

FERNANDO GALLEGO DIAS

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DA TEMPERATURA
DO CORAÇÃO EM CIRURGIAS CARDÍACAS EM FUNÇÃO DO FLUXO
CORONARIANO**

**Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Engenharia da Universidade Federal
do Paraná, PIPE, como requisito parcial à obtenção
do título de Mestre em Engenharia Térmica**

**Orientador: Prof. José Viriato Coelho Vargas, Ph.D.
Co-orientador: Prof. Juan Carlos Ordonez, Ph.D.**

CURITIBA

2007

TERMO DE APROVAÇÃO

FERNANDO GALLEGO DIAS

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DA TEMPERATURA DO
CORAÇÃO EM CIRURGIAS CARDÍACAS EM FUNÇÃO DO FLUXO
CORONARIANO

DEDICATÓRIA

Dedico a presente dissertação à minha esposa e a toda minha família que sempre me apoiaram com sua inabalável compreensão em todos os estágios do trabalho desenvolvido.

AGRADECIMENTOS

Após trabalhar por vários anos diretamente na manutenção, instalação e execução de projetos de sistemas de transmissão de dados, controle digital, telecomunicações, auxílios à navegação e equipamentos meteorológicos, considero a experiência adquirida com o curso de mestrado nova e extraordinária para a minha qualificação profissional permitindo ampliar os meus conhecimentos, como também executar trabalhos de alta qualidade técnica aceitos em publicações internacionais de notório reconhecimento no meio científico. Agradeço a todos que direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. Agradeço ao professor orientador José Viriato C. Vargas, produtivo pesquisador da área de Energia e Ciências Térmicas da UFPR, que teve contribuição significativa sobre o desenvolvimento deste trabalho, através do acompanhamento e revisão do mesmo. Agradeço ao professor co-orientador Juan Carlos Ordonez do Departamento de Engenharia Mecânica da Florida State University, que esteve sempre disponível, para sanar dúvidas e abrilhantar este trabalho. Agradeço ao Dr. Marcos Brioschi pelas enriquecedoras observações e sugestões apresentadas para o presente trabalho. Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq que durante dois anos patrocinou e permitiu a realização deste mestrado.

ÍNDICE

LISTA DE TABELAS.....	viii
LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	ix
LISTA DE GRÁFICOS.....	xii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xiii
RESUMO.....	xvi
ABSTRACT.....	xvii
CAPÍTULO I	
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	1
1.2 OBJETIVOS.....	3
1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	3
CAPÍTULO II	
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
CAPÍTULO III	
3 INTRODUÇÃO SOBRE A ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDÍACA.....	8
3.1 LOCALIZAÇÃO DO CORAÇÃO.....	8
3.2 O SISTEMA CIRCULATÓRIO.....	10
3.3 AS ARTÉRIAS CORONÁRIAS.....	11
3.4 ANATOMIA TOPOGRÁFICA CARDÍACA	11
3.4.1 Superfície externa.....	11
3.4.2 Interior do coração.....	12
3.5 OS LADOS DIREITO E ESQUERDO DO CORAÇÃO.....	13
3.5.1 O lado direito do coração.....	13

3.5.2	O lado esquerdo do coração.....	14
3.5.3	As válvulas de passagem.....	15

CAPÍTULO IV

4	MODELO MATEMÁTICO.....	16
4.1	ANÁLISE VIA ELEMENTOS FINITOS.....	16
4.1.1	Teoria.....	16
4.1.2	Método Numérico.....	23
4.1.3	Resultados e Discussão.....	25
4.1.4	Conclusões.....	28
4.2	ANÁLISE VIA ELEMENTOS DE VOLUME.....	29
4.2.1	Equações governantes.....	30
4.2.2	Elementos.....	33
4.2.2.1	Face lateral.....	33
4.2.2.2	Face de topo/fundo.....	37
4.2.2.1	Cálculo do calor por evaporação da água.....	38
4.2.3	Integração Numérica.....	41

CAPÍTULO V

5	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E RESULTADOS.....	43
5.1	EXPERIMENTOS CIRÚRGICOS.....	43
5.2	RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DO MODELO.....	49
5.3	COMPARAÇÃO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL.....	53
5.3.1	Comparação numérico-experimental para fluxo sanguíneo normal na coronária esquerda.....	54
5.3.2	Comparação numérico-experimental para fluxo sanguíneo obstruído na coronária esquerda.....	57
5.3.3	Avaliação do modelo.....	59

CAPÍTULO VI	
6 DISCUSSÃO.....	66
CAPÍTULO VII	
7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES.....	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
APÊNDICES	
APÊNDICE 1 – LISTAGEM DO ARQUIVO SYS.F (SISTEMA DE EQUAÇÕES).....	75
BIOGRAFIA.....	100

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - DIMENSÕES DOS INCREMENTOS.....	50
TABELA 2 - DISTRIBUIÇÃO DE TEMPERATURA COMPARATIVA PARA FLUXO NORMAL.....	55
TABELA 3 - DISTRIBUIÇÃO DE TEMPERATURA COMPARATIVA PARA FLUXO OBSTRUÍDO.....	57

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - LOCALIZAÇÃO DO CORAÇÃO NO MEDIASTINO.....	8
FIGURA 2 - FACES ANTERIOR E INFERIOR CARDÍACAS.....	9
FIGURA 3 - SISTEMAS CIRCULATORIOS SISTEMICO E PULMONAR.....	10
FIGURA 4 - ARTÉRIAS CORONÁRIAS PRINCIPAIS.....	11
FIGURA 5 - SUPERFÍCIE EXTERNA ANTERIOR CARDÍACA.....	12
FIGURA 6 - SUPERFÍCIE INTERNA CORONAL CARDÍACA.....	13
FIGURA 7 - FLUXO DE SANGUE NAS CÂMARAS CARDÍACAS.....	14
FIGURA 8 - CORTE AXIAL DO CORAÇÃO A SER MODELADO E SUA POSIÇÃO REAL.....	16
FIGURA 9 - DOMÍNIO COMPUTACIONAL REAL RETIRADO DO COMPUTADOR	18
FIGURA 10 - VARIAÇÃO DA VISCOSIDADE DO SANGUE EM FUNÇÃO DA RAZÃO DE DEFORMAÇÃO POR CISALHAMENTO.....	19
FIGURA 11 - DISTRIBUIÇÃO TÉRMICA CARDÍACA PARA CONDIÇÕES NORMAIS DA SALA DE OPERAÇÃO.....	26
FIGURA 12 - VETORES INTERNOS DE FLUXO SANGUÍNEO.....	27
FIGURA 13 - ELEMENTO DE VOLUME TÍPICO COM INTERAÇÕES DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR.....	32
FIGURA 14 - CÂMARA INFRAVERMELHA UTILIZADA NO EXPERIMENTO.....	43
FIGURA 15 - POSICIONAMENTO DA CÂMARA INFRAVERMELHA.....	44
FIGURA 16 - COMPARATIVO ENTRE IMAGEM REAL (A) E INFRAVERMELHA (B) DE UMA PONTE DE SAFENA MAGNA.....	45

FIGURA 17 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, TEMPO INICIAL (t=0 SEGUNDOS).....	46
FIGURA 18 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 0,5 SEGUNDOS.....	47
FIGURA 19 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 1 SEGUNDO.....	47
FIGURA 20 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 2 SEGUNDOS.....	48
FIGURA 21 - MODELO TRIDIMENSIONAL UTILIZADO.....	49
FIGURA 22 - DESENHO (VISTAS REBATIDAS) DA MALHA DA CAIXA TORÁCICA SIMULADA.....	51
FIGURA 23 - TABELA DE CORES PARA O GRADIENTE DE TEMPERATURAS EM KELVIN.....	52
FIGURA 24 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS $x=3$, $x=8$ E $x=12$	52
FIGURA 25 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS $y=3$, $y=6$ E $y=8$	52
FIGURA 26 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS $z=5$, $z=9$ E $z=12$	53
FIGURA 27 - RESULTADO DA UMIDADE NO PLANO XZ, PARA $y=0,150$ m.....	60
FIGURA 28 - RESULTADO DA UMIDADE NO PLANO YZ, PARA $x=0,182$ m.....	60
FIGURA 29 - RESULTADO DA UMIDADE NO PLANO XY, PARA $Z=0,200$ m.....	61
FIGURA 30 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO YZ, PARA $x=0,166$ m.....	62

FIGURA 31 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO XY, PARA z=0,240 m.....	62
FIGURA 32 - RESULTADO 2D DA TEMPERATURA NO PLANO YZ, PARA x=0,166 m.....	63
FIGURA 33 - RESULTADO 2D DA TEMPERATURA NO PLANO XY, PARA z=0,240 m.....	63
FIGURA 34 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 307 K.....	64
FIGURA 35 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 308 K.....	65
FIGURA 36 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 310 K.....	65

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - CORRELAÇÃO ENTRE O FLUXO DA CORONÁRIA DESCENDENTE ANTERIOR ESQUERDA (LAD) E A TEMPERATURA PERICÁRDICA ANTERIOR ESQUERDA.....	28
GRÁFICO 2 - COMPARAÇÃO ENTRE AS TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MEDIDAS E SIMULADAS PARA FLUXO CORONARIANO NORMAL	56
GRÁFICO 3 - COMPARAÇÃO ENTRE AS TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MEDIDAS E SIMULADAS PARA FLUXO CORONARIANO OBSTRUÍDO.....	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A	=	área da superfície do elemento de volume, m^2
c	=	calor específico, J/kg.K
e	=	espessura de parede, m
g	=	aceleração da gravidade, m/s^2
h	=	coeficiente de transferência de calor, $W/m^2.K$
H	=	altura do elemento, m
k	=	condutividade térmica, W/m.K
k_{ar}	=	condutividade térmica do ar, W/m.K
l	=	lateral de elemento de volume, m
\dot{m}	=	vazão em massa, kg/s
N	=	número total de elementos de volume
p_v	=	pressão parcial de vapor, N/m^2
p_{vs}	=	pressão de saturação da água, N/m^2
P_T	=	limite de precisão de temperatura, K
q''	=	fluxo de calor, W/m^2
\dot{Q}	=	taxa de transferência de calor, W
Ra	=	número de Rayleigh
t	=	tempo, s
T_{filme}	=	temperatura de filme, $(T_{fluido} + T_{sólido}) / 2$, K
T_{fluido}	=	temperatura de fluido, K
U	=	coeficiente global de transferência de calor, $W/m^2.K$
U_T	=	incerteza da medida de temperatura, K
V	=	volume, m^3
x,y,z	=	coordenadas cartesianas, m
$ \bullet $	=	valor absoluto
α_T	=	difusividade térmica, m^2/s

β	=	coeficiente de expansão volumétrica térmica, K^{-1}
ϵ	=	erro relativo de refinamento de malha
δ	=	espaçamento de parede, m
ν	=	viscosidade cinemática, m^2/s
ρ	=	massa específica, kg/m^3
ρ_{ar}	=	massa específica do ar, kg/m^3
ϕ	=	umidade relativa

Subscritos

a	=	número do elemento de volume adjacente
av	=	média
b	=	parede de baixo
c	=	número do elemento de volume sólido
cond	=	condução
conv	=	convecção
e	=	leste
g	=	solo
gen	=	geração em um elemento de volume
i	=	número do elemento de volume
j	=	parede externa
l	=	face do elemento de volume
m	=	direção
n	=	norte
p	=	parede
p,ar	=	ar à pressão constante
r	=	número do experimento
s	=	sul
t	=	topo

v	=	substância em volume constante
w	=	oeste
x	=	direção x
y	=	direção y
z	=	direção z
0	=	condição inicial
∞	=	condição do ambiente externo

Glossário

AO	=	artéria aorta
AP	=	artéria pulmonar
APM	=	músculos papilares anteriores
LAD	=	ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda
LV	=	ventrículo esquerdo
OM	=	ramos ventriculares diagonais esquerdos
PDA	=	ramo descendente posterior da artéria coronária direita
PPM	=	músculos papilares posteriores
RV	=	ventrículo direito
SP	=	artérias septais perfurantes
TCA	=	termo coronário angiografia
VD	=	ventrículo direito
VE	=	ventrículo esquerdo
VHD	=	banco de dados humano visível

RESUMO

Esta dissertação desenvolve uma análise teórica e experimental, modelagem matemática, simulação e avaliação do coração durante uma cirurgia cardíaca, através de coletas de dados de temperatura no momento da cirurgia e da aplicação de uma técnica alternativa de simulação, denominada de modelo de elementos de volume. A técnica se baseia na combinação de princípios de termodinâmica clássica e de transferência de calor, com a utilização de correlações analíticas teóricas e empíricas disponíveis na literatura. Utilizando como dados de entrada fluxos coronarianos conhecidos, o trabalho aplica o modelo de elementos de volume para simular a resposta térmica do coração durante a cirurgia, com o tórax aberto e conseqüentemente, com a metade superior do órgão cardíaco, outros órgãos e tecidos internos do paciente expostos ao ambiente externo, considerando possível circulação de ar sobre o corpo em regime de convecção natural. Um procedimento de validação experimental dos resultados numéricos obtidos foi conduzido por comparação direta com medições de temperatura da superfície dos tecidos via imagens de câmara de infravermelho, em dois casos de obstruções cardiovasculares distintas. Os resultados numéricos apresentam muito boa concordância qualitativa e quantitativa com as medições experimentais dos dois casos considerados. Espera-se, portanto, que o código computacional desenvolvido, como base de um próximo trabalho, venha a se transformar em um aplicativo para utilização durante cirurgias cardíacas para avaliar a reperfusão do órgão. Para tanto, será resolvido o problema inverso da estimativa dos fluxos coronarianos resultantes, calculados a partir das temperaturas superficiais medidas por imagem infravermelha.

ABSTRACT

This dissertation develops a theoretical and experimental analysis, the mathematical modeling, simulation and evaluation of the heart, during a cardiac surgery, through temperature data collection in real surgery time and the application of an alternative simulation technique, namely, the volume element model. The technique is based on the combination of classical thermodynamics and heat transfer principles, with the utilization of theoretical and empirical analytical correlations available in the literature. Using known coronary flows as input data, the work applies the volume element model to simulate the heart thermal response during open chest surgery, and, consequently, with the cardiac organ upper half, other organs and internal tissues exposed to the external ambient, considering possible air circulation over the body under the natural convection regime. An experimental validation procedure of the obtained numerical results was conducted by direct comparison with the surface temperature measurements of the tissues via infrared camera images, in two distinct cases of cardiovascular obstructions. The numerical results showed very good qualitative and quantitative agreement with the two experimental measurements considered. Therefore, it is expected that the developed computational code, as the basis of a follow up work, will become a software to be utilized during cardiac surgeries to evaluate the organ reperfusion. For that, the inverse problem of the resulting coronary flows estimation will be solved, calculated from the measured surface temperatures via infrared imaging.

CAPÍTULO I

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O Brasil está entre os países com maior produção de cirurgias cardíacas no mundo. De acordo com dados do DATASUS (<http://www.datasus.gov.br>), no ano de 2001 cerca de 70.000 procedimentos foram realizados. Destes, a maioria (aproximadamente 40.000) foram operações de revascularização do miocárdio.

A comprovação trans-operatória da perfusão efetiva do miocárdio através dos enxertos realizados durante a cirurgia de revascularização é um desafio ainda não resolvido. Métodos de aferição de fluxo através dos enxertos já foram exaustivamente testados sem sucesso. Além da imprecisão técnica, são na maioria de alto custo, principalmente para um país de poucos recursos econômicos na área de saúde como o Brasil. Tecnicamente, ao realizar a avaliação trans-operatória da perfusão miocárdica através do enxerto, o cirurgião se depara com a dúvida se o fluxo através do enxerto pode não significar efetividade de perfusão do músculo cardíaco.

Desde a antiguidade, o ser humano cria e desenvolve métodos matemáticos para descrever e quantificar os fenômenos que observa na natureza bem como para projetar e melhorar máquinas e equipamentos para os mais diversos fins. Pode-se dizer que o método dos elementos finitos, utilizado para a solução em domínio discreto de equações diferenciais de vários tipos, que surgiu na década de 60 do século XX, revolucionou a simulação matemática de fenômenos físicos, nas diversas áreas da ciência. Este método e, posteriormente, o método dos volumes finitos, baseado no método dos resíduos ponderados, ampliaram, qualitativa e quantitativamente, as simulações numéricas que eram realizadas com o método de diferenças finitas e outros.

Com o aumento da complexidade dos problemas, precisa-se de computadores de alta velocidade de cálculo, arquiteturas de hardware e geradores de malha mais sofisticados para a simulação de fenômenos específicos, utilizando métodos numéricos de domínio discretizado, que representa a dependência espacial das variáveis do problema. Ao mesmo tempo, tem-se hoje a necessidade de simulação e otimização de sistemas complexos, com vários componentes interagindo entre si, cuja simulação numérica através da discretização do seu inteiro domínio requer tempos computacionais elevados, para a análise de apenas um conjunto de parâmetros de projeto e de operação. Desta maneira, fica praticamente inviabilizado o estudo de otimização de parâmetros do sistema, que requer a análise de muitas possíveis configurações. O quadro acima descrito motiva a busca pelo desenvolvimento de ferramentas matemáticas e computacionais para o aprimoramento científico e tecnológico de equipamentos e processos. O objetivo primordial é a combinação de precisão de simulação numérica satisfatória, baixo tempo computacional e maior facilidade de interface do usuário com o código.

Dentro desse contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento e análise de metodologias para avaliação da distribuição de temperatura e umidade do coração em uma cirurgia cardíaca com tórax aberto, as quais subdividem o domínio a ser analisado em células de volume e estabelece uma única equação diferencial para cada célula, aplicando os princípios de conservação de massa e de energia. As interações energéticas entre células são estabelecidas através de correlações empíricas de transferência de calor por evaporação, convecção natural, convecção forçada e condução.

O conjunto de equações diferenciais ordinárias transientes obtidas em cada aplicação específica é integrado simultaneamente. Para isso utiliza-se o método de passo adaptativo de Runge-Kutta de quarta - quinta ordem (KINCAID e CHENEY, 1991), utilizando-se condições iniciais pré-estabelecidas para as variáveis de integração. Para que uma metodologia de simulação computacional de um sistema físico seja confiável, é necessário que a precisão dos resultados numéricos seja verificada. Para tanto, as aplicações do modelo de elementos de volume são validadas por comparações diretas com temperaturas medidas por imagens

infravermelha em cirurgias cardíacas com toracotomia via esternotomia, em dois casos de obstruções cardiovasculares distintas.

1.2 OBJETIVOS

Em decorrência das considerações iniciais apresentadas, esta dissertação tem por objetivo:

- a) avaliar a possibilidade de utilização do método de elementos finitos para simular a resposta térmica do coração a partir de fluxo coronariano conhecido, em regime permanente;
- b) desenvolver um modelo matemático para o coração e vizinhanças, com base no modelo de elementos de volume (VARGAS et al., 2001), para prever a resposta térmica em regime transiente do coração a partir de fluxos coronarianos conhecidos; e
- c) validar experimentalmente o modelo matemático desenvolvido.

1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está organizada a partir das motivações descritas neste primeiro capítulo. Inicialmente, o capítulo 2 conduz uma revisão bibliográfica pertinente aos assuntos a serem tratados nos capítulos subseqüentes. O capítulo 3 introduz uma breve apresentação sobre a anatomia e mecânica de funcionamento do coração. O capítulo 4 trata da apresentação e desenvolvimento dos modelos de elementos finitos e elementos de volume. A seguir, o capítulo 5 discorre sobre a validação experimental em cirurgias cardíacas reais e seus resultados. O capítulo 6 discute os resultados encontrados e previstos pelo modelo, bem como discorre sobre assuntos polêmicos relacionados à obtenção de fluxos coronarianos via modelo computacional. Finalmente, o capítulo 7 apresenta as conclusões da dissertação e as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Através da análise da literatura relacionada com a avaliação da distribuição térmica cardíaca, constata-se a existência de inúmeros estudos visando desenvolver métodos de correlação entre os fluxos coronarianos e a boa qualidade das correções cirúrgicas durante o processo operatório. Dada a importância do assunto, ainda hoje, continua despertando o interesse dos pesquisadores e tremendo esforço tem sido feito no estudo das técnicas de métodos que correlacionem quantitativamente, com precisão, os efeitos de distribuição da temperatura observada na superfície cardíaca com as diversas variáveis que denotem a qualidade da circulação sanguínea do órgão. A seguir apresenta-se um resumo bibliográfico de alguns destes estudos que contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Com a finalidade de avaliar a qualidade do enxerto (substituição de partes obstruídas das artérias coronárias com outras artérias, tais como a artéria safena magna ou a artéria mamária), SENYK et al., em 1971, observaram a diminuição da temperatura da superfície miocárdica após a ligadura da artéria descendente anterior e da artéria circunflexa em cães (ambas ramos da artéria coronária esquerda). Estes autores também observaram uma reação hiperêmica, ou seja, um aumento da temperatura do órgão, após a reperfusão (restabelecimento da irrigação sanguínea). ROBICSEK et al., em 1978, descobriram que a radiação infravermelha emitida pelo coração era diretamente proporcional à sua temperatura, que por sua vez era diretamente proporcional ao fluxo coronariano.

TZIVONI et al, em 1982, compararam alterações eletrocardiográficas aos termogramas, obtidos durante oclusões parciais ou totais da artéria descendente anterior, em cães. Com este estudo, observou-se que uma redução em 25% do fluxo coronariano não afeta a temperatura epicárdica (temperatura da superfície cardíaca) nem o eletrocardiograma. Entretanto, reduções de 50-100% diminuíram a

temperatura de superfície e renderam alterações significativas no eletrocardiograma.

Análises quantitativas do fluxo sanguíneo passando através do miocárdio através de mapas de temperatura da superfície epicárdica foram inicialmente estudadas por PAPP et al., em 1985. Seus resultados preliminares indicaram que a temperatura do epicárdio apresenta boa correlação com as mudanças de fluxo coronariano. Logo após, conforme ADACHI et al., em 1987, é possível se avaliar as variações quantitativas do fluxo sanguíneo do miocárdio via alterações térmicas da superfície miocárdica, registradas através de imagens infravermelhas em tempo real, sendo que o ramo mais susceptível para tal análise é o descendente anterior da coronária esquerda. Tal análise foi comprovadamente melhor em períodos de isquemia (falta de irrigação sanguínea) seguidos de reperfusão, tal como ocorre no transcorrer de uma cirurgia cardíaca. Após extensa análise experimental, MOHR et al., em 1989, comprovaram o método de termo-coronário-angiografia como um bom método a avaliação da qualidade de uma cirurgia de enxerto durante o procedimento cirúrgico.

GORDON et al., em 1998, propuseram o primeiro modelo quantitativo que tentava correlacionar, no transcorrer de uma cirurgia cardíaca com resfriamento cardíaco, o fluxo coronariano da artéria descendente anterior esquerda (LAD) com a temperatura média epicárdica coletada a partir de uma câmara infravermelha. Tal modelo propunha uma correlação exponencial entre o fluxo na LAD e a temperatura epicárdica durante a reperfusão sanguínea, e, apesar de apresentar-se como uma boa tentativa inicial de correlação entre as variáveis, se mostrou bastante limitado a uma pequena janela de variação, por não levar em consideração outros parâmetros dinâmicos do centro cirúrgico e do paciente, tais como a temperatura do paciente, temperatura e umidade do centro cirúrgico, atividade metabólica do paciente, entre outros.

TROBEC et al., em 1999, construíram, utilizando-se da Base de Dados Visível Humana (VHD), o primeiro modelo tridimensional cardíaco completo, o qual, devido à sua grande precisão anatômica, seria referência para a grande maioria dos modelos tridimensionais gráficos e matemáticos a serem avaliados em futuros estudos. Tal modelo foi construído com base em sucessivos cortes tomográficos de

grande precisão de corações normais e suas estruturas adjacentes.

Conforme BRIOSCHI et al, em 2000, e BRIOSCHI e CIMBALISTA, em 2002, o elevado fluxo sanguíneo e considerável atividade metabólica fazem do miocárdio um excelente órgão para exame por imagem infravermelha. O termo utilizado para a avaliação da temperatura da superfície cardíaca é termo-coronario-angiografia (TCA). Esta é uma ferramenta muito útil na monitoração qualitativa da perfusão coronária através das diferenças de emissão de calor pelo epicárdio. Elevada emissão de calor indica um aumento do fluxo sanguíneo, enquanto que emissão diminuída indica hipoperfusão, assim marcando a termografia infravermelha como um poderoso marcador para avaliação qualitativa da perfusão cardíaca e fluxo coronariano.

SUMA et al., em 2000, mostraram a grande capacidade da imagem térmica de superfície cardíaca como balizador para o cirurgião cardíaco na abordagem de cirurgias de revascularização, enfatizando assim a importância do conhecimento de tal distribuição para a avaliação da qualidade de uma cirurgia de implantação de enxertos. Tal afirmação foi comprovada experimentalmente por SIEBERT et al., em 2001. NAKAGAWA et al., em 2003, avaliaram qualitativamente e comprovaram a grande possibilidade de análise quantitativa do fluxo sanguíneo na artéria carótida interna via temperatura superficial avaliada por câmaras infravermelhas com comprimento de onda detectáveis na faixa do infravermelho médio e distante.

VARGAS et al., em 2001, introduziram o método de elementos de volume para avaliar a distribuição interna de temperatura e umidade em um gabinete contendo equipamentos eletrônicos. Tal método se mostrou muito promissor, e, com equacionamento simples e eficaz, conseguiu bons resultados na simulação dos processos de trocas térmicas internas a tais gabinetes, com tempo computacional reduzido. WAN, em 2002, propôs um modelo matemático unidimensional via método de elementos finitos para a avaliação do fluxo cardiovascular. Apesar de o modelo estar limitado à circulação sanguínea somente em artérias de grande calibre, o mesmo se mostrou muito útil para prever algumas doenças cardiovasculares em função do fluxo sanguíneo diferenciado nas artérias em estudo.

Utilizando-se do método de elementos finitos, TRUNK et al, em 2003,

apresentaram o primeiro modelo completo tridimensional para avaliação das mudanças da temperatura cardíaca em função dos fluxos coronarianos e das condições do centro cirúrgico. Tal modelo, apesar de apresentar malha bastante detalhada, despendia de um grande tempo computacional e apresentava análise de resultados restrita somente ao momento de resfriamento do órgão cardíaco através de solução cardioplégica (solução fria utilizada para se interromper os movimentos cardíacos no momento da cirurgia cardíaca) ou através de resfriamento tópico direto do órgão, não podendo ser utilizado em situações de fluxos e condições constantes do órgão cardíaco.

Seguindo a mesma linha de raciocínio para avaliação quantitativa da perfusão do miocárdio a partir do mapeamento da temperatura epicárdica, STERK e TROBEE, 2005, desenvolveram uma simulação com alto grau de detalhamento, porém ainda demandando um alto tempo computacional, bem como uma interligação de alta complexidade via processamento paralelo.

Recentemente, utilizando novamente o modelo de elementos de volume, VARGAS e BEJAN (2004) e VARGAS et. al. (2004) apresentaram e desenvolveram a simulação e otimização de estruturas internas de células de combustível, mostrando que tal método é bastante confiável para situações complexas de transferência de calor, bem como apresenta uma redução significativa no tempo computacional.

Assim, com base na revisão bibliográfica apresentada, o objetivo principal desta dissertação é o de desenvolver um modelo matemático tridimensional cardíaco, com base na Base de Dados Humana Visível (TROBEC et al., 1999), com boa precisão e reduzido tempo de simulação para a caixa torácica aberta, para ser usado como uma ferramenta de simulação e predição térmica quantitativa em tempo real, e de complexidade computacional reduzida. De acordo com a revisão bibliográfica realizada, não há estudos que realizem o que essa dissertação se propõe a atingir.

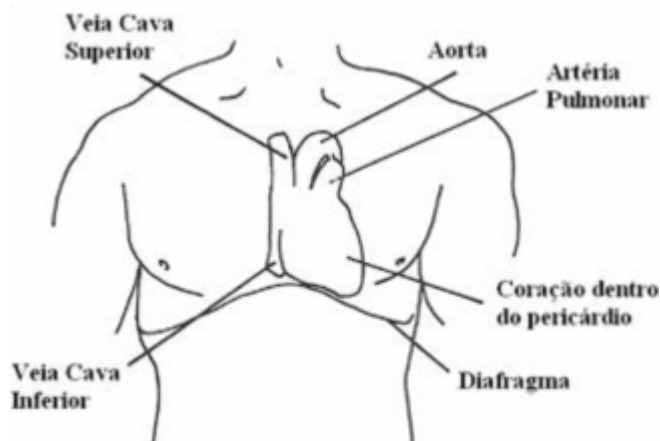
CAPÍTULO III

3 INTRODUÇÃO SOBRE ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDÍACA

3.1 LOCALIZAÇÃO DO CORAÇÃO

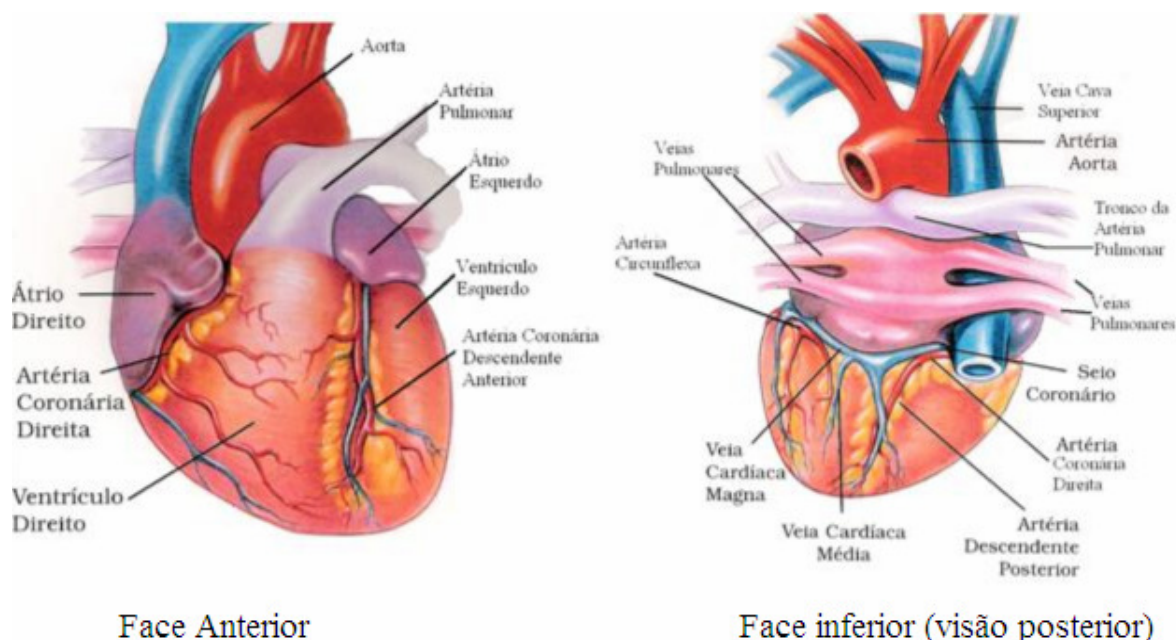
O coração localiza-se na cavidade torácica, no mediastino, conforme pode ser observado na Figura 1. Tal figura, bem como todas as figuras dessa revisão cardíaca do capítulo 3 podem ser encontrados no seguinte endereço de internet: <http://www.manuaisdecardiologia.med.br/Anatomia/anatomia.htm>. Dois terços do volume cardíaco estão situados à esquerda da linha sagital mediana. Esta posição, chamada de levocárdica, é a mais freqüente. Variações na posição do coração em relação ao tórax podem ocorrer. A posição mesocárdica, ocorre quando a maior parte do seu volume está situada na porção mediana do tórax. A posição dextrocárdica ocorre quando grande parte de sua massa localiza-se no hemitórax direito.

FIGURA 1 - LOCALIZAÇÃO DO CORAÇÃO NO MEDIASTINO



A forma do coração é aproximadamente cônica, com a base voltada para trás e para a direita, e o ápice para a frente e para a esquerda. Há três faces no coração: a anterior ou esternocostal, conforme observada na Figura 2, sobre a qual os pulmões direito e esquerdo se sobrepõem, deixando exposta apenas uma pequena porção; a face inferior, também observada na Figura 2, que repousa sobre o diafragma, recebendo também o nome de face diafragmática; e a face lateral esquerda, formada principalmente pelo ventrículo esquerdo, que produz a impressão cardíaca na face medial do pulmão esquerdo. Estas faces são delimitadas pelas margens cardíacas. A direita é bem definida, sendo chamada de aguda, enquanto que a esquerda ou obtusa é pouco definida. Anteriormente, além dos pulmões, o coração relaciona-se também com o esterno, costelas e músculos intercostais; posteriormente com a aorta descendente, esôfago e veia ázigos; e lateralmente com os pulmões, hilos pulmonares, nervos frênicos e vagos.

FIGURA 2 - FACES ANTERIOR E INFERIOR CARDÍACAS



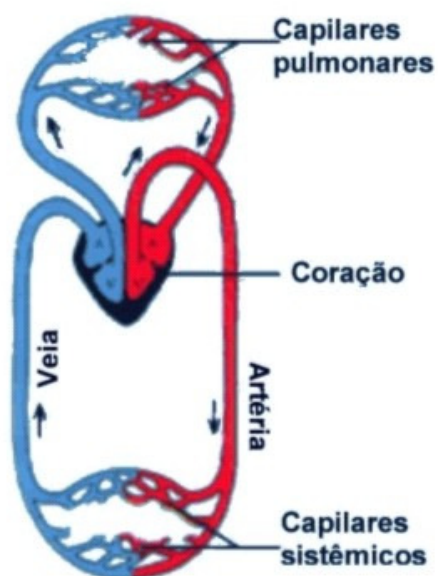
3.2 O SISTEMA CIRCULATÓRIO

Todas as células de nosso corpo necessitam de oxigênio para viver. O papel do coração é enviar sangue rico em oxigênio a todas as células que compõe o nosso organismo. As artérias são as vias por onde o sangue oxigenado é enviado. A aorta é a maior de todas as artérias, e se origina no ventrículo esquerdo. As artérias se dividem em ramos cada vez menores, até os capilares sistêmicos, que são vasos extremamente finos através dos quais o oxigênio sai para os tecidos.

Após a retirada do oxigênio e o recebimento do gás carbônico que se encontrava nos tecidos, os capilares levam o sangue até as veias. As veias transportam sangue com baixa quantidade de oxigênio e alto teor de gás carbônico, desde os tecidos de volta ao coração e daí aos pulmões, chegando aos capilares pulmonares, onde o sangue volta a receber oxigênio e a ter o gás carbônico removido, sendo o processo reiniciado.

O sangue flui continuamente pelo sistema circulatório, e o coração é a "bomba" que torna isso possível. Na Figura 3 podemos observar o mapa de circulação corpórea simplificado, com o coração no centro de tal trama capilar.

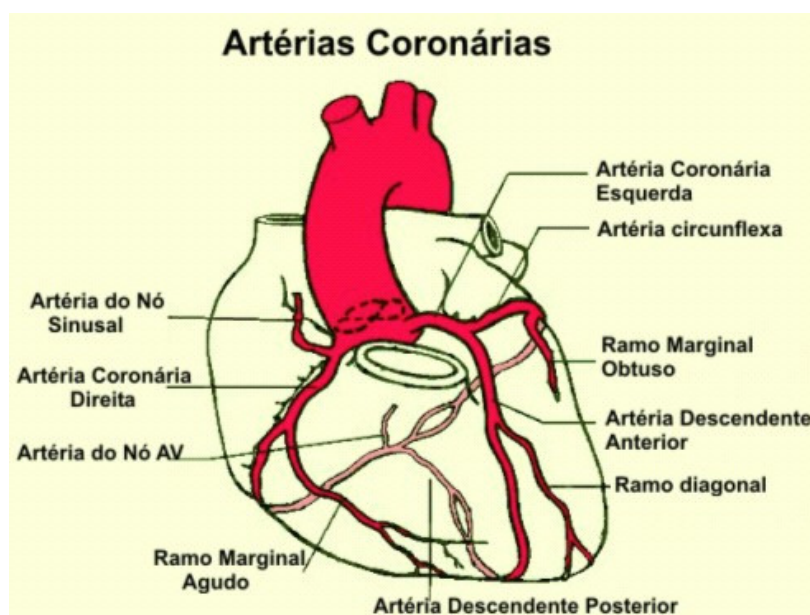
FIGURA 3 - SISTEMAS CIRCULATÓRIOS SISTÊMICO E PULMONAR



3.3 AS ARTÉRIAS CORONÁRIAS

O coração, como qualquer outro músculo do corpo, necessita de receber oxigênio para que funcione adequadamente. A musculatura do coração é nutrida através de um sistema de artérias, as artérias coronárias, que se originam da aorta. As duas artérias coronárias mais importantes são a coronária direita e a coronária esquerda - esta última se divide (mais frequentemente) em artéria coronária descendente anterior e artéria circunflexa, conforme podemos observar na Figura 4.

FIGURA 4 - ARTÉRIAS CORONÁRIAS PRINCIPAIS



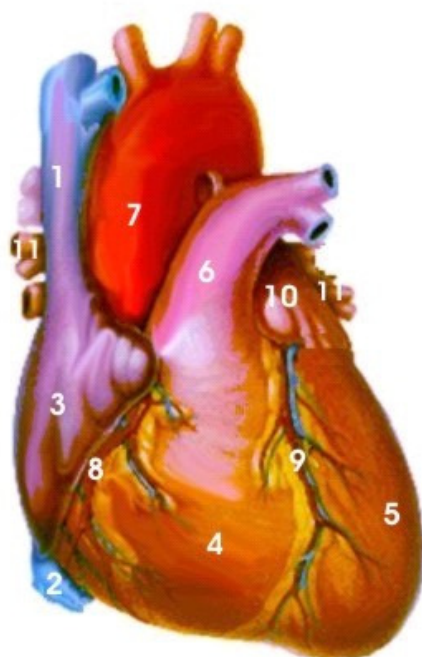
3.4 ANATOMIA TOPOGRÁFICA CARDÍACA

3.4.1 - Superfície externa

Conforme pode ser observado na Figura 5, o coração é formado superficialmente por: Veia Cava Superior (1), Veia Cava Inferior (2), Átrio Direito

(3), Ventrículo Direito (4), Ventrículo Esquerdo (5), Artéria Pulmonar (6), Aorta (7), Artéria Coronária Direita (8), Artéria Coronária Descendente Anterior (9), Átrio esquerdo (10) e Veias Pulmonares (11).

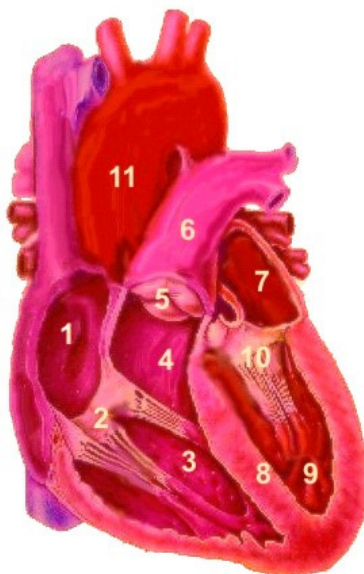
FIGURA 5 - SUPERFÍCIE EXTERNA ANTERIOR CARDÍACA



3.4.2 - Interior do Coração

Conforme pode ser observado no corte coronal da Figura 6, o coração é formado internamente por Átrio Direito (1), Valva Tricúspide (2), via de entrada do Ventrículo Direito (3), via de saída do Ventrículo Direito (4), Valva Pulmonar (5), Artéria Pulmonar (6), Átrio Esquerdo (7), Septo Interventricular (8), Ventrículo esquerdo (9), Valva Mitral (10) e Aorta (11).

FIGURA 6 - SUPERFÍCIE INTERNA CORONAL CARDÍACA



3.5 OS LADOS DIREITO E ESQUERDO DO CORAÇÃO

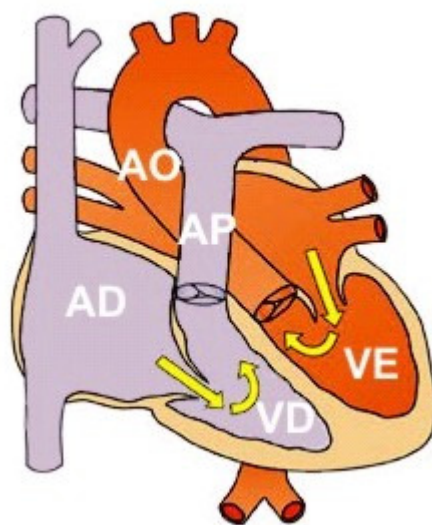
3.5.1 - O lado direito do coração

O lado direito do coração recebe sangue das veias que trazem o sangue de todo o corpo. Este "sangue usado" é pobre em oxigênio e rico em gás carbônico - é chamado de sangue venoso.

Como pode ser observado na Figura 7 o átrio direito (AD) é a primeira câmara cardíaca que recebe o sangue, onde a câmara se enche a medida que seus músculos se relaxam para encher com sangue venoso que retornou de todo o corpo. Em seguida o sangue entra em uma segunda câmara muscular chamada de ventrículo direito (VD), o qual é uma das duas principais bombas do coração, sendo que sua função é levar o sangue aos pulmões, através da artéria pulmonar (AP).

Logo após, os pulmões oxigenam o sangue, restaurando a sua taxa de oxigênio, e o gás carbônico, anteriormente dissolvido em forma de bicarbonato, é expirado.

FIGURA 7 - FLUXO DO SANGUE NAS CÂMARAS CARDÍACAS



3.5.2 - O lado esquerdo do coração

O lado esquerdo recebe o sangue depois que ele volta dos pulmões, já oxigenado. O sangue rico em oxigênio chega ao coração por veias que vêm dos pulmões (chamadas de veias pulmonares) no átrio esquerdo, a primeira câmara do lado esquerdo.

Do átrio esquerdo, o sangue segue para o ventrículo esquerdo (VE), uma câmara muscular poderosa que bombeia o sangue oxigenado para todo o corpo através da artéria aorta (AO). O ventrículo esquerdo é a mais forte das câmaras do coração. Seus músculos espessos necessitam executar contrações poderosas o suficiente para bombear o sangue para todas as partes do corpo. Esta contração forte gera a pressão sanguínea sistólica (o primeiro valor - e o mais alto - na medida da pressão arterial sanguínea). A pressão medida mais baixa, ou pressão sanguínea diastólica é encontrada quando o ventrículo esquerdo relaxa para se encher novamente com sangue.

O sangue deixa o coração passando pela aorta ascendente. A aorta é a principal artéria que alimenta de sangue o corpo inteiro.

3.5.3 - As válvulas de passagem

As válvulas são retalhos (flaps) musculares que se abrem e fecham. Este movimento de abrir e fechar faz com que o sangue direcionado de maneira correta.

O coração tem 4 válvulas:

- A válvula tricúspide regula o fluxo do sangue entre o átrio direito e o ventrículo direito.
- A válvula pulmonar se abre para permitir ao sangue fluir do ventrículo direito aos pulmões.
- A válvula mitral regula o fluxo do sangue entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo.
- A válvula aórtica permite ao sangue fluir do ventrículo esquerdo à aorta.

CAPÍTULO IV

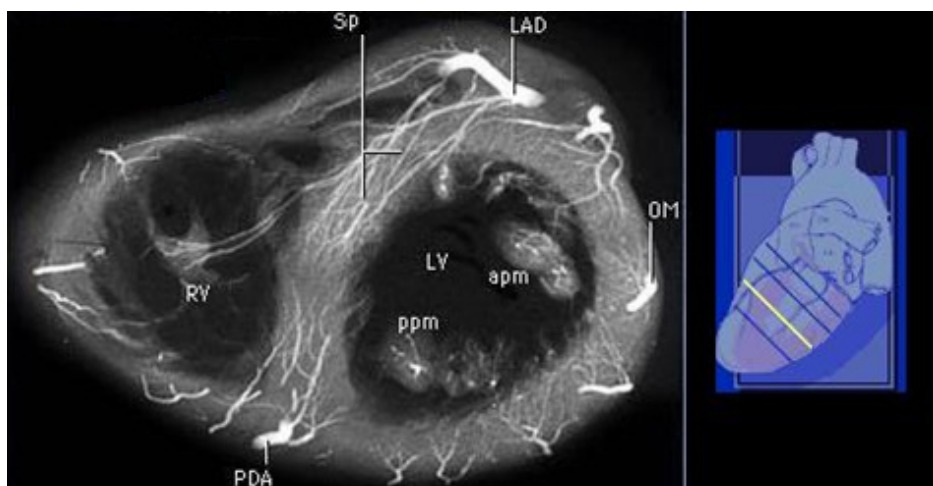
4 MODELO MATEMÁTICO

4.1 ANÁLISE VIA ELEMENTOS FINITOS

4.1.1 - Teoria

A figura 8 mostra, usando radiografia marcada radioativa, um corte bidimensional do coração, onde à sua direita é mostrada a linha amarela onde o corte é localizado no coração real. RV representa o ventrículo direito, LV representa o ventrículo esquerdo, LAD representa a artéria descendente anterior esquerda, ppm e apm os músculos papilares posteriores e anteriores, respectivamente, PDA a artéria coronária descendente posterior direita, Sp as artérias perforantes septais e OM a artéria marginal obtusa esquerda.

FIGURA 8 - CORTE AXIAL DO CORAÇÃO A SER MODELADO E SUA POSIÇÃO REAL (fonte: <http://info.med.yale.edu/>)



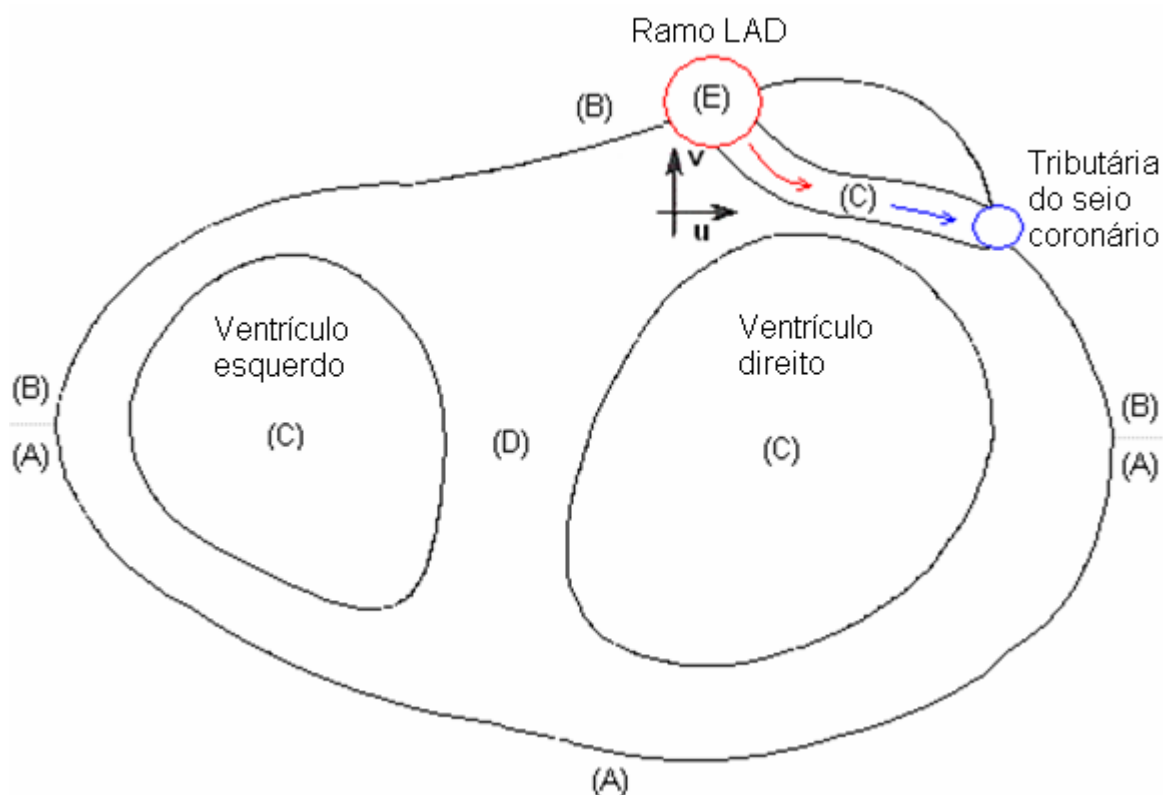
Como o modelo é construído utilizando um corte bidimensional do coração apresentado, é crucial para a modelagem e simulação precisas, que o corte seja representativo de todo o coração tridimensional. Portanto, em todo corte da mesma linha axial, devem haver as mesmas estruturas representadas, resultando derivadas de velocidades e temperaturas entre os cortes adjacentes nulas.

A Figura 9 mostra o domínio computacional utilizado para simular o corte da Figura 8. Como o objetivo principal é modelar a cirurgia de peito aberto, o coração está supostamente imerso até sua metade inferior no domínio do mediastino, representado pela região (A). A região (B) representa a área do coração que está exposta ao ambiente externo do centro cirúrgico. A região (C) representa o sangue em duas situações: (i) escoando do ramo da artéria coronária descendente anterior esquerda para o músculo cardíaco, desembocando enfim em veias tributárias do seio coronário e (ii) no interior dos dois ventrículos. A região (D) representa o próprio músculo do coração, o miocárdio, e a região (E) representa o sangue que possui um fluxo conhecido na artéria coronária descendente anterior esquerda.

Este duto conectando o ramo descendente anterior esquerdo à veia tributária do seio coronário corresponde à rede de capilares do plano de corte analisado, então, em planos adjacentes, são encontradas estruturas similares. Assim, conforme observado anteriormente, as derivadas das velocidades e temperaturas de um corte para outro são admitidas como aproximadamente nulas, o que permite a modelagem bidimensional do problema tridimensional em pauta somente pela análise de um corte, uma vez que a mesma imagem se repete aproximadamente em todos os cortes adjacentes.

O ramo LAD representa a porção do ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda, que emite seus ramos perfurantes na porção ântero-superior do músculo cardíaco, assim irrigando tal porção. Logo após, tal sangue é imediatamente coletado pelas veias tributárias do seio coronário, assim formando um duto sanguíneo no interior da porção anterior do músculo cardíaco, o qual é responsável por grande parte do fornecimento de calor e nutrientes para tal região.

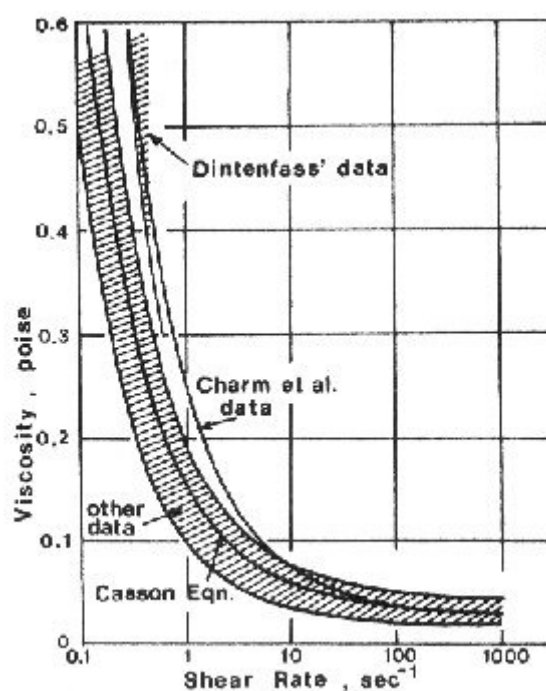
FIGURA 9 - DOMÍNIO COMPUTACIONAL REAL RETIRADO DO COMPUTADOR



Neste estudo, o sangue é considerado um fluido newtoniano. Talvez as primeiras tentativas em se estudar as propriedades de vazão do sangue foram feitas por Young e Poiseuille no século 17, e até a presente data a simulação real do fluxo sanguíneo em ambientes corpóreos e clínicos continua um problema de complexidade considerável. Em 1963, FOX e SAIBEL, avaliaram a vazão sanguínea em ambientes corpóreos reais, onde foi plenamente estabelecido que o sangue é um fluido não newtoniano. Na Figura 10 podemos observar a variação da viscosidade do sangue em função da razão de cisalhamento, $\partial v_1 / \partial x_2$, aplicada na direção radial da artéria. Assim, conforme comparação de vários modelos de vazão sanguínea não newtonianos e modelo newtoniano feitos por JOHNSTON et al. em 2004, conclui-se que, conforme a Figura 10, para artérias de grandes e médios calibres, com geometrias simples e altas tensões deformantes de cisalhamento, como

é o caso das artérias coronárias cardíacas, a aproximação sanguínea via modelo newtoniano pode ser feita sem grandes perdas. É importante salientar que, conforme referência citada anteriormente, para simulações futuras de avaliação da micro circulação miocárdica, o modelo não newtoniano da lei de potência generalizada deverá ser considerado, em função das pequenas tensões de cisalhamento de tal micro circulação miocárdica.

FIGURA 10 – VARIAÇÃO DA VISCOSIDADE DO SANGUE EM FUNÇÃO DA RAZÃO DE DEFORMAÇÃO POR CISALHAMENTO (fonte: <http://virtual01.Incc.br/monografia/monografia0/node10.html>)



As equações governantes são as equações de massa, momento e energia que estão simplificadas de acordo com as hipóteses de escoamento laminar incompressível bidimensional em regime permanente, dissipação viscosa desprezível, propriedades constantes no fluido e a aproximação de Boussinesq:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0, \quad (1)$$

onde u é a velocidade do fluxo na direção x , m/s; v é a velocidade do fluxo na direção y , m/s.

$$u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right), \quad (2)$$

onde ρ é a densidade do fluido, kg/m³; p é a pressão no elemento, N/m²; ν a viscosidade cinemática do sangue, m²/s.

$$u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) + g\beta T, \quad (3)$$

onde g é a aceleração da gravidade exercida na direção y , ou de empuxo, do modelo, m/s²; T a temperatura do elemento, K; β o coeficiente de expansão térmica, K⁻¹.

$$u \frac{\partial T}{\partial x} + v \frac{\partial T}{\partial y} = \alpha \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right), \quad (4)$$

onde α é a difusividade térmica, m²/s.

Como próximo passo, as equações governantes são adimensionalizadas, onde as variáveis adimensionais são definidas como:

$$(X, Y) = \frac{(x, y)}{L}, \quad P = \frac{p}{\rho U_\infty^2}, \quad (5)$$

$$(U, V) = (u, v) \frac{L}{\alpha} Ra^{-1/2}, \quad \theta = \frac{T - T_\infty}{T_w - T_\infty}, \quad Ra = \frac{g\beta(T_w - T_\infty)L^3}{\alpha\nu}, \quad Pr = \frac{\nu}{\alpha}, \quad (6)$$

onde (x, y) são as coordenadas cartesianas, m; p a pressão, N/m^2 ; ρ a densidade do fluido, Kg/m^3 ; g a aceleração da gravidade, m/s^2 ; T a temperatura do coração, K; T_∞ a temperatura da sala de operação, K; T_w a temperatura do sangue ventricular, K; β o coeficiente de expansão térmica, K^{-1} ; L o comprimento do corte cardíaco, m; ν a viscosidade cinemática do sangue, m^2/s and α é a difusividade térmica, m^2/s ; c_p é o calor específico, $J/kg.K$; μ é a viscosidade absoluta, Pa.s; k é a condutividade térmica, $W/m.K$.

A partir das Eqs. (1)-(4) obtém-se as seguintes equações adimensionais:

$$\frac{\partial U}{\partial X} + \frac{\partial V}{\partial Y} = 0, \quad (7)$$

$$\frac{Ra^{1/2}}{Pr} \left[U \frac{\partial U}{\partial X} + V \frac{\partial U}{\partial Y} \right] = -\frac{\partial P}{\partial X} + \frac{\partial^2 U}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial Y^2}, \quad (8)$$

$$\frac{Ra^{1/2}}{Pr} \left[U \frac{\partial V}{\partial X} + V \frac{\partial V}{\partial Y} \right] = -\frac{\partial P}{\partial Y} + \frac{\partial^2 V}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial Y^2} + Ra^{1/2}\theta, \quad (9)$$

$$Ra^{1/2} \left[U \frac{\partial \theta}{\partial X} + V \frac{\partial \theta}{\partial Y} \right] = \frac{\partial^2 \theta}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 \theta}{\partial Y^2} \quad (10)$$

Para completar a formulação do problema, são especificadas condições de contorno para o domínio computacional do modelo da Figura 9. Note que para a

Região (E) é considerada a velocidade de 8,8 cm/s, ou seja, a velocidade normal média do sangue, conforme literatura médica, do ramo descendente anterior esquerdo da artéria coronária esquerda (AOKI et al., 2003):

Inicialmente, foi analisada a distribuição térmica para condições habituais de operação do centro cirúrgico, isto é, temperatura da sala de operação de 25 °C ($\theta = 0$), temperatura interna pericárdica de 35,5 °C ($\theta = 0,875$) e temperatura sanguínea de 37 °C ($\theta = 1$). A velocidade no ramo descendente anterior da coronária esquerda foi adotada de acordo com o valor médio sugerido no parágrafo anterior, ou seja, 8,8 cm/s. Assim obtém-se $U = 8,67 \cdot 10^{-3}$ e $V = 5 \cdot 10^{-3}$ para a entrada da região com conteúdo sanguíneo (à exceção dos ventrículos). Assim as condições de contorno são estabelecidas da seguinte forma:

$$\text{Região (A): } U = 0, \quad V = 0, \quad \theta = 0,875 \quad (11)$$

$$\text{Região (B): } U = 0, \quad V = 0, \quad \theta = 0 \quad (12)$$

$$\text{Região (C): } \theta = 1,0 \quad (13)$$

$$\text{Região (D): } U = 0, \quad V = 0 \quad (14)$$

$$\text{Região (E): } U = 8,67 \cdot 10^{-3} \quad V = 5 \cdot 10^{-3}, \quad \theta = 1,0 \quad (15)$$

Verifica-se que as Eqs. (7)-(10) são válidas tanto para a região de fluido como de sólido. A condição de conservação de energia na interface sólido-fluido é naturalmente respeitada pela equação de conservação de energia e considerando as diferentes propriedades do sólido e do fluido no domínio computacional. Além disso, na região de sólido, são atribuídas velocidades nulas, conforme a Eq. (14), i.e., região (D), calculando-se apenas as temperaturas. Nas regiões de fluido,

portanto, as equações permitem o cálculo das velocidades e das temperaturas. A técnica aqui apresentada é uma forma alternativa de tratar a interação sólido-fluido em um sistema composto de duas fases.

Especificada a geometria do domínio computacional definido pelo corte da Figura 9, a resolução das Eqs (5)-(15) determina as velocidades, pressões e campos de temperatura resultantes no domínio.

4.1.2 - Método Numérico

A solução numérica das Eqs (5)-(15) foi obtida utilizando-se do método de elementos finitos. O primeiro passo para a implementação numérica foi a eliminação da variável pressão das Eqs. (8) e (9), através do uso do método de penalidade (HUGHES et al., 1979). É importante notar que o campo de pressões pode ser obtido por pós processamento, substituindo-se os valores de velocidades obtidos, e assim calculando-se a pressão.

O método de penalidades, conforme descrito por REDDY E GARTLING, 2004, aproxima a Eq. (7) conforme se segue:

$$\frac{\partial U}{\partial X} + \frac{\partial V}{\partial Y} = \frac{P}{\gamma}, \quad (16)$$

onde γ é o fator de penalidade, o qual necessita ser grande o suficiente para satisfazer aproximadamente a conservação de massa.

A implementação do método de elementos finitos para a solução das Eqs (5)-(15) se inicia com a obtenção de uma forma variacional (fraca) do problema. A seguir, a forma fraca é discretizada por um método apropriado. Devido às características do escoamento interno na região (C) da Figura 9, que conecta o ramo LAD à tributária do seio coronário, fisicamente, é sensato considerar que a solução em um ponto específico do modelo depende preferencialmente do que ocorre à

frente do escoamento, considerando a direção do escoamento forçado. Como se sabe, o método de Galerkin, o qual é análogo ao esquema de diferenças centradas no método de diferenças finitas, não captura este aspecto físico nas equações discretizadas. Assim, o método de discretização utilizado neste trabalho será o método “upwind” proposto por HUGHES (1978), onde é possível adequar a forma discreta do problema às características físicas do escoamento.

Depois de desenvolver a forma discreta do problema, as equações algébricas resultantes são arranjadas em forma matricial para o problema bidimensional em regime permanente, como se segue:

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} B_1 & 0 \\ 0 & B_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \tilde{T} \\ \tilde{T} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} C(\tilde{U}) & 0 \\ 0 & C(\tilde{U}) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \tilde{U}_1 \\ \tilde{U}_2 \end{Bmatrix} + \\ & + \begin{bmatrix} 2K_{11} + K_{22} & K_{21} \\ K_{12} & K_{11} + 2K_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \tilde{U}_1 \\ \tilde{U}_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \hat{K}_{11} & \hat{K}_{12} \\ \hat{K}_{21} & \hat{K}_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \tilde{U}_1 \\ \tilde{U}_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \end{Bmatrix}, \end{aligned} \quad (17)$$

$$\tilde{D}(\tilde{U})\tilde{T} + \tilde{L}\tilde{T} = G, \quad (18)$$

onde B_1 e B_2 são os termos de empuxo; $C(\tilde{U})$ é a matriz de capacidade que contém os termos advectivos das equações de momento, os quais dependem de maneira não linear da solução \tilde{U} (vetor biparticionado: \tilde{U}_1 - direção X e \tilde{U}_2 - direção Y, cada um com número de componentes igual ao número de variáveis da malha); \hat{K}_{11} , \hat{K}_{12} , \hat{K}_{21} e \hat{K}_{22} são as matrizes com os termos de penalidades da variável pressão nas equações de momento da Eq. (4.16), que são computados com integração reduzida (um ponto em cada direção com funções lineares) para evitar o travamento da resolução; $\tilde{D}(\tilde{U})$ é a matriz de capacidade que contém os termos advectivos da equação de energia; \tilde{L} é a matriz difusiva com coeficientes constantes (condutividade térmica constante), que contém os termos difusivos da equação de energia; F_1 e F_2 são os vetores força das equações de momento que contém as forças de campo e as condições de

contorno para velocidade, e G contém os termos fonte da equação de energia e as condições de contorno de temperatura.

Por brevidade, os detalhes matemáticos das componentes das matrizes acima descritas não serão apresentados. Porém, o leitor pode se dirigir ao trabalho de REDDY E GARTLING (2004), o qual contém toda base do presente estudo. A seguir, uma subrotina em Fortran foi escrita para implementação das equações de Navier-Stokes e energia em duas dimensões com um elemento bilinear isoparamétrico de quatro nós, o qual foi agregado ao código aberto chamado “finite element analysis program”, FEAP, originalmente escrito por ZIENKIEWICZ E TAYLOR (1989).

4.1.3 - Resultados e Discussão

Para este estudo, a malha do modelo foi dividida em três materiais distintos, cada um com as seguintes propriedades retiradas da literatura como valores médios e de maior incidência na população (HOLMES, 2000):

Material 1 – Miocárdio:

$$\rho = 1125 \text{ kg/m}^3, \quad c_p = 3475 \text{ J/kg.K} \text{ e } k = 0,493 \text{ W/m.K}$$

Material 2 – Pericárdio:

$$\rho = 900 \text{ kg/m}^3, \quad c_p = 2650 \text{ J/kg.K} \text{ e } k = 0,201 \text{ W/m.K}$$

Material 3 – Sangue circulante:

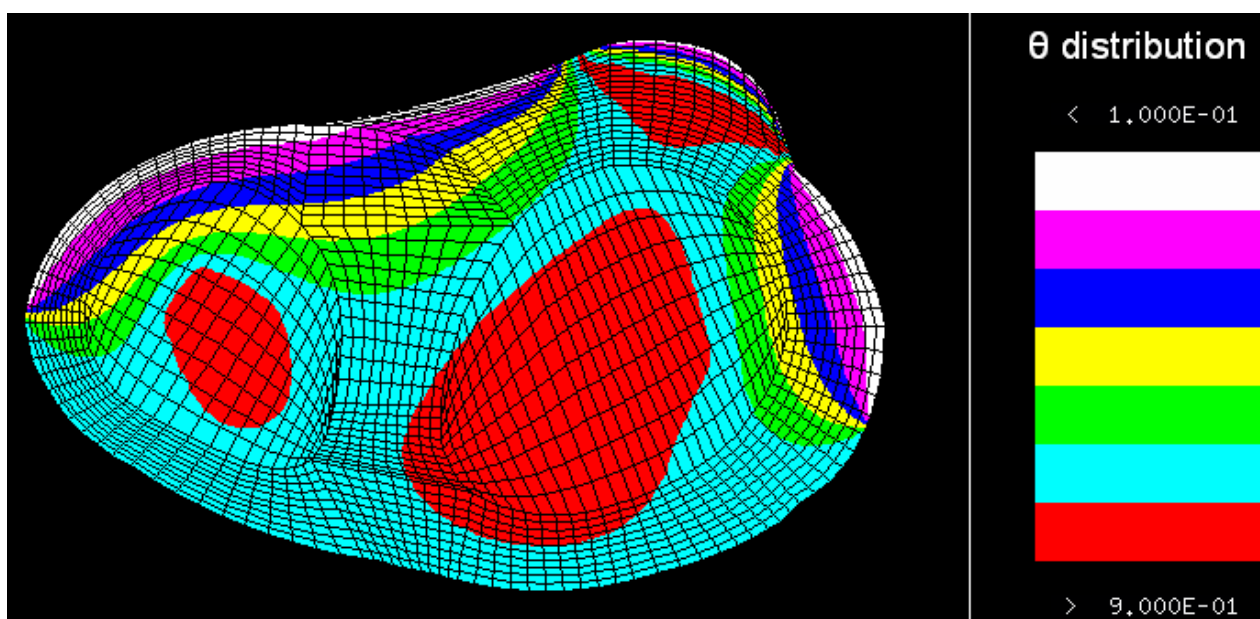
$$\rho = 1060 \text{ kg/m}^3, \quad c_p = 3889 \text{ J/kg.K}, \quad k = 0,505 \text{ W/m.K}, \\ \mu = 27 \cdot 10^{-4} \text{ Pa.s}, \quad \beta = 21 \cdot 10^{-5} \text{ 1/K} \text{ e } g = 9,87 \text{ m/s}^2$$

Inicialmente, foi analisada a distribuição térmica para condições habituais de operação do centro cirúrgico, isto é, temperatura da sala de operação de 25 °C

($\theta=0$), temperatura interna pericárdica de 35,5 °C ($\theta=0,875$) e temperatura sanguínea de 37 °C ($\theta=1$). O fluxo no ramo descendente anterior da coronária esquerda foi adotado como $U = 8,67 \cdot 10^{-3}$ e $V = 5 \cdot 10^{-3}$.

A Figura 11 mostra os resultados obtidos da distribuição de temperatura normalizada no corte cardíaco analisado. Observa-se também a malha convergida de 2189 elementos utilizada nas simulações. Para tanto, foi calculado erro relativo da norma da solução de velocidades e temperaturas entre uma malha menos refinada e outra mais refinada. Quando o erro percentual encontrado foi menor do que 1%, adotou-se a malha menos refinada, i.e., uma malha não uniforme com 2189 elementos.

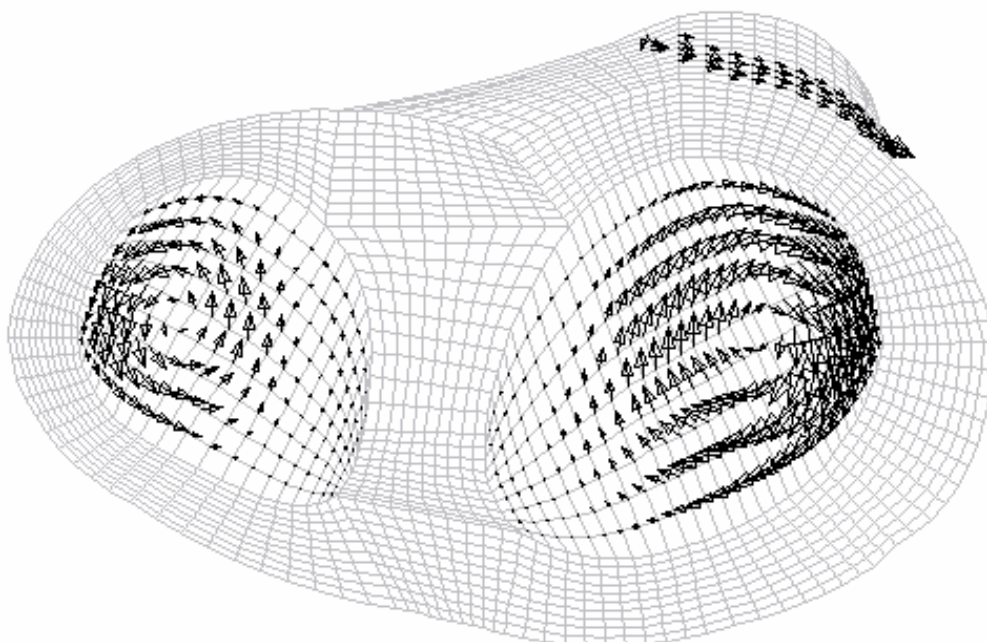
FIGURA 11 - DISTRIBUIÇÃO TÉRMICA CARDÍACA PARA CONDIÇÕES NORMAIS DA SALA DE OPERAÇÃO



A Figura 12 mostra os vetores obtidos que representam os fluxos internos sanguíneos no duto capilar ligando a fonte de sangue arterial com o sistema de drenagem venosa, bem como o sangue interno aos ventrículos. Note que o centro do

vórtice do fluxo sanguíneo de cada ventrículo é localizado próximo à região do gradiente de temperatura mais intenso, isto é, a área de transição entre o coração imerso no domínio pericárdico e o coração exposto ao ambiente. Na verdade, esse fluxo intenso próximo às regiões de maior gradiente é explicado pelos termos de empuxo $g\beta T$ na equação de momento, Eq. (3), que direciona a distribuição das derivadas da velocidade de acordo com o gradiente de temperatura.

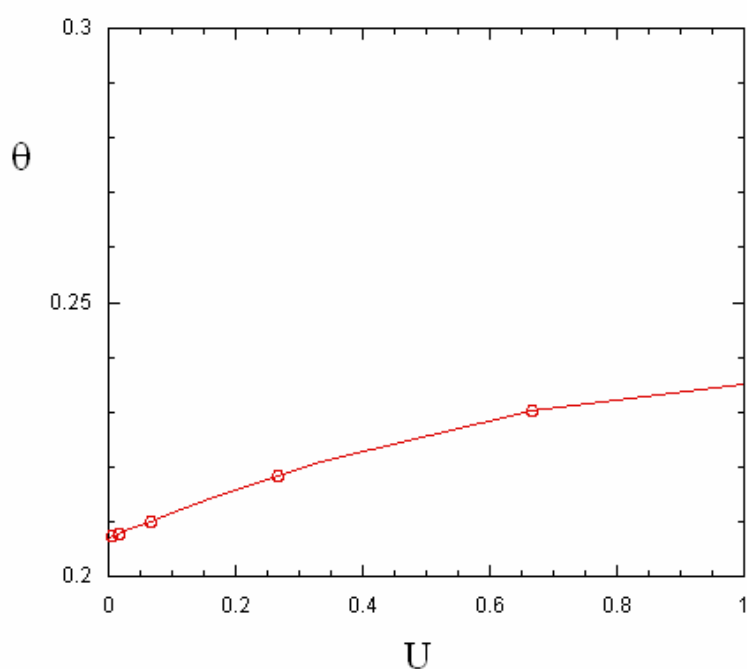
FIGURA 12 - VETORES INTERNOS DE FLUXO SANGUÍNEO



Como próximo passo, foi analisada a correlação do fluxo no ramo descendente anterior da coronária esquerda (LAD) com a distribuição de temperatura no tecido pericárdico envolvendo a artéria em questão. O Gráfico 1 mostra a correlação entre o fluxo sanguíneo na LAD e a temperatura pericárdica anterior esquerda. O local avaliado está imediatamente superior ao ramo LAD e inferior à porção do coração em contato direto com o ambiente, ponto esse ideal e facilmente acessível para a avaliação de temperatura em uma cirurgia cardíaca. O

Gráfico 1 foi obtido simulando-se sucessivas variações na velocidade de entrada da LAD, e assim coletando-se as temperaturas resultantes em um ponto específico na superfície do pericárdio. Nota-se que a tendência obtida é correta, em uma análise qualitativa, pois conforme a velocidade de entrada do ramo LAD aumenta o valor da temperatura do pericárdio no ponto de análise também aumenta. Porém, avaliando-se quantitativamente, nota-se que, conforme a velocidade varia entre 0 e 1, a temperatura varia entre 0,21 e 0,23, o que não é bom, pois se espera que exista uma variação maior na temperatura conforme se aumenta o valor da velocidade sanguínea no ramo LAD.

GRÁFICO 1 - CORRELAÇÃO ENTRE O FLUXO DA CORONÁRIA DESCENDENTE ANTERIOR ESQUERDA (LAD) E A TEMPERATURA PERICÁRDICA ANTERIOR ESQUERDA



4.1.4 - Conclusões

O método de elementos finitos bidimensional mostrou que é capaz de

prover a avaliação da distribuição de temperatura cardíaca com cirurgia em peito aberto, externando em regime pós-análise um modelo preciso e de fácil visualização para condições habituais da sala cirúrgica. Porém, pode ser observado pelo Gráfico 1 que o método de elementos finitos não mostrou grande precisão em correlacionar a velocidade no ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda com as reais distribuições resultantes após redução de velocidades, apresentando assim incapacidade para avaliação de situações de músculo mal perfundido (por exemplo um infarto do miocárdio) ou de obstruções em artérias (por exemplo aterosclerose, ou seja, fluxo sanguíneo nas coronárias limitados por uma placa de gordura), pois, esperava-se que o sistema apresentasse grande variação na temperatura da superfície do coração ao se variar grandemente o fluxo coronariano no ramo LAD, o que não ocorreu na simulação. Notou-se também que o tempo computacional para a avaliação do método de elementos finitos, aproximadamente 5 minutos, foi muito grande. Assim, se aplicado a uma condição real tridimensional, seria incompatível com o objetivo de se avaliar distribuições de temperatura em tempo real a partir de informações de fluxos sanguíneos. As hipóteses adotadas para a simulação bidimensional são muito fortes, portanto, os resultados não são representativos das condições reais esperadas no coração.

Em vista do exposto, partiu-se para a avaliação de distribuição térmica tridimensional do modelo cardíaco via uma técnica alternativa elementos de volume (VARGAS et. al., 2001). Espera-se com isso desenvolver-se uma metodologia suficientemente precisa e de baixo tempo computacional, para análise em tempo real cirúrgico das condições de perfusão e temperatura resultantes no coração.

4.2 ANÁLISE VIA ELEMENTOS DE VOLUME

O problema consiste no cálculo da distribuição da temperatura dentro da caixa torácica e ar circundante, bem como da umidade relativa do ar. O domínio de soluções envolve uma porção considerável de ar circundante, uma porção do corpo e o coração, metade exposto, e metade imerso no mediastino. As distribuições são

determinadas por condições ambientes externas e pela distribuição geométrica dos elementos internos.

O modelo físico simplificado combina conceitos teóricos da termodinâmica clássica com conceitos teóricos e correlações empíricas da mecânica dos fluidos e da transferência de calor e massa, as quais são válidas para regimes de escoamento turbulento e laminar, resultando em um conjunto de equações diferenciais ordinárias. O modelo é então discretizado com um esquema simples de volume finitos com células centradas, em uma abordagem prática buscando maiores velocidades de computação.

Um esquema de volumes finitos tri-dimensional com células centradas foi usado para discretizar o domínio e numericamente resolver o problema (FLETCHER, 1991). A inovação no presente modelo está na dimensão dos volumes de controle que não precisam ser extremamente reduzidos, isto é, diferenciais, para obtenção de resultados suficientemente precisos, como é usualmente requerido por outros métodos numéricos, principalmente na presença de grande diversidade de materiais sólidos e ar interagindo no domínio da solução. A técnica consiste em dividir a caixa torácica em volumes de controle que somente contenham ar, músculo ou sangue. A vantagem é que, com um número de elementos relativamente pequeno, a convergência é obtida com tempo computacional reduzido.

A combinação do modelo físico simplificado proposto com o esquema adotado de volumes finitos para a discretização numérica é chamada de modelo de elementos de volume (MEV). As equações governantes decorrentes dos princípios de conservação da massa e da energia são aplicadas a cada elemento de volume. O modelo leva em conta a geração de calor interna no elemento e processos de transferência de calor e massa através das seis faces do elemento, por condução e convecção.

4.2.1 - Equações governantes

A Figura 13 mostra uma célula típica (ou elemento de volume) que pode conter tanto ar ou material sólido (músculo, sangue nos átrios, sangue nos

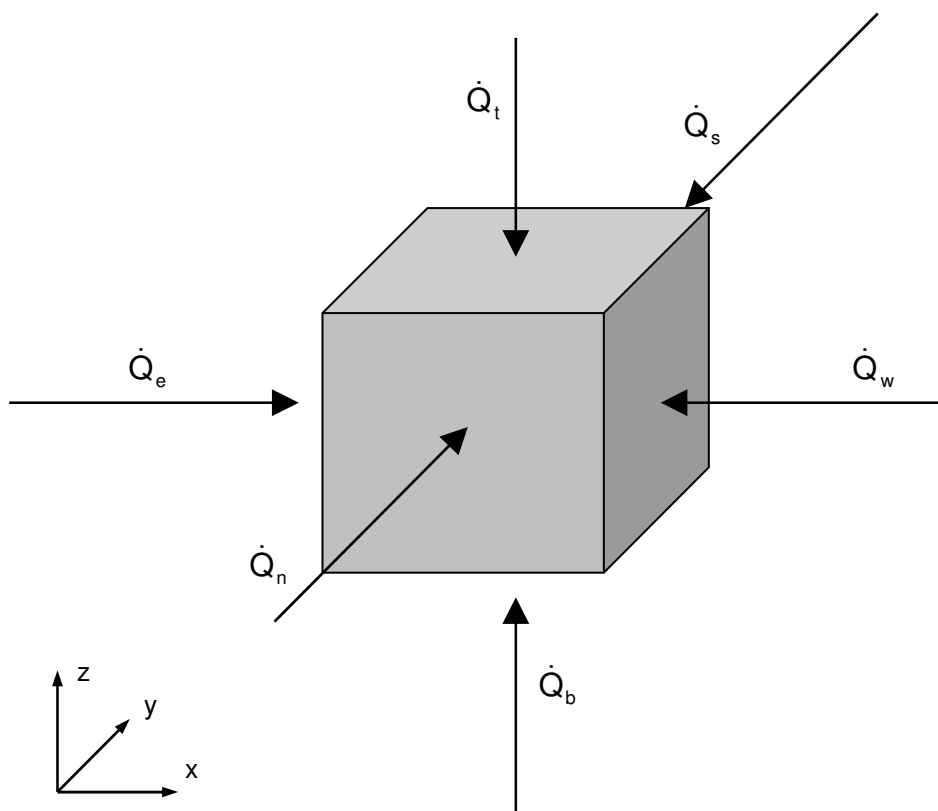
ventrículos, artérias, etc.), mas nunca uma combinação dos dois, no presente modelo. Cada elemento interage com outros elementos adjacentes, de acordo com a equação da energia (primeira lei da termodinâmica) aplicada à célula, como se segue:

$$\frac{dT_i}{dt} = \frac{1}{(\rho V c)_i} [\dot{Q}_e + \dot{Q}_w + \dot{Q}_t + \dot{Q}_b + \dot{Q}_n + \dot{Q}_s + \dot{Q}_{gen} + \dot{Q}_{vap}]_i, 1 \leq i \leq N \quad (19)$$

onde T_i é a temperatura no centro de cada elemento de volume, K; ρ é a massa específica do material dentro do elemento de volume (ar, sólido ou sangue), kg/m^3 ; V é o volume da célula, m^3 ; c pode ser o calor específico do sólido ou o calor específico a volume constante do ar ou sangue (c_v), J/kg.K ; $\dot{Q}_e, \dot{Q}_w, \dot{Q}_t, \dot{Q}_b, \dot{Q}_n, \dot{Q}_s, \dot{Q}_{gen}$ e \dot{Q}_{vap} são, respectivamente as taxas de transferência de calor através das paredes leste, oeste, do topo, do fundo, norte, sul, por geração dentro do elemento e por evaporação da água para os elementos na camada de fronteira entre o músculo e o ar ambiente da sala cirúrgica, em função do músculo cardíaco sempre apresentar uma fina camada líquida sobre o mesmo, W .

Considera-se o músculo como sendo uma estrutura com microcirculação e geração metabólica própria. Portanto como um sólido não inerte, tendo assim sua geração metabólica de calor interna, \dot{Q}_{gen} . A temperatura interna do músculo é controlada indiretamente pelo hipotálamo, no encéfalo, através da liberação do hormônio TRH, e pela glândula hipófise, através da liberação do hormônio TSH, e finalmente pelo controle direto da glândula tireóide, através da liberação dos hormônios T_3 e T_4 , em função da temperatura do elemento. Para o presente trabalho é considerada uma geração de calor constante de $1,861 \text{ W/kg}$ desde que a temperatura do músculo esteja inferior à ambiente. Tal valor é considerado pela literatura atual como sendo a geração de calor média muscular (GRAY, 1980).

FIGURA 13 - ELEMENTO DE VOLUME TÍPICO COM INTERAÇÕES DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR



A Equação (19) estabelece um problema de valor inicial a ser resolvido, determinando o campo de temperaturas dentro da caixa torácica em qualquer instante do tempo, partindo de condições iniciais conhecidas T_{i0} ($1 \leq i \leq N$).

Na seqüência, a umidade relativa em cada elemento de ar (campo de umidades relativas) resulta do campo de temperaturas. Considera-se a caixa torácica e ar circundante como um sistema fechado, e assume-se um campo de umidades relativas inicial conhecido, ϕ_{i0} .

Primeiro, a pressão de vapor inicial é calculada como segue:

$$P_{v,i} = \phi_{i0} \cdot P_{vs}(T_{i0}), \quad (20)$$

onde $p_{v,i}$ é a pressão parcial de vapor da célula, ϕ_{i0} é a umidade relativa inicial da célula e $p_{vs}(T_{i0})$ é a pressão de saturação da água na temperatura T_{i0} .

Assume-se que a umidade absoluta em cada elemento de volume permanece constante durante toda simulação. Então, a umidade relativa em cada elemento que contém ar é calculada por:

$$\phi_i = \frac{P_{v,i}}{p_{vs}(T_i)}, \quad (21)$$

onde ϕ_i é a umidade relativa da célula e $p_{vs}(T_i)$ é a pressão de saturação da água na temperatura T_i .

Quando o elemento de volume contém músculo, $\phi_i = 0$, e quando contém somente sangue, $\phi_i = 1$.

4.2.2 - Elementos

Correlações empíricas (BEJAN, 1993 ; BEJAN 1995a) são utilizadas para calcular as taxas de transferência de calor através das faces de cada volume elementar. Todas alternativas possíveis foram consideradas, i.e., três tipos de interação de energia podem ocorrer: (i) fluido-músculo, (ii) fluido-fluido, ou (iii) músculo-músculo. Cada elemento de volume de número i ($1 \leq i \leq N$) possui quatro faces laterais, que foram denominadas leste, oeste, norte e sul, mais as faces topo e fundo. A análise é dividida, portanto, em faces laterais, de topo e de fundo.

4.2.2.1 - Face lateral

O elemento pode ter ar, sangue ou músculo dentro, mas para o caso de interação ar/ar ou músculo/músculo, somente condução de calor ocorre entre elementos adjacentes, i.e., nenhum movimento relativo entre camadas de ar laterais

é considerado. A outra possibilidade é uma interação fluido/músculo entre os dois elementos (exemplo: ar/músculo ou sangue/músculo), então a transferência de calor através da face do elemento é definida por convecção. Para um contato ar/ar, o fluxo de calor é dado por:

$$\dot{Q}_{1,i} = -U_{1,i} A_{1,i} (T_i - T_a), \quad (22)$$

onde o índice a é o número do elemento adjacente, $U_{1,i}$ é o coeficiente global de transferência de calor, $W/(m^2.K)$; $\dot{Q}_{1,i}$ é o fluxo de calor entre os elementos adjacentes, W ; $A_{1,i}$ é a área de contato entre os elementos adjacentes, m^2 ; T_i é a temperatura do elemento a ser avaliado, K ; T_a é a temperatura do elemento adjacente, K .

$$U_{1,i} = \frac{k_{ar}}{(l_{m,i} + l_{m,a})/2}, \quad (23)$$

onde $l_{m,i}$ e $l_{m,a}$ podem ser tanto o comprimento ou a largura da célula, de acordo com o índice m (x ou y), se a face da célula de número i ou a é leste/oeste ou norte/sul, respectivamente.

Para um contato sólido/sólido, o fluxo de calor é também obtido a partir da Eq. (22), onde desta vez:

$$U_{1,i} = \frac{1}{\frac{l_{m,i}/2}{k_i} + \frac{l_{m,a}/2}{k_a}} \quad (24)$$

Quando o contato é do tipo ar/sólido ou sangue/sólido, três possibilidades devem ser consideradas, i.e., convecção natural com e sem geração de calor no músculo e convecção forçada (sangue/músculo), tal que o apropriado coeficiente de transferência de calor, h_1 , é calculado:

a) Convecção natural com geração de calor (CHURCHILL e CHU, 1975):

$$h_1 = \frac{k_{\text{ar}}}{l_{z,i}} \left\{ 0,825 + \frac{0,387 \text{Ra}_1^{1/6}}{\left[1 + \left(\frac{0,437}{\text{Pr}} \right)^{9/16} \right]^{8/27}} \right\}^2 \quad (25)$$

b) Convecção natural sem geração de calor (CHURCHILL e CHU, 1975):

$$h_1 = \frac{k_{\text{ar}}}{l_{z,i}} \left\{ 0,825 + \frac{0,387 \text{Ra}_1^{1/6}}{\left[1 + \left(\frac{0,492}{\text{Pr}} \right)^{9/16} \right]^{8/27}} \right\}^2 \quad (26)$$

$$\text{onde } \text{Ra}_1 = \frac{g\beta}{\alpha\nu} l_{z,i}^3 |T_i - T_a| \quad (27)$$

c) Convecção forçada (BEJAN, 1995b):

$$h_1 = \frac{k_{\text{sangue}}}{L} (0.037 \text{Pr}^{1/3} \text{Re}_L^{4/5}), \quad (28)$$

onde $Re_L = \frac{v_f L}{\nu}$, v_f é a velocidade do fluido, L é o comprimento varrido total do sólido sob análise e i é o índice do elemento, sendo 1 para o elemento original e 2 para o elemento sangue adjacente.

Tanto T_i ou T_a é considerada a temperatura média de um elemento sólido quando há geração de calor no elemento. A correlação empírica relatada nas Eqs. (23) e (24) são válidas para $10^{-1} < Ra_l < 10^{12}$ e para todos números de Prandtl (BEJAN, 1995a). As Equações (25) e (26) são válidas para a faixa completa de números de Rayleigh (escoamento laminar, transição e turbulento). As propriedades do ar são avaliadas na temperatura de filme, i.e., $T_{filme} = (T_{l,i} + T_i)/2$. Note que as correlações empíricas para convecção natural, Equações (25) e (26), apesar de avaliadas inicialmente por CHURCHILL e CHU em 1975, são correlações utilizadas até o presente momento na literatura moderna (BEJAN, 1993).

Na seqüência, o coeficiente de transferência de calor global entre dois elementos adjacentes, sendo um deles sólido, é determinado por:

$$U_{l,i} = \frac{1}{\frac{1}{h_1} + \frac{l_{m,c}}{k_c}}, \quad (29)$$

onde o índice c é o número do elemento sólido e $U_{l,i}$ é o coeficiente global de transferência de calor, $W/(m^2.K)$.

E o coeficiente global de transferência de calor entre dois elementos adjacentes, sendo ambos sangue é:

$$U_{l,i} = \frac{1}{\frac{1}{h_1} + \frac{1}{h_2}} \quad (30)$$

A taxa de transferência de calor através da face lateral do elemento é então calculada usando a Eq. (22), com o coeficiente global de transferência de calor, $U_{l,i}$, dado pela Eq. (29) ou (30).

4.2.2.2 - Face de topo/fundo

Como qualquer elemento pode conter ar ou equipamento sólido, três tipos de interação devem ser levadas em consideração, i.e., (i) fluido/fluido, (ii) fluido/sólido e (iii) sólido/sólido:

(i) fluido/fluido

Quando ambos os elementos contém fluido, a taxa de transferência de calor é dada por:

$$\dot{Q}_{l,i} = \dot{m}_{l,i} c_{p,\text{fluido}} (T_a - T_i), \quad l=t,b \quad (31)$$

$$\text{onde } \dot{m}_{l,i} = \rho_{\text{fluido}} V_i \frac{A_{l,i}}{2}, \quad (32)$$

$$\text{e para o caso do ar: } V_i = \alpha \left(\frac{g\beta}{\alpha\nu} |T_a - T_i| H \right)^{1/2} \quad (33)$$

A Equação (33) é a escala representativa da velocidade do ar atravessando a superfície de topo/fundo do elemento para escoamentos internos em convecção natural (BEJAN, 1995a). Na Equação (32) assumiu-se que metade da superfície de topo/fundo do elemento é atravessada pelo ar na direção para cima, e a outra metade

na direção oposta.

(ii) fluido/sólido

A taxa de transferência de calor através da face topo/fundo do elemento é obtida pela Eq. (22). O índice $l = t, b$ e $U_{l,i}$ são calculadas com as Eqs. (25), (26), (27) e (29), onde $l_{z,i}$ é substituído pelo comprimento médio varrido, $l_{av,i}$, dado pela Eq. (34) e $l_{m,c}$ é substituído por $l_{z,c}$.

$$l_{av,i} = \frac{l_{x,i} + l_{y,i}}{2} \quad (34)$$

(iii) sólido/sólido

Quando ambos elementos são partes sólidas de equipamentos, a taxa de transferência de calor também é obtida pela Eq. (22), com $U_{l,i}$ dado pela Eq. (23), onde o índice l é t ou b . Os comprimentos $l_{m,i}$ e $l_{m,a}$ são substituídos por $l_{z,i}$ e $l_{z,a}$, respectivamente.

4.2.2.3 - Cálculo do calor por evaporação da água

Para esse cálculo, é considerada a transferência de massa via fluxo de ar úmido em uma camada laminar úmida do músculo cardíaco. Inicialmente, coleta-se a partir de interpolações em tabelas de propriedades do ar as propriedades de densidade e viscosidade do ar seco, em função da temperatura do elemento. Assim obtém-se:

$$\text{Re}_L = \frac{U_\infty L}{\nu_a}, \quad (35)$$

onde Re_L é o número de Reynolds baseado no comprimento varrido; U_∞ é a velocidade do ar úmido circulante sobre o miocárdio, m/s; L é o comprimento médio da região de troca, m; ν_a é a viscosidade cinemática do ar seco, m^2/s .

Essa estimativa de Re_L da Equação (35) é obtida assumindo-se que o valor da viscosidade cinemática do ar úmido circulante na sala cirúrgica, ν , é aproximadamente igual à viscosidade cinemática do ar seco, ν_a . Assim calcula-se o coeficiente médio de transferência de massa conforme as Equações (36) e (37). (BEJAN, 1993):

$$\overline{\text{Sh}}_L = 0.664 \text{Sc}^{1/3} \text{Re}_L^{1/2}, \quad (36)$$

$$\overline{h}_m = \frac{D}{L} \overline{\text{Sh}}_L, \quad (37)$$

onde $\overline{\text{Sh}}_L$ é o número de Sherwood médio baseado na transferência de massa ocorrida no comprimento L ; Sc é o número de Schmidt para a difusão de vapor de água em ar; \overline{h}_m é o coeficiente médio de transferência de massa baseado no comprimento L , m/s; D é a difusividade mássica de vapor de água em ar, m^2/s .

Os valores de D e Sc foram obtidos através de tabelas de propriedades do vapor de água em ar (BEJAN, 1993).

Como passo seguinte, calcula-se a partir de interpolações em tabela de propriedades da água, a propriedade de pressão de saturação do vapor de água à temperatura dada do elemento. Assim calcula-se a fração molar correspondente a esta pressão, na pressão ambiente de 1 atm:

$$x_w = \frac{P_{sat}}{1.0133 \times 10^5}, \quad (38)$$

onde x_w é a fração molar de vapor de água na superfície cardíaca; P_{sat} é a pressão de saturação do vapor de água à temperatura do elemento, N/m^2 .

A densidade de vapor de água que corresponde a essa fração molar pode ser calculada usando a equação (39):

$$\rho_w = M_{H_2O} \frac{\rho_a}{M_a} x_w, \quad (39)$$

onde ρ_w é a densidade de vapor de água que corresponde à fração molar calculada, kg/m^3 ; M_{H_2O} é a massa molar da água, g/mol ; M_a é a massa molar do ar seco, g/mol .

A seguir, calcula-se a pressão de vapor de água fora da camada limite:

$$P_{v,\infty} = \phi P_{sat}, \quad (40)$$

onde $P_{v,\infty}$ é a pressão de vapor de água na atmosfera fora da camada limite de transferência mássica, N/m^2 e ϕ é a umidade relativa da sala cirúrgica.

Utilizando-se os dados dessa pressão, calcula-se utilizando as Equações (41) e (42), o valor da densidade de vapor de água atmosférica fora da camada de transferência:

$$x_\infty = \frac{P_{v,\infty}}{1.0133 \times 10^5}, \quad (41)$$

$$\rho_{\infty} = M_{\text{H}_2\text{O}} \frac{\rho_a}{M_a} x_{\infty}, \quad (42)$$

onde x_{∞} é a fração molar de vapor de água atmosférica fora da camada de transferência; ρ_{∞} é a densidade de vapor de água atmosférica fora da camada de transferência que corresponde à fração molar calculada, kg/m^3 .

De posse dos dados calculados anteriormente, pode-se calcular a taxa de transferência de massa entre a camada fina de água sobre o músculo e o ar ambiente da sala cirúrgica:

$$\dot{m}_{\text{vap}} = \bar{h}_m A (\rho_w - \rho_{\infty}), \quad (43)$$

onde \dot{m}_{vap} é a taxa de transferência de massa na área exposta de troca entre o coração e o ar ambiente da sala cirúrgica, kg/s.m^2 ; A é a área exposta de troca entre o coração e o ar ambiente da sala cirúrgica para o elemento determinado, m^2 .

Finalmente, calcula-se o calor por evaporação da água sobre o músculo cardíaco, conforme a Equação (44):

$$\dot{Q}_{\text{vap}} = h_{\text{fg}} \cdot \dot{m}_{\text{vap}}, \quad (44)$$

onde h_{fg} é o calor latente de vaporização da água, em função da temperatura de saturação, J/kg ; \dot{Q}_{vap} é o calor por evaporação da água, W .

4.2.3 - Integração numérica

A Equação (19), juntamente com as condições iniciais especificadas,

formam um sistema de N equações diferenciais ordinárias com incógnitas T_i , i.e., as temperaturas no centro de cada elemento de volume. Uma vez que as temperaturas no centro de cada elemento de volume sejam conhecidas, a correspondente umidade relativa resulta das Eqs. (20) e (21). No próximo parágrafo, dois métodos para integrar esse sistema de equações até o regime permanente serão descritos.

Partindo de condições iniciais conhecidas, a solução é calculada precisamente no tempo até que o regime permanente é encontrado. O sistema de equações transientes é integrado explicitamente no tempo usando o método de Runge-Kutta de quarta-quinta ordem com passo adaptativo (KINCAID e CHENEY, 1991). O passo no tempo é automaticamente ajustado de acordo com o erro de truncamento local, o qual é mantido abaixo da tolerância especificada (10^{-6} neste estudo).

Se a solução transiente não é de interesse, o sistema é resolvido diretamente para a solução em regime permanente. Os termos com derivadas no tempo da Eq. (19) são igualados a zero e um sistema de N equações algébricas não-lineares é obtido. Neste caso as incógnitas são as temperaturas de regime permanente no centro de cada elemento de volume. O sistema de equações algébricas não-lineares é resolvido utilizando o método de quasi-Newton. O sistema de equações é linearizado com relação às temperaturas no centro da célula, após o que as umidades relativas são calculadas usando as Eqs. (20) e (21).

Em cada passo de Newton, o sistema linear de equações é heptadiagonal e pode ser resolvido com muita eficiência usando um algoritmo de bloco diagonal. Nos casos estudados, o processo iterativo de Newton necessitou de sete iterações para alcançar a convergência, i.e., a norma Euclidiana do resíduo do sistema foi menor que 10^{-6} . Portanto, um tempo de computação baixo foi requerido para obter a solução em regime permanente periódico em todos os casos.

CAPÍTULO V

5 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

5.1 EXPERIMENTOS CIRÚRGICOS

Para verificação da distribuição de temperatura real cardíaca foi utilizada uma câmera SAT S160, conforme Figura 14, para detecção da imagem infravermelha. Esta possui um detector do tipo “Uncooled focal plane” que atua na faixa espectral de ondas eletromagnéticas entre 7,5 e 14 μm , o que corresponde à faixa do infravermelho distante (FIR). Sua resolução térmica é de 0,1 graus Celsius. O número de pixels por imagem, isto é, pontos térmicos calibrados, é de 19.200.

FIGURA 14 - CÂMARA INFRAVERMELHA UTILIZADA NO EXPERIMENTO



Entre outubro de 2006 e fevereiro de 2007, foram avaliados 2 pacientes do sexo masculino, com faixa etária média de 62 anos. Um apresentava angina estável

e o outro infarto recente do miocárdio. Todos tinham comprometimento de pelo menos dois vasos coronarianos e foram submetidos a enxertos tanto de artéria torácica interna quanto de veia safena magna, dependendo do caso.

A câmera foi montada em um suporte vertical, conforme observado na Figura 15, focada diretamente na superfície exposta do coração de modo a formar um determinado ângulo com esta. O conjunto câmera-suporte foi coberto com campos cirúrgicos e transportado para trás da cabeceira do paciente.

FIGURA 15 - POSICIONAMENTO DA CÂMARA INFRIVERMELHA

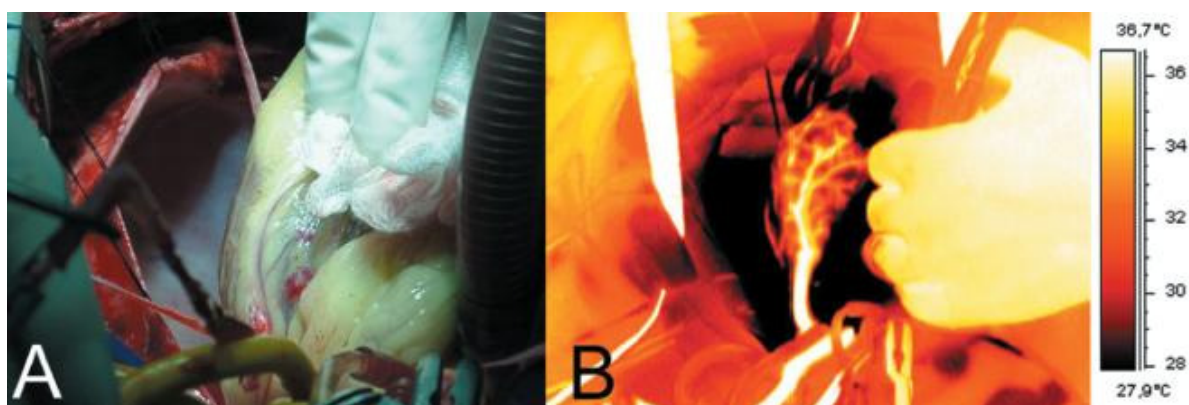


Os ajustes para a câmera foram feitos de acordo com as temperaturas medidas durante a cirurgia pelo operador. Considerou-se para o epicárdio uma emissividade de 0,99, ou seja, 99% da radiação é emitida ao meio ambiente, não sofrendo reflexão para sua própria superfície. As imagens obtidas foram exibidas em cores em um monitor de vídeo posicionado, estrategicamente, à frente do cirurgião. Cada cor representa uma isoterma. A câmera infravermelha capta as

temperaturas em tempo real, em imagem térmica, que pode ser demonstrada na forma de diversas escalas colorimétricas (palletes) de acordo com a melhor definição e contraste para determinada situação. As imagens finais foram armazenadas em um microcomputador Pentium. Foram obtidas imagens em intervalos de 1/4 segundo para verificar a integridade da anastomose e visualizar a anatomia coronariana distal (cine-termo-coronario-angiografia). Após a anastomose proximal, dois termogramas foram obtidos antes de liberar o fluxo sanguíneo através da ponte aorto-coronária. Após sua liberação, novas imagens foram obtidas em intervalos de 1 segundo. No caso dos enxertos arteriais, as imagens foram obtidas de forma semelhante, após a retirada da pinça hemostática da artéria torácica interna, permitindo a restauração do fluxo com sangue aquecido (25 a 30 °C).

De acordo com a Figura 16, pode-se observar o comparativo entre a imagem real e a imagem da câmara infravermelha no momento da sutura de uma correção com ponte arterial.

FIGURA 16 - COMPARATIVO ENTRE IMAGEM REAL (A) E INFRAVERMELHA (B) DE UMA PONTE DE SAFENA MAGNA



As incertezas das medições de temperatura realizadas foram calculadas segundo critérios preconizados pela ASME (Editorial, 1993). A incerteza é, portanto, obtida por:

$$U_T = \sqrt{P_T^2 + B_T^2}, \quad (45)$$

onde B_T é o erro intrínseco do equipamento, especificado pelo fabricante, K ; P_T é o limite de precisão das medições, calculado como 2 vezes o desvio padrão de 3 medições realizadas com um intervalo de 1s entre elas, com o paciente estabilizado em regime permanente periódico, K e U_T é a incerteza das medidas de temperatura via infravermelho, K .

As Figuras 17 a 20 mostram exemplos de imagens obtidas nas cirurgias de revascularização, as quais foram coletadas via comunicação serial de alta velocidade (USB) entre a câmara e o computador, transformadas em tabelas numéricas através do programa de análise da câmara infravermelha e utilizadas para se validar o modelo simulado.

FIGURA 17 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, TEMPO INICIAL (t=0 SEGUNDOS)

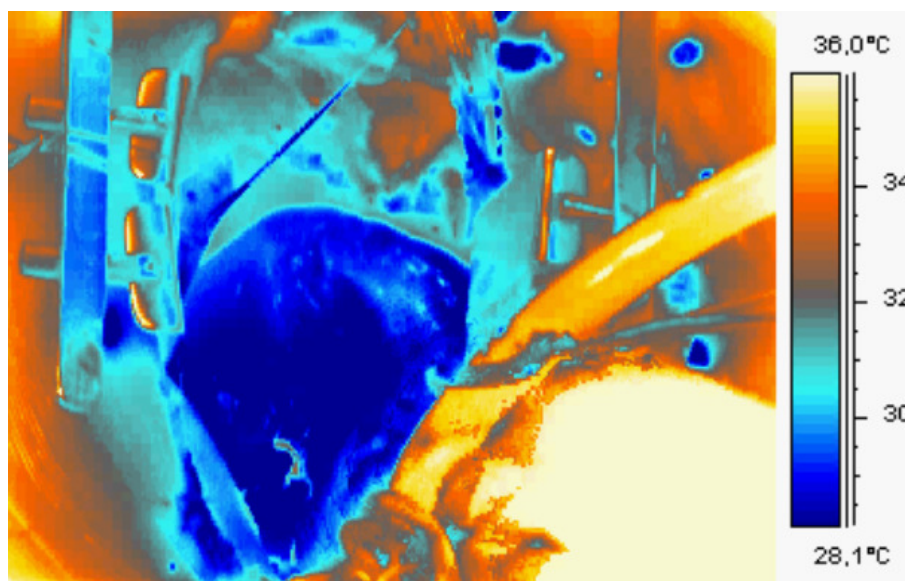


FIGURA 18 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 0,5 SEGUNDOS

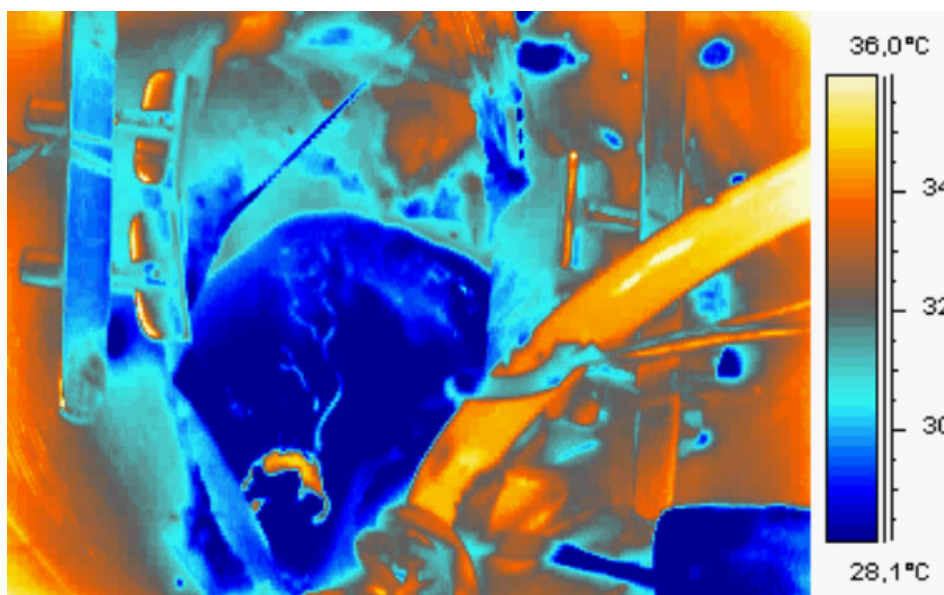
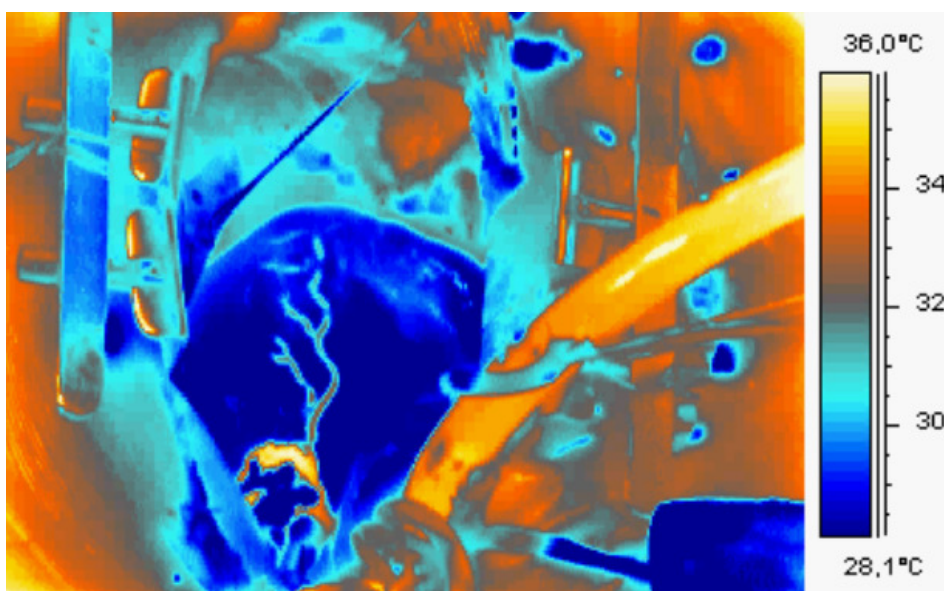


FIGURA 19 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 1 SEGUNDO



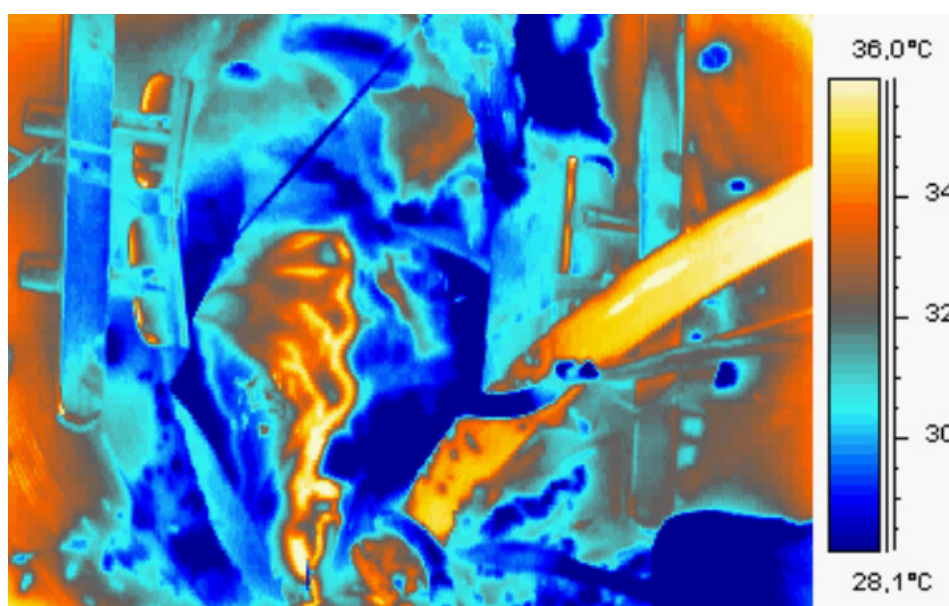
As Figuras 17 a 19 mostram tomadas temporais de 0,5 segundos a partir do

momento que o fluxo na coronária esquerda, ramo descendente anterior (LAD) é restabelecido. Para compreensão anatômica do leitor, é importante enfatizar que o paciente está deitado na presente imagem, com a cabeça do mesmo no sentido inferior da imagem. O bloco azul mais frio no meio da imagem representa o coração, que, durante o período de falta de fluxo sanguíneo em seu interior, entrou em equilíbrio térmico com a sala cirúrgica.

A estrutura que se assemelha a um duto mais quente saindo pelo lado direito das figuras é a cânula de circulação extra-corpórea, essencial para manter o fluxo sanguíneo corpóreo durante a parada cardíaca no processo trans-operatório. A estrutura interna ao coração que se aquece rapidamente conforme as tomadas temporais se avançam é a artéria LAD.

A Figura 20 representa a imagem termográfica após 8 segundos de restabelecimento do fluxo sanguíneo, onde as temperaturas da superfície cardíaca e o fluxo coronariano se encontram em equilíbrio.

FIGURA 20 - RETORNO DO FLUXO NO RAMO DESCENDENTE ANTERIOR DA CORONÁRIA ESQUERDA, APÓS 8 SEGUNDOS



5.2 RESULTADOS DA SIMULAÇÃO DO MODELO

Resultados numéricos foram obtidos com o modelo computacional tridimensional de elementos de volume descrito na seção 4.2. O objetivo foi o de verificar a precisão dos resultados numéricos das simulações em comparação com os dados experimentais medidos, sob as mesmas condições. Assim, os dados de entrada foram os mesmos, tanto para as cirurgias acompanhadas como para as simulações numéricas.

A Figura 21 apresenta o modelo tridimensional utilizado para a modelagem do coração no domínio computacional da simulação de elementos de volume. Tais dados tridimensionais foram obtidos como resultado do programa de mapeamento tridimensional humano, do centro de bioinformática cardiovascular e modelagem da universidade Johns Hopkins, disponíveis ao domínio público através da internet no site da universidade (<http://www.ccbm.jhu.edu/>). As superfícies externas do coração foram modeladas por funções matemáticas. Assim, por meio de comandos condicionais na programação foi possível identificar as fronteiras entre o coração e os tecidos adjacentes. Detalhes das funções implementadas da programação, podem ser vistos na listagem do programa que contém a sub-rotina fcn do sistema de equações implementadas (Apêndice 1).

FIGURA 21 - MODELO TRIDIMENSIONAL UTILIZADO

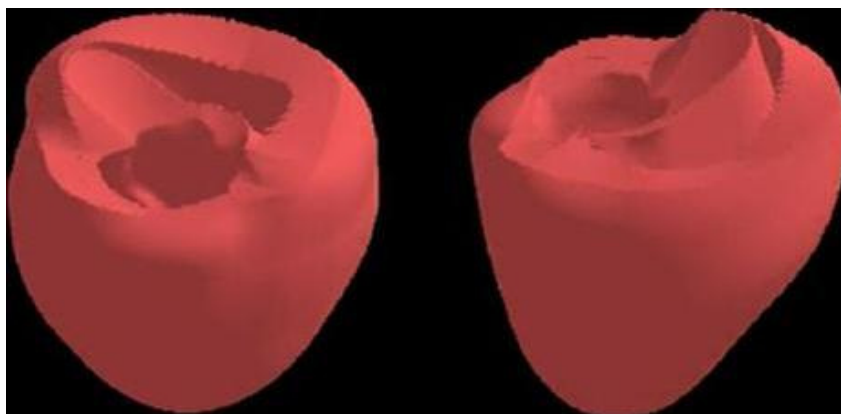
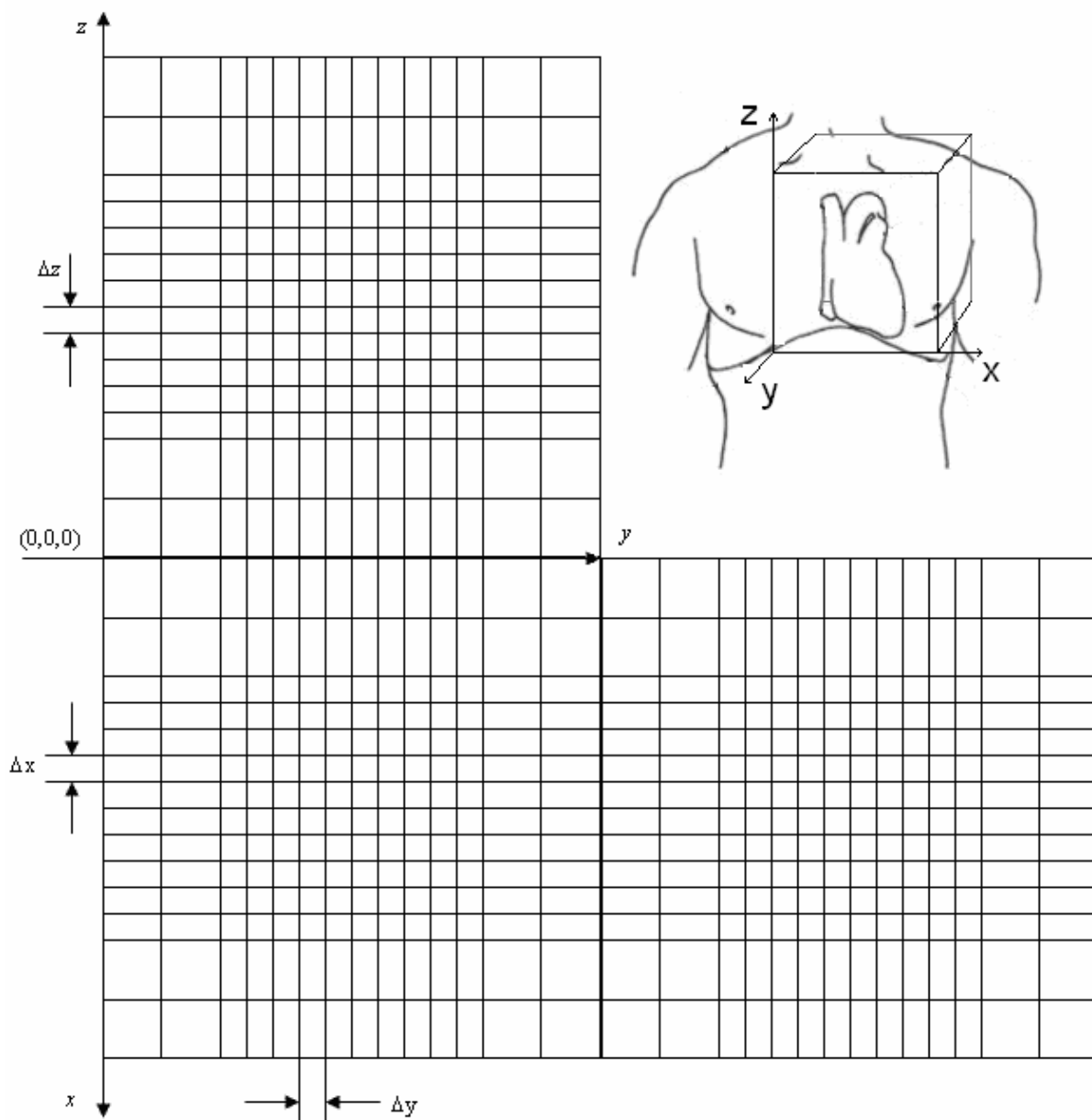


FIGURA 22 - DESENHO (VISTAS REBATIDAS) DA MALHA DA CAIXA TORÁCICA SIMULADA



Exemplos de resultados obtidos em diferentes planos de observação com o modelo computacional para situação normal de cirurgia são apresentados nas Figuras 24 a 26. A Figura 23 apresenta a paleta de cores utilizada para a representação da variação de temperatura.

FIGURA 23 - TABELA DE CORES PARA O GRADIENTE DE
TEMPERATURAS EM KELVIN

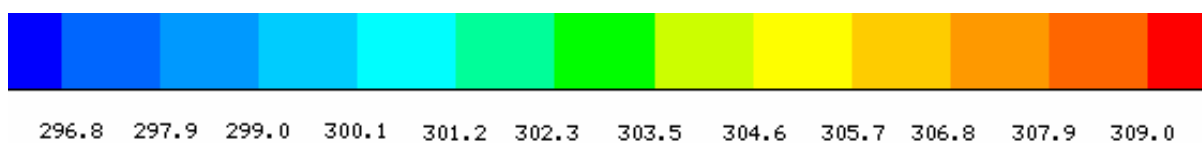


FIGURA 24 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS X=3, X=8 E X=12

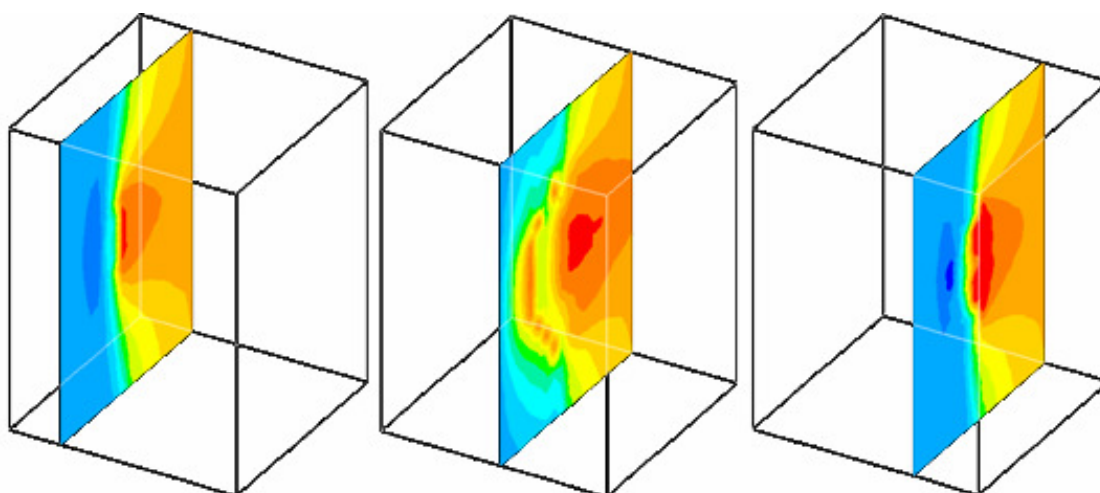


FIGURA 25 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS Y=3, Y=6 E Y=8

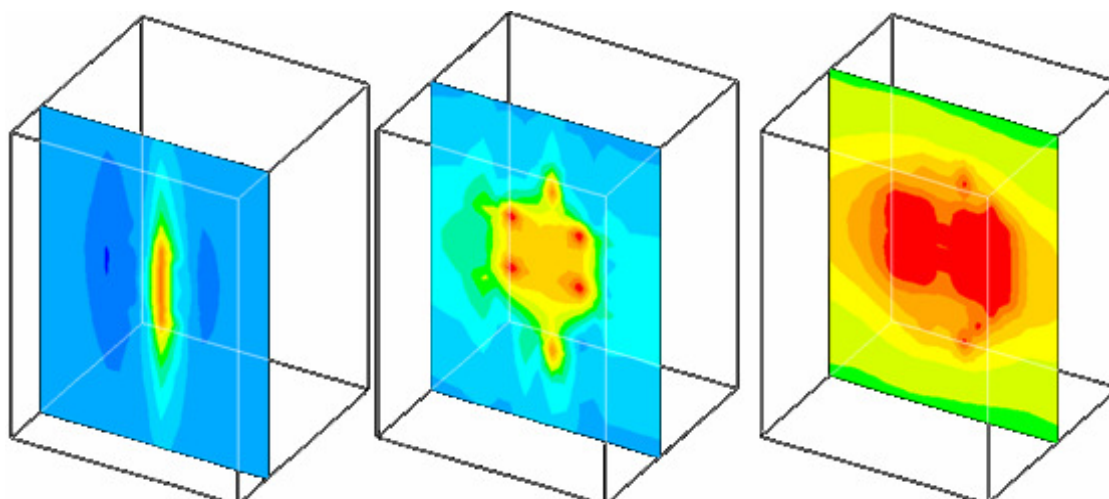
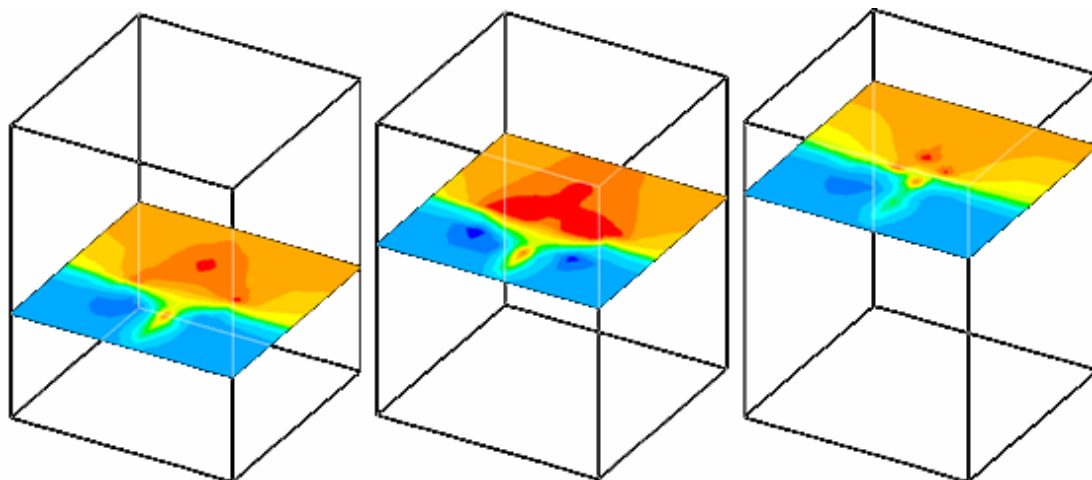


FIGURA 26 - RESULTADO OBTIDO NOS PLANOS Z=5, Z=9 E Z=12



Note que na Figura 24 são mostrados 3 planos YZ distintos na posição x (variação ao longo de uma linha paralela inferior ao tórax do paciente), na Figura 25 são mostrados 3 planos XZ distintos na posição y (variação ao longo da profundidade da caixa torácica do paciente), e na Figura 26 são mostrados 3 planos XY distintos na posição z (variação ao longo da altura no sentido cabeça-pé do paciente). A simulação possui uma plataforma de apresentação gráfica do tipo “rainbow” (arco-íris), onde as diferentes faixas de temperatura resultantes, em Kelvin, são representadas por cores, conforme pode ser observado pela Figura 23.

5.3 COMPARAÇÃO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL

Os resultados numéricos foram obtidos para duas situações cirúrgicas distintas, i.e., com fluxo sanguíneo normal e obstruído na artéria coronária esquerda. Assim, foi possível comparar diretamente as temperaturas em pontos importantes dentro do domínio, calculadas pelo código computacional e medidas durante as cirurgias com a câmara infravermelha.

5.3.1 - Comparação numérico-experimental para fluxo sanguíneo normal na coronária esquerda

A Tabela 2 apresenta a avaliação comparativa das temperaturas entre o modelo computacional e os resultados reais cirúrgicos. A câmara infravermelha mediu as temperaturas na linha superficial ao ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda, para a situação de fluxo coronariano normal de 8,8 cm/s. Assim, para tornar o estudo de validação experimental conciso e objetivo, foi escolhida apenas essa importante região do domínio em análise para comparação dos resultados numéricos e experimentais.

Para análise dos vetores de temperatura obtidos na simulação e experimentais, foi utilizada a seguinte temperatura adimensional, baseada nas temperaturas da ambiente do centro cirúrgico e corporal interna:

$$\theta = \frac{T - T_{\infty}}{T_b - T_{\infty}}, \quad (46)$$

onde T é a temperatura adquirida através da simulação ou da coleta experimental via imagem infravermelha, K; T_{∞} é a temperatura da sala cirúrgica medida no momento da cirurgia, e dado de entrada no cálculo computacional, K; T_b é a temperatura média esofágica do paciente medida no momento da cirurgia e dado de entrada no cálculo computacional, K.

Para o cálculo da incerteza relativa adimensional, U_{θ} / θ , das medições de temperatura adimensional, foi utilizada a seguinte fórmula, conforme preconizado pela ASME (Editorial, 1993):

$$\frac{U_{\theta}}{\theta} = \sqrt{\left(\frac{P_T}{T - T_{\infty}}\right)^2 + \left(\frac{B_T}{T - T_{\infty}}\right)^2}, \quad (47)$$

$$\frac{P_T}{T - T_\infty} = \frac{2\sigma_T}{T - T_\infty}, \quad (48)$$

onde $U_\theta / \bar{\theta}$ é a incerteza relativa experimental adimensionalizada; P_T é o limite de precisão, dado pelas coletas experimentais em cada ponto, K; σ_T é o desvio padrão de 3 coletas sucessivas de temperatura no ponto de análise, separadas por um tempo de 1 segundo, K; B_T é o erro intrínseco do instrumento, que no caso da câmara infravermelha é de $\pm 0,1$ K.

TABELA 2 - DISTRIBUIÇÃO DE TEMPERATURA COMPARATIVA PARA FLUXO NORMAL

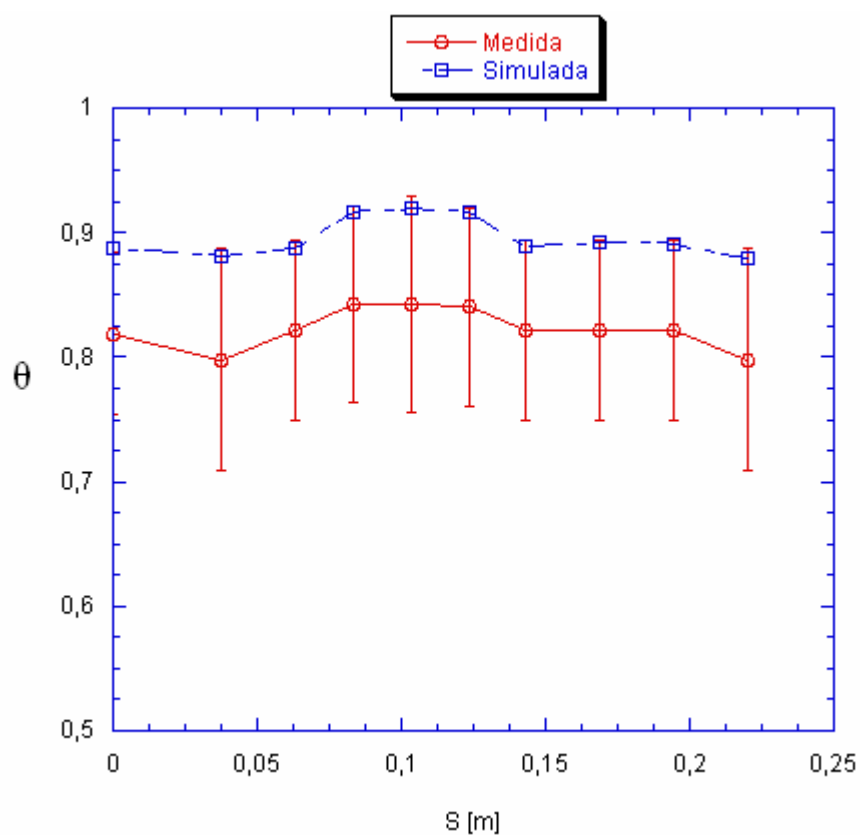
Número aquisição	X	Y	Z	T (K)	θ	\bar{T} (K)	$\bar{\theta}$	$U_\theta / \bar{\theta}$
	(m)	(m)	(m)	Simulação	Simulação	Medido	Medido	Medido
1	0,158	0,126	0,29	308,0703	0,887965	307,1	0,819149	0,079823
2	0,158	0,094	0,27	307,9782	0,881435	306,8	0,797872	0,111377
3	0,158	0,078	0,25	308,0634	0,887479	307,1	0,821513	0,087332
4	0,158	0,078	0,23	308,4656	0,916003	307,4	0,84279	0,093075
5	0,158	0,078	0,21	308,5138	0,919419	307,4	0,84279	0,103179
6	0,158	0,078	0,19	308,4671	0,91611	307,4	0,840426	0,094349
7	0,158	0,078	0,17	308,0793	0,888603	307,1	0,821513	0,087332
8	0,158	0,094	0,15	308,1214	0,891593	307,1	0,821513	0,087332
9	0,158	0,11	0,13	308,1176	0,891321	307,1	0,821513	0,087332
10	0,158	0,126	0,11	307,9446	0,879055	306,8	0,797872	0,111377

onde X, Y e Z é a posição espacial tridimensional do ponto de coleta na superfície

do ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda, m ; θ é a temperatura obtida para tal ponto pela simulação computacional; $\bar{\theta}$ é a média adimensionalizada de coleta de 3 temperaturas sucessivas separadas em intervalos de 1 segundo para o mesmo ponto; $U_{\theta}/\bar{\theta}$ é a incerteza relativa adimensionalizada relacionada a tais medidas triplas em cada ponto, conforme fórmula anteriormente explicada; $T_b=309,65$ K e $T_{\infty}=295,55$ K.

Assim obtém-se o Gráfico 2, o qual mostra claramente o comparativo entre as temperaturas adimensionais simuladas e medidas, com sua respectiva tolerância calculada para cada medida.

GRÁFICO 2 - COMPARAÇÃO ENTRE AS TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MEDIDAS E SIMULADA PARA FLUXO CORONARIANO NORMAL



5.3.2 - Comparação numérico-experimental para fluxo sanguíneo obstruído na coronária esquerda (irrigação da parede Norte interrompida)

A Tabela 3 apresenta a avaliação comparativa das temperaturas entre modelo computacional e os resultados reais cirúrgicos. A câmara infravermelha mediu as temperaturas na linha superficial ao ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda para a situação de fluxo coronariano com obstrução total, ou seja, velocidade nula no ramo LAD. Tal obstrução no paciente foi decorrente de uma placa aterosclerótica (placa de gordura) na saída aórtica da artéria descendente anterior esquerda, assim causando ausência de fluxo sanguíneo por tal artéria, e um decorrente infarto na região anterior cardíaca. Para a captação da situação real pela simulação, foram adotadas velocidades normais em todas as artérias, exceto no ramo LAD, para o qual foi adotada velocidade sanguínea nula.

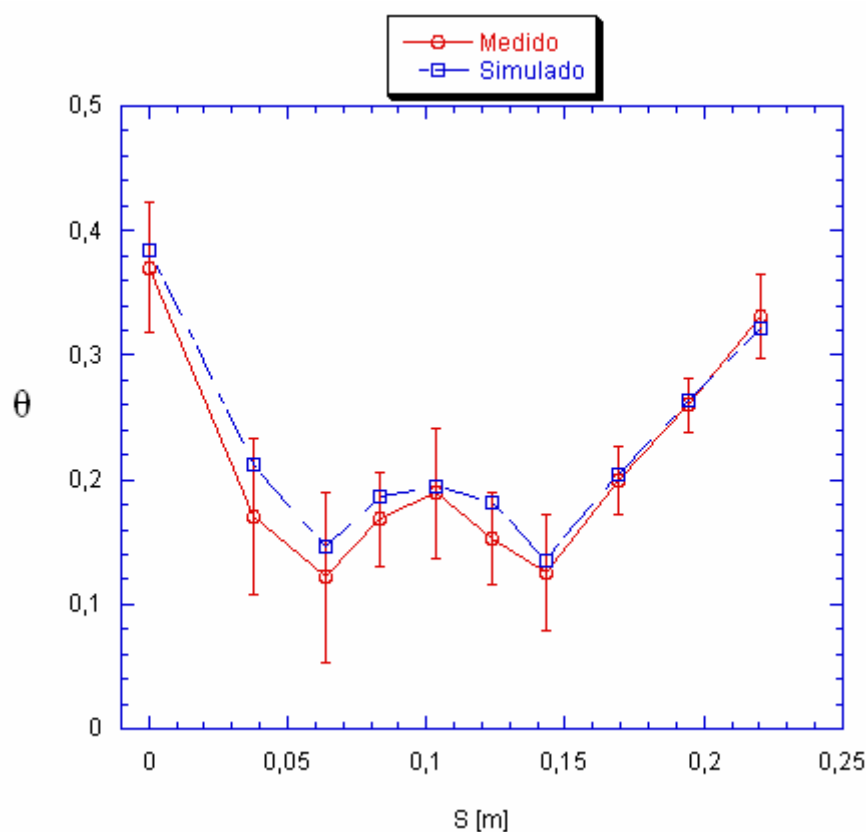
TABELA 3 - DISTRIBUIÇÃO DE TEMPERATURA COMPARATIVA PARA FLUXO OBSTRUÍDO

Número aquisição	X	Y	Z	T (K)	θ	\bar{T} (K)	$\bar{\theta}$	$U_{\theta} / \bar{\theta}$
	(m)	(m)	(m)	Simulação	Simulação	Medido	Medido	Medido
1	0,158	0,126	0,29	297,7748	0,384703	297,5	0,370466	0,140558
2	0,158	0,094	0,27	294,4389	0,211862	293,6	0,170121	0,368431
3	0,158	0,078	0,25	293,1676	0,145991	292,7	0,121762	0,559699
4	0,158	0,078	0,23	293,9482	0,186437	293,6	0,168394	0,224003
5	0,158	0,078	0,21	294,1182	0,195246	294,0	0,189119	0,275339
6	0,158	0,078	0,19	293,8617	0,181954	293,3	0,15285	0,246783
7	0,158	0,078	0,17	292,9712	0,135814	292,8	0,125216	0,375466
8	0,158	0,094	0,15	294,2784	0,203544	294,2	0,199482	0,139874
9	0,158	0,11	0,13	295,4353	0,263492	295,4	0,259931	0,085350
10	0,158	0,126	0,11	296,5529	0,321395	296,7	0,330743	0,101928

onde X, Y e Z é a posição espacial tridimensional do ponto de coleta na superfície do ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda, m; θ é a temperatura obtida para tal ponto pela simulação computacional; $\bar{\theta}$ é a média adimensionalizada de coleta de 3 temperaturas sucessivas separadas em intervalos de 1 segundo para o mesmo ponto; $U_{\theta} / \bar{\theta}$ é a incerteza relativa adimensionalizada relacionada a tais medidas triplas em cada ponto, conforme fórmula anteriormente explicada; $T_b=309,65$ K e $T_{\infty}=290,35$ K.

Assim obtém-se o Gráfico 3, o qual mostra claramente o comparativo entre as temperaturas adimensionais simuladas e medidas, com sua respectiva tolerância calculada para cada medida.

GRÁFICO 3 - COMPARAÇÃO ENTRE AS TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MEDIDAS E SIMULADAS PARA FLUXO CORONARIANO OBSTRUÍDO



5.3.3 - Avaliação do modelo

Com tempo de resolução médio de 50 minutos para cada caso apresentado, as comparações mostradas nos Gráficos 2 e 3 são uma boa indicação de que a simulação computacional reproduz aproximadamente o comportamento real da caixa torácica no domínio analisado. Os resultados experimentais, portanto, validam o modelo numérico desenvolvido. Assim, com o modelo validado, é possível a variação de parâmetros geométricos e operacionais da caixa torácica em outras simulações. Desta maneira, o modelo possui potencial para ser usado com objetivos de predição e ferramenta para futuros métodos de obtenção inversa de fluxos coronarianos.

É importante salientar que o presente modelo passou por várias fases de ajustes de constantes para que o mesmo apresentasse convergência quantitativa adequada e satisfatória coerente com os valores reais esperados e coletados em cirurgias reais. As constantes ajustadas foram a constante empírica de correlação entre a variação do calor latente de vaporização da água (h_{fg}) e a temperatura do elemento, e o valor do coeficiente de transferência de calor em convecção forçada, h_i .

As Figuras 27, 28 e 29 mostram as distribuições de umidade relativa, respectivamente, em um plano xz, para $y = 0,150$ m, em um plano yz, para $x = 0,182$ m e em um plano xy, para $z = 0,200$ m em uma perspectiva tridimensional. Os gráficos se referem ao experimento 1 (fluxo presente). Note que a análise da distribuição de umidade do coração imerso na cavidade torácica permite observar que o órgão cardíaco se encontra exatamente conforme a situação cirúrgica almejada. Assim, metade está imerso no tecido mediastinal (muscular e visceral) da caixa torácica, representada pela porção posterior e sólida na simulação (umidade zero), e metade está exposta ao ambiente da sala cirúrgica, representada pela porção anterior da simulação, onde a umidade é 80%. Note também que os átrios e ventrículos internos ao coração se encontram preenchidos de sangue, representados por umidade 100%.

FIGURA 27 - RESULTADO DA UMIDADE RELATIVA OBTIDA NO PLANO
XZ, PARA $y=0,150$ m

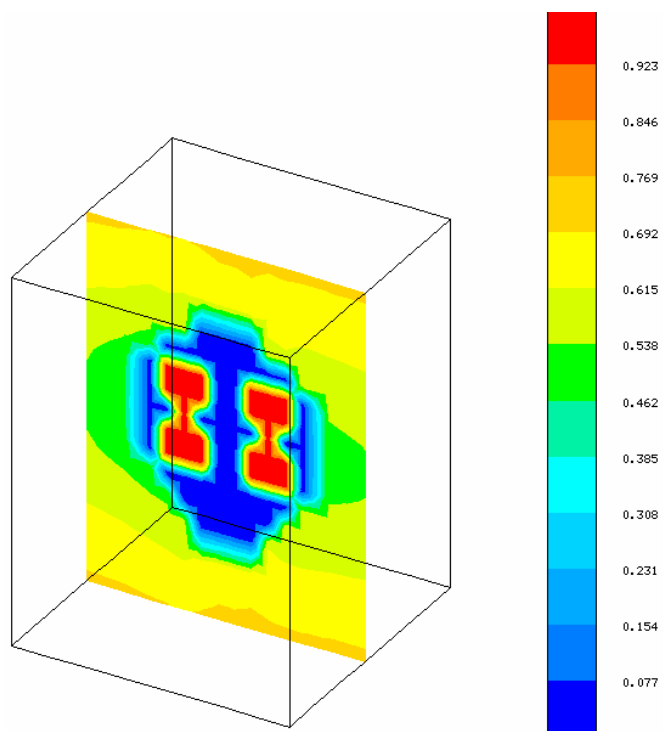


FIGURA 28 - RESULTADO DA UMIDADE NO PLANO YZ, PARA $x=0,182$ m

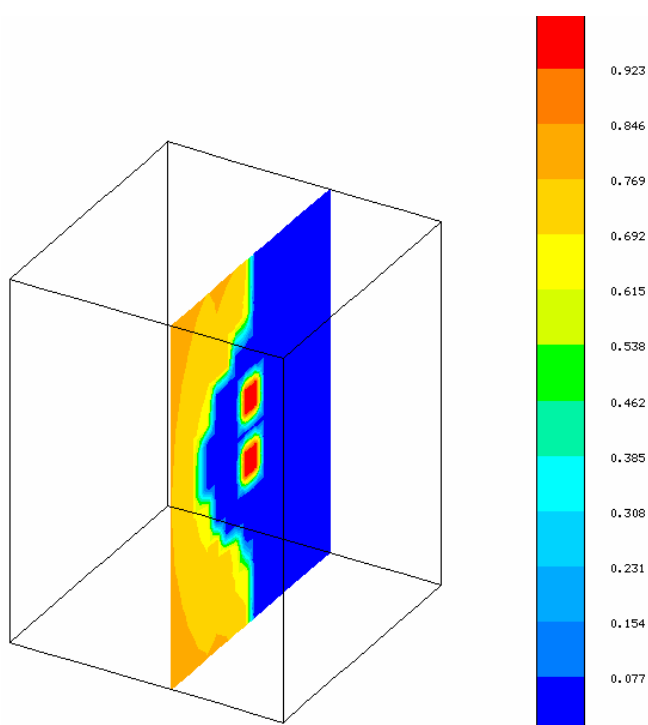
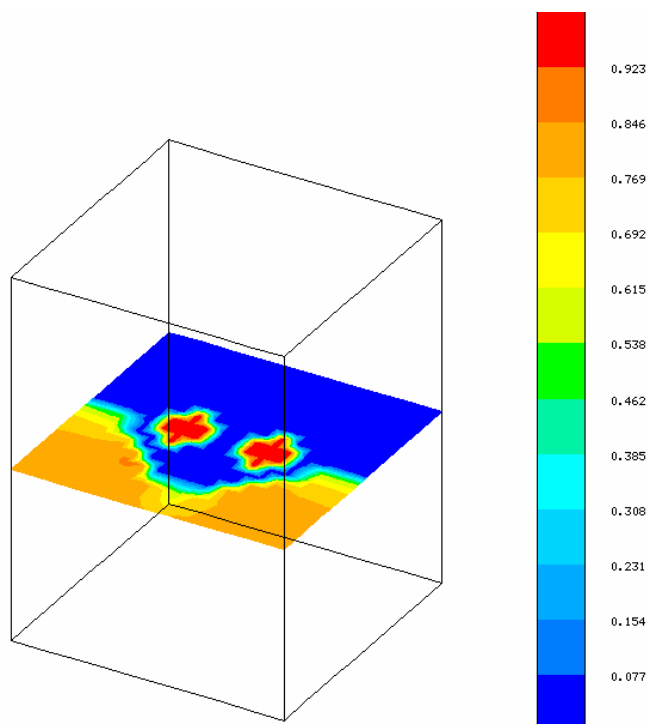


FIGURA 29 - RESULTADO DA UMIDADE NOS PLANO XY, PARA $z=0,200$ m

A seguir, pode-se observar a distribuição de temperatura em planos de atuação da principal artéria coronária cardíaca, ou seja, o ramo descendente anterior da coronária esquerda (ramo LAD). Assim na Figura 30 analisa-se o gráfico no plano yz, em $x=0,166$ m, e na Figura 31 observa-se no plano xy, em $z=0,240$ m, a distribuição de temperatura causada pelo fluxo sanguíneo das mesmas. Nas Figuras 32 a 33 pode-se confirmar as mesmas distribuições anteriores, porém em planos bidimensionais, fornecendo assim ao observador uma melhor capacidade analítica. É importante ressaltar que na distribuição térmica pode ser observado que metade do coração está exposta ao ambiente da sala cirúrgica, representada pela porção anterior e fria. Nota-se também que os átrios e ventrículos internos ao coração se encontram preenchidos de sangue, representados por regiões quentes, e que as artérias coronárias, principalmente o ramo descendente anterior esquerdo (LAD), está representando por sua zona de calor característica vertical na porção anterior cardíaca.

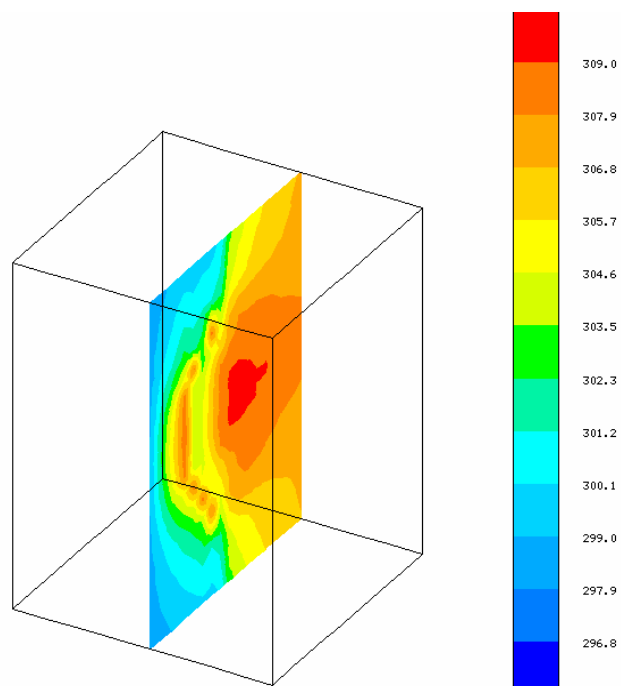
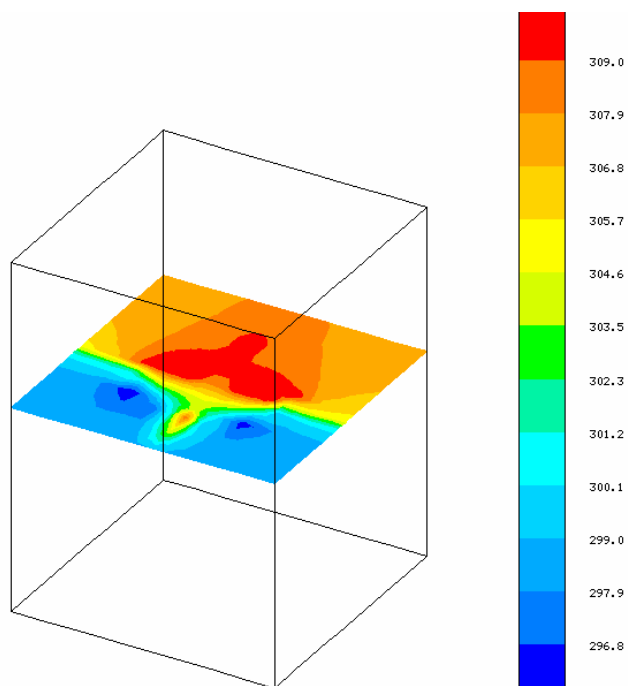
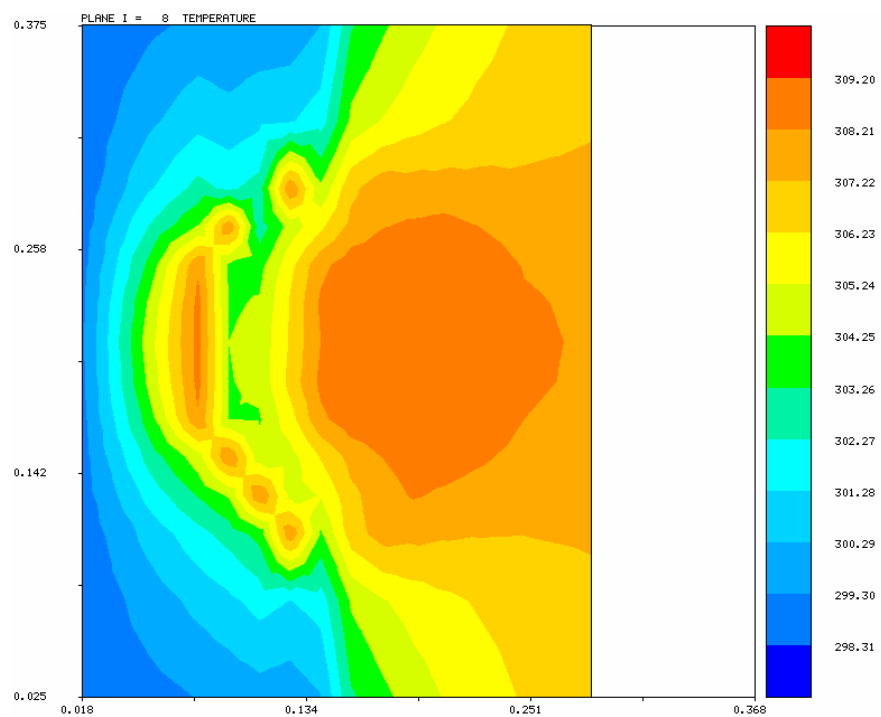
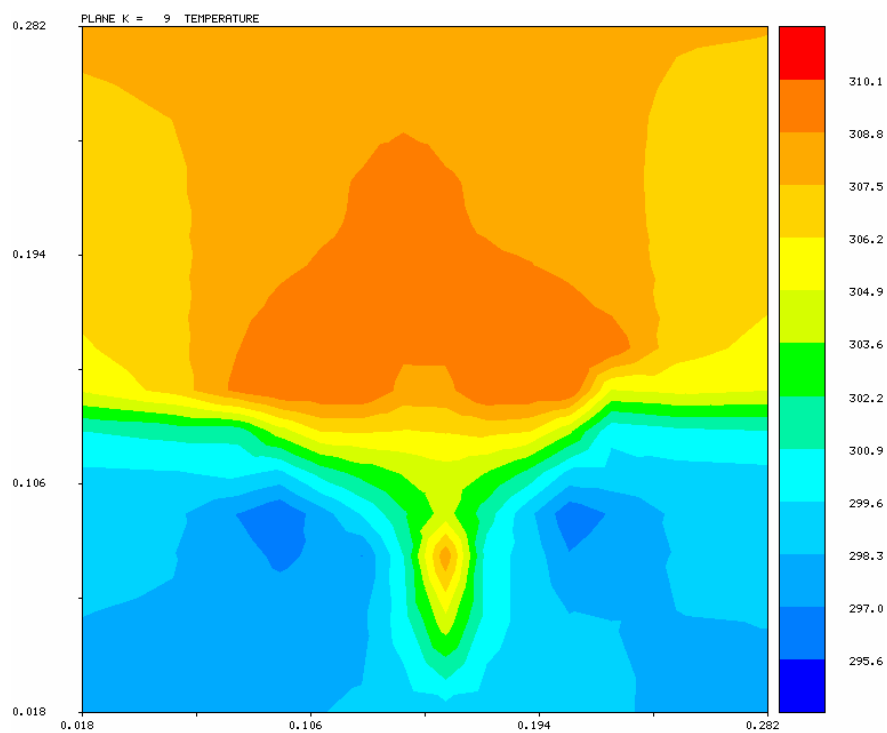
FIGURA 30 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO YZ, $x=0,166$ mFIGURA 31 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO XY, $z=0,240$ m

FIGURA 32 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO YZ, $x=0,166$ mFIGURA 33 - RESULTADO DA TEMPERATURA NO PLANO XY, $z=0,240$ m

Finalmente, pontos com mesmo valor de temperatura são mostrados nas Figuras 34 a 36. Tal artifício de construção de gráficos com isotermas traz a oportunidade de se identificar regiões de influência das fontes quentes, tais como artérias principais e seus efeitos na distribuição térmica local e global, bem como identificar a presença de espaços frios que signifiquem possíveis áreas de baixa irrigação sanguínea (perfusão), que poderão ser mais sensíveis às variações térmicas e de baixo fluxo sanguíneo, assim necessitando de um cuidado especial por parte do cirurgião para o cálculo da quantidade de soro cardioplégico (para promover a parada cardíaca) frio a ser administrado ao paciente no pré-operatório, bem como o tempo de manutenção do mesmo durante a circulação extra corpórea. A oportunidade de otimização geométrica para a instalação de enxertos em regiões de alta temperatura também surge naturalmente.

FIGURA 34 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 307 K

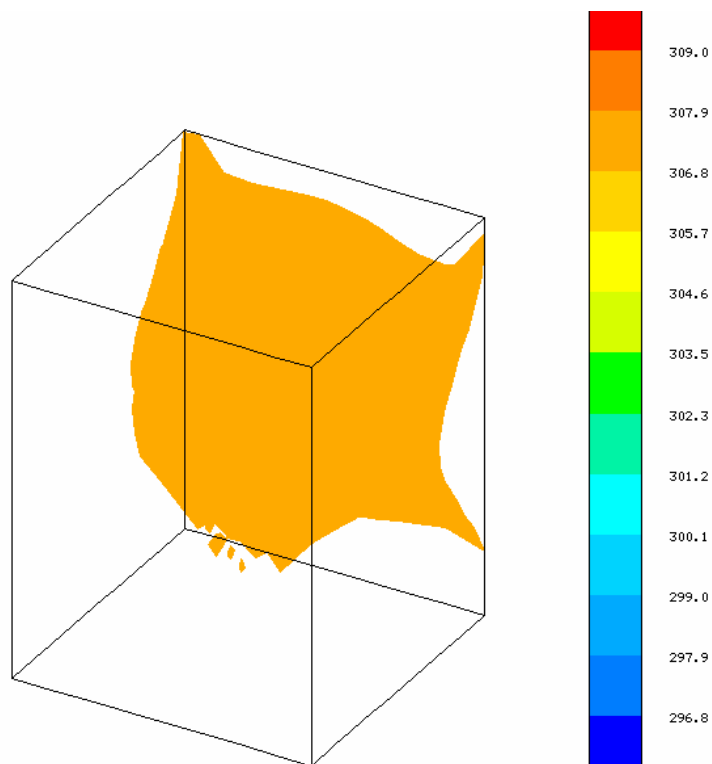


FIGURA 35 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 308 K

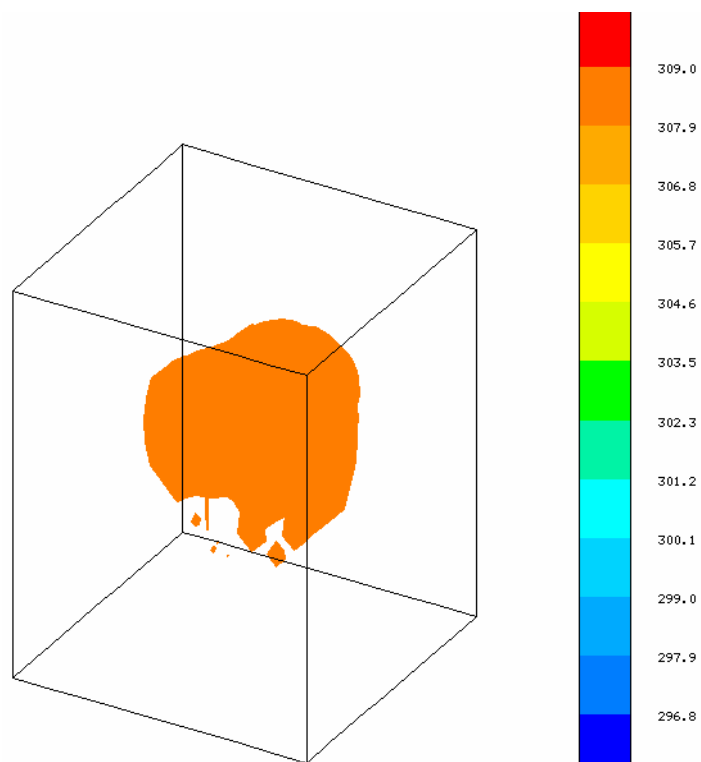
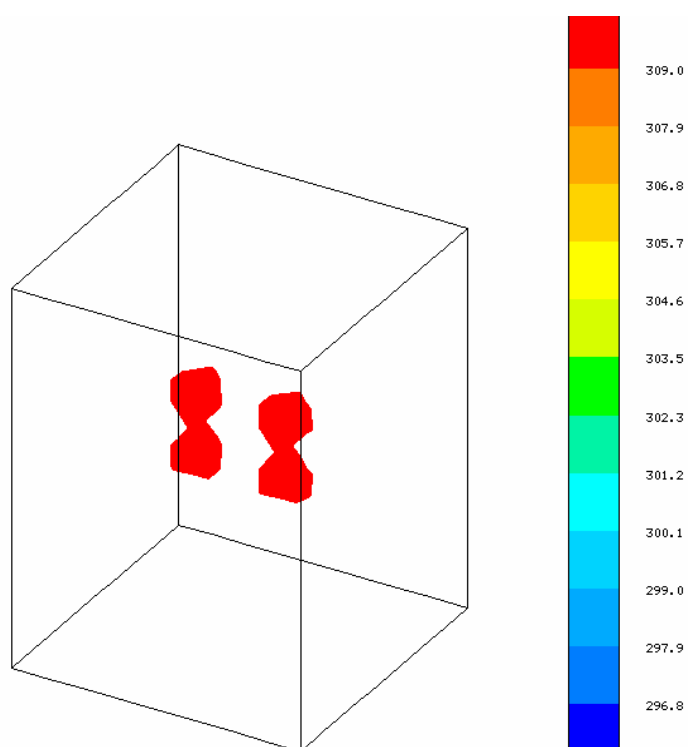


FIGURA 36 - ISOMÉTRICAS DE TEMPERATURAS IGUAIS A 310 K



CAPÍTULO VI

6 DISCUSSÃO

Avaliando a Figura 33, pode-se notar as regiões de resfriamento rápido em torno do ponto de inserção do ramo anterior descendente da coronária esquerda. Tais efeitos podem ser explicados pelo calor latente de vaporização da água nessas regiões expostas de músculo cardíaco, onde a fina camada de água superficial, ao evaporar, retira calor do músculo, resfriando-o. Como pode ser observado nas fotos apresentadas da câmara infravermelha, por exemplo, pela Figura 20, nota-se, no meio da figura, a área tortuosa de maior temperatura correspondente ao fluxo sanguíneo normal no ramo descendente anterior da artéria coronária esquerda, e logo após em sua vizinhança é claramente observado um brusco gradiente negativo de calor, o qual leva o músculo vizinho da coronária à condição de rápido equilíbrio com o ambiente da sala cirúrgica. Tal fenômeno é explicado pelo calor de vaporização da água nos elementos de fronteira ar/músculo, e também pode ser observado nas simulações, sendo que tal calor de vaporização é explicado pelo contínuo fluxo de massa que ocorre no sentido da fina camada de água que cobre o coração para o ambiente externo. Observa-se que há grande quantidade de trocas de calor por convecção entre a artéria com fluxo sanguíneo e o músculo, porém o calor de evaporação é o maior responsável para as mudanças bruscas no gradiente de temperatura na fronteira entre o músculo cardíaco e o ambiente da sala cirúrgica.

Note que na Figura 35 o contorno cardíaco fica praticamente abrangido pela isoterma de 308 K, ou seja, 34,85 °C, mostrando assim o claro efeito do contato com o ambiente externo no órgão cardíaco, e da proteção térmica exercida no mesmo pela plena perfusão muscular de suas 4 principais artérias coronárias e seus ramos colaterais. Também pode ser facilmente observado pela Figura 36 que o sangue no interior dos ventrículos se mantém à temperatura de aproximadamente 310 K, ou seja, 36,85 °C, valor esse previsto pela literatura como normal e esperado

no sangue atrial e ventricular circulantes. As isométricas permitem ao leitor observar o perfil térmico esperado em uma condição real cirúrgica. Assim, pode ser observado que os pontos de maior temperatura (310 K) estão concentrados no interior dos átrios e ventrículos do coração. Após, os pontos de temperatura intermediária circundam a superfície cardíaca, formando finalmente a camada térmica que separa as estruturas internas da caixa torácica da ação externa do ar úmido e frio da sala cirúrgica, conforme observado na Figura 34.

Para o cálculo inicial até o regime permanente periódico o modelo tridimensional de elementos de volume levou aproximadamente 50 minutos com erro de 10^{-6} , em um computador pentium III de 1 GHz com 512 Mb de memória. Após feitas as devidas otimizações no software, observou-se a redução do tempo computacional para 28 minutos, tempo esse ainda inadequado para trabalhar com um sistema em tempo real, assim sendo importante futuros trabalhos para a otimização e aceleração da resolução das equações via processamento paralelo.

Enfim, em diversas tentativas de se apresentar modelos de trocas térmicas cardíacas já empregadas na literatura, onde certamente alguns apresentam um domínio computacional muito mais elaborado, como por exemplo, o excelente trabalho de ZHANG et al., em 2004, os mesmos somente empregaram efeitos de transferência de calor por condução e convecção forçada. Assim, o bom resultado final está sujeito a condições fixas e previamente ajustadas de bons fluxos coronarianos, condições adequadas do centro cirúrgico e principalmente da anatomia tradicional do coração do paciente.

Dessa forma, o presente modelo, apesar de apresentar uma modelagem matemática simplificada, apresenta todas as possíveis situações de trocas térmicas esperadas dentro do órgão cardíaco. Portanto, trata-se de um modelo mais robusto às mudanças de condições de rotina em cirurgias cardíacas, do que os apresentados anteriormente literatura, dentro do conhecimento deste autor.

CAPÍTULO VII

7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Como se pode avaliar pelo presente trabalho, o método tridimensional de elementos de volume leva em consideração a associação de vários fenômenos, tais como os efeitos de condução, convecção natural e forçada, e também o calor latente de vaporização da água na superfície do músculo cardíaco. Desta forma, o modelo considera o fato do músculo ser uma estrutura interna do corpo, assim não possuindo qualquer mecanismo para evitar a perda de fluidos, portanto sempre mantendo uma cobertura superficial de fluido em sua superfície.

Fruto da validação experimental realizada, espera-se que modelo apresentado possa se tornar uma ferramenta de simulação poderosa para a obtenção de distribuição de temperatura cardíaca em ambiente cirúrgico em função de condições de temperatura externa, umidade e fluxos sanguíneos. Também foram discutidas várias possíveis aplicações do modelo para prever o campo de temperaturas resultantes em função de obstruções dos fluxos coronarianos.

Como sugestão para continuidade do trabalho, sugere-se buscar uma análise via computação paralela para que a resolução da malha com maior número de elementos possa se tornar factível e o tempo computacional possa ser reduzido para a obtenção do regime periódico permanente ao tempo cirúrgico. Assim, o cirurgião poderia avaliar em tempo real as devidas distribuições de temperatura esperadas, e avaliar a melhor abordagem cirúrgica para o problema apresentando pelo paciente, com o uso da ferramenta de simulação.

Finalmente, é importante colocar que a motivação original desse trabalho foi apresentar um modelo fiel à realidade que possa ser utilizado para a resolução do problema inverso de estimativa do fluxo sanguíneo a partir da medição da distribuição de temperatura cardíaca por imagem infravermelha, e assim calcular o fluxo resultante nas coronárias. Dessa forma, a reperfusão adequada do órgão

cardíaco poderia ser avaliada após término do procedimento cirúrgico, conferindo maior grau de certeza ao cirurgião para o fechamento da caixa torácica, com convicção de que a perfusão do órgão foi de fato restabelecida.

Todas as ferramentas para a continuidade desse trabalho, ou seja, a obtenção do fluxo nas coronárias através do perfil térmico informado via cabo USB 2.0 pela câmara infravermelha estão disponíveis. Portanto, sugere-se que o presente trabalho seja continuado para buscar a produção de um aplicativo computacional para a determinação de fluxos coronarianos resultantes de uma cirurgia cardíaca de enxertos a partir da medição de temperaturas por imagem infravermelha em tempo real da cirurgia. Assim, um poderoso padrão ouro, ou padrão de referência diagnóstica, para obtenção de fluxos coronarianos durante a cirurgia cardíaca seria obtido e certificado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADACHI, H., BECKER, L. C., AMBROSIO, G., TAKEDA, K., DIPAULA, A. F., BAUMGARTNER, W. A., BORKON, A. M., REITZ, B. A., Assesment of myocardial blood flow by real-time infrared imaging, *J. Surg Res* 1987; 43(1):94-102.

AOKI, M, HARADA, K, TAKADA, G, Normal values for left anterior descending coronary artery flow velocity assessed by transthoracic Doppler, *TOHOKU J EXP MED* 199 (4): 211-217 APR 2003

ASME Journal of Heat Transfer, Journal of Heat Transfer Policy on Reporting Uncertainties in Experimental Measurements and Results, Editorial, V. 115, p. 5-6, 1993.

BEJAN, A. Heat Transfer, X Ed. New York: John Wiley & Sons, 1993.

BEJAN, A. Convection Heat Transfer, 2. Ed. New York: John Wiley & Sons, 1995a.

BEJAN, A. The optimal spacing for cylinders in crossflow forced convection, *Journal of Heat Transfer*, V. 117, p. 767-770, 1995b.

BRIOSCHI ML, CIMBALISTA JR M, NAKAGAWA CR, COLMAN D, SILVEIRA F, COLTRO A, VON BAHTEN LC AND BROFMAN PR: Thermal coronary angiography for intraoperative avaliation of cardiac perfusion: preliminary experimental study. *Arq Med PUCPR*, 2:95-98, Abr-Jun, 2000.

BRIOSCHI, M.L., CIMBALISTA, M., COLMAN, D., MACHUCA, T.N., LOURES, D.R.R. “Termo-coronário-angiografia: padronização do método e primeiras aplicações clínicas no Brasil”, *Rev. Bras. Cir. Cardiov.* 2002 17, 15-19.

CHURCHILL, S. W. e CHU, H. H. S. Correlating equations for laminar and turbulent free convection from a vertical plate, *International Journal of Heat Mass Transfer*, V.18, p. 1323-1329, 1975.

EDITORIAL, 1994, “Journal of Heat Transfer Editorial Policy Statement on Numerical Accuracy,” *ASME J. Heat Transfer*, 116, pp. 797–798.

FLETCHER, C. A. J. *Computational Techniques for Fluid Dynamics*, Vol. 1, X Ed. Berlin: Springer-Verlag, 1991.

FOX, E.A., SAIBEL, E., *Attempts in Mathematical Analysis of Blood Flow*, *Transactions of Soc of Rheo.* VII, 25-31, 1963.

GORDON, N., RISPLER, S., SIDERMAN, S., SHOFTY, R., BEYAR, R., *Thermographic imaging in the beating heart: a method for coronary flow estimation based on a heat transfer model*, *Medical Engineering & Physics* 20, 1998, pg. 443-451.

GRAY, B.F., *Heat generation in tissues*, *Journal Bulletin of Mathematical Biology*, Issue Volume 42, Number 2 / March, 1980, pg 273-274.

HOLMES, KENNETH R., *Thermal Properties*, compilation available at <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>, 2000

HUGHES, T.J.R., LIU, W.K., BROOKS, A., *Review finite element analysis of incompressible viscous flows by penalty function formulation*, *J. Comput. Phys.* 30 (1979) 1-60.

HUGHES, T.J.R., *A simple scheme for developing upwind finite elements*, *Int. J. Numer. Meth. Eng.* 12 (1978) 1359-1365.

JOHNSTON, BARBARA M., JOHNSTON, PETER R., CORNEY, STUART, KILPATRICK, DAVID, Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations, *Journal of Biomechanics*, Vol 37 (5), 2004, Pages 709-720

KINCAID, D. e CHENEY, W. *Numerical Analysis*, X Ed. Belmont CA: Wadsworth, 1991.

MOHR F.W., MATLAFF J., GRUNDFEST W., CHAUX A., KASS R., BLANCHE C., TSAI P., LITVACK F., FORRESTER, T., Thermal coronary angiography: a method for assessing graft patency and coronary anatomy in coronary bypass surgery. *Ann Thorac Surg (USA)* 1989; 47(3):441-9.

NAKAGAWA, A., HIRANO, T., UENOHARA, H, SATO, M., KUSAKA, Y., SHIRANE, R., TAKAYAMA, K., YOSHIMOTO, T., Intraoperative thermal artery Imaging, *Minimal Invasive Neurosurgery* 2003; 46:231-234.

PAPP, L., ALLO, G., KEKESHI, V., JUHASZ-NAGY, A., Correlation between coronary flow and epicardial temperature determined by quantitative infra-red thermography. *IRCS Med Sci* 1985. 13:621-2.

REDDY, J.N., GARTLING, D.K., *The Finite Element Method in Heat Transfer and Fluid Dynamics*, CRC Press, Boca Raton, FL, 1994 (Chapters 4-5).

ROBICSEK F, MASTERS TN, SVENSON RH ET AL, The application of thermography in the study of coronary blood flow. *Surgery* 1978; **84**: 858-64.

SENYK J., MALM A., BORNMYR S., Intraoperative cardiothermography: a new method for detecting ischemic areas in the heart muscle and for investigating the results of revascularization procedures in coronary surgery. *Eur Surg Res* 1971; **3**: 1-12. 2.

SIEBERT, J., KEITA, L., KACZMAREK, M., ANISIMOWICZ, L., ROGOWSKI, J. AND NARKIEWICZ, M. (2001) "Application of intraoperative thermography in coronary artery bypass grafting without extracorporeal circulation - clinical report", *Med Sci Monit* 7, 766-770.

STERK, M., TROBEE, R., Biomedical Simulation of Heat Transfer in a Human Heart, *J. Chem. Inf. Model.*, 2005, 45, p. 1558-1553.

SUMA, H., ISOMURA, T., HORII, T., ET AL., 2000, "Intraoperative coronary artery imaging with infrared camera in off-pump CABG", *Ann Thorac Surg*, Vol. 70, pp. 1741-1742.

TROBEC R., PIPAN G., TRUNK P., MOENIK J., Spatial heart model derived from VHD. Bioimages for Europe 99: CDROM from the visible human data set – Milano Mirror Site, in: F. Pincioli (Ed.) Milano, 1999, ISBN 88-900185-3-4.

TRUNK, P., GERSAK, B., TROBEC, R., Topical Cardiac Cooling – computer simulation of myocardial temperature changes, *Computers in Biology and Medicine* 33, 2003, pg. 203-214.

TZIVONI D, CRIBIER A, KANMATSUSE K, CHEW C, GANZ W, Evaluation of changes in epicardial blood flow in experimental animals by cardiothermography. *Eur Heart J* 1982; 3: 382-8.

VARGAS, J. V. C., STANESCU, G., CAMPOS, M.C., FLOREA, R., A Numeric model to predict the thermal and psychrometric response of electronic packages, *Journal of Electronic Packaging*, V. 123, 2001.

VARGAS, J. V. C., ORDONEZ, J. C., BEJAN, A. , Constructal flow structure for PEM Fuel Cell, *International Journal of Heat and Mass Transfer* , V. 47, p. 4177 - 4193, 2004.

VARGAS, J. V. C. e BEJAN, A. , Thermodynamic optimization of internal structure in a fuel cell, *International Journal of Energy Research*, V. 28, n.4, p. 319 - 339, 2004.

WAN, J., STEELE, B., SPICER, S. A., STROHBAND, S., FEIJÓO, G. R., HUGUES, T. J. R., TAYLOR, C. A., A one-dimensional finite element method for simulation-based medical planning for cardiovascular disease, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2002 Vol. 5 (3), pg. 195-206.

ZHANG, YONGJIE e BAJAJ, CHADRAJIT. Finite Element Method for Cardiac Analysis, ICES Technical Report 04-26, the University of Texas at Austin, 2004.

ZIENKIEWICZ , O.C., TAYLOR , R.L., *The Finite Element Method*, vol. 1, McGraw-Hill, London, 1989 (Chapter 15).

APÊNDICE 1 – LISTAGEM DO ARQUIVO SYS.F

```

subroutine fcn(n,fi,f,xl,nelmax)
c
c  the system of equations
c
  implicit real *8 (a-h,o-z)
  dimension fi(nelmax),f(nelmax),xl(nelmax,8,3)
  common /prop/ rhoair,gban,cvair,rkair,alfa,pr,cpair,rkwall
  common /temp/ tbody,hum0
  common /hwl/ a,b,c
  common /rad/ tpair,esp
  common /sol3/ rkeqp(1)
  common /sol4/ rhoeqp(1)
  common /sol5/ ceqp(1)
  common /sol6/ qgeqp(1)
  common /typel/ itypel(1)
  common /type2/ loca(1)
  common /type3/ ineltot
  common /type4/ iarte(1)
  common /type5/ iartw(1)
  common /type6/ iartn(1)
  common /type7/ iarts(1)
  common /type8/ iatre(1)
  common /type9/ iatrd(1)
  common /type10/ ivene(1)
  common /type11/ ivend(1)
  common /mesh/ nel,nlx,nly,nlz,neleqp
  common /heart/ divheartx,divhearty,divheartz,
1  rlarge,rsmall,rad,rae,rvdsmall,rvesmall,
1  rvdlarge,rvelarge,rhomusc,cmusc,qmusc,
1  rkmusc,rhoblood,cblood,rkblood,tblood,veloar
  common /heart2/ cordiam,viblood,corflowe,corfloww,corflown,
1  corflows,corfloav
  common /heat/ ct,cq,cvelo
  common /inthx/ ihx,nelhx,neltot

  neltot=ineltot
  pi=3.14159265d0
  hforc=(3.66d0*rkblood/cordiam)

c      loop to create the temperature equation from
c      a balance of energy for each volume element,
c      either for air or

```

```

c      for equipment. Also computes the internal wall
c      temperatures when necessary
c
c      ieast, seast, etc - counters and summers to compute
c      average temperatures of the inner surfaces
c
c
c
c      BEGINNING OF THE LOOP OVER ALL ELEMENTS
c
do i=1,nel

    qgerado=0.d0
    if (fi(i).lt.tbody) qgerado=qgeqp(i)
c
c
c      mass of air or eqp in the volume element and element geometry

        wid=xl(i,4,2)-xl(i,1,2)
        hgt=xl(i,5,3)-xl(i,1,3)
        rlg=xl(i,2,1)-xl(i,1,1)
        vol=wid*hgt*rlg ! air or eqp vol
        rmel=rhoeqp(i)*vol
        cvel=ceqp(i)
        areaew=wid*hgt
        areans=hgt*rlg
        areatb=wid*rlg
        qblood=0.d0

        rlgm=rlg/2
        hgtm=hgt/2
        widm=wid/2
c
c      temperature derivative f(i) = dT/dtime
c      where fi(i) = Tair or Teqp
c
c      computing each heat transfer interaction based on a given
c      geometry (vector xl and gabinet size)
c
c      East face of element
c
        if (xl(i,1,1).eq.0.d0) then
c
c      nessa primeira parte considero a primeira metade da caixa para fora,
c      no ar, e a outra metade imersa no corpo

```

```
if ((xl(i,4,2)+xl(i,1,2)).lt.b) then
```

- c A partir daqui considero uma parede de ar, com espessura esp
- c onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

```

if(itypel(i).eq.0) then
  tfilm=(fi(i)+tpair)/2
  rkairt=rkta(tfilm)
  ue=rkairt/(rlgm+esp/2)
  qe=-ue*areaew*(fi(i)-tpair)
else
  rg=rlgm/rkeqp(i)
  tfilm=(fi(i)+tpair)/2
  rkairt=rkta(tfilm)
  hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1      fi(i),tpair)
  ue=1.d0/(1.d0/hi+rg)
  qe=ue*areaew*(tpair-fi(i))
endif

```

```
else
```

- c A partir daqui considero uma parede de musculo, com espessura esp
- c onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

```

if(itypel(i).ne.0) then
  rki=rkeqp(i)
  rkia=rkmusc
  ue=1.d0/(rlgm/rki+esp/(2*rkia))
  qe=-ue*areaew*(fi(i)-tbody)
else
  rg=esp/(2*rkmusc)
  hgtia=hgt
  rlgia=esp
  widia=wid
  tfilm=(fi(i)+tbody)/2
  rkairt=rkta(tfilm)
  hi=hnc(rkairt,hgtia,rlgia,widia,gban,0.d0,
1      fi(i),tbody)
  ue=1.d0/(1.d0/hi+rg)
  qe=ue*areaew*(tbody-fi(i))
endif

```

```

endif

c caso nao esteja na extremidade, continua daqui normalmente

else
c
c the element could have air or eqp inside, but in both cases
c conduction only between adjacent elements, through practically
c no relative motion between air layers or eqp/eqp, or
c natural convection when air/eqp
c
    rlgam=(xl(i-1,2,1)-xl(i-1,1,1))/2
    if(itypel(i).eq.0.and.itypel(i-1).eq.0) then
        tfilm=(fi(i)+fi(i-1))/2
        rkairt=rkta(tfilm)
        ue=rkairt/(rlgm+rlgam)
        qe=-ue*areaew*(fi(i)-fi(i-1))
    else
        if(itypel(i).ne.0.and.itypel(i-1).ne.0) then
            rki=rkeqp(i)
            rkia=rkeqp(i-1)
            ue=1.d0/(rlgm/rki+rlgam/rkia)
            qe=-ue*areaew*(fi(i)-fi(i-1))
        else
c
c compute natural convection heat transfer coefficient
c entre solido e ar
c
            if(itypel(i).ne.0.and.itypel(i-1).eq.0) then
                rg=rlgm/rkeqp(i)
                tfilm=(fi(i)+fi(i-1))/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1                 fi(i),fi(i-1))

            else

                rg=rlgam/rkeqp(i-1)
                hgtia=xl(i-1,5,3)-xl(i-1,1,3)
                rlgia=xl(i-1,2,1)-xl(i-1,1,1)
                widia=xl(i-1,4,2)-xl(i-1,1,2)
                tfilm=(fi(i)+fi(i-1))/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgtia,rlgia,widia,gban,qgeqp(i-1),
1                 fi(i),fi(i-1))

```

```

        endif
        ue=1.d0/(1.d0/hi+rg)
        qe=ue*areaew*(fi(i-1)-fi(i))
        endif
    endif

    endif

c
c
c   West face of element
c
    if (xl(i,2,1).eq.a) then

c   nessa primeira parte considero a primeira metade da caixa para fora,
c   no ar, e a outra metade imersa no corpo

        if ((xl(i,4,2)+xl(i,1,2)).lt.b) then

c   A partir daqui considero uma parede de ar, com espessura esp
c   onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

            if(itypel(i).eq.0) then
                tfilm=(fi(i)+tpair)/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                uw=rkairt/(rlgm+esp/2)
                qw=-uw*areaew*(fi(i)-tpair)
            else
                rg=rlgm/rkeqp(i)
                tfilm=(fi(i)+tpair)/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1                fi(i),tpair)
                uw=1.d0/(1.d0/hi+rg)
                qw=uw*areaew*(tpair-fi(i))
            endif

        else

c   A partir daqui considero uma parede de musculo, com espessura esp
c   onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

            if(itypel(i).ne.0) then
                rki=rkeqp(i)
                rkip=rkmusc
                uw=1.d0/(rlgm/rki+esp/(2*rkip))

```

```

        qw=-uw*areaew*(fi(i)-tbody)
    else
        rg=esp/(2*rkmusc)
        hgtip=hgt
        rlgip=esp
        widip=wid
        tfilm=(fi(i)+tbody)/2
        rkairt=rkta(tfilm)
        hi=hnc(rkairt,hgtip,rlgip,widip,gban,0.d0,
1         fi(i),tbody)
        uw=1.d0/(1.d0/hi+rg)
        qw=uw*areaew*(tbody-fi(i))
    endif
endif

```

c caso nao esteja na extremidade, continua daqui normalmente

```

    else
c
c the element could have air or eqp inside, but in both cases
c conduction only between adjacent elements, through practically
c no relative motion between air layers or eqp/eqp, or
c convection when air/eqp
c
        rlgpm=(xl(i+1,2,1)-xl(i+1,1,1))/2
        if(itypel(i).eq.0.and.itypel(i+1).eq.0) then
            tfilm=(fi(i)+fi(i+1))/2
            rkairt=rkta(tfilm)
            uw=rkairt/(rlgm+rlgpm)
            qw=-uw*areaew*(fi(i)-fi(i+1))
        else
            if(itypel(i).ne.0.and.itypel(i+1).ne.0) then
                rki=rkeqp(i)
                rkip=rkeqp(i+1)
                uw=1.d0/(rlgm/rki+rlgpm/rkip)
                qw=-uw*areaew*(fi(i)-fi(i+1))
            else
c
c compute natural convection heat transfer coefficient
c entre solido e ar
c
                if(itypel(i).ne.0.and.itypel(i+1).eq.0) then
                    rg=rlgm/rkeqp(i)
                    tfilm=(fi(i)+fi(i+1))/2
                    rkairt=rkta(tfilm)

```

```

1      hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
        fi(i),fi(i+1))

      else
        rg=rlgpm/rkeqp(i+1)
        hgtip=xl(i+1,5,3)-xl(i+1,1,3)
        rlgip=xl(i+1,2,1)-xl(i+1,1,1)
        widip=xl(i+1,4,2)-xl(i+1,1,2)
        tfilm=(fi(i)+fi(i+1))/2
        rkairt=rkta(tfilm)
1      hi=hnc(rkairt,hgtip,rlgip,widip,gban,qgeqp(i+1),
        fi(i),fi(i+1))

      endif
      uw=1.d0/(1.d0/hi+rg)
      qw=uw*areaew*(fi(i+1)-fi(i))
    endif
  endif
endif

c
c  A partir de agora teremos as paredes SUPERIOR E INFERIOR
c  O Fluxo de ar eh calculo no sentido de INFERIOR para
c  SUPERIOR
c
c  Top face of element
c  vemos se ele faz contato com a parte de cima
c
  if (xl(i,5,3).eq.c) then

    if ((xl(i,4,2)+xl(i,1,2)).lt.b) then

c  A partir daqui considero uma parede de ar, com espessura esp
c  onde podemos ter ou ar ou solido em cima dela

      if(itypel(i).eq.0) then
c  caso tenhamos ar embaixo, teremos trocas por convexao
        deltatpair=tpair-fi(i)
        tfilm=(tpair+fi(i))/2
        gbanl=gbt(tfilm)
        velo=cvelo*alfa*(gbanl*abs(deltatpair)*c)**0.5d0
        rmdot=rhoair*velo*areatb/2
        qt=rmdot*cpair*deltatpair

c  caso negativo, teremos conducao normal
      else
        tfilm=(fi(i)+tpair)/2

```

```

        rkairt=rkta(tfilm)
        hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1         fi(i),tpair)
        qt=1.d0/(1.d0/hi+hgtm/rkeqp(i))
1         *areatb*(tpair-fi(i))
    endif
else

```

- c A partir daqui considero uma parede de musculo, com espessura esp
c onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

```

        if(itypel(i).ne.0) then
            rki=rkeqp(i)
            rkit=rkmusc
            ut=1.d0/(hgtm/rki+esp/(2*rkit))
            qt=-ut*areatb*(fi(i)-tbody)
        else
            hgtit=esp
            rlgit=rlg
            widit=wid
            tfilm=(fi(i)+tbody)/2
            rkairt=rkta(tfilm)
            hi=hnc(rkairt,hgtit,rlgit,widit,gban,0.d0,
1         fi(i),tbody)
            ut=1.d0/(1.d0/hi+esp/(2*rkmusc))
            qt=ut*areatb*(tbody-fi(i))
        endif
    endif

```

else

- c
c The element might have air or eqp inside.
c The top face is in contact with another volume element.
c We have to analyze 4 possibilities air/air, airabove/eqpbelow,
c airbelow/eqpabove and eqp/eqp.

- c
c we identify the element number over the current element

```

c
c         it=i+nlx*nly
c
c
c         delt=fi(it)-fi(i)
c         hgttm=(xl(it,5,3)-xl(it,1,3))/2
c         if(itypel(i).eq.0.and.itypel(it).eq.0) then
c             tfilm=(fi(it)+fi(i))/2
c             gban1=gbt(tfilm)

```

```

      velo=cvelo*alfa*(gban1*abs(delt)*c)**0.5d0
      rmdot=rhoair*velo*areatb/2
      qt=rmdot*cpair*delt
    else
      if(itypel(i).ne.0.and.itypel(it).eq.0) then
        tfilm=(fi(i)+fi(it))/2
        rkairt=rkta(tfilm)
        hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1         fi(i),fi(it))
        qt=1.d0/(1.d0/hi+hgtm/rkeqp(i))
1         *areatb*(fi(it)-fi(i))
      else
        if(itypel(i).eq.0.and.itypel(it).ne.0) then
          rkit=rkeqp(it)
          hgtit=xl(it,5,3)-xl(it,1,3)
          rlgit=xl(it,2,1)-xl(it,1,1)
          widit=xl(it,4,2)-xl(it,1,2)
          tfilm=(fi(i)+fi(it))/2
          rkairt=rkta(tfilm)
          hi=hnc(rkairt,hgtit,rlgit,widit,gban,qgeqp(it),
1         fi(i),fi(it))
          ut=1.d0/(1.d0/hi+hgttm/rkit)
          qt=ut*areatb*delt
        else
          rki=rkeqp(i)
          rkit=rkeqp(it)
          ut=1.d0/(hgtm/rki+hgttm/rkit)
          qt=ut*areatb*delt
        endif
      endif
    endif
  endif
endif

```

c

c Bottom face of element

c

if (xl(i,1,3).eq.0.d0) then

c

c The element could have air or eqpt in it and

c The bottom face is in contact with the bottom wall of the cabinet

c Pure conduction if the lower temperature is

c smaller than the upper temperature, else heat transfer is by

c Benard convection.

c vemos se ele faz contato com a parte de baixo

c

```
if ((xl(i,4,2)+xl(i,1,2)).lt.b) then
```

- c A partir daqui considero uma parede de ar, com espessura esp
- c onde podemos ter ou ar ou solido embaixo dela

```
if(itypel(i).eq.0) then
```

- c caso tenhamos ar embaixo, teremos trocas por convexao

```
delt=tpair-fi(i)
tfilm=(tpair+fi(i))/2
gban1=gbt(tfilm)
velo=cvelo*alfa*(gban1*abs(delt)*c)**0.5d0
rmdot=rhoair*velo*areatb/2
qb=rmdot*cpair*delt
```

- c caso negativo, teremos conducao normal

```
else
```

```
tfilm=(fi(i)+tpair)/2
rkairt=rkta(tfilm)
hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1 fi(i),tpair)
qb=1.d0/(1.d0/hi+hgtm/rkeqp(i))
1 *areatb*(tpair-fi(i))
```

```
endif
```

```
else
```

- c A partir daqui considero uma parede de musculo, com espessura esp
- c onde podemos ter ou ar ou solido do lado dela

```
if(itypel(i).ne.0) then
```

```
rki=rkeqp(i)
rkit=rkmusc
ub=1.d0/(hgtm/rki+esp/(2*rkit))
qb=-ub*areatb*(fi(i)-tbody)
```

```
else
```

```
hgtit=esp
rlgit=rlg
widit=wid
tfilm=(fi(i)+tbody)/2
rkairt=rkta(tfilm)
hi=hnc(rkairt,hgtit,rlgit,widit,gban,0.d0,
1 fi(i),tbody)
ub=1.d0/(1.d0/hi+esp/(2*rkmusc))
qb=ub*areatb*(tbody-fi(i))
```

```
endif
```

```
endif
```

```

else
c
c The element might have air or eqp inside.
c The bottom face is in contact with another volume element.
c We have to analyze 4 possibilities air/air, airabove/eqpbelow,
c airbelow/eqpabove and eqp/eqp.
c First, we identify the element number below the current element
c
    ib=i-nlx*nly
c
c
    deltax=xi(ib)-xi(i)
    hgtbm=(xl(ib,5,3)-xl(ib,1,3))/2

    if(itypel(i).eq.0.and.itypel(ib).eq.0) then
        tfilm=(fi(ib)+fi(i))/2
        gban1=gbt(tfilm)
        velo=cvelo*alfa*(gban1*abs(deltax)*c)**0.5d0
        rmdot=rhoair*velo*areatb/2
        qb=rmdot*cpair*deltax
    else
        if(itypel(ib).ne.0.and.itypel(i).eq.0) then
            hgtib=xl(ib,5,3)-xl(ib,1,3)
            rlgib=xl(ib,2,1)-xl(ib,1,1)
            widib=xl(ib,4,2)-xl(ib,1,2)
            tfilm=(fi(i)+fi(ib))/2
            rkairt=rkta(tfilm)
            hi=hnc(rkairt,hgtib,rlgib,widib,gban,qgeqp(ib),
1             fi(i),fi(ib))
            qb=1.d0/(1.d0/hi+hgtbm/rkeqp(ib))*areatb*
1             deltax
        else
            if(itypel(ib).eq.0.and.itypel(i).ne.0) then
                rki=rkeqp(i)
                tfilm=(fi(i)+fi(ib))/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1                 fi(i),fi(ib))
                ub=1.d0/(1.d0/hi+hgtm/rki)
                qb=ub*areatb*deltax
            else
                rki=rkeqp(i)
                rkib=rkeqp(ib)
                ub=1.d0/(hgtm/rki+hgtbm/rkib)
                qb=ub*areatb*deltax
            endif

```

```

        endif
    endif
endif
c
c
c    North face of element
c
c    if (xl(i,1,2).eq.0.d0) then
c
c    analisamos o contato da parede norte como sendo o ar encima do peito
c
c    if(itypel(i).eq.0) then
c        tfilm=(fi(i)+tpair)/2
c        rkairt=rkta(tfilm)
c        un=rkairt/(widm+esp/2)
c        qn=-un*areans*(fi(i)-tpair)
c    else
c        wg=widm/rkeqp(i)
c        tfilm=(fi(i)+tpair)/2
c        rkairt=rkta(tfilm)
c        hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1        fi(i),tpair)
c        un=1.d0/(1.d0/hi+wg)
c        qn=un*areans*(tpair-fi(i))
c    endif
c    else
c
c    the element could have air or eqp inside, but in both cases
c    conduction only between adjacent elements, through practically
c    no relative motion between air layers or eqp/eqp, or
c    convection when air/eqp.
c
c    Determine which is the adjacent element
c
c    itn=i-nlx
c
c    widnm=(xl(itn,4,2)-xl(itn,1,2))/2
c    if(itypel(i).eq.0.and.itypel(itn).eq.0) then
c        tfilm=(fi(i)+fi(itn))/2
c        rkairt=rkta(tfilm)
c        un=rkairt/(widm+widnm)
c        qn=-un*areans*(fi(i)-fi(itn))
c    else
c        if(itypel(i).ne.0.and.itypel(itn).ne.0) then
c            rki=rkeqp(i)
c            rkin=rkeqp(itn)

```

```

un=1.d0/(widm/rki+widnm/rkin)
qn=-un*areans*(fi(i)-fi(itn))
else
  if(itypel(i).ne.0.and.itypel(itn).eq.0) then
    wg=widm/rkeqp(i)
    tfilm=(fi(i)+fi(itn))/2
    rkairt=rkta(tfilm)
    hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1      fi(i),fi(itn))
  else
    wg=widnm/rkeqp(itn)
    hgtitn=xl(itn,5,3)-xl(itn,1,3)
    rlgitn=xl(itn,2,1)-xl(itn,1,1)
    widitn=xl(itn,4,2)-xl(itn,1,2)
    tfilm=(fi(i)+fi(itn))/2
    rkairt=rkta(tfilm)
    hi=hnc(rkairt,hgtitn,rlgitn,widitn,gban,qgeqp(itn),
1      fi(i),fi(itn))
  endif
un=1.d0/(1.d0/hi+wg)
qn=un*areans*(fi(itn)-fi(i))
endif
endif
endif
c
c
c   South face of element
c
c   if (xl(i,4,2).eq.b) then
c
c   analisamos o contato da parede sul como sendo o tecido que
c   ampada a porcao posterior do coracao
c
  if(itypel(i).ne.0) then
    rki=rkeqp(i)
    rkis=rkmusc
    us=1.d0/(widm/rki+esp/(2*rkis))
    qs=-us*areans*(fi(i)-tbody)
  else
    hgtits=hgt
    rlgits=rlg
    widits=esp
    tfilm=(fi(i)+tbody)/2
    rkairt=rkta(tfilm)
    hi=hnc(rkairt,hgtits,rlgits,widits,gban,0.d0,
1      fi(i),tbody)

```

```

        us=1.d0/(1.d0/hi+esp/(2*rkmusc))
        qs=us*areans*(tbody-fi(i))
    endif
else
c
c the element could have air or eqp inside, but in both cases
c conduction only between adjacent elements, through practically
c no relative motion between air layers or eqp/eqp, or
c convection when air/eqp.
c Determine which is the adjacent element
c
    its=i+nlx

    widsm=(xl(its,4,2)-xl(its,1,2))/2
    if(itypel(i).eq.0.and.itypel(its).eq.0) then
        tfilm=(fi(i)+fi(its))/2
        rkairt=rkta(tfilm)
        us=rkairt/(widm+widsm)
        qs=-us*areans*(fi(i)-fi(its))
    else
        if(itypel(i).ne.0.and.itypel(its).ne.0) then
            rki=rkeqp(i)
            rkis=rkeqp(its)
            us=1.d0/(widm/rki+widsm/rkis)
            qs=-us*areans*(fi(i)-fi(its))
        else
            if(itypel(i).ne.0.and.itypel(its).eq.0) then
                wg=widm/rkeqp(i)
                tfilm=(fi(i)+fi(its))/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgt,rlg,wid,gban,qgerado,
1                 fi(i),fi(its))
            else
                wg=widsm/rkeqp(its)
                hgtits=xl(its,5,3)-xl(its,1,3)
                rlgits=xl(its,2,1)-xl(its,1,1)
                widits=xl(its,4,2)-xl(its,1,2)
                tfilm=(fi(i)+fi(its))/2
                rkairt=rkta(tfilm)
                hi=hnc(rkairt,hgtits,rlgits,widits,gban,qgeqp(its),
1                 fi(i),fi(its))
            endif
            us=1.d0/(1.d0/hi+wg)
            qs=us*areans*(fi(its)-fi(i))
        endif
    endif
endif
endif

```

```
endif
```

c Analise da perda nos atrios e ventriculos

c Inicio pelo atrio Direito

```
if (loca(i).eq.2) then
  flowmass=corfloav*rhoeqp(i)*rlg*wid
  do jcont=1,iatrd(1)
    if (i.eq.iatrd(jcont+1)) icont=jcont+1
  enddo
  if (icont.eq.2) then !primeiro elemento
    qblood=flowmass*cvel*(tblood-fi(i))
  else
    qblood=flowmass*cvel*(fi(iatrd(icont-1))-fi(i))
  endif
endif
```

c Continua no Ventriculo direito

```
if (loca(i).eq.4) then
  flowmass=corfloav*rhoeqp(i)*rlg*wid
  do jcont=1,ivend(1)
    if (i.eq.ivend(jcont+1)) icont=jcont+1
  enddo
  if (icont.eq.2) then !primeiro elemento
    qblood=flowmass*cvel*(fi(iatrd(iatrd(1)+1))-fi(i))
  else
    qblood=flowmass*cvel*(fi(ivend(icont-1))-fi(i))
  endif
endif
```

c Apos vai para o Atrio Esquerdo

```
if (loca(i).eq.1) then
  flowmass=corfloav*rhoeqp(i)*rlg*wid
  do jcont=1,iatre(1)
    if (i.eq.iatre(jcont+1)) icont=jcont+1
  enddo
  if (icont.eq.2) then !primeiro elemento
    qblood=flowmass*cvel*(fi(ivend(ivend(1)+1))-fi(i))
  else
    qblood=flowmass*cvel*(fi(iatre(icont-1))-fi(i))
  endif
endif
```

c Finaliza no Ventriculo Esquerdo para a saida para o corpo

```

if (loca(i).eq.3) then
  flowmass=corfloav*rhoeqp(i)*rlg*wid
  do jcont=1,ivene(1)
    if (i.eq.ivene(jcont+1)) icont=jcont+1
  enddo
  if (icont.eq.2) then !primeiro elemento
    qblood=flowmass*cvel*(fi(iatre(iatre(1)+1))-fi(i))
  else
    qblood=flowmass*cvel*(fi(ivene(icont-1))-fi(i))
  endif
endif
endif

```

c Calculo dos acrescimos para calor de vaporizacao e

c adicional das arterias e veias

c para os elementos de fronteira (itypel=2)

```

if (itypel(i).eq.2) then

```

c

c primeiro calculamos as caracteristicas do ar seco

c na pressao atmosferica, as quais dependem da temp

c

c pgro em Kg/m³

c pgvi em m²/s

c pgum em N/m²

```

  pgtemp=fi(i)-273.15d0
  pgcont=int(pgtemp/10)
  if (pgcont.eq.3) then
    pgro=-0.0035d0*pgtemp+1.27d0
    pgvi=(0.000933333d0*pgtemp+0.132d0)/1.d4
    pgum=7.48d0*pgtemp**2-209.8d0*pgtemp+3808.d0
  else
    if (pgcont.eq.2) then
      pgro=-0.004d0*pgtemp+1.285d0
      pgvi=(0.001d0*pgtemp+0.13d0)/1.d4
      pgum=4.94d0*pgtemp**2-56.3d0*pgtemp+1489.d0
    else
      if (pgcont.eq.1) then
        pgro=-0.0042d0*pgtemp+1.289d0
        pgvi=(0.0009d0*pgtemp+0.132d0)/1.d4
        pgum=3.14d0*pgtemp**2+16.9d0*pgtemp+745.d0
      else
        if (pgcont.ge.4.and.pgcont.lt.6) then

```

```

    pgro=-0.0035d0*pgtemp+1.27d0
    pgvi=(0.000933333d0*pgtemp+0.132d0)/1.d4
    pgum=13.12d0*pgtemp**2-684.2d0*pgtemp+13760.d0
else
    if (pgcont.le.0) then
        pgro=-0.0046d0*pgtemp+1.293d0
        pgvi=(0.0009d0*pgtemp+0.132d0)/1.d4
        pgum=1.8559d0*pgtemp**2+43.18d0*pgtemp+610.57d0
    else
        if (pgcont.ge.6) then
            pgro=-0.00285d0*pgtemp+1.231d0
            pgvi=(0.00105d0*pgtemp+0.125d0)/1.d4
            pgum=24.75d0*pgtemp**2-2092.5d0*pgtemp+56390.d0
        endif
    endif
endif
endif
endif
endif
endif

```

c

c calculo da constante de difusao do vapor d'agua no ar (m²/s)

c

```

    pgd=1.8666667d-7*fi(i)-2.962667d-5

```

c calor latente de vaporizacao da agua conforme Regnault (KJ/Kg)

```

    hfg=2538.2d0-2.9086d0*pgtemp

```

c avaliacao da face adjacente e com ar

```

    ib=i-nlx*nly

```

```

    it=i+nlx*nly

```

```

    itn=i-nlx

```

```

    its=i+nlx

```

c face leste

```

    if (itypel(i-1).eq.0) then

```

```

        pgre=veloar*(wid+hgt)/(2*pgvi)

```

```

        pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0

```

```

        pgh=pgd*pgsh*2/(wid+hgt)

```

```

        pgxw=pgum/1.0133d5

```

```

        pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro

```

```

        pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5

```

```

        pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro

```

```

        pgmass=pgh*areaew*(pgrw-pgrinf)

```

```

        qe=qe-pgmass*hfg*1.d3
    endif

```

c face oeste

```

if (itypel(i+1).eq.0) then
  pgre=veloar*(wid+hgt)/(2*pgvi)
  pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0
  pgh=pgd*pgsh*2/(wid+hgt)
  pgxw=pgum/1.0133d5
  pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro
  pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5
  pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro
  pgmass=pgh*areaew*(pgrw-pgrinf)
  qw=qw-pgmass*hfg*1.d3
endif

```

c face top

```

if (itypel(it).eq.0) then
  pgre=veloar*(wid+rlg)/(2*pgvi)
  pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0
  pgh=pgd*pgsh*2/(wid+rlg)
  pgxw=pgum/1.0133d5
  pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro
  pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5
  pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro
  pgmass=pgh*areatb*(pgrw-pgrinf)
  qt=qt-pgmass*hfg*1.d3
endif

```

c face botton

```

if (itypel(ib).eq.0) then
  pgre=veloar*(wid+rlg)/(2*pgvi)
  pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0
  pgh=pgd*pgsh*2/(wid+rlg)
  pgxw=pgum/1.0133d5
  pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro
  pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5
  pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro
  pgmass=pgh*areatb*(pgrw-pgrinf)
  qb=qb-pgmass*hfg*1.d3
endif

```

c face norte

```

if (itypel(itn).eq.0) then
  pgre=veloar*(hgt+rlg)/(2*pgvi)
  pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0
  pgh=pgd*pgsh*2/(hgt+rlg)
  pgxw=pgum/1.0133d5
  pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro
  pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5

```

```

pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro
pgmass=pgh*areans*(pgrw-pgrinf)
qn=qn-pgmass*hfg*1.d3
endif

```

```

c face sul
  if (itypel(its).eq.0) then
    pgre=veloar*(hgt+rlg)/(2*pgvi)
    pgsh=0.56003929d0*pgre**.5d0
    pgh=pgd*pgsh*2/(hgt+rlg)
    pgxw=pgum/1.0133d5
    pgrw=0.62202278d0*pgxw*pgro
    pgxinf=pgum*hum0/1.0133d5
    pgrinf=0.62202278d0*pgxinf*pgro
    pgmass=pgh*areans*(pgrw-pgrinf)
    qs=qs-pgmass*hfg*1.d3
  endif

```

c Agora analizaremos os fluxos recebidos pelo escoamento
c de sangue nos vasos internos aos elementos (arteria+veia)

```

  if (loca(i).ne.0) then
    ia=loca(i)
    iv=loca(i)+1
    qblood=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(ia)+fi(iv)-2*fi(i))
  endif

```

```
endif
```

```
c*****
```

```

c
  f(i)=(1.d0/rmel/cvel)*(qe+qn+qw+qs+qt+qb+qblood+qgerado)
c  if (fi(i).gt.310.16) write (*,*) i,fi(i),f(i)

```

```

c
  enddo

```

```

c trocas termicas pelos vasos Leste
do i=1,iarte(1)
  j=i+1
  imusc=iarte(j)      !elemento musculo que contem
  ia=loca(iarte(j))  !elemento arteria
  iv=ia+1             !elemento veia

  hgt=xl(imusc,5,3)-xl(imusc,1,3)

```

```

vol=hgt*pi/4.d0*cordiam**2
rmel=rhoeqp(ia)*vol
cvel=ceqp(ia)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas arterias internas
  flowmass=corflowe*rhoeqp(ia)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria E devido a entalpia
  if (i.ne.1) then
    qflow=flowmass*ceqp(ia)*(fi(ia-2)-fi(ia))
  else
    qflow=flowmass*ceqp(ia)*(tblood-fi(ia))
  endif

c  troca entre a arteria E e o musculo adjacente
  qartmus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(ia))

c  Devirada da arteria E
  f(ia)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qartmus)

c  calculo para veia E
  rmel=rhoeqp(iv)*vol
  cvel=ceqp(iv)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas veias internas
  flowmass=corflowe*rhoeqp(iv)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da veia E devido a entalpia
  if (i.ne.iarte(1)) then
    qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(iv+2)-fi(iv))
  else
    qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(ia)-fi(iv))
  endif

c  troca entre a veia E e o musculo adjacente
  qveimus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(iv))

c  Devirada da veia E
  f(iv)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qveimus)
c  write (*,*) i,j,imusc,ia,iv,f(ia),f(iv)
enddo

c  trocas termicas pelos vasos Oeste
do i=1,iartw(1)
c
  j=i+1
  imusc=iartw(j)    !elemento musculo que contem
  ia=loca(iartw(j)) !elemento arteria
  iv=ia+1          !elemento veia

```

```

hgt=xl(imusc,5,3)-xl(imusc,1,3)
vol=hgt*pi/4.d0*cordiam**2
rmel=rhoeqp(ia)*vol
cvel=ceqp(ia)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas arterias internas
   flowmass=corfloww*rhoeqp(ia)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria W devido a entalpia
   if (i.ne.1) then
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(fi(ia-2)-fi(ia))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(tblood-fi(ia))
   endif

c  troca entre a arteria W e o musculo adjacente
   qartmus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(ia))

c  Devirada da arteria W
   f(ia)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qartmus)

c  calculo para veia W
   rmel=rhoeqp(iv)*vol
   cvel=ceqp(iv)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas veias internas
   flowmass=corfloww*rhoeqp(iv)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da veia W devido a entalpia
   if (i.ne.iartw(1)) then
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(iv+2)-fi(iv))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(ia)-fi(iv))
   endif

c  troca entre a veia W e o musculo adjacente
   qveimus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(iv))

c  Devirada da veia W
   f(iv)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qveimus)
c  write (*,*) i,j,imusc,ia,iv,f(ia),f(iv)
enddo

c  trocas termicas pelos vasos Norte
do i=1,iartn(1)
c
  j=i+1
  imusc=iartn(j)  !elemento musculo que contem

```

```

ia=loca(iartn(j)) !elemento arteria
iv=ia+1          !elemento veia

hgt=xl(imusc,5,3)-xl(imusc,1,3)
vol=hgt*pi/4.d0*cordiam**2
rmel=rhoeqp(ia)*vol
cvel=ceqp(ia)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas arterias internas
   flowmass=corflown*rhoeqp(ia)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria N devido a entalpia
   if (i.ne.1) then
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(fi(ia-2)-fi(ia))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(tblood-fi(ia))
   endif

c  troca entre a arteria N e o musculo adjacente
   qartmus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(ia))

c  Devirada da arteria N
   f(ia)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qartmus)

c  calculo para veia N
   rmel=rhoeqp(iv)*vol
   cvel=ceqp(iv)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas veias internas
   flowmass=corflown*rhoeqp(iv)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria N devido a entalpia
   if (i.ne.iartn(1)) then
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(iv+2)-fi(iv))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(ia)-fi(iv))
   endif

c  troca entre a veia N e o musculo adjacente
   qveimus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(iv))

c  Devirada da veia N
   f(iv)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qveimus)
c  write (*,*) i,j,imusc,ia,iv,f(ia),f(iv)
enddo

c  trocas termicas pelos vasos Sul
do i=1,iarts(1)
c

```

```

j=i+1
imusc=iarts(j)    !elemento musculo que contem
ia=loca(iarts(j)) !elemento arteria
iv=ia+1          !elemento veia

hgt=xl(imusc,5,3)-xl(imusc,1,3)
vol=hgt*pi/4.d0*cordiam**2
rmel=rhoeqp(ia)*vol
cvel=ceqp(ia)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas arterias internas
   flowmass=corflows*rhoeqp(ia)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria S devido a entalpia
   if (i.ne.1) then
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(fi(ia-2)-fi(ia))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(ia)*(tblood-fi(ia))
   endif

c  troca entre a arteria S e o musculo adjacente
   qartmus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(ia))

c  Devirada da arteria S
   f(ia)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qartmus)

c  calculo para veia S
   rmel=rhoeqp(iv)*vol
   cvel=ceqp(iv)

c  calculo do fluxo de massa que passa pelas veias internas
   flowmass=corflows*rhoeqp(iv)*pi/4.d0*cordiam**2
c  troca da arteria S devido a entalpia
   if (i.ne.iarts(1)) then
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(iv+2)-fi(iv))
   else
     qflow=flowmass*ceqp(iv)*(fi(ia)-fi(iv))
   endif

c  troca entre a veia S e o musculo adjacente
   qveimus=hforc*pi*cordiam*hgt*(fi(imusc)-fi(iv))

c  Devirada da veia S
   f(iv)=(1.d0/rmel/cvel)*(qflow+qveimus)
c  write (*,*) i,j,imusc,ia,iv,f(ia),f(iv)
enddo

```

```

return
end
c-----
function hnc(rkair,hgt,rlg,wid,gban,qgeqp,tel,tside)
implicit real *8 (a-h,o-z)
common /prop/ rhoair,gb,cvair,rk,alfa,pr,cpair,rkwall
common /hwl/ a,b,c
common /heat/ ct,cq,cvelo
tfilm=(tel+tside)/2
gban1=gbt(tfilm)
c   ral=gban1*hgt**3*abs(tel-tside)
   ral=gban1*b**3*abs(tel-tside)
   if(qgeqp.eq.0.d0) then
c     hnc=ct*rkair*(3.47d0+(gban*(hgt/3)**3*abs(tel-tside))
c   1   *(1.d0/4.d0))/(hgt/3)
     hnc=rkair*ct*(0.825d0+0.387d0*ral**(1.d0/6.d0)/(1.d0+
c   1   (0.492d0/pr)**(9.d0/16.d0))**(8.d0/27.d0))**2/hgt
   else
c     face=2*(rlg*hgt+wid*hgt+wid*rlg)
c     hnc=cq*rkair*(gban*qgeqp/face/rkair)
c   1   **0.25d0
     hnc=rkair*cq*(0.825d0+0.387d0*ral**(1.d0/6.d0)/(1.d0+
c   1   (0.437d0/pr)**(9.d0/16.d0))**(8.d0/27.d0))**2/hgt
   endif
return
end
c-----
function gbt(tp)
implicit real *8 (a-h,o-z)
common /prop/ rhoair,gban,cvair,rkair,alfa,pr,cpair,rkwall
c   aux=gban
   aux=148.d6-1.91d6*(tp-273.15d0)+11114.2857d0*
c   1   (tp-273.15d0)*(tp-303.15d0)
   aux=148.d6-1.91d6*(tp-273.15d0)+13166.67d0*
c   1   (tp-273.15d0)*(tp-303.15d0)
   gbt=aux
return
end
c-----
function rkta(tp)
implicit real *8 (a-h,o-z)
common /prop/ rhoair,gban,cvair,rkair,alfa,pr,cpair,rkwall
c   aux=rkair
   aux=0.024d0+6.667d-5*(tp-273.15d0)+1.904d-7*
c   1   (tp-273.15d0)*(tp-303.15d0)
   rkta=aux

```

```
return  
end  
c*****
```

BIOGRAFIA

Fernando Gallego Dias nasceu em Tanabi, SP, Brasil, em 3 de janeiro de 1977, filho de Rui Gallego Dias e Yolanda Lopes Negrelli.

Em 1998 ele recebeu o grau de Bacharel em Engenharia Eletrônica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica.

Publicações:

ORDONEZ, Juan Carlos ; CHEN, S ; VARGAS, José Viriato Coelho ; DIAS, Fernando Gallego ; GARDOLINSKI, José Eduardo Ferreira da Costa ; VLASSOV, Dmitri . Constructal flow structure for a single SOFC. International Journal of Energy Research, em publicação, 2007.

DIAS, Fernando Gallego ; VARGAS, José Viriato Coelho ; KUBRUSLY, L. F. ; Loures, D. R. R. ; BRIOSCHI, Marcos ; KUBRUSLY, F. . Avaliação trans-operatória do fluxo sanguíneo coronariano e da perfusão miocárdica via modelo termodinâmico tridimensional utilizando termografia infravermelha. In: 34º Congresso da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, 2007, Florianópolis. 34º Congresso da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, 2007.

FERREIRA, Eliana Leal ; VARGAS, José Viriato Coelho ; CAMPOS, Marcos Carvalho ; DIAS, Fernando Gallego ; ORDONEZ, Juan Carlos ; BRIOSCHI, Marcos Leal . DEVELOPMENT OF AN AIR HEATING AND HUMIDIFYING SYSTEM FOR MECHANICAL VENTILATION OF INTENSIVE CARE UNIT PATIENTS. In: 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering - ENCIT 2006, 2006, Curitiba. Proceedings, 2006. p. 1-5., 2006.

PEREIRA, M V A ; VARGAS, José Viriato Coelho ; DIAS, Fernando Gallego ; ORDONEZ, Juan Carlos ; PARISE, J A R ; CAMPOS, Marcos Carvalho ;

MARTINS, L S ; FUJII, H Y C ; ALLAGE, R . EXERGETIC ANALYSIS OF A 5 TR EXPERIMENTAL ABSORPTION REFRIGERATION UNIT POWERED BY LIQUEFIED PETROLEUM GAS (GLP) AND EXHAUST GASES. In: 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering - ENCIT 2006, 2006, Curitiba. Proceedings, 2006. p. 1-8, 2006.

VARGAS, José Viriato Coelho ; BERNDSEN, J C ; DILAY, E ; DIAS, Fernando Gallego ; PARISE, J A R ; CAMPOS, Marcos Carvalho ; MACIEL, V D ; OÇOSKI, L R C G . DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL DE UM SISTEMA TRIGERADOR COM PRODUÇÃO SIMULTÂNEA DE CALOR, ELETRICIDADE E FRIO. In: 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering - ENCIT 2006, 2006, Curitiba. Proceedings, 2006. p. 1-10, 2006.

BRIOSCHI, Marcos; DIAS, Fernando Gallego. PRIMEIRAS APLICAÇÕES NO BRASIL DA MENSURAÇÃO DO GASTO ENERGÉTICO EM SERES HUMANOS POR CALORIMETRIA DIRETA INFRAVERMELHA.. In: VI Congresso Internacional de Nutrição, Longevidade e Qualidade de vida, 2005, São Paulo, 2005

BRIOSCHI, Marcos; DIAS, Fernando Gallego. DETERMINAÇÃO DO GASTO ENERGÉTICO EM PACIENTES OBESOS SUBMETIDOS AO PROGRAMA DE CONTROLE DE PESO L.A. SHAPE DIET (SUBSTITUTOS DE REFEIÇÃO) POR MEIO DE NOVO MÉTODO DE CALORIMETRIA DIRETA POR IMAGEM INFRAVERMELHA (IR).. In: VI Congresso Internacional de Nutrição, Longevidade e Qualidade de vida, 2005, São Paulo, 2005

DIAS, Fernando Gallego. CODIFICAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS (JPEG) PARA ENSINO ASSISTIDO POR COMPUTADOR. In: II ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E DE PÓS-GRADUAÇÃO, 1996, SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - SP. II ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E DE PÓS-GRADUAÇÃO, 1996. v. 1. p. 46-49