térmico com o aparelho estar ligado à variação da temperatura do paciente, este não fornece informações suficientes para predição de comportamento do corpo, i.e., simular o sistema térmico e ainda obter um diagnóstico global do corpo durante tais técnicas de hipotermia. Torna-se necessário um conjunto de informações complementares, baseadas na Termodinâmica, para proposição de um futuro protocolo.

Para complementar esta análise, foi observado também o fluxo térmico com o ambiente, constituído pelos efeitos somados de H_e , ΔH_{res} , Q_{conv} e Q_{rad} nos elementos diretamente expostos ao ar. Para o modelo interno, isto representa toda a superfície da pele, enquanto para os demais modelos, devido à cobertura da manta e do capacete, representa apenas a superfície dos braços e pernas, este último, com exceção das coxas.

Como consequência desta diferença na área de atuação, a perda de calor para o ambiente é, em média, 66,2 W maior no modelo interno do que nos demais, como mostra a Figura 17. Assim, como a variação de energia interna depende do somatório dos efeitos da técnica empregada e do meio, fora os efeitos metabólicos, a maior perda térmica do método interno pode implicar uma maior tendência de redução da temperatura.

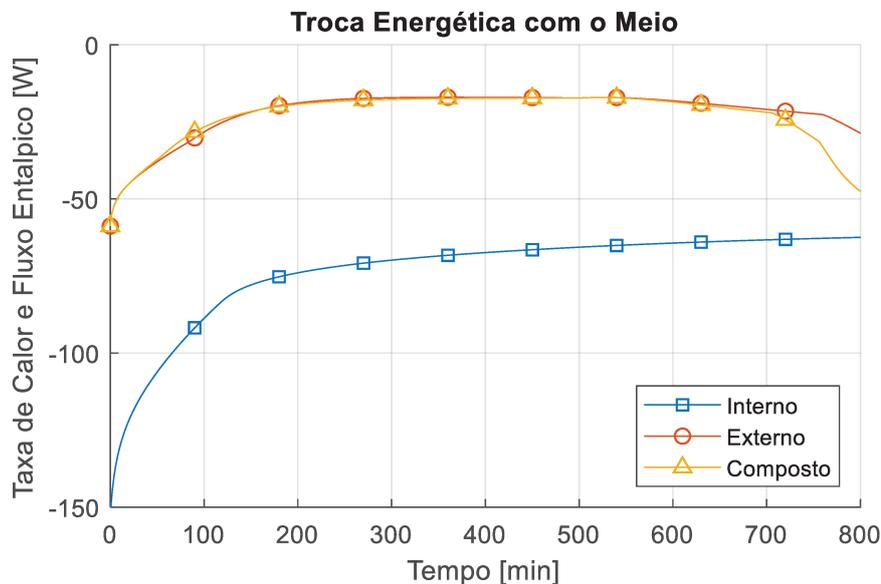


Figura 17: Somatório da troca de calor e fluxo de entalpia com o meio, para os três métodos analisados, considerando trocas por evaporação, radiação, convecção e respiração.

Seguindo esta hipótese, durante a indução, este efeito auxilia o cateter na obtenção da hipotermia, permitindo uma fase de curta duração e baixo custo energético proveniente do maquinário, como foi observado. Já durante a manutenção e reaquecimento, ela implica na necessidade de um maior fluxo térmico fornecido pelo cateter para que se atinja estabilidade ou aumento de temperatura do paciente.

Logo, uma das limitações do método interno, observadas na Seção 4.1.1 como sua dificuldade em aquecer o paciente, e conseqüente uso de maiores temperaturas de manutenção, pode ser decorrência direta da elevada exposição ao meio assumida para a simulação. Desta forma, uma maior estabilidade pode ser obtida para este modelo desde que se aplique cobertores isolantes ou outras técnicas para reduzir a convecção com o ambiente.

Por fim, observando os métodos externo e composto, nota-se que seus valores são iguais até que o segundo atinja normotermia em 700 minutos de procedimento. Isto confirma a hipótese da Seção 4.1.3, pois, como esta troca térmica ocorre nos membros não cobertos pela manta e pelo capacete, ela depende da temperatura destes elementos apenas. Caso estes fossem afetados pela técnica empregada de forma significativa, haveria uma diferença na temperatura de superfície e, conseqüentemente, no calor trocado com o meio, contudo, a única diferença notada ocorre depois de se atingir a normotermia.

4.1.5 Exergia transportada nas diferentes técnicas de indução de hipotermia

Como descrito anteriormente, associado a um fluxo de calor há um fluxo de exergia que pode, ou não, apresentar o mesmo sentido, calculado segundo a Equação 4.1. Quando a exergia adentra o volume de controle, entende-se que o calor associado está colaborando com o distanciamento do modelo do estado de referência, e caso contrário, aproximando-o. Isto pode ser melhor visualizado segundo a

$$B_Q = Q \left(1 - \frac{T_o}{T_{surf}} \right) \quad (4.1)$$

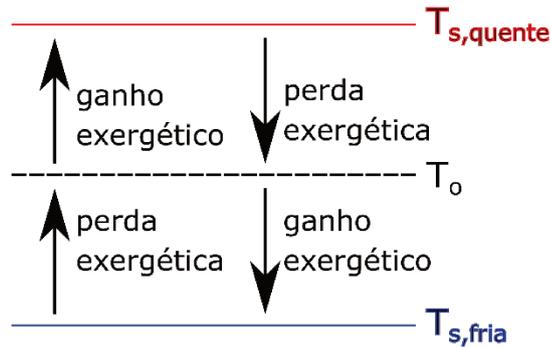


Figura 18: Esquema representativo do transporte de exergia associado ao calor.

Assim, optou-se por observar a exergia transportada por técnica, exibida na Figura 19. Nela, foram destacados os períodos de indução, manutenção e reaquecimento, além dos momentos de aquecimento da água, marcado pelo marcador e pelo tracejado aos 500 minutos.

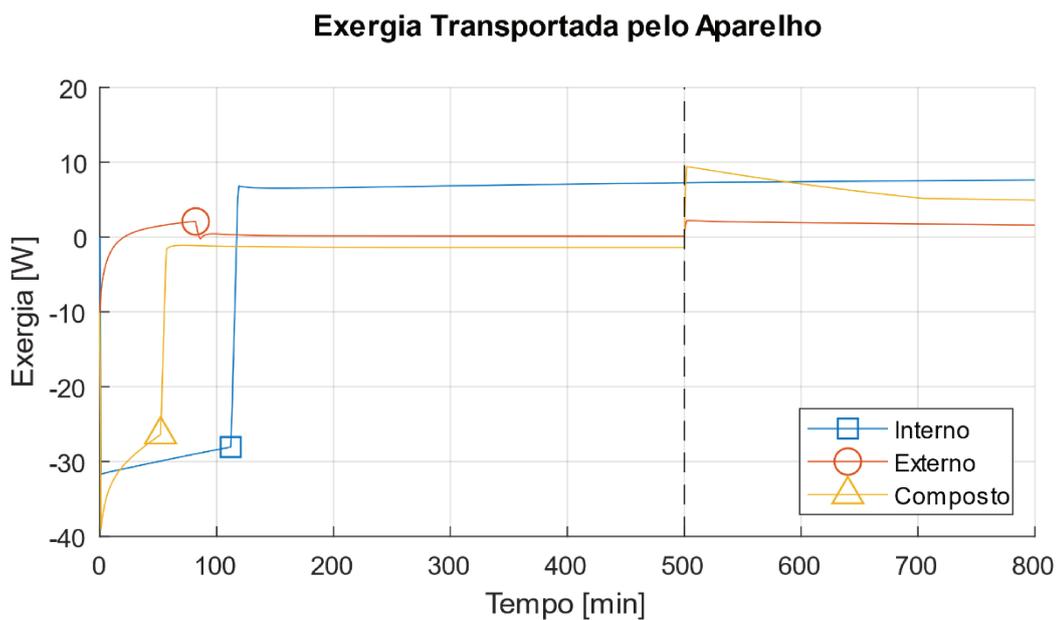


Figura 19: Exergia relacionada ao fluxo de calor entre o sistema e o aparelho, para as três técnicas analisadas. Regiões circulares marcam o aquecimento inicial do fluido refrigerante e linha tracejada indica o segundo período de aquecimento, iniciando o período de reaquecimento.

De forma geral, pode-se notar na Figura 19 que o modelo externo transporta menores taxas de exergia, enquanto o modelo interno, as maiores. Uma especulação interessante está relacionada à qualidade da energia removida do corpo pelo cateter. Lembrando-se que o modelo interno apresentou as menores taxas de transporte de calor, o fato de também apresentar as maiores de exergia, indicaria que essa técnica seria mais eficiente. Portanto, pode-se entender

que em possivelmente a limitação do cateter estaria relacionada não a suas transferências, mas sim a sua área de contato com o sangue.

Contudo, como cada fase do tratamento é caracterizada por um fluxo distinto, assim como por um perfil térmico único, cada uma foi tratada e analisada de forma independente. Começando pela indução, optou-se por desmembrar todos os fluxos exergéticos associados com a manta térmica e capacete na Figura 20, uma vez que, devido a sua extensão e a forma com que o modelo é simulado, tal técnica apresenta diferentes fluxos de calor e temperaturas de superfície de troca térmica para cada elemento.

Por meio destes gráficos, pode-se constatar que a refrigeração externa apresenta um baixo fluxo exergético, enquanto a interna apresenta um alto fluxo com variação uniforme. Quando aplicados de forma concomitante, há um efeito somado de cada mecanismo, sem que haja uma interferência significativa entre eles, mesmo em cada elemento afetado pela manta térmica e capacete.

Exergia Transportada na Indução

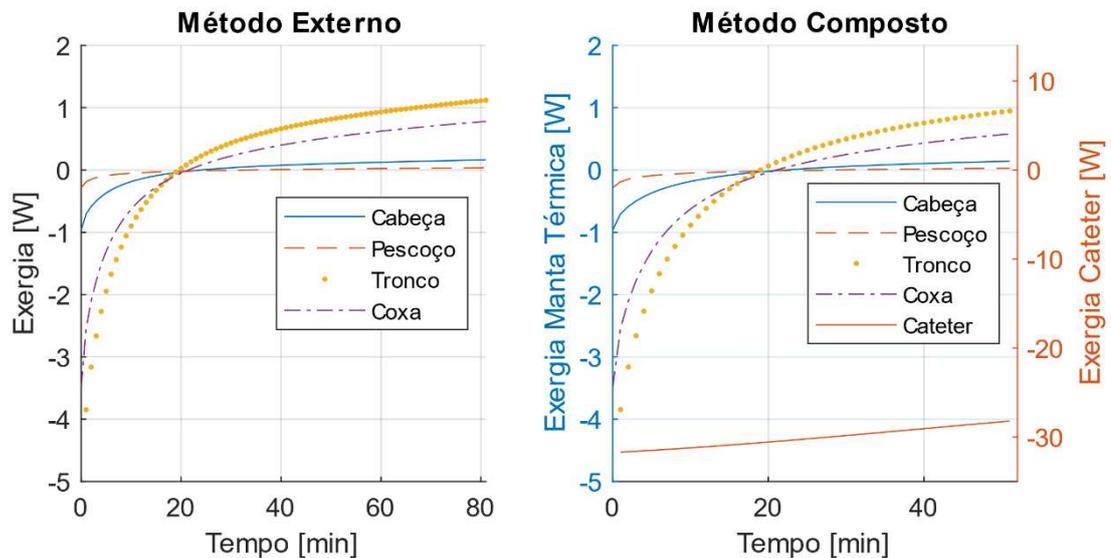


Figura 20: Exergia removida por componente da técnica externa (esquerda) da técnica composta (direita) no período da indução. Valores positivos de exergia transportada representam a inserção da mesma no sistema termodinâmico.

Portanto, independentemente de como é aplicado, durante a indução, a qualidade da exergia transportada pelo cateter é superior à da manta térmica e capacete. Pelo ponto de vista equacional, isto se deve, principalmente, à temperatura da superfície da troca térmica. Como o cateter remove calor diretamente do reservatório central de sangue, enquanto a manta térmica

e capacete o fazem pela superfície da pele, o primeiro permanece acima de 32 °C, enquanto o segundo se aproxima da temperatura do ar ambiente, que também corresponde à temperatura de referência.

Fenomenologicamente, isto implica que, apesar do resfriamento interno remover a menor quantidade de energia, como foi observado na Seção 4.1.4, por estar posicionado diretamente no reservatório central de sangue, este calor apresenta um maior potencial de trabalho e, assim, uma maior exergia.

Já o resfriamento externo, por retirar uma maior quantidade de energia, enquanto mantendo um menor fluxo exergético, pode indicar que há uma perda de exergia relacionada com a condução do calor pelos tecidos entre a região central e periférica de cada elemento.

Prosseguindo com a análise, durante a manutenção, nota-se novamente um fluxo exergético mais intenso associado ao método interno, contudo nesta fase, o método composto adotou um comportamento similar ao externo, mantendo valores próximos a zero. Ademais, todos os modelos apresentaram uma transição rápida e valores constantes.

Segundo os resultados da Seção 4.1.4, no modelo interno, externo e composto, as trocas térmicas com os aparelhos foram reduzidas para 14,6 W, 8,8 W e 4,0 W, respectivamente, sendo estes os valores limites para os fluxos exergéticos associados. Assim, mesmo que a temperatura da pele agora se aproxime de 31 °C, efetivamente distanciando-a da temperatura de referência, o fluxo exergético ainda representa uma porcentagem do fluxo energético.

No caso do modelo composto, não foi observado um efeito somado, pois, diferente da fase de indução, na manutenção o cateter se encontra a diferentes temperaturas segundo o método.

Enquanto em sua aplicação individual o cateter tem temperatura de 40 °C na manutenção, quando aplicado em conjunto com a manta térmica e capacete, esta temperatura é reduzida para 31 °C que, por ser inferior à temperatura do reservatório central de sangue, caracteriza uma remoção de calor e exergia. Como se pode observar na Figura 21, durante a manutenção, há um baixo fluxo exergético no modelo composto, pois além de haver um baixo fluxo energético total, há uma inserção e remoção de exergia simultânea.

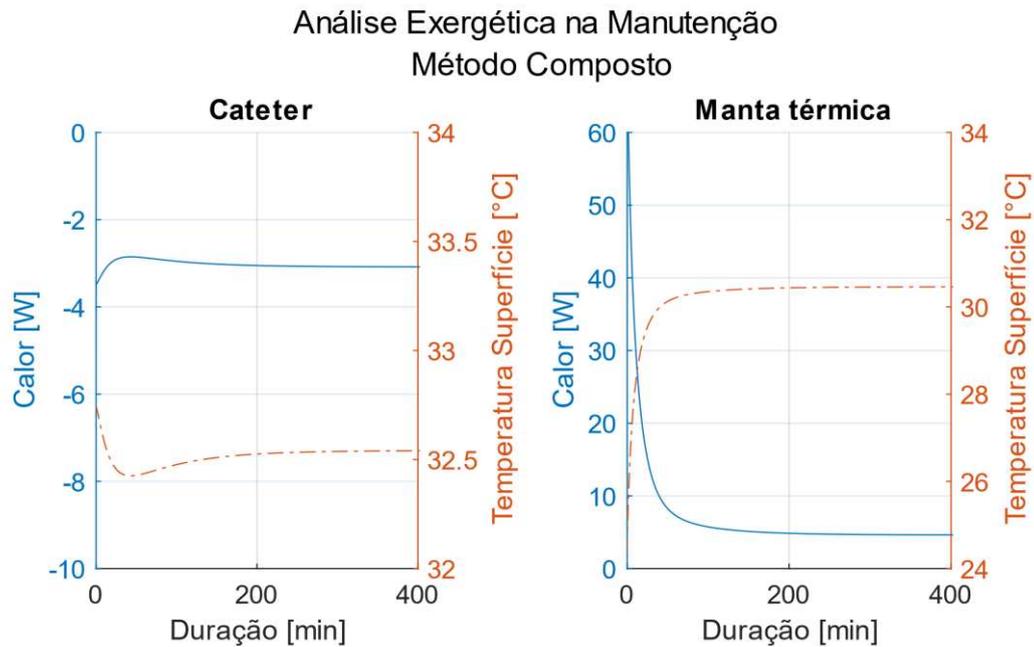


Figura 21: Variação ao longo da manutenção da taxa de troca térmica (eixo da esquerda) e da temperatura da superfície de troca de calor (eixo da direita, linha tracejada), para as técnicas interna e externa de indução de hipotermia no método composto.

Assim, durante a manutenção, não há uma variação significativa na qualidade do calor transportado pela manta e capacete e pelo cateter, uma vez que a temperatura de superfície de troca térmica é similar entre eles. A diferença notada na Figura 19 é devido apenas ao maior fluxo energético associado ao método interno quando comparado aos demais.

Para finalizar, durante o reaquecimento, os fluxos exérgicos seguiram o padrão do calor transportado, com o método composto apresentando valores mais elevados. Similar à fase de indução, como todos se encontram a 40 °C, pode-se notar o efeito somado do cateter e da manta térmica e capacete no modelo composto no qual, novamente, a técnica interna apresenta um maior fluxo exérgico para um baixo fluxo energético, ou seja, uma maior qualidade ao calor transportado.

4.1.6 Taxa de destruição de exergia nos diferentes métodos

A exergia destruída é um valor que permite a quantificação e comparação das irreversibilidades associadas com cada método, em referência às condições de temperatura e

pressão do meio. Incapaz de ser medida, ela é calculada pela variação da exergia interna e fluxos exergéticos pelas fronteiras do volume de controle, como mostra a Equação 2.7 na Seção 2.5.3.

A Figura 22 contém a exergia destruída pelo corpo em cada método, com cada fase do procedimento destacada por meio de linhas tracejadas. De forma geral, nota-se que os valores obtidos para os três métodos são similares entre si. Iniciando com um período de redução durante a indução, seguido por uma estabilidade durante a manutenção e um aumento no reaquecimento.

Contudo, durante a fase de indução, nota-se que os valores obtidos pelo método externo são mais elevados quando comparados aos demais. Similarmente, durante a manutenção é o modelo interno que se destaca e no reaquecimento, o composto. Isto, pois, somado aos efeitos da variação de temperatura do corpo, há os efeitos do fluxo de calor.

Como destacado na Seção 4.1.5, os métodos interno e composto apresentam uma intensa remoção de exergia do modelo durante a indução, enquanto o externo exerce uma baixa interferência na exergia do sistema. Assim, como os três métodos atingiram, ao final da indução, condições similares de temperatura e, conseqüentemente, de exergia interna, entende-se que a exergia removida pelo cateter nos métodos interno e composto, foi destruída no modelo externo.

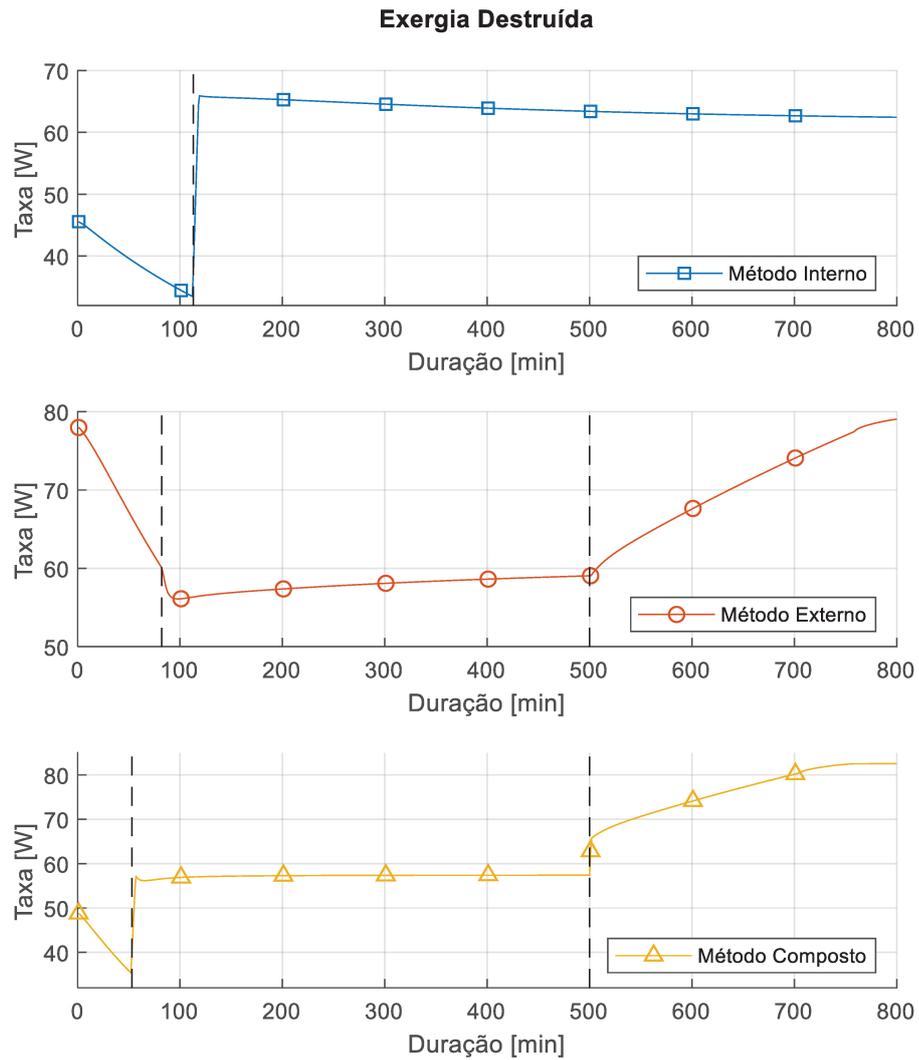


Figura 22: Taxa de destruição de exergia ao longo da simulação para todos os três métodos analisados.

Na manutenção, por sua vez, apesar da taxa de destruição de exergia seguir o padrão da temperatura do hipotálamo de cada método, ela é maior no modelo interno, pois esta técnica apresentou uma inserção de exergia no volume de controle (para obtenção de um efeito útil similar, de variação da exergia do corpo, para as condições propostas), enquanto os demais apenas mantiveram um fluxo majoritariamente nulo. Similarmente durante o reaquecimento com o modelo composto.

Desta forma, pode-se concluir que, como os valores da temperatura central do paciente são similares entre todos os modelos analisados, sua variação de exergia interna também o é. Contudo, como o calor é removido em diferentes localidades, gerando, assim, fluxos

exergéticos característicos de cada técnica, para que se atinja esta condição de exergia do corpo similar, é necessária a destruição de exergia proporcional a estas diferenças.

Ou seja, na Seção 4.1.5, foi discutido a possibilidade de uma perda exérgica associada a condução do calor pelos tecidos, devido a baixo fluxo exérgico associado a um alto fluxo energético da manta térmica e capacete durante a indução. Contudo, enquanto o modelo externo apresenta uma elevada exergia destruída, o modelo composto não o apresenta devido ao uso simultâneo do cateter.

Ademais, complementando a análise pelo uso do total de exergia destruída ao longo da simulação, o modelo composto consegue manter valores totais inferiores, mesmo após o reaquecimento, período no qual esta técnica apresenta a maior geração de irreversibilidade.

Tabela 8: Integral da exergia destruída ao longo dos primeiros 500 e 800 minutos de simulação para os três métodos aplicados.

	Até 500 minutos	Diferença percentual com relação ao método composto	Até 800 minutos	Diferença percentual com relação ao método composto
Método Interno	1,75e+6 J	5,4 %	2,89e+6 J	4,9 %
Método Externo	1,79e+6 J	7,8 %	3,06e+6 J	0,6 %
Método Composto	1,66e+6 J	-	3,04e+6 J	-

Logo, utilizando a destruição de exergia para comparar os modelos, pode-se considerar o modelo externo como menos eficaz aos demais, uma vez que a baixa qualidade do calor transportado leva a maiores irreversibilidades. Entre o modelo interno e o composto, o segundo se destaca pela menor destruição de exergia durante a manutenção, fase de maior duração no tratamento. Assim, pode-se, novamente, concordar com a literatura (PINTO, 2012) que a sobreposição de técnicas apresenta resultados superiores. Ademais, pode-se conjecturar que o que torna o modelo interno sem o mesmo resultado de variações de temperaturas do corpo é apenas a área de contato entre o cateter e a corrente sanguínea.

Outra forma de visualizar os efeitos da destruição de exergia é por meio do cálculo da eficiência exérgica. Comumente utilizada como um indicador, esta grandeza deve ser definida para cada caso, levando-se em conta os efeitos desejados e exergia inserida para o processo. Uma possível definição de eficiência para cada técnica de hipotermia terapêutica pode ser observada no apêndice deste texto.

4.2 ANÁLISE COMPLEMENTAR DA REFRIGERAÇÃO EXTERNA

4.2.1 Efeito da área de superfície

Nesta seção quatro modelos de refrigeração externa foram comparados entre si. O primeiro composto por apenas um capacete térmico, o segundo, apenas uma manta térmica, cobrindo o pescoço, tronco e coxas. O terceiro modelo é representado pela intersecção dos dois primeiros modelos e o quarto, a cobertura completa do paciente. Todos mantiveram a resistência térmica de 0,5 CLO e temperatura de manutenção de 31 °C para comparação mais objetiva.

As Figuras 23 a 25 contêm as variações da temperatura do hipotálamo ao longo das fases de indução, manutenção e reaquecimento, respectivamente.

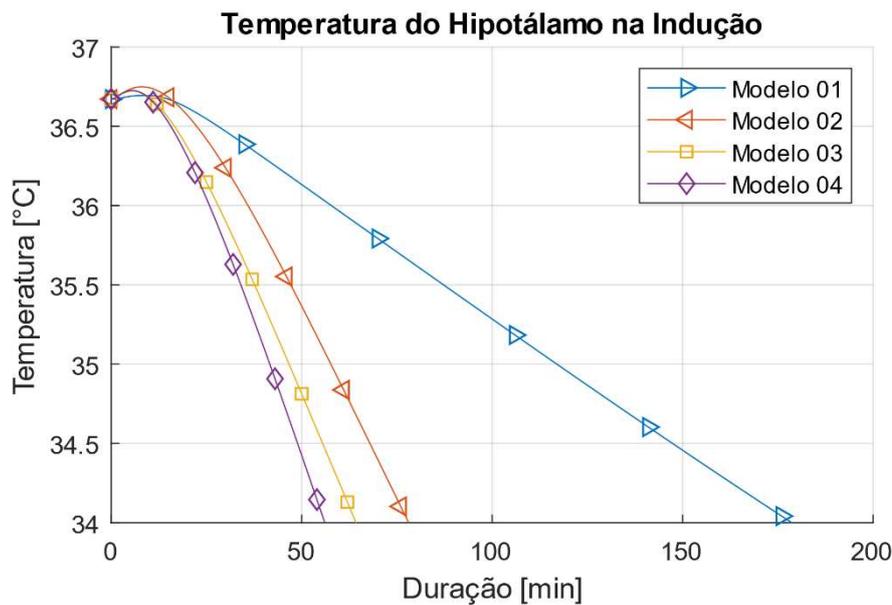


Figura 23: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.

Na indução, nota-se que uma maior área de cobertura leva a maiores velocidades de resfriamento, sem que haja uma significativa variação no perfil observado. Mesmo no modelo 01, cujo contato se restringe apenas no elemento da cabeça, o tempo de indução obtido foi de 179 minutos, período o qual se encontra no limite máximo dos parâmetros aceitáveis para a

fase. Ao contrário, no modelo 04 de total cobertura do paciente, a hipotermia foi obtida em 57 minutos, mais rápido do que o modelo composto na Seção 4.1.

Logo, todos os modelos de refrigeração externa foram capazes de induzir a hipotermia, com os modelos de maior cobertura apresentando os melhores resultados. No entanto, por se tratar de uma terapia dependente da distribuição tecidual no paciente, é possível que o capacete de arrefecimento não seja eficaz em casos de maior massa corpórea, necessitando do uso de manta térmica. Lembrando que este modelo foi bastante sensível ao tipo de tecido, podendo-se inferir que para pessoas com um percentual de massa de gordura maior, haveriam maiores dificuldades na aplicação de tais métodos.

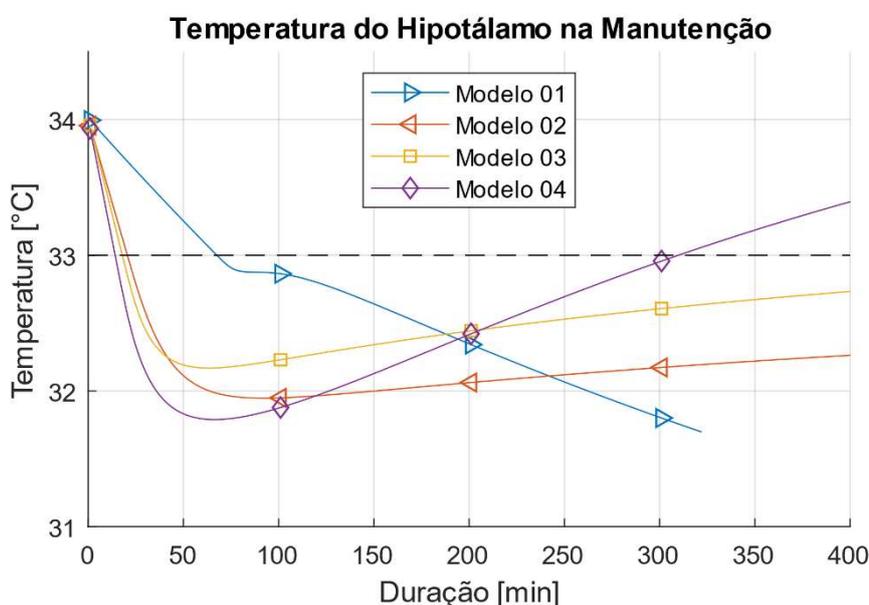


Figura 24: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.

Para a análise da manutenção, representada na Figura 24, novamente os modelos foram alinhados a partir do momento em que a temperatura cerebral atingiu 34 °C. Dentre eles, o modelo 01 se destaca por uma rápida variação na taxa de resfriamento cerebral. Contudo, após mantê-lo estável por cerca de 10 minutos, se torna incapaz de sustentar a condição de hipotermia moderada, permitindo que o cérebro esfrie para temperaturas inferiores a 32 °C.

Já os demais obtiveram resultados similares, com o modelo 03 apresentando uma resposta mais rápida, seguida pelo modelo 02 e 04, que também não foram capazes de manter o hipotálamo dentro da faixa de temperatura aceitável. Por fim, ao longo da manutenção, os três

apresentaram um aumento constante de temperatura, sendo esta mais intensa no modelo 04 e similar entre os modelos 02 e 03.

Assim, análogo ao modelo de refrigeração interna, o capacete de arrefecimento não foi capaz de compensar a perda energética para o meio devido à limitação de área de contato (problema semelhante ao cateter), mesmo que, por estar localizado sobre o crânio, apresente uma resposta mais rápida. Contudo, estendendo esta comparação para o modelo composto, o uso concomitante do capacete e da manta térmica leva a uma resposta mais rápida do sistema do que se utilizasse apenas a manta, sem que afete, de forma significativa, seu perfil em estabilidade.

O modelo 04, por sua vez, pode ser comparado a um corpo em alta velocidade em processo de frenagem. No início da manutenção, antes que seja iniciado o aquecimento da água, o resfriamento do paciente ocorre de forma intensa, contudo, como o mecanismo de troca térmica permanece o mesmo, dependente da condução de calor por diversas camadas de tecidos, por mais que o corpo todo seja imerso em água a 31 °C, o atraso característico da técnica leva a temperaturas inferiores às aceitáveis.

Ademais, como em estabilidade o aquecimento do paciente levou-o a temperaturas superiores a 34°C, a temperatura de manutenção adotada para este modelo foi muito alta. Portanto, caso esta “desaceleração” do resfriamento fosse feita na devida temperatura de manutenção, o tempo necessário para que a taxa de variação de temperatura do hipotálamo se torne nula seria maior.

Por fim, o período de reaquecimento, é caracterizado pelas temperaturas observadas na Figura 25. Nele, novamente, a taxa de reaquecimento é proporcional à área de cobertura, com o modelo 04, de cobertura completa, atingindo 36,6 °C em cerca de 2 horas, os modelos 02 e 03 aquecendo a, aproximadamente, 0,7 °C/h e o modelo 01 não sendo capaz de elevar a temperatura do paciente.

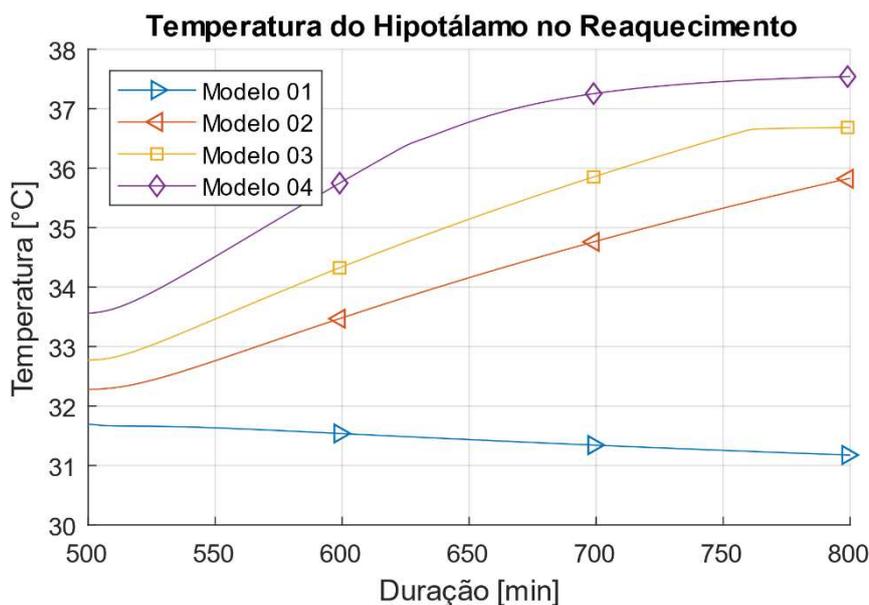


Figura 25: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para os quatro modelos da área de superfície.

Desta forma, por meio do perfil de temperatura do hipotálamo por todo o tratamento, o modelo do capacete térmico, apesar de ser capaz de induzir uma condição de hipotermia, o fez majoritariamente devido às trocas térmicas passivas com o meio a 24 °C. Contudo, quando empregado de forma concomitante à manta térmica torácica, este equipamento proporciona uma melhora nos resultados, sendo, portanto, a condição mais indicada.

Em contrapartida, a cobertura excessiva do paciente, demonstrado pelo modelo 04, leva às maiores taxas de variação de temperatura, todavia, não afeta o tempo de resposta do sistema. Assim, durante os extensos períodos de transição, o paciente é submetido a condições adversas de temperatura, representando, assim, um risco à saúde, bem como a superfície da pele sujeita a queimaduras e outros efeitos do contato direto com superfícies à baixas temperaturas.

Complementando estes resultados, utilizou-se a Tabela 9, que contém as temperaturas mínimas de cada elemento para todos os modelos. O único a manter o coração e as vísceras acima de 32 °C foi o modelo 03, uma vez que este também foi o único a manter o cérebro nesta faixa de temperatura e, como visto anteriormente, estes três tecidos apresentam resultados similares.

Tabela 9: Valores mínimos de temperatura média de cada elemento do modelo térmico do corpo humano para os quatro modelos de resfriamento externo nos primeiros 500 minutos de simulação.

Modelo Elemento	01	02	03	04
Pescoço	29,3 °C	28,4 °C	28,8 °C	29,0 °C
Vísceras	31,1 °C	31,9 °C	32,1 °C	31,7 °C
Coração	31,3 °C	32,1 °C	32,3 °C	31,9 °C
Braço	28,5 °C	29,1 °C	29,3 °C	25,6 °C
Antebraço	27,2 °C	27,6 °C	27,8 °C	21,9 °C
Mão	25,8 °C	26,0 °C	26,1 °C	16,4 °C
Coxa	29,3 °C	27,7 °C	28,3 °C	28,7 °C
Perna	27,9 °C	28,5 °C	28,6 °C	25,1 °C
Pé	26,4 °C	26,8 °C	26,9 °C	20,2 °C
Pele	27,6 °C	24,2 °C	24,0 °C	19,5 °C

Apesar do resfriamento “descontrolado”, o modelo 01 não forneceu as menores temperaturas, sendo estas obtidas pelo modelo 04. Isto, pois, este modelo submete todos os elementos a condição de resfriamento acelerado durante a indução. Pode-se notar nos demais modelos que, os elementos expostos ao meio se portaram de forma similar.

Assim, a Tabela 9 reforça as hipóteses antes descritas. Primeiramente, a refrigeração do modelo 01 ocorrendo majoritariamente devido a trocas térmicas com o meio, assim como o uso do capacete térmico para assistir na funcionalidade da manta, sem que esta seja afetada de forma significativa, ambos caracterizados pela semelhança nos resultados dos braços nos modelos 01 a 03 e em todos os elementos nos modelos 02 e 03.

Ademais, a tabela também reforça o conceito de refrigeração excessiva no modelo 04, uma vez que este apresentou as menores temperaturas para todos os elementos, salvo os órgãos centrais. Isto, pois, este modelo subjugou todos os elementos a uma condição ambiente extrema, no qual a taxa de redução de temperatura é maior nos elementos com menor taxa metabólica.

Por fim, com a finalidade de se realizar uma análise exérgica, a exérgia destruída por modelo foi comparada na Figura 26 e seu somatório disposto na Tabela 10. Novamente, todos os modelos apresentaram um perfil similar à variação de temperatura, indicando o baixo fluxo exérgico associado ao calor transferido pela refrigeração externa.

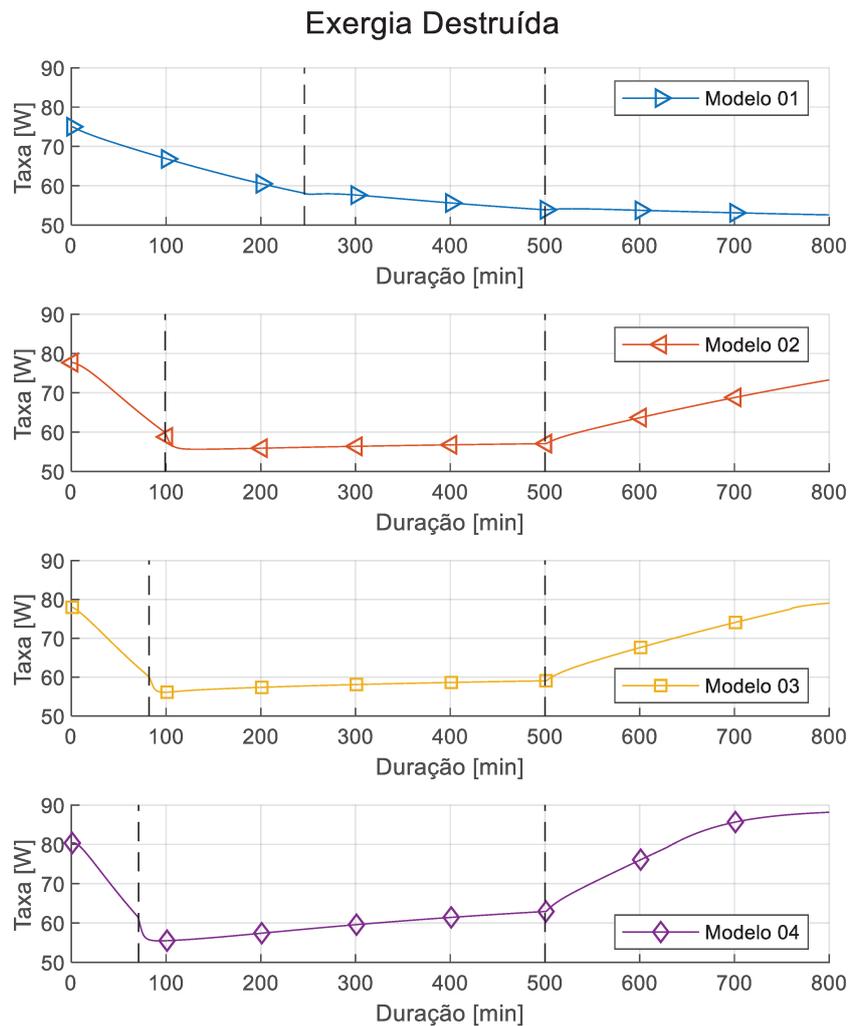


Figura 26: Taxa de destruição de exergia destruída ao longo da simulação para os quatro modelos aplicados

Com base no somatório, por sua vez, apesar do modelo 01 apresentar os menores valores para o tratamento completo, isto se teve devido à ausência de um reaquecimento, não gerando, assim, o aumento final de exergia destruída. Portanto, o modelo que apresentou os melhores resultados é o modelo 02, seguido pelo 03, com resultados similares, e pelo modelo 04 com valores mais distantes.

Logo, segundo a exergia, para a refrigeração externa, as irreversibilidades estão fortemente conectadas com a temperatura do indivíduo. Assim, os modelos 01 e 04 se destacam em relação aos demais devido aos seus perfis diferenciados, enquanto os modelos 02 e 03 apresentam são majoritariamente semelhantes.

Contudo, o problema desta análise exérgica está no fato de que menores temperaturas no paciente levam a menores irreversibilidades. Assim, puramente pela análise exérgica, o modelo 01 foi o melhor, uma vez que o paciente permaneceu majoritariamente em hipotermia acentuada, sem regressar à normotermia.

Tabela 10: Integral da exergia destruída ao longo da simulação para os quatro modelos aplicados

	Até 500 minutos	Até 800 minutos
Modelo 01	1,82e+6 J	2,78e+6 J
Modelo 02	1,76e+6 J	2,95e+6 J
Modelo 03	1,79e+6 J	3,06e+6 J
Modelo 04	1,82e+6 J	3,26e+6 J

Portanto, de forma geral, o uso de uma manta térmica que cobre a região torácica é eficiente na redução e controle de temperatura do paciente e contém baixos níveis de irreversibilidades, o que pode ser um futuro indicador relacionado à saúde durante tais procedimentos. No entanto, quando utilizada em paralelo com um capacete de arrefecimento, seu tempo de resposta é aperfeiçoado, permitindo um melhor controle das condições do paciente, ao custo de um aumento na exergia destruída.

Em contrapartida, apesar do capacete de arrefecimento providenciar as menores irreversibilidades no processo, sua limitação em manter e controlar a temperatura do paciente o torna inviável, a menos que haja um controle rigoroso do meio. Uma possibilidade de melhoria se encontra no uso de cobertas isolantes, como sugerido para o método de refrigeração interna.

Por fim, a cobertura excessiva do paciente gera variações de temperaturas mais rápidas, como esperado, no entanto, seus benefícios se resumem a isto, uma vez que tais variações acarretam em uma maior dificuldade de controle de temperatura, já que todo fluxo térmico ocorre por intermédio da condução por camadas teciduais. Para que este modelo se torne viável, é indicado um controle de temperatura variável, prevendo situações as quais o paciente possa se encontrar em risco.

4.2.2 Efeito da resistência térmica do material

Nesta seção, a resistência térmica do material foi variada entre 0 e 1 CLO, em intervalos de 0,2 CLO. Cada resultado foi então avaliado quanto à duração da indução, tempo de resposta do sistema e eficiência exérgica.

A Figura 27 contém a duração da fase de indução e o tempo de resposta do sistema termodinâmico medido em função da resistência térmica adotada. A primeira grandeza foi medida a partir do início da simulação que o hipotálamo atinja 34 °C, e a segunda a partir da variação da temperatura da água até que a taxa de resfriamento se reduza pela metade. Tal abordagem foi adotada uma vez que este período de tempo indica a velocidade de reação do modelo enquanto tornando a comparação entre modelos mais simples.

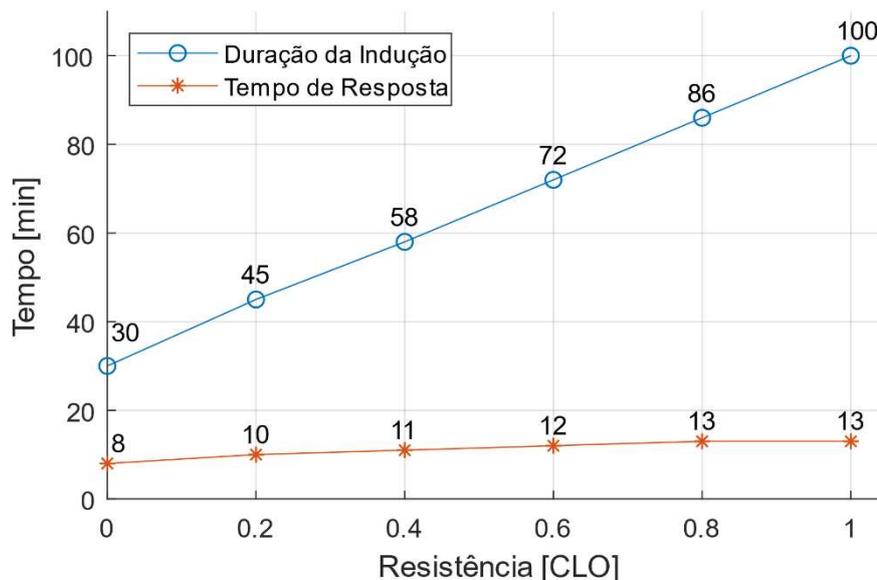


Figura 27: Tempo de duração da fase de indução e tempo necessário, a partir do aquecimento da água de refrigeração, para que a taxa de variação de temperatura se reduza pela metade. Ambos em função da resistência térmica adotado no modelo de refrigeração externo.

A partir da duração da fase de indução, nota-se uma correlação linear onde quanto maior a resistência, maior o tempo necessário para que se obtenha a condição de hipotermia. Por uma progressão linear, a partir de uma resistência de aproximadamente 2,1 CLO o modelo passa a requerer um período superior a 3 horas para obter a hipotermia, tornando-o ineficaz.

Observando a velocidade de resposta do sistema, por sua vez, nota-se que este sofre pouca variação em função da resistência térmica, mantendo-se quase estável na faixa analisada. Assim, um modelo com baixa resistência térmica apresenta uma maior capacidade de redução da temperatura do paciente, contudo, não uma maior capacidade de controlar tal temperatura. Isto pode acarretar em um resfriamento excessivo, levando o paciente a condições não ideais, como observado no modelo de cobertura completa do paciente.

Para demonstrar os efeitos deste fator, fez-se uso da Figura 28 e da Tabela 11 que demonstram a variação da temperatura do hipotálamo e as temperaturas mínimas atingidas por modelo, respectivamente.

Na Figura 28, apesar de todos os modelos iniciarem o aquecimento da água quando a temperatura do hipotálamo é 33 °C, como o tempo de resposta é similar, quão maior é a taxa de resfriamento, maior a queda de temperatura até que o paciente seja estabilizado. Ademais, nestes mesmos modelos de menor resistência, há uma maior tendência de redução da temperatura ao longo da manutenção.

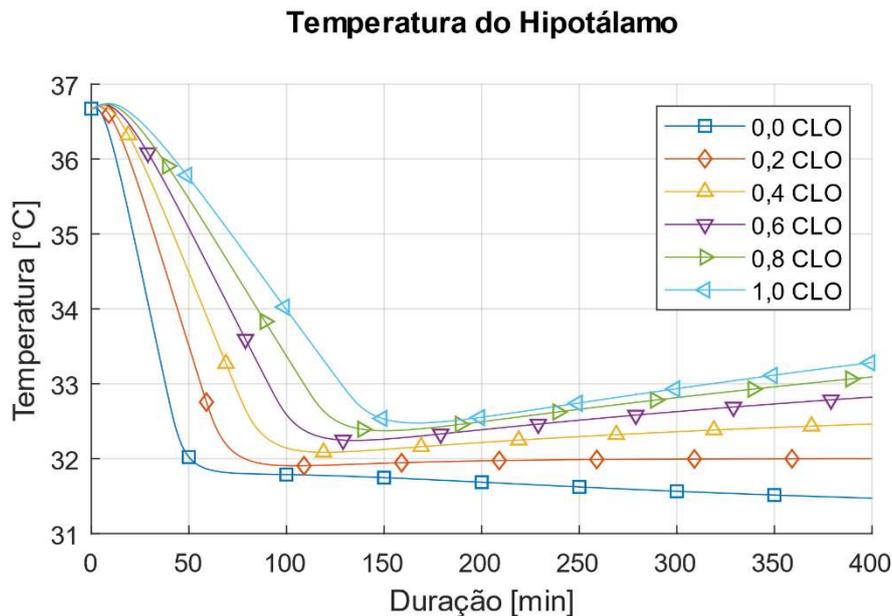


Figura 28: Variação da temperatura do hipotálamo durante as fases de indução e manutenção para o modelo de refrigeração externa com resistência térmica variável.

De forma complementar, como se pode notar na Tabela 11 com as temperaturas mínimas atingidas por elemento, apenas a partir da resistência térmica de 0,4 CLO que o modelo foi capaz de manter os órgãos vitais acima da temperatura limite de 32 °C.

Tabela 11: Temperaturas mínimas atingidas em °C para cada elemento em função da resistência térmica adotada.

Resistência						
Elemento	0.0 CLO	0.2 CLO	0.4 CLO	0.6 CLO	0.8 CLO	1.0 CLO
Cabeça	31.5	31.9	32.1	32.2	32.4	32.5
Pescoço	25.4	27.3	28.4	29.0	29.4	29.8
Vísceras	31.4	31.9	32.0	32.2	32.3	32.4
Coração	31.6	32.1	32.2	32.4	32.5	32.6
Braço	28.7	28.9	29.2	29.3	29.4	29.5
Antebraço	27.3	27.5	27.7	27.8	27.9	28.0
Mão	25.9	26.0	26.1	26.2	26.2	26.2
Coxa	26.0	27.3	28.0	28.6	29.0	29.3
Perna	28.1	28.4	28.6	28.7	28.8	28.9
Pé	26.6	26.7	26.9	27.0	27.0	27.1
Pele	17.8	21.4	23.3	24.5	25.3	25.9

Logo, segundo o perfil de temperatura obtido, quanto menor a resistência térmica, melhor a resposta durante a fase de indução, porém mais difícil é o controle de temperatura em manutenção e menores as temperaturas observadas ao longo do corpo. Para compensar este fator, pode-se elevar a temperatura de manutenção

Para a avaliação exergética, utilizou-se apenas a integralização apresentada na Tabela 12, uma vez que esta técnica é marcada pelo baixo fluxo exergético e, conseqüente, um padrão de irreversibilidades que segue, principalmente, a tendência da temperatura corpórea.

Assim, os modelos de menor resistência, por fornecerem um resfriamento mais rápido e menores temperaturas durante a manutenção, apresentam, de forma geral, uma menor exergia destruída nestas duas fases. Contudo, como o reaquecimento por um fluxo de calor mais intenso implica em maiores temperaturas, estes modelos são os que apresentam maiores irreversibilidades na duração integral da simulação.

Todavia, estes perfis foram obtidos para uma mesma temperatura da água, logo, caso esta seja corrigida para cada modelo, não apenas o fluxo de calor, mas também as temperaturas corpóreas na manutenção e reaquecimento se tornariam similares, idealmente.

Tabela 12: Integral da exergia destruída ao longo de cada fase da simulação para as diversas resistências térmicas aplicadas.

Resistência	Indução	Manutenção	Até 500 minutos	Até 800 minutos
0,0 CLO	1,95e+5 J	1,57 e+6 J	1,78e+6 J	3,22 e+6 J
0,2 CLO	2,47e+5 J	1,50 e+6 J	1,75 e+6 J	3,03 e+6 J
0,4 CLO	3,07e+5 J	1,46 e+6 J	1,77 e+6 J	3,04 e+6 J
0,6 CLO	3,70e+5 J	1,43 e+6 J	1,80 e+6 J	3,07 e+6 J
0,8 CLO	4,40 e+5 J	1,38 e+6 J	1,82 e+6 J	3,11 e+6 J
1,0 CLO	5,15 e+5 J	1,33 e+6 J	1,84 e+6 J	3,14 e+6 J

Portanto, um modelo de menor resistência, por fornecer uma mais rápida redução de temperatura durante a indução, acarreta uma menor exergia destruída, sem que interfira significativamente na exergia associada à manutenção ou ao reaquecimento.

No entanto, este mesmo modelo é responsável pelo maior decréscimo de temperatura após aquecimento da água na manutenção, isto pois, apesar da velocidade de refrigeração ter aumentado, o mecanismo de atuação e, conseqüentemente, tempo de resposta do sistema, se manteve inalterado, acarretando temperaturas inferiores a 32 °C.

Logo, traçando um paralelo com a Seção 4.2.1, para que seja viável a melhora das técnicas de refrigeração externa, seja por meio da área de contato ou pela resistência térmica do material, deve-se ocorrer em paralelo um desenvolvimento da forma com que a temperatura do paciente é monitorada e controlada, para que se reduza os riscos de hipotermia leve ou acentuada.

Ademais, como o mecanismo de funcionamento em questão é dependente da condução de calor pelos diversos tecidos do paciente, o controle de temperatura já é dependente das condições de massa corpórea, principalmente a quantidade de tecido adiposo. Como esta é uma terapia emergencial, logo, não se contém um longo período de tempo para preparo do paciente e do maquinário, estas condições extremas de área e resistência não apresentam benefícios significativos para que sejam preferenciadas em detrimento de condições mais amenas.

Para tal, assim como a manta torácica com o capacete de arrefecimento são os mais indicados para o posicionamento da refrigeração externa, uma resistência mínima entre 0,2 e 0,4 CLO se sobrepõem ao modelo de resistência nula por providenciar taxas mais amenas.

4.3 ANÁLISE COMPLEMENTAR DA REFRIGERAÇÃO INTERNA

4.3.1 Efeito da área de superfície

Variando o produto $\bar{h}A$ entre 0,84 W/K e 4,74 W/K a intervalos de 0,78 W/K, buscou-se analisar a sensibilidade da indução da hipotermia usando uma técnica invasiva por vias de um cateter em forma de balão no qual passa uma solução salina para controle de temperatura do modelo proposto por Ferreira e Yanagihara (2009). Dessa forma, simulou-se uma mudança concomitante da geometria (área de contato) e na superfície de contato com o sangue.

Mantendo as condições idênticas para os 6 valores do produto $\bar{h}A$, a Figura 29 contém os perfis de temperatura cerebral obtidos durante as duas primeiras fases da terapia e a Figura 30, uma análise comparativa do tempo necessário para a hipotermia, o aumento da temperatura do hipotálamo e a taxa de variação desta temperatura após se obter uma condição estável, todos em função do coeficiente.

A partir da Figura 29, notou-se que todos os modelos se comportaram de forma similar, salvo o de menor coeficiente, uma vez que este apresentou um atraso na indução, com um período inicial de temperaturas estáveis. Isto pode indicar que existe uma condição mínima para que a refrigeração interna mantenha um caráter de resposta rápida.

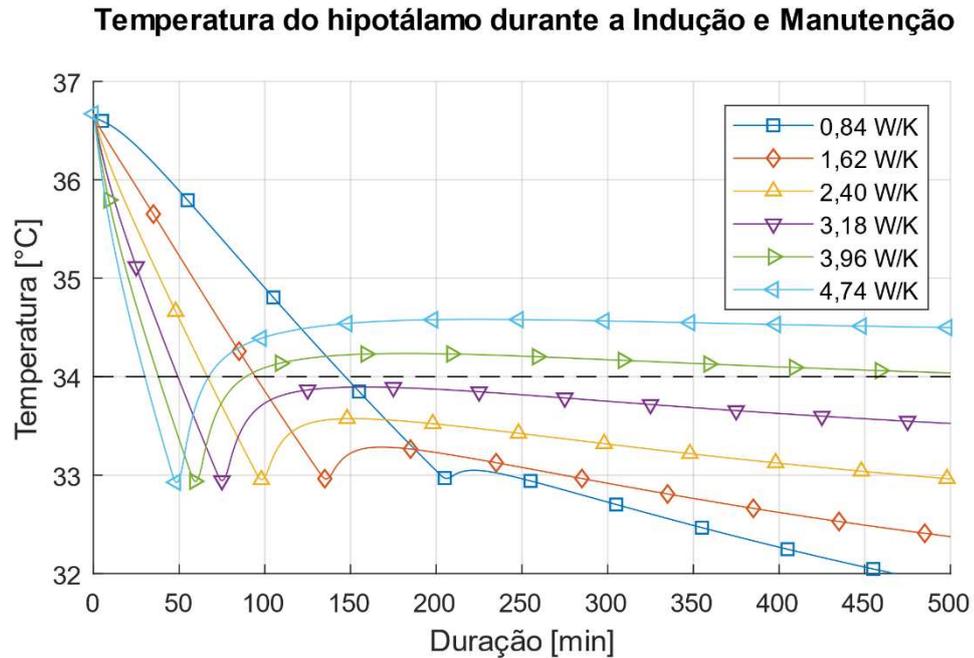


Figura 29: Variação da temperatura do hipotálamo durante as fases de indução e manutenção para o modelo de refrigeração interna com produto $\bar{h}A$ variável.

Nota-se, também, que um maior coeficiente desencadeia maiores taxas de resfriamentos na indução, assim como uma maior elevação da temperatura no início da manutenção e uma maior taxa de variação de temperatura ao fim da manutenção. Ou seja, o modelo se torna mais eficaz na obtenção de hipotermia e em sua capacidade de manter o paciente estável, contudo, também induz uma maior mudança na temperatura, o que pode levar a dificuldades no ajuste de temperatura do paciente e do cateter.

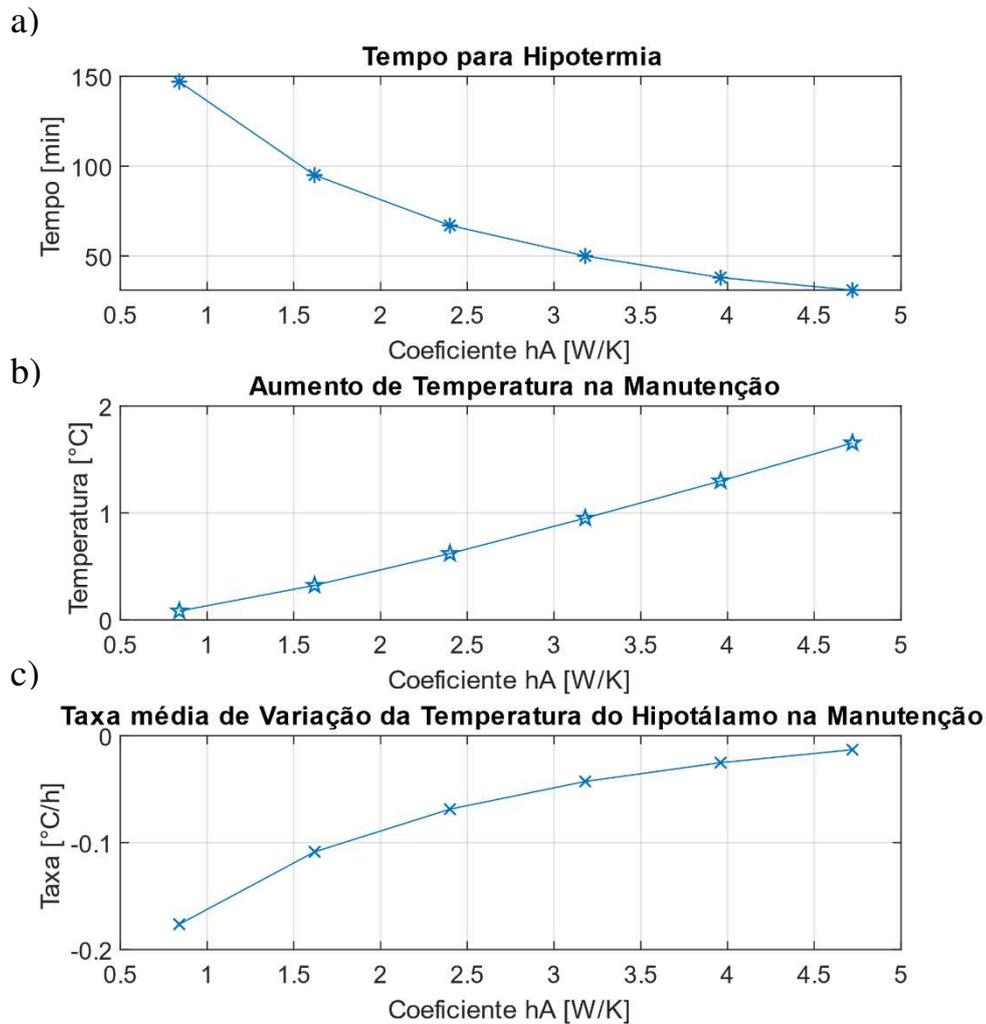


Figura 30: Efeitos do coeficiente de película e da área do cateter na duração da hipotermia (a), no aumento da temperatura do hipotálamo ao adentrar manutenção (b) e na taxa de variação da mesma durante a manutenção (c).

Para concluir, foi feita uma análise da exergia destruída, apresentada na Figura 31, demonstrando que um maior coeficiente reduz as irreversibilidades durante a indução, e aumenta-as durante a manutenção.

Lembrando da análise na Seção 4.1.6, esta grandeza tem como base a variação de exergia interna, que segue o padrão da temperatura, assim como a exergia transportada por meio do calor. Portanto, como um maior coeficiente $\bar{h}A$ representa uma maior quantidade de calor transportado, o fluxo exergético durante a indução tende a aumentar com o coeficiente, que, por sua vez, reduz a exergia destruída, causando o valor mínimo de 0,23 W no modelo de 4,74 W/K.

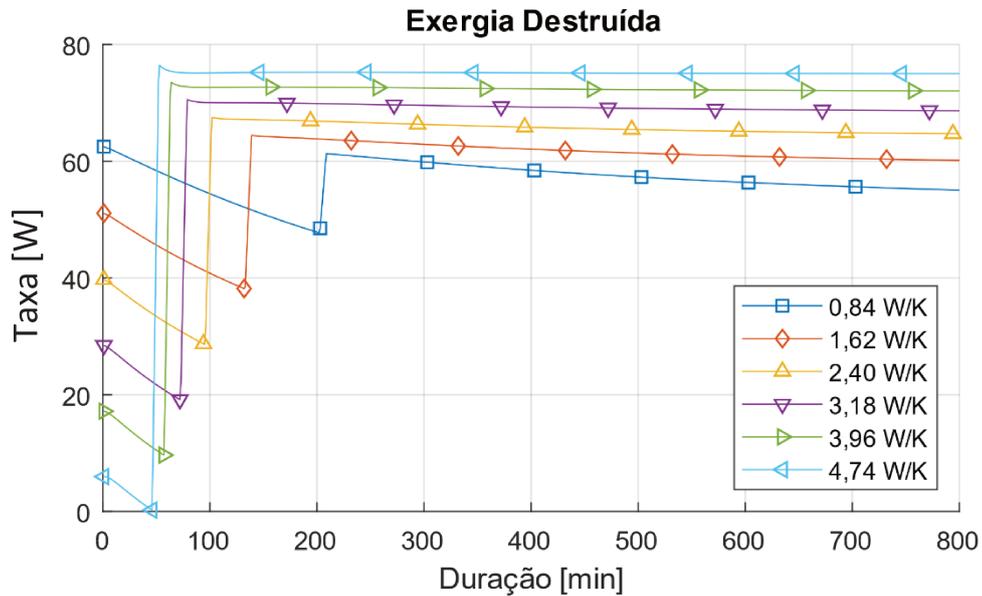


Figura 31: Taxa de destruição de exergia durante a indução e manutenção de hipotermia por meio de refrigeração interna em função do coeficiente $\bar{h}A$

Já na manutenção, pelo fato da temperatura central se tornar maior com o coeficiente $\bar{h}A$, isto levaria a uma redução da irreversibilidade segundo a Equação 3.8. Contudo, a exergia associada ao fluxo térmico não apenas compensa este fator, como também leva a o aumento na exergia destruída pelo corpo.

Vale-se ressaltar que a temperatura do paciente só foi afetada, pois não houve uma correção da temperatura da água. Fosse este o caso, uma temperatura de manutenção adequada levaria o calor e o perfil térmico a se tornarem semelhantes em todos os modelos, uma vez que se trata de um volume de controle em condições iguais de estabilidade, variando apenas o fluxo de calor entre o sangue e o cateter.

Portanto, a melhora do contato entre o cateter e o sangue leva não apenas à melhora do funcionamento do mecanismo, uma vez que permite obter hipotermia de forma mais rápida e estabilidade a menores temperaturas de fluido arrefecedor, mas também a menores irreversibilidades durante a indução. Em contrapartida, as alterações no perfil térmico durante a transição de fases indicam uma dificuldade no controle da temperatura do paciente.

Logo, é possível, associar este coeficiente com o aumento da área de contato ou redução da resistência térmica do modelo de refrigeração externa, uma vez que todos proporcionam uma melhora do modelo, seja tanto térmica quanto exérgica, ao custo da capacidade de controle de temperatura do mecanismo empregado. Todavia, por não depender das condições mássicas

do corpo, o modelo interno sofre com menores variações entre indivíduos, sendo, assim, de mais fácil aplicação quando comparado a uma manta de cobertura completa.

4.3.2 Uso de tecnologias auxiliares

Como foi demonstrado anteriormente, o modelo de indução de hipotermia usando a técnica intravenosa por vias de um cateter não resultou em temperaturas estáveis ou no reaquecimento do paciente da forma desejada. Porém na literatura, como em Mady et al. (2015), obteve-se um resultado diferente, o que se leva a conjecturar se este é o resultado das condições de meio sujeitas ao modelo, uma vez que a qualidade da exergia removida nesse processo é maior.

Assim, aplicando uma resistência térmica sobre o modelo, pode-se simular o uso de cobertas isolantes que permitem reduzir a taxa de perda de calor para o meio e avaliar a eficácia do modelo em condições mais amenas.

A Figura 32 demonstra o perfil de temperatura do hipotálamo obtida durante a indução e a manutenção, lembrando que os modelos com maiores resistências fizeram uso de menores temperaturas de manutenção.

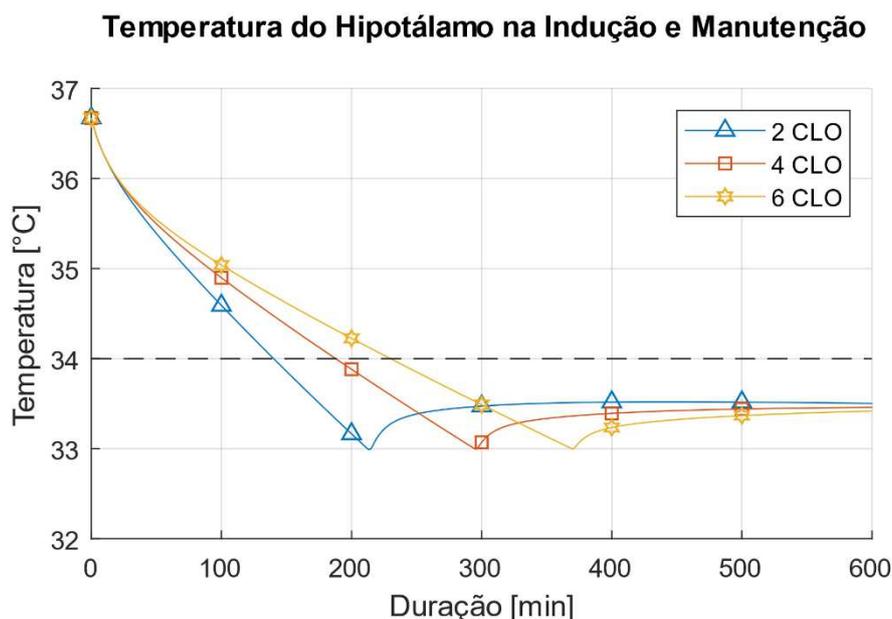


Figura 32: Variação da temperatura do hipotálamo nas fases de indução e manutenção para o método interno em função da resistência térmica do cobertor térmico empregado.

O uso do cobertor isolante acarreta um aumento da duração da fase de indução e maior estabilidade na fase de manutenção, enquanto mantendo o caráter geral de uma refrigeração interna. Isto, pois, na Seção 4.1, o período de indução durou aproximadamente 79 minutos, enquanto nestes modelos, este tempo foi elevado para 140, 188 e 230 minutos para as cobertas de resistência 2, 4 e 6 CLO, respectivamente. Em contrapartida, apenas estes foram capazes de manter o paciente estável com fluidos a temperaturas moderadas.

Desta forma, pode-se confirmar a hipótese feita na Seção 4.1.4 de que a redução de temperatura é devida, majoritariamente, aos efeitos do meio no paciente sedado. Logo, o uso de material isolante fornece uma melhora na fase de manutenção, em detrimento da eficácia da fase de indução.

O reaquecimento, por sua vez, foi realizado sem o auxílio do cateter, apenas por meio das reações metabólicas, a fim de avaliar a capacidade dos cobertores de ajustar a temperatura corpórea. As taxas médias obtidas, assim como o tempo de duração da fase, estão dispostas na Tabela 13.

Diferentemente dos métodos que fazem uso da água de circulação, não é possível ajustar a taxa de reaquecimento para um cobertor. Logo, apesar de todas as cobertas aquecerem o paciente, apenas a de baixa resistência (2 CLO) foi capaz de fornecer um aquecimento dentro dos padrões estabelecidos para a fase. Esta é a resistência equivalente a um cobertor de plástico

em condições sem vento. No qual, cobertas de lã ou tecido metálico fornecem resistências próximas a 3 CLO, por exemplo.

Tabela 13: Efeitos do uso de cobertura térmica para reestabelecer a normotermia.

	2 CLO	4 CLO	6 CLO
Taxa média de reaquecimento sem uso de cateter	0,35 °C/h	0,68 °C/h	0,85 °C/h
Tempo para reestabelecer normotermia sem uso de cateter	8 horas e 50 minutos	4 horas e 30 minutos	3 horas e 35 minutos

Este resultado implica na facilidade de regresso à normotermia, sem que seja necessário a utilização de qualquer técnica, seja ela invasiva ou não. No entanto, por depender das taxas metabólicas e resposta do organismo, só devem ser utilizadas se o paciente se encontra estável. Caso contrário, pode-se utilizá-lo juntamente do cateter para exercer uma melhora no controle de temperatura.

Por fim, a Figura 33 contém a variação da taxa de destruição de exergia ao longo da aplicação da terapia. Novamente, este valor é calculado com base na variação da exergia do modelo ($dB/dt = dU/dt - T0dS/dt$) e na taxa da exergia transferida na forma de calor e entalpia pela fronteira do volume de controle, normalmente elevado na interface com o cateter.

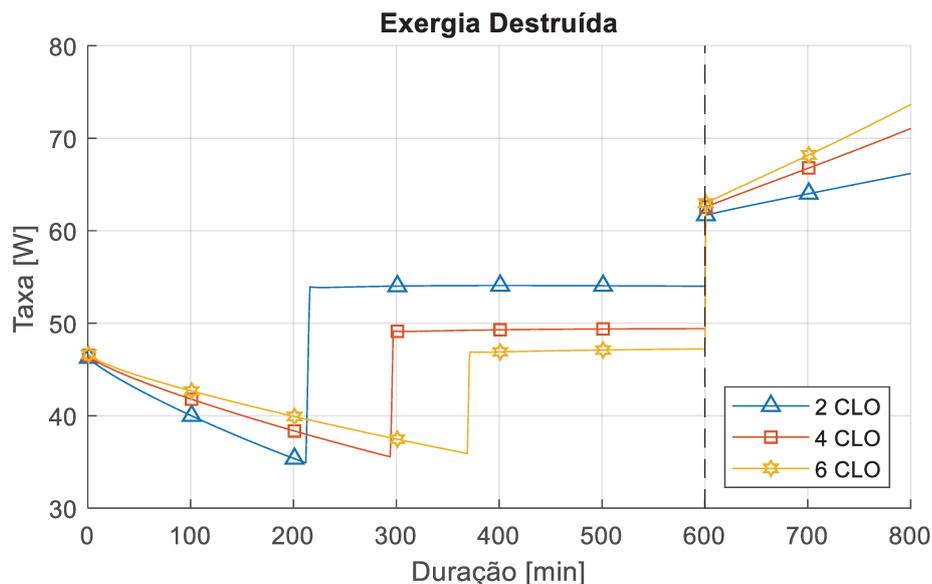


Figura 33: Taxa de destruição de exergia destruída durante hipotermia terapêutica utilizando cateter e cobertas térmicas de resistência 2, 4 e 6 CLO.

Durante a indução, a taxa de destruição de exergia reduz em diferentes proporções, até atingir resultados similares, enquanto, durante o reaquecimento há um evento contrário, no qual valores similares de exergia passam a variar a taxas diferentes, atingindo resultados diferentes. Nestes eventos, cobertas com maior resistência fornecem menores velocidades de variação taxa de exergia destruída na indução e maiores no reaquecimento.

Isto ocorre, pois, a diferença entre os modelos se encontra principalmente no fluxo de calor com o meio, uma vez que o cateter se encontra na mesma temperatura na indução e é ausente no reaquecimento. Logo, estas diferentes perdas térmicas acarretam em diferentes perfis de temperatura que regem a variação da exergia interna e, por sua vez, a exergia destruída.

Durante a manutenção, por sua vez, as condições térmicas obtidas na estabilidade foram semelhantes para todos os modelos, entretanto, menos exergia é destruída em modelos de maior resistência térmica. Isto, pois, como as temperaturas centrais foram controladas por meio da variação na temperatura da água, a diferença no fluxo de calor entre o aparelho e o sangue leva a tais variações na irreversibilidade.

Segundo a Tabela 5 na Seção 3.4, as temperaturas de manutenção nos modelos são todas inferiores a 25 °C, sendo menor para uma maior isolamento. Logo, o cateter retira calor do reservatório central de sangue (a aproximadamente 33 °C), assim como exergia do indivíduo durante a manutenção. Desta forma, uma maior isolamento leva a um maior fluxo térmico e exergético retirado do modelo, o que implica na menor exergia destruída.

Portanto, enquanto a indução e o reaquecimento são favorecidos por menores resistências térmicas, que desencadeiam um resfriamento mais acelerado e menores irreversibilidades, além de taxas seguras de retorno à normotermia, a manutenção é beneficiada por maiores resistências, requerendo uma menor temperatura de manutenção e gerando menos destruição de exergia.

Como é necessária uma resistência mínima para haver uma fase de reaquecimento, a fim de maximizar a eficácia da refrigeração interna, pode-se aplicar um cobertor simples a partir da fase de manutenção. Isto permite uma máxima taxa de indução, um melhoramento energético e exergético da manutenção e um regresso a normotermia sem custo térmico.

4.4 EFEITOS DA TEMPERATURA DO MEIO AMBIENTE NO TRATAMENTO

Nesta seção, variou-se as condições do meio a fim de observar seus efeitos nos métodos de redução de temperatura. As Figuras 34, 35 e 36 contém o perfil de temperatura do hipotálamo para cada fase da terapia em função do ambiente em que foram realizadas.

Todos os métodos mantiveram seus traços característicos em todos as simulações, contudo, certas particularidades foram intensificadas ou atenuadas em função do meio e da técnica.

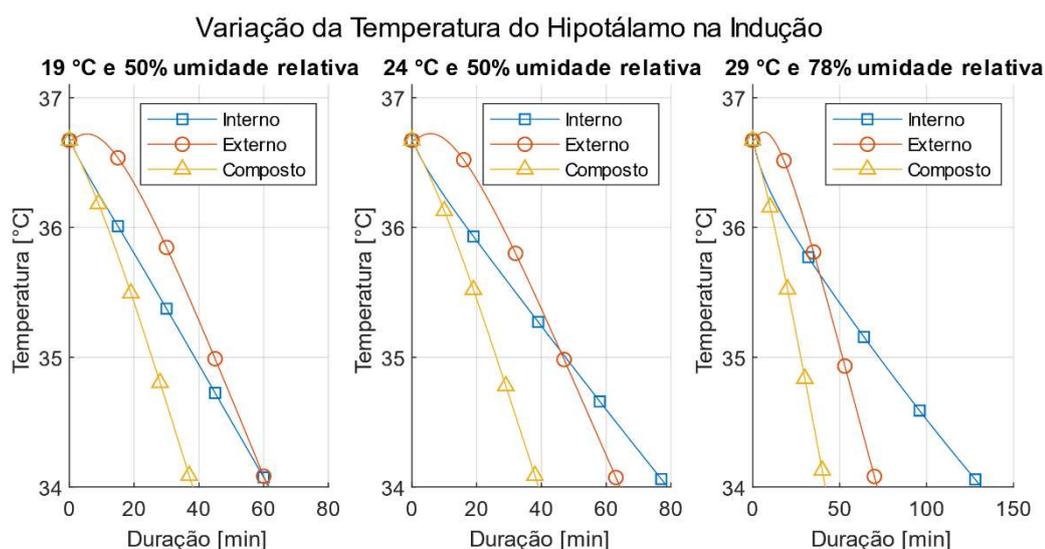


Figura 34: Temperatura do hipotálamo durante a indução em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.

Primeiramente, durante a indução, tal variação pode ser notada no tempo para se obter a hipotermia. Enquanto os métodos externo e composto variaram em apenas 10 e 3 minutos, respectivamente, entre o ambiente a menor (19 °C e 50% umidade relativa) e maior temperatura (29 °C 78% umidade relativa), o modelo interno variou em 70 minutos.

Como demonstrado anteriormente, apenas a refrigeração interna depende significativamente das trocas térmicas com o meio para obter a hipotermia. Assim, uma modificação nas condições do ambiente gera uma variação na perda energética maior para o cateter do que para a manta com o capacete. Isto leva a tempos de indução similares a 19 °C que se tornam até o dobro um do outro a 29 °C.

Para a análise da manutenção, deve-se destacar que a temperatura do fluido foi reduzida com o aumento da temperatura do meio, como foi descrita na Tabela 6 na Seção 3.4. Apesar disto, pode-se, novamente, notar uma maior sensibilidade do modelo interno em relação aos

demais, uma vez que o aquecimento do meio permitiu com que o paciente atingisse estabilidade, enquanto o seu resfriamento acelerou a perda de energia interna.

Já nos modelos externo e composto, tentou-se manter uma temperatura similar do fluido igual entre os dois, a fim de comparar suas sensibilidades. Enquanto a refrigeração composta se manteve majoritariamente inalterada, a externa apresentou, além das diferentes taxas de variação da temperatura do hipotálamo, uma melhora no tempo de resposta, no qual a temperatura mínima atingida se tornou crescente com o meio.

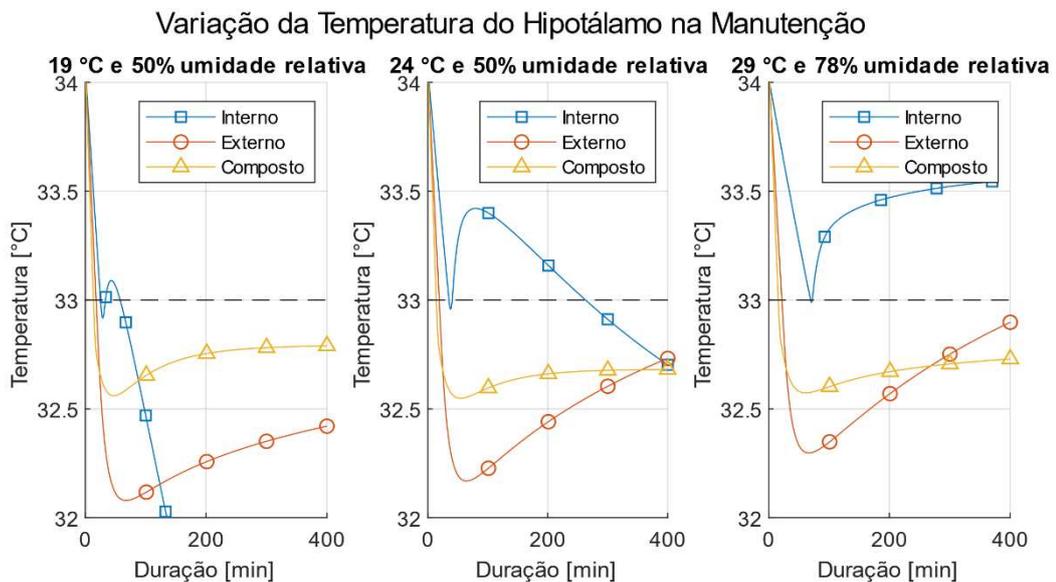


Figura 35: Temperatura do hipotálamo durante a manutenção em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.

Como a superfície de contato com o ar, assim como temperatura do fluido, é a mesma entre estes modelos, assume-se que o cateter, quando utilizado em paralelo com a manta e o capacete, providencia não apenas uma resposta mais rápida, como também uma maior estabilidade. Ou seja, um aumento da temperatura do meio implica a necessidade de menores temperaturas de manutenção para o modelo externo do que para o composto, indicando que o primeiro é mais sensível do que o segundo.

Por fim, no reaquecimento, o aquecimento do meio apenas leva a um aumento das taxas com que o paciente retorna à normotermia em todos os modelos.

Portanto, dentre os métodos analisados, é o interno que sofre maior influência do meio, consequência da elevada área exposta deste método frente aos demais. Contudo, é o método composto que sofre a menor influência do meio, uma vez que este tem uma maior troca de calor com o líquido refrigerante em relação ao externo, devido ao uso do cateter.

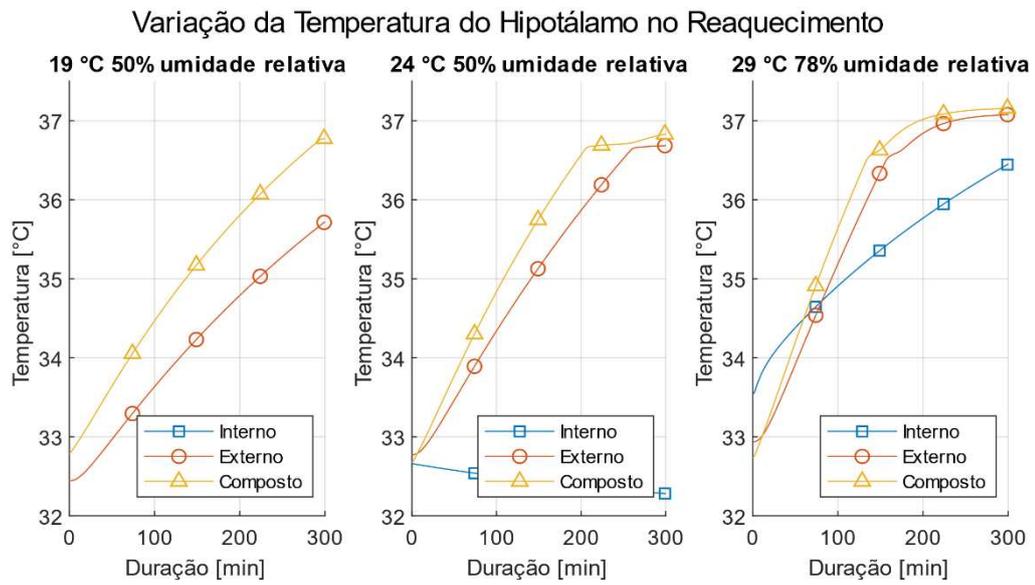


Figura 36: Temperatura do hipotálamo durante o reaquecimento em função do tempo para os três métodos de resfriamento sob as duas condições de meio estabelecidas.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo o uso da análise termodinâmica por vias das Primeira e Segunda Leis da Termodinâmica para analisar três formas de indução de hipotermia no modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), que representa o sistema térmico do corpo humano com o modelamento do sistema ativo e passivo. Para tal, levou-se em conta os efeitos da anestesia na supressão dos tremores, um dos principais mecanismos de termorregulação do corpo humano.

Desta forma foi possível segregar as técnicas de indução de hipotermia, não apenas pela ótica de resultados de temperaturas do hipotálamo, pele, dentre outras, mas sim pelos mecanismos de trocas térmicas do corpo com o aparelho que induz a hipotermia e o meio ambiente em que a pessoa se encontra. Portanto, dessa forma é possível responder a dúvidas da literatura como a de Mady et al. (2015) se existe alguma forma de criar um protocolo baseado em ambientes de referência distintos e disposição do próprio hospital (até a existência ou não de ambientes controlados). Desta forma o método de aplicação da análise exérgica proposto por Mady et al. (2015) foi modificado para atender as diferentes demandas da simulação.

De forma geral, o cateter é capaz de gerar uma reação quase imediata do organismo, sem que danifique tecidos devido a temperaturas excessivamente baixas. Entretanto, tal resposta pode representar uma dificuldade de controle de temperatura, já que ela não é mantida ao longo do tratamento, devido à baixa potência do aparelho.

Ademais, devido a sua grande área de exposição com o meio, esta técnica é fortemente influenciada pela sua vizinhança, sendo esta a responsável por uma significativa parcela da redução de temperatura do paciente, auxiliando na indução e dificultando na manutenção e reaquecimento. Para que possa ser aplicada, portanto, é necessário um meticuloso controle da temperatura do fluido refrigerante assim como das condições do ambiente em que se encontra.

Uma possibilidade de aplicação apenas do cateter se encontra na exposição do paciente ao ambiente refrigerado na indução, seguido pelo uso de uma cobertura simples durante a manutenção, e pela remoção do cateter para o reaquecimento. Desta forma, não apenas utiliza-se o meio para potencializar a eficácia do tratamento, como também permite uma reduzida destruição de exergia, caracterizando este procedimento como de maior eficiência.

Já o conjunto da manta térmica e capacete, devido a sua elevada área de contato, permite uma rápida refrigeração e capacidade de manter o paciente estável independente do meio em

que se encontra. Contudo, por depender da condução de calor por diversas camadas de tecido, incluindo o adiposo, está fortemente sujeita às condições do paciente.

Nas simulações, foi utilizado um modelo de 14% de gordura e o atraso entre modificações na temperatura da água e do hipotálamo foi em torno de 20 minutos, consistente por todos as diferentes áreas de cobertura e resistência térmica do material em contato. Isto também representa uma dificuldade de controle de temperatura, principalmente devido ao caráter emergencial deste tratamento.

Uma possível abordagem de uso, é a indicação para pacientes de reduzida massa gorda, evitando indivíduos com obesidade, principalmente. Com o início da terapia, o sistema de controle de temperatura avalia o atraso para a redução de temperatura e utiliza-o como guia nas subsequentes fases do tratamento.

Similarmente, o uso de um cobertor de lã é suficiente para induzir a normotermia a taxas seguras, sendo, assim, a forma mais simples e eficaz de reaquecer um indivíduo. Contudo, também depende não apenas da massa do indivíduo, como também de sua saúde. Indo além, caso seja necessário realizar um novo controle de temperatura, necessita de um tempo de aplicação e configuração de outra técnica. Portanto, apresenta adversidades.

Por fim, o modelo composto foi capaz de fornecer os melhores resultados energeticamente e exergeticamente. Por fazer um uso simultâneo das duas técnicas, um foi capaz de compensar as falhas do outro, permitindo obter as maiores taxas de variação de temperatura, rápida e moderada resposta do sistema, temperaturas mais amenas ao longo do corpo, menores valores de exergia destruída e maior estabilidade, independentemente do meio em que se encontra. Contudo, este também representa o maior custo de materiais, o que pode ser um fator restritivo em muitas localidades.

Desta forma, é de interesse a proposição de um protocolo que permita a rápida seleção entre técnicas de uso interno ou externo para a indução de hipotermia terapêutica. Entretanto, apesar deste texto tornar claro que pacientes de maior massa corpórea são menos suscetíveis aos efeitos da refrigeração externa, por exemplo, não se definiu, ao certo, a partir de qual porcentagem este efeito se torna relevante, uma vez que a modificação deste valor no modelo computacional é de extrema dificuldade. Ademais, não é proveitoso o desenvolvimento de tal protocolo com base apenas em perfis termodinâmicos, pois as características clínicas e patológicas do paciente são de suma importância para uma correta tomada de decisões.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 7256**: Tratamento de ar em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) - Requisitos para projeto e execução das instalações. Rio de Janeiro, 2005. 22p.

ANDRESEN, M.; GAZMURI, J.T.; MARÍN, A.; REGUEIRA, T.; ROVEGNO, M. Therapeutic Hypothermia for Acute Brain Injuries. **Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine**, v.23, n.42, p.1-7, 2015

ANSI/ASHRAE/ASHE. **Standard 170**: Ventilation of Health Care Facilities. Table 7-1 Design Parameters. Atlanta, 2013, 22p.

ASHRAE. **Handbook of Fundamentals**: Chapter 8: Thermal Comfort. New York, 2005, 29p.

BELMONT MEDICAL TECHNOLOGIES. **CritiCool**. Massachusetts, EUA. Disponível em: <<https://www.belmontmedtech.com/products/the-belmont-criticool>>, Acesso em 25 abril, 2019.

CHEN, M.M.; HOLMES, K.R. Microvascular Contributions in Tissue Heat Transfer. **Annals New York Academy of Sciences**, v.335, n.1, p.137-150, 1980.

DAE, M.W.; GAO, D.W.; URSELL, P.C.; STILLSON, C.A.; SESSLER, D.I. Safety and efficacy of endovascular cooling and rewarming for induction and reversal of hypothermia in human-sized pigs. **Stroke**. v.34, n.3, p.734-738, 2003.

EMCOOLS MEDICAL COOLING SYSTEMS GMBH. Emcools Medical Devices, **Product Overview**. Disponível em: <<https://www.emcools.com/med/en/product-overview/>>, Acesso em 25 abril, 2019.

FEITOSA-FILHO, G.S.; SENA, J.P.; GUIMARÃES, H.P.; LOPES, R.D. Hipotermia Terapêutica Pós-Reanimação Cardiorrespiratória: Evidências e Aspectos Práticos. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v.1, n.21, p.65-71, 2009.

FERREIRA, M.S. **Um Modelo do Sistema Térmico do Corpo Humano**. 2001. 167p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

FERREIRA, M.S.; YANAGIHARA, J.I. A Transient Three-Dimensional Heat Transfer Model of the Human Body. **International Communications in Heat and Mass Transfer Journal**. v. 36, n. 7, p. 718-724, 2009.

HASPER D.; NEE J.; SCHEFOLD J.C.; et al. Tympanic Temperature during Therapeutic Hypothermia. **Emergency Medicine Journal** v.28, n.6, p.483-485, 2011.

HENRIKSSON, O.; LUNDGREN, J.P.; KUKLANE, K.; HOLMÉR, I. Protection against Cold in Prehospital Care: Thermal Insulation Properties of Blankets and Rescue Bags in Different Wind Conditions. **Prehospital and Disaster Medicine Journal**. v.24, n.5, p.408-415, 2009.

INCROPERA, F.P.; DEWIT, D.P.; BERGMAN, T.L.; LAVINE, A.S. Introduction. In: __. **Fundamentals of Heat and Mass Transfer**. EUA: John Wiley & Sons. p.2-55.

INCROPERA, F.P.; DEWIT, D.P.; BERGMAN, T.L.; LAVINE, A.S. Introduction to Convection. In: __. **Fundamentals of Heat and Mass Transfer**. EUA: John Wiley & Sons. p.348-399.

INCROPERA, F.P.; DEWIT, D.P.; BERGMAN, T.L.; LAVINE, A.S. Internal Flow. In: __. **Fundamentals of Heat and Mass Transfer**. EUA: John Wiley & Sons. p.486-557.

KARNATOVSKAIA, L.V.; WARTENBERG, K.E.; FREEMAN, W.D. Therapeutic Hypothermia for Neuroprotection: History, Mechanisms, Risks, and Clinical Applications. **The Neurohospitalist**. v.4, n.3, p.153-163, 2014.

KOTAS, T.J. The Exergy Method of Thermal Plant Analysis. 1. ed. Florida: Elsevier, 1985.

KOYFMAN, A.; LONG, B. J. Targeted Temperature Management (Therapeutic Hypothermia). **Medscape**. 26 Julho, 2019.

LARSEN, M.P.; EISENBERG, M.S.; CUMMINS, R.O.; HALLSTROM, A.P. Predicting Survival from Out-of-Hospital Cardiac Arrest: A Graphic Model. **Annals of Emergency Medicine**. v.22, n.11, p.1652-1658, 1993.

LILJA, G.; CRONBERG, T. Outcome After Cardiac Arrest, Time Will Matter. **Resuscitation**. v.120, p. A7-A8, 2017.

MADY, C.E.K. **Desempenho termodinâmico do corpo humano e seus subsistemas. Aplicações à medicina, desempenho esportivo e conforto térmico.** 2013. 168p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

MADY C.E.K.; HENRIQUES, I. B.; OLIVEIRA JUNIOR, S. A Thermodynamic Assessment of Therapeutic Hypothermia Techniques. **Energy**. v. 85, p. 392-402, 2015.

MASSACHUSETTS GENERAL HOSPITAL. Therapeutic Hypothermia after Cardiac Arrest: General Guideline. **Critical Care**. 03 de março, 2014. Disponível em: <<https://www.massgeneral.org/neurology/stop-stroke/providers/protocols>> Acesso em 26 abril, 2019.

MERCHANT, R.M.; BECKER, L.B.; ABELLA, B.S.; ASCHI, D.A.; GROENEVELD P.W. Cost-Effectiveness of Therapeutic Hypothermia after Cardiac Arrest. **Circulation: Cardiovascular Quality and Outcomes**. v.2, n.5, p. 421-428. 2009.

NEVES, N.; SEADER, J. D. Lost Work: A Measure of Thermodynamic Efficiency. **Energy**. v.5, n.8-9, p.757-769, 1980.

NOLAN, J.P.; NEUMAR, R.W.; ADRIE, C.; et al. Post-cardiac arrest syndrome: Epidemiology, pathophysiology, treatment, and prognostication. **Resuscitation**. v.79, n.3, p.350 – 379, 2008.

ORBAN, J.; CATTET, F.; LEFRANT, J.; LEONE, M.; JABER, S.; et al. The Practice of Therapeutic Hypothermia after Cardiac Arrest in France: A National Survey. **PLoS ONE**. v. 7, n. 9, 2012.

PINTO, S. N. S. T. **Hipotermia Terapêutica na Paragem Cardiorrespiratória.** 2012. 36p. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto, Porto, 2012.

PRINCE, M.R.; NOVELLINE, R.A.; ATHANASOULIS, C.A.; SIMON, M. The Diameter of the Inferior Vena Cava and its Implications for the Use of Vena Caval Filters. **Radiology**. v. 149, n.3, p.607-9, 1983.

QUEROL, E.; GONZALES-REGUERAL, B.; PEREZ-BENEDITO, J. L. Chapter 2: Exergy Concept and Determination. In: __. **Practical Approach to Exergy and Thermo-economic Analyses of Industrial Processes**. England: Springer, 2013.

RECH, T. H.; VIEIRA, S. R. R. Hipotermia Terapêutica em Pacientes Pós-Parada Cardiorrespiratória: Mecanismos de Ação e Desenvolvimento de Protocolo Assistencial. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**. v. 22, n. 2, p.196-205, 2010.

SHIN J.; KIM, J.; SONG K.; KWAK Y. Core Temperature Measurement in Therapeutic Hypothermia According to Different Phases: Comparison of Bladder, Rectal, and Tympanic Versus Pulmonary Artery Methods. **Resuscitation**. v. 84, n.6, p.810-817, 2013.

SONAVANE, S.K.; MILNER, D.M.; AAL, A.K.A.; SHAHIR, K.S.; CHATURVEDI, A. Comprehensive Imaging Review of the Superior Vena Cava. **Radiographics**. v.35, n.7, p.1873 – 1892, 2015.

SZARGUT, J.; MORRIS, D.R.; STEWARD, F.R. **Energy analysis of thermal, chemical, and metallurgical processes**. Nova York: Hemisphere Publishing Corporation, 1988.

TAOUFIK, E.; PROBERT, L. Ischemic Neuronal Damage. **Current Pharmaceutical Design**. v.14, n.33, p. 3565-3573, 2008.

TSUEI, B. J.; KEARNEY, P. A. Hypothermia in the Trauma Patient. **Injury**. v. 35, n.1, p.7–15, 2004.

VAITY C.; AL-SUBAIE N.; CECCONI, M. Cooling Techniques For Targeted Temperature Management Post-Cardiac Arrest. **Crit Care**. v.19, n.1, p.103-108, 2015.

ZOLL MEDICAL CORPORATION. **Cost-effective Surface Cooling: STx⁺ Surface Pad System**. Disponível em: <<https://www.zoll.com/medical-products/temperature-management-systems/stx-surface-pad-system>>, Acesso em 25 de abril de 2019.

ZOLL MEDICAL CORPORATION. **Temperature Management Systems: Thermogard XP Temperature Management System Catheters**. Disponível em: <<http://www.zollaedpro.com/au/medical-products/temperature-management-systems/thermogard-xp/catheters/>>, Acesso em 25 de abril de 2019.

APÊNDICE – EFICIÊNCIA EXERGÉTICA

Ao longo da pesquisa, foi proposto uma equação de eficiência exergética para métodos de refrigeração do paciente em função dos objetivos definidos para cada fase do tratamento, fornecendo, assim, um indicador da qualidade do processo de conversão de energia nas diversas formas de conversão de energia.

Durante a indução e reaquecimento, o objetivo é variar a exergia interna do sistema a partir de um fluxo exergético relacionado à técnica aplicada, representado na Equação A.1. Optou-se por utilizar valores absolutos, uma vez que a variação de exergia interna, assim como os fluxos associados, dependem da variação da temperatura central e sentido do fluxo térmico.

$$\eta_B = \frac{|dB/dt|}{|B_{manta} + B_{cat}| + B_M} \quad (A.1)$$

Na manutenção, contudo, objetiva-se a estabilidade, logo, pode-se utilizar a definição de eficiência em sistemas em equilíbrio térmico, ou seja, a razão entre o fluxo exergético que sai do volume de controle pelo que entra, descrita na Equação A.2.

$$\eta_B = \left| \frac{\sum B_{out}}{\sum B_{in}} \right| \quad (A.2)$$

De forma geral, quando avaliadas segundo as análises principais, o calor trocado com o meio leva a uma remoção de exergia, enquanto o associado com o aparelho e o metabolismo inserem exergia, salvo pelo modelo composto, no qual o cateter retira exergia enquanto a manta e o capacete inserem. Estas informações foram resumidas na Tabela A 1.

Tabela A 1: Equação da eficiência exergética associada a cada método durante a fase de manutenção

	Eficiência Exergética na Manutenção
Método Interno	$\eta = \frac{ B_{rad} + B_{conv} + B_{ev} + B_{res} }{B_{cat} + B_M}$
Método Externo	$\eta = \frac{ B_{rad} + B_{conv} + B_{ev} + B_{res} }{B_{manta} + B_M}$
Método Composto	$\eta = \frac{ B_{rad} + B_{conv} + B_{ev} + B_{res} + B_{cat} }{B_{manta} + B_M}$

Assim, aplicando estas equações nos modelos principais, obteve-se a Figura A 1, Figura A 2 e Figura A 3 para as fases de indução, manutenção e reaquecimento, respectivamente.

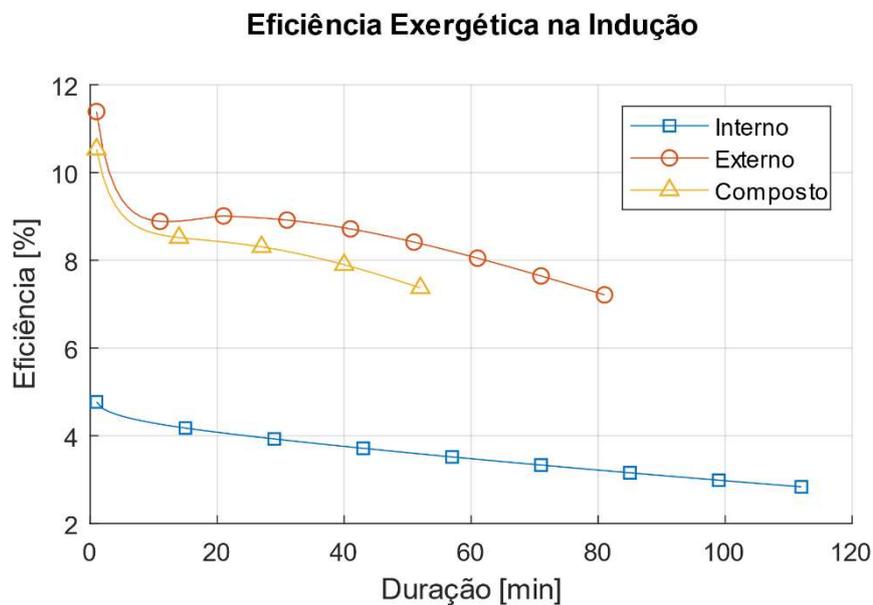


Figura A 1: Progressão da eficiência exergética durante a indução em função de sua duração para os três métodos de resfriamento

Na indução, o método interno apresenta uma eficiência inferior aos demais métodos, contudo sofre uma menor variação ao longo da fase. Ambas as técnicas que utilizam a manta

térmica sofrem uma redução de eficiência rápida nos primeiros 10 minutos, para então se estabilizarem. Além disso, mesmo após a estabilização, a eficiência tende a reduzir com maior intensidade quando comparado ao método interno.

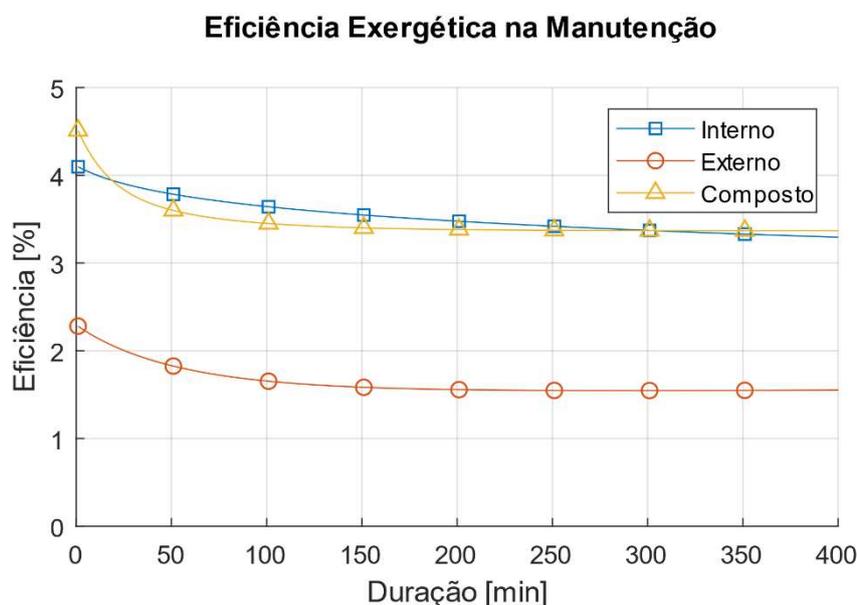


Figura A 2: Progressão da eficiência exergética durante a manutenção em função de sua duração para os três métodos de resfriamento.

Na manutenção, os três métodos apresentam valores inferiores a 5 %, indicando que grande parte da exergia inserida no sistema é destruída. Nota-se, também, que apesar do método interno apresentar os maiores valores, este também apresenta uma variação ao longo da manutenção. Em contrapartida, o método externo, que apresenta os menores valores, apresenta valores constantes em metade do período de manutenção. Por fim, o método composto possui valores próximos aos do método interno, mas constantes a partir dos 100 minutos de duração da manutenção aproximadamente.

Idealmente, por se tratar de uma eficiência de sistema não-transitório, a ela deve ser a mais próxima de um valor constante, representando com isto, a estabilidade desejada para o modelo. Logo, o gráfico da Figura A 2 demonstra que até mesmo o modelo interno que foi incapaz de manter o paciente nas condições desejadas, foi capaz de fornecer uma estabilidade exergética ao longo da manutenção, assim como os demais modelos, uma vez que qualquer instabilidade apresentada por estes está associada à transição de fases.

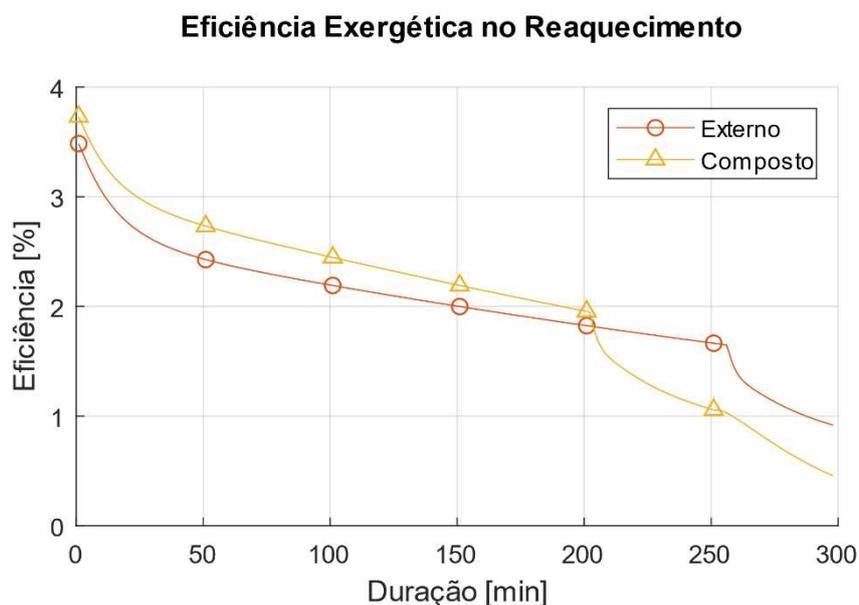


Figura A 3: Progressão da eficiência exergética durante o reaquecimento em função de sua duração para a refrigeração externa e composta.

Por fim, a Figura A 3 contém apenas os valores para os métodos externo e composto, pois o interno não foi capaz de obter uma fase de reaquecimento distinguível.

Similar à fase de indução, esta eficiência possui uma tendência de redução, adotando uma taxa de valor aproximado de 0,23 %/h e 0,31%/h para ambos, respectivamente. Ao fim do período de reaquecimento, quando o paciente atinge normotermia, esta eficiência sofre um novo período de redução acelerada, pois a variação de energia interna sofre uma redução abrupta devido aos sistemas de controle de temperatura do corpo.