

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL**

**IONILDO JOSÉ SANCHES**

**SOBREPOSIÇÃO DE IMAGENS DE TERMOGRAFIA E  
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA NOVA MODALIDADE DE  
IMAGEM MÉDICA TRIDIMENSIONAL**

**TESE**

**CURITIBA  
2009**

**IONILDO JOSÉ SANCHES**

**SOBREPOSIÇÃO DE IMAGENS DE TERMOGRAFIA E  
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA NOVA MODALIDADE DE  
IMAGEM MÉDICA TRIDIMENSIONAL**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências. Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba

CURITIBA  
2009

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR, Campus Curitiba

S211

Sanches, Ionildo José

Sobreposição de imagens de termografia e ressonância magnética : uma nova modalidade de imagem médica tridimensional / Ionildo José Sanches. — 2009.

168 f. : il. ; 30 cm

Orientador : Humberto Remigio Gamba

Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2009

Bibliografia : 145-162

1. Ressonância magnética. 2. Termografia médica. 3. Diagnóstico por imagem. 4. Imagem infravermelha. 5. Engenharia elétrica – Teses. I. Gamba, Humberto Remigio, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

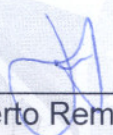
Título da Tese Nº 48:

## “Sobreposição de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética: Uma Nova Modalidade de Imagem Médica Tridimensional”

por

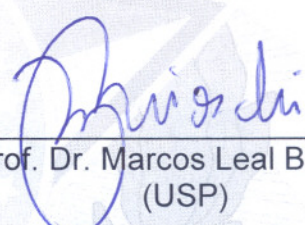
### Ionildo José Sanches

Esta tese foi apresentada, às 14h do dia 17 de dezembro de 2009, como requisito parcial para a obtenção do título de DOUTOR EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



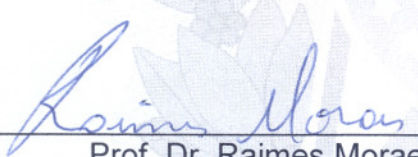
---

Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba  
(Orientador - UTFPR)



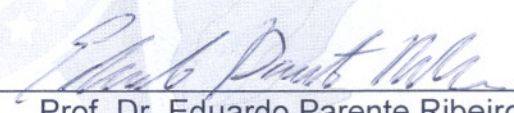
---

Prof. Dr. Marcos Leal Brioschi  
(USP)



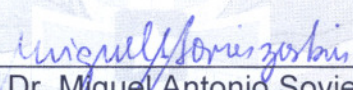
---

Prof. Dr. Raimés Moraes  
(UFSC)



---

Prof. Dr. Eduardo Parente Ribeiro  
(UFPR)



---

Prof. Dr. Miguel Antonio Sovierzoski  
(UTFPR)

Visto da coordenação:



---

Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba  
(Coordenador do CPGEI)

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela vida, por todas as oportunidades que tive e por iluminar os caminhos em minha vida na conquista de novos desafios.

Agradeço de forma especial ao meu pai Anézio Sanches, minha mãe Nadir Martins Sanches, minha irmã Yonan Aparecida Sanches e minha namorada Sandra Maria Lang pelo amor incondicional, pela dedicação, pelos ensinamentos e pelo apoio que sempre me deram durante a realização deste trabalho. A eles sou eternamente grato.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba, pela enorme contribuição dada para o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Dr. Marcos Leal Brioschi pelo auxílio na aquisição das imagens infravermelhas, pela participação na banca examinadora, pelas sugestões e os recursos fornecidos que muito contribuíram na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Gerson Linck Bichinho, Prof. Dr. Munir Antonio Gariba e Eng<sup>o</sup> Felipe Pardal Franco Cruz, do grupo de pesquisa da PUC-PR, pela contribuição dada no início desse projeto.

Aos professores Dr. Miguel Antonio Sovierzoski, Dr. Hugo Vieira Neto e Dr. Percy Nohama pelas críticas, sugestões e comentários valiosos.

A Paul Verminnen, Macson Guedes, Ricardo Damasco e Luiz Gustavo Vassoler Zuca, da FLIR Systems Brasil, pela ajuda em relação às câmeras infravermelhas o qual permitiram a aquisição das imagens térmicas e também por fornecerem o software necessário para a manipulação das imagens.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro recebido nos primeiros meses, bem como as Clínicas InfraRedMed (Diagnóstico por Infravermelho), X-Leme Serviços de Radiologia Clínica, DAPI (Diagnóstico Avançado por Imagem), CEDAV (Centro de Diagnóstico Água Verde) e DFI (Diagnóstico Facial por Imagem) pela aquisição e cessão das imagens.

Agradeço ainda a todos os colegas do CPGEI, professores, funcionários, voluntários e a todos aqueles que de alguma forma deram a sua contribuição para a execução desse trabalho.

“Em qualquer parte do corpo onde houver excesso de calor ou frio, a doença estará lá para ser descoberta.”

Hipócrates (460 a.C. – 377 a.C.)

## RESUMO

SANCHES, Ionildo José. **Sobreposição de imagens de termografia e ressonância magnética: uma nova modalidade de imagem médica tridimensional**. 2009. 168f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

A termografia por imagem infravermelha é uma técnica para diagnóstico não-invasivo que permite a avaliação e quantificação de mudanças de temperatura na superfície da pele. Uma vez que as variações de temperatura na superfície do corpo humano são contínuas, é difícil a associação de detalhes anatômicos bem como, associar as variações de temperatura da pele com as estruturas ou órgãos internos. Apesar de fornecer informações significativas para o diagnóstico médico, esta técnica não permite avaliar detalhes anatômicos da região estudada. Este trabalho apresenta uma nova metodologia para fusão de imagens de ressonância magnética 3D (ou tomografia computadorizada) e imagens infravermelhas (2D). O resultado é uma imagem termográfica 3D que pode auxiliar no diagnóstico médico de certas doenças, tais como insuficiência vascular periférica, pé-diabético, tumores de mama e tireóide, sinusite, cefaléia, doenças reumáticas e outros processos inflamatórios, isto é, doenças que podem ser diagnosticadas pelo mapeamento térmico da superfície do corpo. No desenvolvimento deste trabalho pluridisciplinar de Engenharia Biomédica, foram utilizados conhecimentos de Processamento Digital de Imagens, Computação Gráfica, Visão Computacional, Programação de Computadores, Radiologia, Imageamento Médico e Termografia, interagindo com áreas da Medicina, da Ciência da Computação e da Engenharia Elétrica. Em um primeiro experimento, são adquiridas as imagens por ressonância magnética (MRI) da região de interesse. Em um segundo experimento, adquire-se um conjunto de imagens térmicas. Gera-se projeções 2D a partir dos planos tomográficos na mesma direção/orientação do conjunto de imagens tomográficas. Em seguida realiza-se o registro desses dois conjuntos de imagens. Após o registro, as imagens térmicas são combinadas e projetadas sobre o modelo 3D das imagens de MRI ou CT. O resultado é uma imagem que combina informação de duas modalidades de imagens médicas diferentes. Os excelentes resultados obtidos com essa nova metodologia demonstram que ela pode auxiliar no diagnóstico médico.

**Palavras-chave:** Imagem Infravermelha. Termografia. Ressonância Magnética. Registro de Imagens. Fusão de Imagens.

## ABSTRACT

SANCHES, Ionildo José. **Superposition of thermography and magnetic resonance images: a new tridimensional medical image modality**. 2009. 168f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

Infrared (IR) imaging is a noninvasive diagnostic technique that allows the examiner to evaluate and quantify changes on skin surface temperature. Since changes over the human body surface temperature are continuous, it is difficult to associate anatomical details, as well to associate skin temperature with internal structures or organs. Though providing significant information to clinical diagnosis, this technique does not allow evaluating anatomical details of the imaged region. In this work it is presented a new image fusion method for combining 3D Magnetic Resonance Images (or Computed Tomography) and 2D thermal images. The result is a 3D thermographic imaging that can improve medical diagnosis of certain human diseases, such as peripheral vascular disease, diabetic foot, breast and thyroid tumors, sinusitis, cephalalgia, rheumatic disorder and others inflammations process, i.e., diseases that can be diagnosis through the body surface thermal mapping. In the development of this interdisciplinary work of Biomedical Engineering, the knowledge of Digital Image Processing, Computer Graphics, Machine Vision, Computer Programming, Radiology, Medical Imaging and Thermography, was necessary, interacting with areas of Medicine, Computer Science and Electrical Engineering. First, magnetic resonance images (MRI) or computed tomography (CT) from region of interest are acquired. In a second experiment, a set of IR images is acquired. From the MRI or CT data, 2D projections are generated in the same direction/orientation of the tomographic planes. Then, the generated projections and the IR images are registered. Next, the registered IR images set is combined and projected over the 3D-MRI or 3D-CT. The result is a fused image that combines the information contents from two different medical images modalities. The excellent results obtained with the new methodology demonstrate that it can aid medical diagnosis.

**Keywords:** Infrared Imaging. Thermography. Magnetic Resonance. Image Registration. Image Fusion.



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> (a) Foto da perna esquerda de um paciente com indicação para amputação e (b) imagem termográfica da perna do paciente. (Adaptação de BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003) .....	23
<b>Figura 2:</b> Imagem infravermelha da cabeça de um voluntário, sendo indicada a temperatura de alguns pontos. ....	31
<b>Figura 3:</b> Faixas de frequências do espectro eletromagnético (adaptação de Wikimedia Commons). ....	36
<b>Figura 4:</b> À esquerda, uma imagem representando a emissão de radiação de um objeto. Ao centro, câmera infravermelha para captura dessa radiação e à direita, a imagem térmica. ....	38
<b>Figura 5:</b> Espectro da radiação de um corpo negro para algumas temperaturas. ....	40
<b>Figura 6:</b> Radiação de um corpo negro para quatro temperaturas nas proximidades da temperatura do corpo humano (adaptado de GRENN <i>et al.</i> , 2008). ....	40
<b>Figura 7:</b> Distribuição de energia incidente (I): energia refletida ( $\rho$ ), absorvida ( $\alpha$ ) e transmitida ( $\tau$ ) em superfícies (adaptado de LIENHARD IV e LIENHARD V, 2008). ....	42
<b>Figura 8:</b> (a) Imagem infravermelha. (b) Histograma da ROI do lado esquerdo da imagem infravermelha e (c) histograma da ROI do lado direito da imagem infravermelha. ....	45
<b>Figura 9:</b> Histograma correspondente a distribuição bimodal da temperatura da imagem da Figura 8(a). O fundo, indicado na figura, corresponde as temperaturas entre 21,5 e 25,7 °C e o objeto corresponde as temperaturas entre 25,8 e 35,2 °C. ....	45
<b>Figura 10:</b> Representação de uma imagem digital. ....	48
<b>Figura 11:</b> Exemplos de histograma. Imagens MRI à esquerda e os correspondentes histogramas à direita. ....	50
<b>Figura 12:</b> Imagem infravermelha visualizada com diferentes LUTs. (a) 120 cores ( <i>rainbow</i> ), (b) 224 cores ( <i>ironhi</i> ), (c) 10 cores ( <i>medical</i> ) e (d) 256 níveis de cinza. ....	52
<b>Figura 13:</b> Representação do método de fatiamento de imagem por intensidade. ....	53
<b>Figura 14:</b> Exemplo de um <i>range image</i> . (a) uma figura do objeto, (b) o <i>range image</i> , onde os <i>pixels</i> mais claros estão mais próximos do sensor e os pontos escuros mais distantes e (c) visão renderizada do <i>range image</i> (adaptado de SILVA, BELLON e BOYER, 2005). ....	55
<b>Figura 15:</b> Exemplo de imagens com marcadores para realizar o registro. ....	57
<b>Figura 16:</b> Exemplo de registro e fusão PET e MRI. (a) imagens PET, (b) imagens MRI e (c) resultado obtido após o registro e a fusão das duas imagens (ZHIFENG, 2003). ....	58

<b>Figura 17:</b> Exemplos de transformações bidimensionais (adaptação de MAINTZ e VIERGEVER, 1998). .....	61
<b>Figura 18:</b> Exemplos de diferentes tipos de transformações de um quadrado. (a) transformação identidade, (b) transformação rígida, (c) transformação afim e (d) transformação não-rígida (RUECKERT, 2001). .....	64
<b>Figura 19:</b> Registro de duas imagens utilizando a transformada afim. (a) Imagem a ser alinhada com a imagem (b). (c) Imagem registrada e (d) diferença entre as imagens (b) e (c). .....	65
<b>Figura 20:</b> Erro resultante do registro das imagens da Figura 19. (a) Imagem registrada com quatro marcadores. (b) Imagem de referência também com os quatro marcadores e (c) as coordenadas dos pontos de referência das duas imagens. ....	67
<b>Figura 21:</b> Exemplos de imagens de MR da cabeça nos planos axial, sagital e coronal e representações dos planos em um <i>phantom</i> .....	72
<b>Figura 22:</b> Exemplos de planos de cortes ortogonais e oblíquo de MR da cabeça (MANSSOUR e FREITAS, 2002). .....	74
<b>Figura 23:</b> Estágios da construção de um conjunto de <i>voxels</i> de dados de CT: (a) Captura de dados de CT tomando muitas projeções unidimensionais através de uma fatia ( <i>scanning</i> ). (b) Reconstrução de CT, formando <i>voxels</i> . (WATT, 2000). .....	76
<b>Figura 24:</b> Modelo de referência de visualização de Haber e McNabb (1990).....	77
<b>Figura 25:</b> Visualização volumétrica a partir de um conjunto de imagens médicas. ....	80
<b>Figura 26:</b> Representação das imagens através de <i>voxels</i> . (a) conjunto de fatias tomográficas, (b) representação de um <i>voxel</i> e (c) representação dos dados como uma matriz 3D (FALCÃO e LEITE, 2003). .....	81
<b>Figura 27:</b> Reconstrução 3D de um crânio a partir de imagens tomográficas. ....	82
<b>Figura 28:</b> Organização geral dos passos de Processamento, Segmentação e Visualização (Tradução de SAKAS e POMMERT, 2006b). .....	82
<b>Figura 29:</b> Fluxograma para a visualização volumétrica (CARNEIRO e MARTHA, 2000). ..	83
<b>Figura 30:</b> Aquisição de oito imagens termográficas: 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270 e 315°, onde pode ser observado que o ponto A é projetado em três das imagens. ..	89
<b>Figura 31:</b> Aquisição de quatro imagens termográficas: 0°, 90°, 180° e 270°. ....	90
<b>Figura 32:</b> Exemplo de imagens infravermelhas. (a) obtidas em 0°, (b) 90°, (c) 180° e (d) 270°.....	90
<b>Figura 33:</b> Câmera infravermelha AGEMA Thermovision 470 da FLIR.....	93
<b>Figura 34:</b> Câmera infravermelha ThermaCAM® Série E Modelo 320 da FLIR. ....	94
<b>Figura 35:</b> Imagem infravermelha adquirida usando uma câmera ThermaCAM® Série E Modelo 320 da FLIR. ....	94
<b>Figura 36:</b> <i>Phantom</i> utilizado nos testes. (a) esboço dimensional das medidas do objeto e (b) imagem visual do objeto de teste. ....	97
<b>Figura 37:</b> Segundo <i>phantom</i> utilizado nos testes. (a) projeção ortogonal frontal e (b) vista lateral com as medidas do objeto.....	98
<b>Figura 38:</b> Primeira e última fatia do objeto, respectivamente. ....	98

<b>Figura 39:</b> Imagens do terceiro <i>phantom</i> . (a) imagem visual, (b) e (c) imagens infravermelhas do <i>phantom</i> resfriado e aquecido, respectivamente.....	99
<b>Figura 40:</b> Diagrama em blocos ilustrando as várias etapas do algoritmo proposto, desenvolvido e avaliado para realizar a fusão das imagens de termografia com as MRIs ou CTs. ....	100
<b>Figura 41:</b> Esboço do processo de obtenção das projeções 2D para os ângulos 0, 90, 180 e 270 graus.....	102
<b>Figura 42:</b> Esquema de projeções 2D. (a) plano de projeção e (b) ângulos de projeção. ....	104
<b>Figura 43:</b> (a) Esquema para cálculo das distâncias; (b) imagem projetada e (c) negativo da imagem.....	105
<b>Figura 44:</b> Imagens utilizadas para o registro. (a) Imagem infravermelha com sete marcadores e (b) projeção 2D da ressonância magnética com os sete marcadores para efetuar o registro. ....	107
<b>Figura 45:</b> Diagrama de blocos do fluxo utilizado para realizar o registro.....	108
<b>Figura 46:</b> Esboço do processo de sobreposição das bordas e obtenção das informações dos <i>voxels</i> .....	111
<b>Figura 47:</b> MRI com informações de temperatura nas bordas. (a) imagem original e (b) ampliação da região demarcada.....	111
<b>Figura 48:</b> Exemplo da limiarização de uma imagem de MRI. (a) imagem original de MRI da cabeça, (b) gráfico com o perfil de uma linha da MRI original, (c) a imagem correspondente após a limiarização e (d) gráfico com o perfil da mesma linha após a limiarização. ....	116
<b>Figura 49:</b> Projeções 2D normalizadas com fundo preto, relativas aos planos de projeção, do conjunto CT_Phantom.....	116
<b>Figura 50:</b> Negativo das imagens da Figura 49. Os pontos mais próximos são representados em tons de cinza claros e os mais distantes em tons de cinza escuros. ....	117
<b>Figura 51:</b> Imagens da Figura 50 após a equalização do histograma e fundo na cor branca.	117
<b>Figura 52:</b> Espelhamento horizontal das imagens correspondentes aos ângulos 90° e 180°.	117
<b>Figura 53:</b> Imagens infravermelhas do conjunto CT_Head_Phantom. (a) Imagens do <i>phantom</i> aquecido. (b) Imagens do <i>phantom</i> resfriado e (c) imagens visuais do <i>phantom</i> . ....	118
<b>Figura 54:</b> Imagens infravermelhas registradas com as projeções 2D do conjunto CT_Head_Phantom da Figura 53. (a) imagens do <i>phantom</i> aquecido, (b) imagens do <i>phantom</i> resfriado e (c) imagens visuais do <i>phantom</i> . ....	119
<b>Figura 55:</b> Registro de duas imagens utilizando a transformada <i>affine</i> . (a) Imagem a ser alinhada com a imagem (b). (c) Imagem registrada e (d) diferença entre as imagens (b) e (c). ....	120
<b>Figura 56:</b> Exemplo da sobreposição das bordas de uma das fatias do conjunto CT_Head_Phantom. (a) Imagem tomográfica do <i>phantom</i> , (b) a mesma imagem com a sobreposição dos <i>pixels</i> da borda e (c) região da imagem ampliada. ....	121
<b>Figura 57:</b> Imagens visuais reconstruídas a partir do modelo 3D.....	121

<b>Figura 58:</b> Diferenças obtidas entre as imagens reconstruídas do modelo 3D e as imagens registradas. ....	122
<b>Figura 59:</b> Reconstrução 3D a partir das imagens de CT e termografia. ....	122
<b>Figura 60:</b> Exemplo do processo de sobreposição da informação de temperatura nas fatias de MRI. ....	123
<b>Figura 61:</b> Resultado do conjunto MRI_Head_MG. (a) projeção 2D, (b) imagens infravermelhas e (c) imagens registradas. ....	124
<b>Figura 62:</b> Visualização tridimensional enfatizando a visualização de uma das fatias. ....	125
<b>Figura 63:</b> Resultado do conjunto MRI_Head_HV. (a) Projeção 2D. (b) Imagens infravermelhas e (c) imagens registradas. ....	126
<b>Figura 64:</b> (a) Imagem de ressonância magnética e (b) imagem com sobreposição dos <i>pixels</i> . ....	126
<b>Figura 65:</b> Ampliação e recorte da imagem de ressonância magnética com a sobreposição das informações de temperatura local na superfície. ....	127
<b>Figura 66:</b> Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto MRI_Head_HV. ....	127
<b>Figura 67:</b> Resultado do conjunto MRI_Head_HG. (a) projeção 2D, (b) imagens infravermelhas e (c) imagens registradas. ....	128
<b>Figura 68:</b> Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto MRI_Head_HV. ....	129
<b>Figura 69:</b> Imagens infravermelhas dos membros inferiores. ....	129
<b>Figura 70:</b> Resultado do conjunto MRI_Legs_FP. (a) Projeção 2D de membros inferiores, (b) imagens infravermelhas registradas. ....	130
<b>Figura 71:</b> Visualização tridimensional com dois diferentes níveis de recorte. ....	130
<b>Figura 72:</b> Projeções 2D do conjunto de imagens CT_Phantom. ....	131
<b>Figura 73:</b> Imagens para o conjunto CT_Phantom. (a) imagens infravermelhas do objeto de teste e (b) imagens visuais do objeto de teste. ....	132
<b>Figura 74:</b> Imagens registradas do objeto de teste. (a) Imagens infravermelhas registradas e (b) imagens visuais registradas. ....	132
<b>Figura 75:</b> Avaliação do resultado do registro. (a) Imagem da projeção 2D referente ao plano 0° com retas em vermelho nas bordas do objeto e do anel e (b) imagem infravermelha com retas em branco nas mesmas posições. ....	133
<b>Figura 76:</b> Exemplos da visualização 3D do objeto de teste. (a) Resultado com as imagens térmicas e (b) resultado com as imagens visuais. ....	133
<b>Figura 77:</b> Modelo 3D apresentando diferentes pontos de corte. ....	134
<b>Figura 78:</b> Imagens para o conjunto Phantom. (a) Imagens infravermelhas do objeto de teste e (b) imagens visuais do objeto de teste. ....	134
<b>Figura 79:</b> Imagens do conjunto Phantom. (a) projeções 2D, (b) imagens infravermelhas registradas e (c) imagens visuais registradas. ....	135
<b>Figura 80:</b> Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto Phantom. ....	135

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Subdivisões do Infravermelho.....	37
<b>Tabela 2:</b> Valores de emissividade de alguns materiais na temperatura de 0 °C.....	42
<b>Tabela 3:</b> Métodos de imageamento infravermelho em aplicações médicas (DIAKIDES <i>et al.</i> , 2006). .....	48
<b>Tabela 4:</b> Coordenadas dos pontos utilizados para realizar os alinhamentos na Figura 19. ...	66
<b>Tabela 5:</b> Tipo de transformação e o número mínimo de pontos de controle.....	109
<b>Tabela 6:</b> Conjuntos de imagens tomográficas com suas respectivas quantidades de fatias, os valores dos limiares e a resolução espacial das imagens.....	114
<b>Tabela 7:</b> Especificações técnicas da câmera infravermelha ThermaCAM <sup>®</sup> Série E Modelo 320 da FLIR Systems (FLIR, 2007). .....	164
<b>Tabela 8:</b> Informações EXIF de uma imagem obtida com a câmera ThermaCAM <sup>®</sup> E320 da FLIR. ....	165

## LISTA DE SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3DTermo	Termografia 3D
ACR	<i>American College of Radiology</i>
ADT	<i>Active Dynamic Thermal</i>
AMI	Amputação de Membros Inferiores
API	<i>Application Programming Interface</i> (Interface de Programação de Aplicativos)
B/W	<i>Black/White</i> (Preto/Branco)
CAT	<i>Computerized Axial Tomography</i> (Tomografia Computadorizada Axial)
CDV	Comprimento do Volume
CSV	<i>Comma Separated Value</i> (Valores Separados por Vírgula)
CT	<i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada)
CTA	<i>Computed Tomography Angiography</i> (Angiografia por Tomografia Computadorizada)
DAT	<i>Dynamic Area Telethermometry</i> (Teletermometria de Área Dinâmica)
DCE	<i>Dynamic Contrast-Enhanced</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i> (Comunicação de Imagens Digitais em Medicina)
DLL	<i>Dynamic Link Library</i> (Biblioteca de Ligação Dinâmica)
DPI	<i>Dots Per Inch</i> (Pontos Por Polegada)
DVP	Doença Vascular Periférica
DVT	<i>Deep Venous Thrombosis</i> (Trombose Venosa Profunda)
EEG	<i>Electro Encephalography</i> (Eletroencefalografia)
EIT	<i>Electrical Impedance Tomography</i> (Tomografia por Impedância Elétrica)
EXIF	<i>Exchangeable Image File Format</i> (Formato de Arquivo de Imagem Intercambiável)
FDG	<i>Fluorodeoxyglucose</i>
FIR	<i>Far InfraRed</i> (Infravermelho Distante)
fMRI	<i>functional Magnetic Resonance Imaging</i> (Imagem de Ressonância Magnética Funcional)

FMT	<i>Fluorescence Molecular Tomography</i> (Tomografia Molecular Fluorescente)
FOV	<i>Field of View</i> (Campo de Visão)
FPA	<i>Focal Plane Array</i>
FPF	<i>FLIR Public Format</i> (Formato Público FLIR)
FRE	<i>Fiducial Registration Error</i> (Erro de Registro Fiducial)
GBM	<i>Gradient-Based Method</i> (Método Baseado em Gradiente)
GLAUX	OpenGL <i>Auxiliar</i>
GLU	OpenGL <i>Utility Library</i>
GLUT	OpenGL <i>Utility Toolkit</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i> (Interface Gráfica do Usuário)
HSV	<i>Hue, Saturation, Value</i> (Matiz, Saturação, Valor)
IACT	<i>International Academy of Clinical Thermology</i> (Academia Internacional de Termologia Clínica)
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)
IRT	<i>InfraRed Thermography</i> (Termografia Infravermelha)
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i> (Grupos de Especialistas em Fotografia)
LEA	<i>Lower-Extremity Amputation</i> (Amputação de Extremidades Inferiores)
LUT	<i>Look-Up Tables</i>
mCCA	<i>multimodal Canonical Correlation Analysis</i> (Análise de Correlação Canônica multimodal)
MEG	<i>Magnetoencephalography</i> (Magnetoencefalografia)
MIR	<i>Middle InfraRed</i> (Infravermelho Médio)
MR	<i>Magnetic Resonance</i> (Ressonância Magnética)
MRA	<i>Magnetic Resonance Angiography</i> (Angiografia por Ressonância Magnética)
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> (Imagem de Ressonância Magnética)
MSE	<i>Mean Square Error</i> (Erro Médio Quadrático)
NEMA	<i>National Electrical Manufactures Association</i>
NIR	<i>Near InfraRed</i> (Infravermelho Próximo)
NMR	<i>Nuclear Magnetic Resonance</i> (Ressonância Magnética Nuclear)
OLE	<i>Object Linking and Embedding</i> (Vinculação e Incorporação de Objetos)
OpenGL	<i>Open Graphics Library</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i> (Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens)

PDI	Processamento Digital de Imagens
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> (Tomografia por Emissão de Póstrons)
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
QIRT	<i>Quantitative Infrared Thermography</i> (Termografia Infravermelha Quatitativa)
QWIP	<i>Quantum Well Infrared Photodetector</i> (Fotodetector Infravermelho a Poços Quânticos)
RGB	<i>Red, Green, Blue</i> (Vermelho, Verde, Azul)
RMS	<i>Root Mean Square</i> (Valor Médio Quadrático)
ROI	<i>Region of Interest</i> (Região de Interesse)
SARS	<i>Severe Acute Respiratory Syndrome</i> (Síndrome Respiratória Aguda Grave)
sMRI	<i>structural Magnetic Resonance Imaging</i> (Imagem de Ressonância Magnética estrutural)
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada por Emissão de Fótons Únicos)
TRE	<i>Target Registration Error</i> (Erro de Registro do Alvo)
TT	<i>Thermal Tomography</i> (Tomografia Térmica)
TTM	<i>Thermal Texture Mapping</i> (Mapeamento de Textura Térmica)
US	<i>Ultrasound</i> (Ultrassom)
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
XIR	<i>eXtreme InfraRed</i> (Infravermelho Extremo)



## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>17</b>
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA .....	17
1.2 MOTIVAÇÕES .....	19
1.3 TRABALHOS RELACIONADOS .....	24
1.4 OBJETIVO GERAL.....	27
1.4.1 Objetivos Específicos .....	27
1.5 ESTRUTURA DA TESE .....	28
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>30</b>
2.1 INTRODUÇÃO.....	30
2.2 TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA.....	30
2.2.1 Conceito de Temperatura.....	31
2.2.2 Histórico da Termografia.....	32
2.2.3 Radiação Térmica .....	36
2.2.4 Leis de Radiação.....	38
2.2.5 Aplicações Médicas da Termografia .....	43
2.3 PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS.....	48
2.3.1 Segmentação de Imagens.....	49
2.3.1.1 Limiarização .....	49
2.3.2 Processamento de Imagens em Pseudo-Cores .....	51
2.3.3 Imagens de Profundidade .....	54
2.4 REGISTRO E FUSÃO DE IMAGENS .....	55
2.4.1 Registro de Imagem .....	56
2.4.2 Métodos de Registro .....	58
2.4.2.1 Natureza da transformação .....	61
2.4.2.2 Validação do registro.....	67
2.4.3 Fusão de Imagens .....	69
2.5 RECONSTRUÇÃO E VISUALIZAÇÃO 3D DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS.....	70
2.5.1 Ressonância Magnética Nuclear.....	70
2.5.1.1 Imagem de ressonância magnética .....	73
2.5.2 Formato DICOM .....	74
2.5.3 Visualização 3D.....	75
2.5.4 Visualização 3D de Imagens Médicas .....	80
2.5.5 A Biblioteca Gráfica OpenGL .....	84
2.6 COMENTÁRIOS .....	85
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>86</b>
3.1 INTRODUÇÃO.....	86
3.1.1 Recursos de Software e Hardware .....	86
3.1.2 Aquisição e Processamento das Imagens Tomográficas .....	87
3.1.3 Protocolo de Aquisição das Imagens Infravermelhas.....	89

3.1.3.1	Protocolos de preparação do ambiente e do paciente.....	91
3.1.4	Aquisição e Processamento das Imagens Infravermelhas .....	92
3.1.4.1	Formatos das imagens infravermelhas .....	95
3.1.5	Objetos de Testes .....	97
3.2	DESENVOLVIMENTO .....	99
3.2.1	Projeção 2D das Imagens.....	100
3.2.1.1	Limiarização manual .....	102
3.2.1.2	Projeção 2D .....	103
3.2.1.3	Normalização, equalização e espelhamento das imagens .....	106
3.2.2	Registro das Imagens .....	106
3.2.3	Sobreposição das Imagens .....	110
3.2.4	Visualização Tridimensional .....	112
3.3	COMENTÁRIOS .....	113
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>114</b>
4.1	INTRODUÇÃO.....	114
4.2	CONJUNTOS DE IMAGENS UTILIZADAS NOS TESTES .....	114
4.3	CONJUNTO DE IMAGENS CT_HEAD_PHANTOM .....	115
4.3.1	Resultados da Projeção 2D .....	115
4.3.2	Resultados do Registro das Imagens Infravermelhas .....	118
4.3.3	Resultados da Sobreposição das Bordas.....	120
4.3.4	Resultados da Reconstrução 3D .....	122
4.4	RESULTADOS DOS DEMAIS CONJUNTOS .....	123
4.4.1	Conjunto de Imagens MRI_Head_MG.....	123
4.4.2	Conjunto de Imagens MRI_Head_HV .....	125
4.4.3	Conjunto de Imagens MRI_Head_HG .....	127
4.4.4	Conjunto de Imagens MRI_Legs_FP .....	129
4.5	RESULTADOS DOS OBJETOS DE TESTES .....	131
4.5.1	Conjunto de Imagens CT_Phantom.....	131
4.5.2	Conjunto de Imagens Phantom .....	134
4.6	COMENTÁRIOS .....	136
<b>5.</b>	<b>DISCUSSÃO E CONCLUSÕES .....</b>	<b>137</b>
5.1	INTRODUÇÃO.....	137
5.2	ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	137
5.3	ANÁLISE DE DIFICULDADES .....	139
5.4	CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO .....	141
5.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS .....	143
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>145</b>
	<b>GLOSSÁRIO .....</b>	<b>163</b>
	<b>APÊNDICE A - ESPECIFICAÇÕES DA CÂMERA INFRAVERMELHA.....</b>	<b>164</b>
	<b>APÊNDICE B - FLIR PUBLIC FORMAT .....</b>	<b>166</b>
	<b>APÊNDICE C - MATLAB FORMAT.....</b>	<b>168</b>

## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

#### 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

Imagens médicas produzidas com o comprimento de onda do infravermelho, ou termografias médicas, permitem a visualização de mudanças de temperatura na superfície do corpo. A aquisição da imagem infravermelha é feita por meio de uma câmera, com sensibilidade na faixa do infravermelho, que fornece uma imagem da distribuição de temperatura da superfície do corpo humano ou partes dele. As câmeras infravermelhas utilizam um sensor com resposta na faixa do infravermelho para converter a radiação térmica, emitida pela superfície da pele, em sinais elétricos. Os sinais elétricos são tratados e digitalizados, para em seguida serem quantizados em uma escala adequada de níveis de cinzas e apresentados na forma de uma imagem médica digital. Na imagem em escala de cinza, as regiões mais quentes são representadas geralmente com tons de cinza claros e as regiões mais frias são representadas com tons de cinza escuros. Para facilitar a interpretação da temperatura, pseudo-cores são atribuídas à escala de cinza com objetivo de obter uma imagem colorida.

A termografia vem se tornando uma importante técnica no auxílio ao diagnóstico clínico, permitindo avaliar diversas doenças. Trata-se de uma modalidade de imagem que está sendo usada em muitas áreas médicas, tais como: oncologia, anestesiologia, cirurgia, reumatologia, neurologia, urologia, ginecologia, oftalmologia, dermatologia, pneumologia, odontologia, pediatria, medicina esportiva, medicina neonatal, medicina ocupacional e medicina veterinária (DIAKIDES e BRONZINO, 2008).

A superfície da pele de uma pessoa saudável possui uma simetria térmica, entre o lado esquerdo e o lado direito do corpo, indicativa de normalidade. Se for detectada qualquer assimetria, deve estar ocorrendo alguma alteração no organismo (WIECEK *et al.*, 2001; WIECEK *et al.*, 2006).

O espectro de cores, que representa a radiação infravermelha, indica um aumento ou decréscimo na quantidade de radiação infravermelha emitida pela superfície do corpo humano. As propriedades térmicas dos tecidos biológicos diferem significativamente dependendo da vascularização, da estrutura física, do conteúdo de água, entre outras. Em uma imagem termográfica, cada *pixel* é associado a um valor de temperatura. Regiões de

vascularização anormal são detectadas na termografia como pontos quentes (*hot spots*), nos casos de processos metabólicos intensos, ou como pontos frios (*cold spots*), para regiões de vascularização afetada ou necrose (NOWAKOWSKI, 2006). Um ponto quente indica uma maior circulação sanguínea local, que normalmente pode ser devida a processos de dor ou processos inflamatórios com conseqüente afluxo de sangue. Um ponto mais frio pode indicar a presença de um edema, trombose vascular ou a existência de tecido cicatricial.

Um caso particular de aplicação da termografia é na insuficiência vascular periférica, uma doença que acomete principalmente os membros inferiores. A doença vascular periférica (DVP), se não diagnosticada a tempo, pode levar à amputação parcial ou total dos membros inferiores. As conseqüências são a perda da capacidade de trabalho, de socialização e qualidade de vida, resultando em impactos sócio-econômicos. A preservação da articulação do joelho, nos pacientes submetidos à amputação do membro devido a isquemia crítica, é associada à melhor reabilitação, mobilidade e qualidade de vida pós-operatória dos pacientes. Porém, o número de amputações abaixo do joelho permanece muito menor que os acima do mesmo (LADUFPR, 2000; SPICHLER *et al.*, 2004).

A tomografia por ressonância magnética (*Magnetic Resonance Imaging – MRI*) é um dos principais recursos para o diagnóstico médico. Em se tratando de tecidos moles, a MRI mostra detalhes anatômicos internos do corpo humano e fornece informações anatômicas com melhor qualidade do que as geradas pelos métodos tradicionais como a radiografia e a tomografia por raios-X (ou tomografia computadorizada).

A partir de um conjunto de imagens de ressonância magnética, angiografia por ressonância magnética (*Magnetic Resonance Angiography – MRA*), tomografia computadorizada (*Computed Tomography – CT*) ou tomografia por emissão de pósitrons (*Positron Emission Tomography – PET*) é possível reconstruir imagens em três dimensões (imagem 3D) de estruturas anatômicas internas, como dos grandes troncos arteriais. Porém, apesar de toda tecnologia disponível hoje para isquemia, os métodos não permitem determinar o grau de comprometimento da microcirculação da pele, isto é, o limite exato onde termina a perfusão de uma extremidade acometida por doença vascular. Por outro lado, a termografia, apesar de não determinar o local anatômico exato da obstrução em troncos arteriais, por exemplo, identifica as variações de temperatura na superfície da pele.

A visualização de imagens médicas multimodais, isto é, geradas a partir de dados de diferentes modalidades de diagnóstico por imagem, é uma aplicação que tem tido uma importância crescente nos últimos anos (MAINTZ e VIERGEVER, 1998; HILL *et al.*, 2001; BARRA e BOIRE, 2001; ZITOVÁ e FLUSSER, 2003; MODERSITZKI, 2004; CIZEK *et al.*,

2004; GIESEL *et al.*, 2009; CORREA *et al.*, 2009). A fusão (ou sobreposição) das imagens, que pode ser realizada por meio de um processo de registro, permite sobrepor informações disponíveis em duas diferentes modalidades de imagens em uma única imagem. A associação de imagens multimodais, tais como imagens de modalidades anatômicas e funcionais, aumentam a sensibilidade e a confiabilidade do auxílio diagnóstico, e propiciam um estudo mais detalhado e quantitativo das diversas estruturas e sua fisiologia ao mesmo tempo. Em muitas aplicações clínicas, é desejável combinar ou unificar informações de diferentes modalidades de imagens.

Considerando somente a anatomia dos tecidos moles, a morfologia dos ossos ou a informação funcional em conjuntos de dados 3D separados não são mais suficientes na prática clínica (SAKAS e POMMERT, 2006a).

Há muitos exemplos de aplicações clínicas onde é desejável integrar informações obtidas de dois ou mais estudos de um mesmo paciente, principalmente quando envolve modalidades que apresentam informações anatômicas e funcionais. Assim, a combinação dos dados, obtidos através de duas modalidades de imagens diferentes, em uma única imagem, permitiria determinar a extensão do comprometimento anatômico (MRI) e também o fisiológico (imagem infravermelha) e, dessa forma, diagnosticar com maior precisão a localização de alterações na microcirculação sangüínea e seu efeito fisiológico.

Neste trabalho, está sendo proposto um novo método para realizar de forma inédita uma combinação 3D, por meio da fusão de imagens adquiridas nas modalidades de imagem anatômica e funcional por ressonância magnética (ou tomografia computadorizada) e termografia. A combinação dessas imagens viabiliza a criação de um método computacional para auxiliar no diagnóstico, no planejamento cirúrgico, na indicação do nível de amputação e também, para estudo anatomo-funcional de isquemia de membros inferiores e outras doenças. A combinação dessas duas modalidades de imagens disponibiliza uma nova técnica de imagem que agrupa informações anatômicas e de temperatura da superfície do corpo. A essa nova modalidade de imagem termográfica 3D, desenvolvida nesse trabalho, foi denominada de 3DTermo.

## 1.2 MOTIVAÇÕES

Vários estudos descritos na literatura médica (JONES, 1998; DIAKIDES, 1998; RING e AMMER, 2000; AMALU, 2002; JONES e PLASSMANN, 2002; QI, KURUGANTI

e LIU, 2002; AKSENOV *et al.*, 2003; BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003; JU, NEBEL e SIEBERT, 2004; NG, CHONG e KAW, 2005; BRONZINO, 2006; RING, 2007; COHEN e LEE, 2007; BRIOSCHI, YENG e TEIXEIRA, 2007; DIAKIDES e BRONZINO, 2008; NG, 2009) demonstram que a termografia médica vem se expandindo, pois é um método seguro, eficaz e confiável para o exame do corpo humano.

As grandes vantagens do emprego da termografia no diagnóstico médico incluem o fato de ser uma técnica não-invasiva e indolor, baixo custo, não requer o uso de contraste e não necessita de contato físico com o paciente. O equipamento é portátil, não precisa de instalação específica e as informações são disponibilizadas em tempo real.

Dentre as doenças, no qual a termografia tem sido utilizada, destaca-se a insuficiência vascular periférica. A termografia médica está entre as técnicas mais promissoras no auxílio ao diagnóstico da vascularização. Diversos estudos clínicos demonstram sua aplicabilidade no diagnóstico e na delimitação do nível de amputação de membros isquêmicos (COOKE e PILCHER, 1973; SPENCE *et al.*, 1981; ARONEN, SUORANTA e TAAVITSAINEN, 1981; LOCKNER *et al.*, 1981; McCOLLUM *et al.*, 1985; LUK, YEUNG e LEONG, 1986; McCOLLUM, SPENCE e WALKER, 1988; STONERA, TAYLOR e MARCUSONA, 1989; CLYNE, 1991; OHSAWA *et al.*, 2001; ARMSTRONG *et al.*, 1997; HARDING *et al.*, 1998; BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003; SUN, JAO e CHENG, 2005; BHARARA, COBB e CLAREMONT, 2006; BRIOSCHI *et al.*, 2007).

Estudo realizado no estado do Rio de Janeiro mostrou que o nível das amputações apresentou predomínio acima do joelho em 70,8% como primeiro procedimento cirúrgico, independente da etiologia<sup>1</sup> e demais variáveis (LADUFPR, 2000).

A tarefa de definir o ponto mais adequado de amputação de um membro é extremamente complicada para o cirurgião. Na área médica, devido à inexistência de um método que permita determinar de forma segura o comprometimento microcirculatório de um membro faz com que muitos cirurgiões prefiram realizar amputações maiores. Esse procedimento tende a evitar problemas de cicatrização e, por conseguinte, reamputações. Porém, a amputação acima do joelho torna o processo de reabilitação do paciente muito mais difícil.

As amputações menores, restritas aos dedos do pé ou à parte anterior do pé, em geral, dispensam o uso de próteses enquanto que, as amputações maiores, realizadas na perna ou na coxa, exigem o uso de próteses. A preservação da articulação do joelho em pacientes

---

<sup>1</sup> Parte da medicina que trata da origem de cada doença.

submetidos à amputação do membro possibilita uma melhor reabilitação, mobilidade e qualidade de vida pós-operatória.

A DVP é o estreitamento do lúmen das artérias das pernas, causando redução na circulação sanguínea do membro. Apesar de ocorrer em indivíduos sem diabetes, é mais comum e mais grave em diabéticos (SORENSEN, YUE e WU, 2004). Aproximadamente, 80% das amputações de membros inferiores são realizadas em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabetes (LUCCIA e SILVA, 2003).

As pessoas com diabetes são mais propensas a infecções. Elas podem também desenvolver neuropatia ou doença vascular periférica (obstrução arterial) das pernas e também, ulceração nos pés. Infecções e ulceração dos pés, sozinhos ou combinados, freqüentemente levam a amputações (SANTOS, 2008; SORENSEN, YUE e WU, 2004; BOIKE e HALL, 2002; OYIBO *et al.*, 2001; COXON e GALLEN, 1999; RAMSEY *et al.*, 1999; ARMSTRONG, LAVERY e HARKLESS, 1998). Neuropatia e DVP também podem causar fortes dores nos membros inferiores. Úlceras nas extremidades inferiores ou pés, uma das muitas complicações causadas decorrentes do diabetes, ocorrem em aproximadamente 7% dos indivíduos diabéticos a cada ano (HARRINGTON *et al.*, 2000).

Nos Estados Unidos, 50% das amputações de membros inferiores (AMI) ocorrem em diabéticos com isquemia crônica. A incidência das amputações aumenta de acordo com o avanço da faixa etária. Pessoas com diabetes são de 10 a 15 vezes mais propensas a ter uma AMI do que indivíduos não diabéticos (CARRINGTON *et al.*, 2001).

Um estudo realizado em 43 hospitais no município do Rio de Janeiro entre 1990 e 2000 (SPICHLER *et al.*, 2004) estimou a incidência e os níveis de 4.818 amputações maiores de membros inferiores provocados ou pela doença arterial periférica (56,3% das amputações) ou por diabetes melito (43,7% das amputações). Verificou-se que as amputações maiores de membros inferiores primárias representaram 97,7% e as secundárias representaram 2,3%. As amputações maiores de membros inferiores primárias na altura da coxa foram 71,8%, sendo 59,9% por doença arterial periférica e 40,1% por diabetes melito. A razão acima/abaixo joelho foi de 3,2:1 (doença arterial periférica) e 1,9:1 (diabetes melito).

Adler *et al.* (1999) identificaram os fatores de risco para amputação de extremidades inferiores em indivíduos com diabetes e estimaram a incidência dessas amputações. Gamba *et al.* (2004) apresentaram um estudo sobre os fatores associados a amputações de extremidades inferiores, em pessoas com diagnóstico de diabetes melito e as possíveis medidas de prevenção e intervenção. Nesse estudo, foram consideradas 117 pessoas

com diagnóstico de diabetes tipo 2, submetidas à amputação de membros inferiores, realizada no município de São Paulo, entre março de 1991 e setembro de 2000.

No Rio de Janeiro, dados da Secretaria Municipal de Saúde, mostram a seguinte situação no ano 2000 (CAIAFA e CANONGIA, 2003):

- Amputações com presença de diabetes: 73,2%;
- Amputações: coxa, 48%; artelhos, 25%; pé, 15%; perna, 11,6%;
- Reamputações: 31,4%.

Pozzan *et al.* (2005) apresentaram um estudo para determinar e comparar os coeficientes de amputação geral e amputações em diabéticos de nove capitais brasileiras, considerando-se todos os níveis de amputação através do Sistema de Informações Hospitalares (SIH/SUS). No ano de 2001, percentuais de amputações de coxa em diabéticos acima de 30% foram registrados em sete das nove capitais estudadas. O estudo concluiu que a grande variação nos coeficientes de amputação em diabéticos demanda estudos posteriores que identifiquem os fatores determinantes e o elevado percentual de amputações de coxa é um indicador da existência de dificuldades na atenção ao paciente diabético com alterações nos pés.

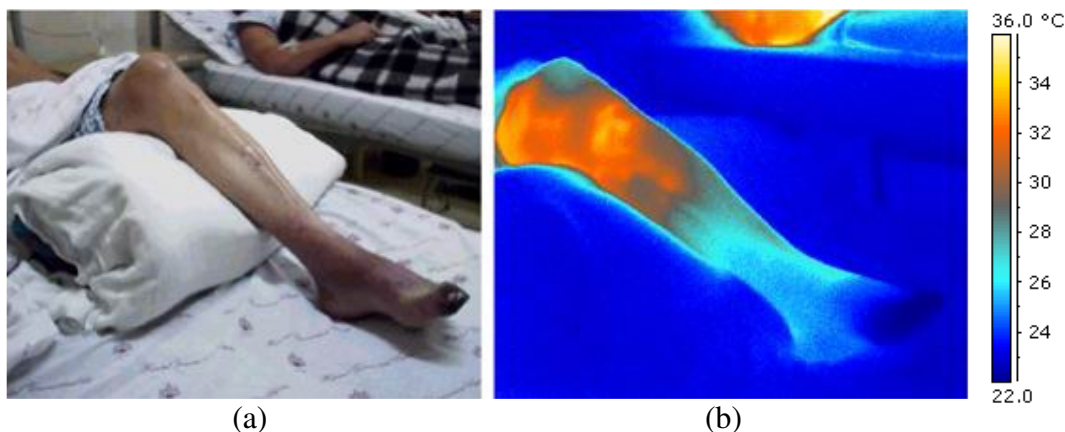
Segundo Sarin *et al.* (1991), muitos testes tais como, índices de Doppler, medida da pressão segmentar, fluxo sanguíneo da pele, pressão de perfusão, TcPO<sub>2</sub> (Pressão Transcutânea de O<sub>2</sub>) e termografia, permitem prever a probabilidade de cicatrização bem sucedida em uma amputação. Porém, estes exames não têm ampla aceitação. Os autores fazem uma revisão destes testes, em particular aqueles rotineiramente disponíveis à maioria de cirurgiões.

A Figura 1 apresenta um exemplo de uma avaliação por termometria cutânea do comprometimento microcirculatório (BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003). Na imagem, é possível observar que os dedos do pé apresentam menor temperatura enquanto na região próxima ao joelho a temperatura é mais elevada. A paleta de cores utilizada é a *Midgrey*<sup>2</sup> com a temperatura mínima da escala em 22,0 °C e a máxima em 36,0 °C.

---

<sup>2</sup> ThermaCAM QuickReport 1.1 - Copyright(c) FLIR Systems, Inc. (<http://www.flirthermography.com>)





**Figura 1:** (a) Foto da perna esquerda de um paciente com indicação para amputação e (b) imagem termográfica da perna do paciente. (Adaptação de BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003)

Ohsawa *et al.* (2001) utilizaram a termografia na determinação do nível de amputação de 35 membros de 27 pacientes diabéticos com isquemia crítica nos membros inferiores. Desses, 15 foram reamputados em níveis superiores. Análise por regressão logística<sup>3</sup> revelou que temperaturas menores no local da amputação, em mulheres e idosos, foi um dos fatores de risco predominantes para reamputação. Dessa forma, concluíram que a termometria cutânea é uma técnica efetiva na avaliação do nível de amputação e que evita reamputações.

Spence *et al.* (1981) descrevem o valor da termografia na avaliação do melhor nível de amputação de membro isquêmico. Os resultados obtidos de 104 pacientes demonstram que o método termográfico é um indicador confiável do nível de amputação do membro.

McCollum, Spence e Walker (1988) e McCollum *et al.* (1985) demonstraram a possibilidade de determinação do nível de amputação dos membros isquêmicos a partir das imagens de termografia. A seleção do nível da amputação foi feita com base em critérios laboratoriais usando dados de fluxo sanguíneo da pele e termografia. Isso resultou em uma taxa final de amputação abaixo/acima do joelho de 3:1.

No estudo de uma região ou membro do corpo comprometido por deficiências circulatórias, destaca-se o uso da termografia, pois fornece informações de mudanças de temperatura na superfície do corpo. No entanto, para o completo entendimento da fisiologia circulatória local é necessário complementar a informação de temperatura com informações

<sup>3</sup> Técnica estatística (também conhecida como modelo logístico ou modelo logit) usada para predição da probabilidade de ocorrência de um evento ajustando os dados a uma curva logística.

relativas à anatomia interna. Essa informação anatômica complementar é obtida através de técnicas de imagens como MRI ou CT.

### 1.3 TRABALHOS RELACIONADOS

Alguns trabalhos foram desenvolvidos com o objetivo de obter um modelo 3D, apresentando as informações de temperatura da superfície de um corpo a partir de imagens térmicas 2D, porém esses trabalhos não envolvem a utilização de imagens termográficas e tomográficas. Existem também, na literatura, trabalhos que visam a reconstrução 3D envolvendo outras modalidades de imagens; trabalhos que envolvem apenas o registro e/ou fusão de imagens médicas para a integração adequada dos dados obtidos de diferentes modalidades. A seguir, são apresentados alguns desses trabalhos.

Tomazevic, Likar e Pernus (2006) apresentam um novo método de registro 3D/2D baseado em segmentação. Primeiramente, uma imagem 3D é reconstruída a partir de algumas imagens 2D de raio-X e em seguida, a imagem 3D pré-processada é alinhada para a melhor correspondência espacial possível com a imagem reconstruída, otimizando uma medida de similaridade. Como a qualidade da imagem reconstruída geralmente é baixa, foi introduzida uma nova medida de similaridade, que possa lidar com a baixa qualidade da imagem e com modalidades diferentes de imagens. O novo método de registro 3D/2D foi avaliado e comparado ao método baseado em gradiente (*Gradient-Based Method* – GBM) utilizando uma metodologia de avaliação padronizada e imagens 3D de tomografia computadorizada, raio-X 3D rotacional (3DRX), ressonância magnética e imagens 2D de raio-X de dois *phantoms* da espinha dorsal, para que o padrão ouro de registro fosse conhecido. Resultados experimentais mostraram que o método proposto é melhor do que o GBM no que diz respeito à taxa de captura e taxa de sucesso. O método apresenta uma contribuição importante para a resolução e a compreensão do problema do registro 3D/2D.

Recentes estudos apresentam métodos quantitativos (*Quantitative Infrared Thermography* – QIRT) que utilizam diferentes fórmulas matemáticas para a avaliação do conteúdo de imagens térmicas (NOWAKOWSKI, 2008).

Aksenov *et al.* (2003) e Ju, Nebel e Siebert (2004) apresentaram uma combinação de modelo 3D com imagens térmicas 2D. Tal combinação permite medir quantitativamente o fluxo de calor emitido pela superfície de um corpo. Os autores apresentam o processo de quantificação e seu uso no monitoramento de inflamações. A técnica é baseada na

combinação da técnica de imagem 3D e técnica de imagem térmica, que mapeia as imagens termográficas 2D em um modelo anatômico 3D. Para capturar os dados e gerar o modelo 3D, utiliza-se um *scanner* 3D (formado por duas câmeras coloridas de alta resolução) e uma câmera térmica. Eles utilizam imagens coloridas para adquirir a informação geométrica e as imagens termográficas correspondentes são mapeadas nela.

Ng e Du (2004) apresentam um método para reconstrução de distribuição térmica 3D de imagens infravermelhas, para medidas não destrutivas em aplicações automotivas e manufatura. Os autores utilizam uma abordagem de visão computacional em imagens infravermelhas para reconstruir a distribuição térmica diretamente, usando apenas imagens infravermelhas.

Gray, Dumont e Abidi (2000) apresentam o uso de *range images* para adquirir a informação geométrica do objeto e então, as imagens termográficas correspondentes são mapeadas usando um método volumétrico para criar o modelo 3D com textura. O método apresentado supõe que há pares de imagens de intensidade em múltiplas escalas de um objeto, registrados em um sistema de coordenadas global.

Existem também diversos trabalhos na literatura envolvendo o registro de imagens médicas multimodais, geralmente envolvendo modalidades funcionais e anatômicas. Entre esses trabalhos estão o de Barra e Boire (2001) que ilustram o processo de fusão de imagens MRI, PET e SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography* ou Tomografia Computadorizada por Emissão de Fótons Únicos).

Baum, Helguera e Krol (2008) apresentam uma nova ferramenta, denominada *Fusion Viewer*, para fusão e visualização de conjuntos de dados médicos multimodal (CT, MRI, PET e SPECT). Para realizar esta tarefa, as imagens precisam ser registradas e em seguida combinadas (fundidas) para criar uma única imagem. No artigo, são discutidas as opções para realizar essa fusão com imagens multimodais da mama.

Corrêa (2008) apresenta o desenvolvimento de uma ferramenta para o alinhamento de imagens de ressonância magnética com imagens de SPECT através da similaridade de *voxels* (*volume elements* ou elemento de volume), tendo como medida de similaridade a informação mútua, com abordagem multiresolução. As imagens são decompostas em outras de resoluções cada vez menores, de tal forma que se assemelhe a uma pirâmide multinível. Testes realizados em um conjunto de amostras revelaram que o registro multiresolução tem um maior tempo de processamento, porém obteve uma exatidão maior do que as mesmas amostras sujeitas ao alinhamento simples.

Cizek *et al.* (2004) apresentam um método rápido e robusto para registro de imagens de PET e MRI do cérebro humano. A meta do trabalho era melhorar a velocidade de registro sem comprometer a robustez, com ênfase na criação de um sistema de registro automático que poderia ser usado rotineiramente em um ambiente clínico.

Hyde *et al.* (2008) apresentam dois métodos novos para incorporar a informação anatômica estrutural no processo de reconstrução de *Fluorescence Molecular Tomography* (FMT). Ambas as abordagens utilizam operador linear que estabelece um relacionamento apropriado entre os *voxels* na imagem estrutural de alta resolução e *voxels* de baixa resolução na FMT.

Giesel *et al.* (2009) apresentam um método para avaliar a viabilidade da fusão de modalidades de imagens morfológicas (CT e MRI) e funcionais (FDG-PET e DCE-MRI) para facilitar o planejamento de tratamento.

Correa *et al.* (2009) descrevem que vários métodos têm sido propostos para a integração e a fusão de duas modalidades de imagens do cérebro, e apresentam um novo esquema de fusão de dados baseado em análise de correlação canônica multimodal (*multimodal Canonical Correlation Analysis* – mCCA) que permite a detecção de associações através de múltiplas modalidades. O esquema foi aplicado em dados de fMRI (*functional MRI*), sMRI (*structural MRI*) e EEG (*Electro Encephalography*). Os autores mostram também que a fusão de múltiplas modalidades detecta mais associações específicas quando comparado com a fusão de apenas duas modalidades.

Russakoff *et al.* (2003) apresentam o registro de imagens 2D-3D baseado em intensidade, envolvendo uma ou mais imagens de projeção de raio-X (2D) da anatomia do paciente e usando essas projeções para determinar a transformação rígida  $T$  (rotação e translação) que alinha o sistema de coordenadas das imagens de CT (3D).

Em 1992, o engenheiro Dr. Ronald Nutt e o físico Dr. David W. Townsend combinaram a tomografia por emissão de pósitrons (PET) e a tomografia computadorizada (CT) em um mesmo equipamento que permite efetuar ambos os exames simultaneamente. A PET demonstra a função biológica do corpo antes que as mudanças anatômicas ocorram, enquanto a CT fornece informação sobre a anatomia do corpo, tais como, o tamanho, a forma e a posição. Combinando estas duas tecnologias, a PET/CT, que juntos formam uma terceira imagem com informações do metabolismo e morfológica dos órgãos, permite diagnosticar com mais precisão a presença de câncer, doenças cardíacas e cerebrais. Hoje em dia, é freqüente a combinação de exames envolvendo PET e CT do mesmo órgão.

Segundo Schwaiger, Ziegler e Nekolla (2005), a combinação de imagens PET e MRI também podem oferecer diversas vantagens. Os autores apresentam o valor adicional proporcionado na combinação MR-PET comparado com os métodos avançados de registro de imagem para imagens adquiridas separadamente. Em princípio, um scanner MR-PET com medidas simultâneas deve fornecer informação funcional e anatômica ao mesmo tempo com um registro espacial perfeito.

#### 1.4 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral da tese é propor um método de compatibilizar as informações anatômicas obtidas por MRI e CT, com as informações de temperatura da superfície do corpo, adquiridas por sistema de termografia. Por compatibilizar informações, entende-se a fusão das informações de duas modalidades completamente distintas de imagens, não adquiridas simultaneamente, de forma a obter-se uma terceira imagem que agrupe todas as informações disponíveis em ambas as modalidades.

Propõe-se uma nova metodologia para agrupar informações contidas em imagens 2D e imagens 3D. Como resultado da tese, defende-se que essa metodologia de fusão de imagens pode ser utilizada para produzir uma modalidade inovadora de imagem médica multimodal denominada de “Imagem Termográfica 3D”. Para validar essa proposta utilizou-se tomografias, por ressonância magnética (MRI) e raios-X (CT), para produzir modelos 3D, e imagens termográficas (2D).

##### 1.4.1 Objetivos Específicos

Para atender o objetivo desta tese, foram propostos os seguintes objetivos específicos:

1. Estabelecer critérios e elaborar protocolos para a aquisição, processamento, visualização e armazenamento das imagens infravermelhas, MRI e CT;
2. Desenvolver, implementar e avaliar um método computacional para registrar, mapear e sobrepor informações de temperatura da termografia numa reconstrução 3D de MRI ou CT;

3. Adquirir imagens infravermelhas e imagens tomográficas (MRI e CT) de partes diferentes do corpo de voluntários e de objetos de teste;
4. Desenvolver programas para o gerenciamento de arquivos de imagens tomográficas (renomar conjuntos de imagens, inverter a ordem das imagens, interpolar ou excluir fatias);
5. Implementar algoritmos computacionais para o processamento de imagens infravermelhas, tais como: importação dos dados armazenados em diferentes formatos, visualização das imagens em escala de cinza e em pseudo-cores, exportação dos dados/imagens, segmentação e transformações geométricas das imagens;
6. Implementar algoritmos computacionais para processamento de imagens tomográficas, tais como: exportação de imagens do formato DICOM para o formato *bitmap*, conversão das imagens para outros planos tomográficos, limiarização, detecção de bordas, geração de projeções 2D usando a técnica de *range images*, negativo da imagem e equalização de histograma;
7. Desenvolver uma aplicação para a seleção de marcadores e utilizar funções do MatLab para efetuar o registro utilizando os pontos selecionados nas imagens;
8. Aplicar informações de temperatura nos pontos de borda das imagens tomográficas obtidas a partir das imagens registradas;
9. Desenvolver uma aplicação para a visualização 3D dos dados de MRI ou CT, incluindo as informações de temperatura superficial do corpo ao modelo;
10. Desenvolver uma ferramenta computacional para integrar todas as aplicações e permitir a visualização, análise e interação com o modelo 3D;
11. Validar os programas e os processos quanto ao erro resultante do processo de registro e fusão utilizando as imagens adquiridas de voluntários e de objetos de teste.

## 1.5 ESTRUTURA DA TESE

Esta tese está estruturada em cinco capítulos. No capítulo 2, faz-se uma revisão da literatura abordando os tópicos mais importantes tais como, conceitos de temperatura e radiação infravermelha, termografia infravermelha com ênfase em aplicações na área médica, técnicas de processamento digital de imagens, imagem de ressonância magnética,

reconstrução 3D a partir de um conjunto de imagens tomográficas, visualização 3D de imagens médicas e técnicas de registro e fusão de imagens. No capítulo 3, são apresentados os materiais e métodos para o desenvolvimento do trabalho, incluindo a aquisição e o processamento das imagens tomográficas e termográficas, os protocolos para aquisição das imagens tomográficas e termográficas, os recursos de hardware e software, a metodologia utilizada e os passos necessários para o desenvolvimento do método proposto. O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos para cada um dos conjuntos de imagens considerados nesse trabalho. Por fim, no capítulo 5, é apresentada uma análise dos resultados obtidos, as dificuldades encontradas, as contribuições proporcionadas por esse trabalho, as considerações finais e propostas para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 2.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, apresenta-se uma descrição da termografia infravermelha com ênfase nas aplicações envolvendo a área médica. A seguir, descreve-se algumas técnicas de processamento de imagens, *range images*, imagens de ressonância magnética, reconstrução e visualização 3D de imagens tomográficas e, por fim, os métodos de registro e fusão de imagens multimodais.

#### 2.2 TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

Termografia por imagem infravermelha, ou imagem térmica infravermelha médica, é o registro da distribuição da temperatura do corpo humano usando radiação infravermelha emitida pela superfície do corpo, isto é, a pele.

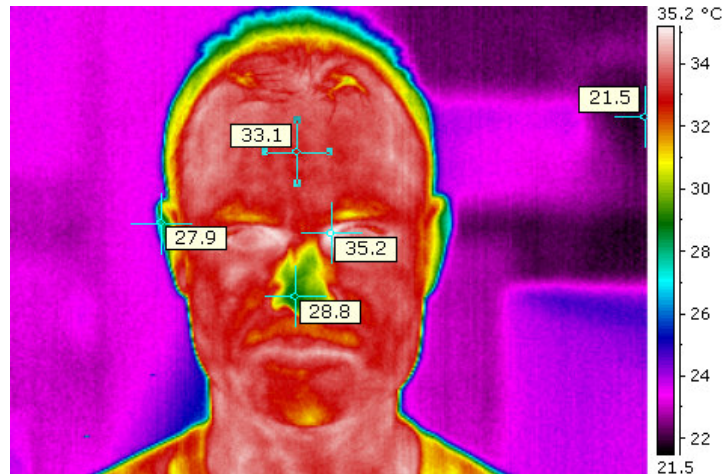
A termografia infravermelha (*InfraRed Thermography – IRT*) é uma modalidade de imagem que permite a investigação e o diagnóstico médico a partir da análise das alterações de temperatura na superfície do corpo. A termografia é uma técnica não-invasiva, usada para converter a energia térmica do espectro eletromagnético, emitida pela superfície do corpo, em impulsos elétricos que podem ser visualizados na forma de uma imagem colorida usando pseudo-cores ou em tons de cinza.

A termografia consiste na detecção de ondas infravermelhas, não visíveis pelo olho humano, por meio de uma câmera infravermelha. A termografia pode ser utilizada para visualizar as alterações da temperatura em determinadas regiões do corpo. Portanto, a termografia é uma imagem médica que representa a distribuição térmica da superfície cutânea do paciente. Pode-se dizer que as características da emissão infravermelha pelo corpo humano indicam o estado microcirculatório do paciente.

A Figura 2 apresenta uma imagem infravermelha (320 x 240) da cabeça de um voluntário adquirida por uma câmera infravermelha ThermaCAM® Série E Modelo 320 da FLIR. Na lateral direita, é apresentada a escala de conversão das cores em graus Celsius



utilizando a paleta de cores *rainbow*. Na imagem, foram indicados os valores de temperatura de alguns pontos em graus Celsius. A temperatura mínima registrada nessa imagem é de 21,5 °C (correspondente a um ponto na parede da sala) e a temperatura máxima de 35,2 °C (canto medial).



**Figura 2:** Imagem infravermelha da cabeça de um voluntário, sendo indicada a temperatura de alguns pontos.

### 2.2.1 Conceito de Temperatura

A temperatura é um parâmetro físico associado às noções de frio e calor, bem como às transferências de energia térmica. Sob o ponto de vista microscópico, pode ser definido como a medida da energia cinética associada ao movimento (vibração) aleatório das partículas que compõem um dado sistema físico. Quanto mais alta a temperatura, mais energia os átomos ou moléculas possuem.

A temperatura é devida à transferência da energia térmica, ou calor, entre dois ou mais sistemas. Quando dois sistemas estão à mesma temperatura, eles estão em equilíbrio térmico e não há transferência de calor, porém quando dois sistemas apresentam diferença de temperatura, o calor é transferido do sistema de temperatura maior para o sistema de temperatura menor até atingir um novo equilíbrio térmico. Esta transferência de calor pode acontecer por condução, convecção ou radiação. As propriedades da temperatura são estudadas em termodinâmica (HALLIDAY, RESNICK e WALKER, 2008).

Condução é a transferência de calor devido ao movimento das moléculas tal que, o calor se transmite através da matéria sem que esta se desloque. Convecção é a forma típica de propagação do calor nos fluídos (líquido e gases), onde a transferência de calor se dá por transporte de matéria. A terceira forma de transferência de calor é por radiação, que é feita por meio de ondas eletromagnéticas, predominando os raios infravermelhos. Este processo não necessita de um meio material para propagar o calor. É assim que o Sol transmite calor à Terra.

A temperatura é uma das sete grandezas fundamentais do Sistema Internacional de Unidades (SI). A unidade básica de temperatura (símbolo  $T$ ) no SI é o Kelvin (K). A definição da unidade de temperatura termodinâmica foi estabelecida em 1954 e o nome Kelvin foi oficialmente adotado em 1967 com o símbolo K. O Escritório Internacional de Pesos e Medidas (*Bureau International des Poids et Mesures* – BIPM) recomenda somente duas unidades de medida: Kelvin e graus Celsius ( $^{\circ}\text{C}$ ). As escalas Kelvin e Celsius são definidas por dois pontos: zero absoluto e o ponto triplo da água. O zero absoluto é definido como sendo precisamente 0 K, ou  $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ , que corresponde ao ponto onde as moléculas e átomos possuem a menor quantidade possível de energia térmica. O ponto triplo de uma substância é uma combinação de temperatura e pressão nas quais os três estados da matéria (líquido, sólido e gasoso) coexistem em equilíbrio termodinâmico. Um acordo internacional estabeleceu como sendo 273,16 K, ou  $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}$ , a temperatura termodinâmica do ponto triplo da água. Este acordo estabelece também o tamanho do kelvin como  $\frac{1}{273,16}$  da diferença entre o zero absoluto e a temperatura do ponto triplo da água (PRESTON-THOMAS, 1990; HARWOOD, 2008; HALLIDAY, RESNICK e WALKER, 2008).

### 2.2.2 Histórico da Termografia

A medida de temperatura do corpo foi documentada inicialmente em aproximadamente 400 a.C. pelo médico grego Hipócrates, considerado o pai da medicina. Ele escreveu “Em qualquer parte do corpo onde houver excesso de calor ou frio, a doença estará lá para ser descoberta” (“*In whatever part of the body excess of heat or cold is felt, the disease is there to be discovered*”) (HODGE Jr., 1987).

O pioneiro na história do termômetro foi o físico italiano Galileu Galilei, que em 1592 inventou um termoscópio utilizando um tubo de vidro fino com uma das extremidades introduzida em um bulbo fechado contendo líquido (RING, 1998). Hoje em dia, é habitual em hospitais de toda a parte do mundo medir a temperatura corporal dos pacientes.

A tecnologia aplicada à termografia teve seu início em 1800 com a descoberta da radiação infravermelha por Frederick William Herschel (RING, 2007), um astrônomo inglês de origem alemã. Herschel queria descobrir qual ou quais as cores responsáveis pelo aquecimento dos objetos. Para realizar esse experimento, ele colocou um termômetro de mercúrio no espectro obtido por um prisma de cristal com a finalidade de medir o calor emitido em cada cor. Descobriu que o calor era mais forte na faixa abaixo do vermelho, observando que ali não havia luz. O filho de Herschel, John Herschel, repetiu alguns experimentos e obteve com sucesso uma imagem usando a radiação solar (RING, 2007). Esta foi a primeira experiência que demonstrou que o calor pode ser captado em forma de imagem, como acontece com a luz visível.

Durante a II Guerra Mundial, pesquisas militares envolvendo sistemas de monitoramento noturno de movimentação de tropas resultaram no desenvolvimento de uma tecnologia para diagnósticos com imagens térmicas. Após a segunda guerra mundial, foi desenvolvida a primeira geração de dispositivos infravermelhos para aplicações militares nomeados *Forward Looking Infra-Red* (FLIR). Esses dispositivos usavam um sistema mecânico óptico para capturar a radiação infravermelha do objeto alvo. Um detector de fótons recebia a radiação infravermelha bidimensional que era convertida fotoeletricamente e processada por uma série de instrumentos para formar sinais de imagem de vídeo (SATIR, 2007).

O primeiro diagnóstico médico com termografia foi realizado em 1956, quando Lawson descobriu que a temperatura da pele em uma mama com câncer era mais alta do que em tecidos normais (LAWSON, 1956). Desde então, muitas pesquisas têm sido realizadas no estudo da temperatura da pele associada com o câncer de mama (AMALU, 2002; QI, KURUGANTI e LIU, 2002; QI, KURUGANTI e SNYDER, 2006; NG, 2009) e outras doenças. Em Bronzino (2006) e também em Diakides e Bronzino (2008), encontram-se vários artigos relacionados ao uso da termografia associada ao câncer de mama e várias outras doenças.

Nos anos 60, a empresa sueca AGA desenvolveu a segunda geração de dispositivos infravermelhos. Foi baseado no sistema FLIR com função adicional para medida de temperatura e chamado de sistema de imageamento térmico infravermelho (*Infrared Thermal*

*Imaging System*). Nos anos seguintes, ocorreram várias melhorias nesse sistema, e nos anos 90, a empresa americana FSI, desenvolveu uma nova geração comercializável do sistema, convertendo a tecnologia militar *Focal Plane Array detector* (FPA) em aplicações civis. Para efetuar a medida de temperatura, necessita apenas direcionar a câmera para o objeto para capturar e salvar as informações (SATIR, 2007).

As câmeras infravermelhas, antes dos anos 90, utilizavam um número relativamente pequeno de detectores fotossensíveis (de 1 a 180 detectores individuais). Essas câmeras eram conhecidas como sistemas de varredura refrigerada, por exigirem resfriamento criogênico para operar efetivamente sem ruído. O projeto das câmeras incorporava um mecanismo de varredura com espelhos mecânicos para construir uma imagem bidimensional da cena. O contato elétrico era feito em cada detector individualmente e o processamento era feito fora do vetor do plano focal (*Focal Plane Array – FPA*). Esse tipo de câmera era pesada, tinha um alto consumo de energia e era muito cara para fabricar. Então, a tecnologia focou na produção de um sistema mais eficiente e de baixo custo, resultando em uma câmera tipo FPA não refrigerada (*uncooled FPA-type*). Na câmera FPA, os detectores são fabricados em largos vetores que eliminam a necessidade de varredura (DIAKIDES, *et al.*, 2006; NORTON, 2003).

Em 1982, o FDA (U.S. *Food and Drug Administration*) aprovou a termografia como um procedimento complementar para a mamografia no diagnóstico de câncer (AMALU, 2002; DIAKIDES *et al.*, 2006).

Atualmente a imagem infravermelha é usada em muitas aplicações médicas. Algumas das principais áreas em que a termografia infravermelha está sendo usada com sucesso são (DIAKIDES *et al.*, 2006): oncologia (câncer de mama, de pele, etc.), doenças vasculares (diabetes, trombose venosa profunda (*Deep Venous Thrombosis – DVT*), etc.), doenças reumáticas, doenças dermatológicas, disfunções do sistema musculoesquelético, medicina neonatal, neurologia, oftalmologia, gerenciamento de dor, inflamações, cirurgia, viabilidade dos tecidos, monitoramento da eficácia de drogas e terapias e doenças respiratórias (recentemente introduzida para testes de Síndrome Respiratória Aguda Grave (*Severe Acute Respiratory Syndrome – SARS*)).

Imagens infravermelhas na medicina têm sido utilizadas há muitos anos, porém sem os avanços tecnológicos do século XXI (LAWSON, 1956; LAWSON, 1957; WILLIAMS, WILLIAMS e HANDLEY, 1961; ISARD e SHILO, 1968). Em 1994, o Departamento de Defesa Americano (*Department Of Defense – DOD*), em conjunto com outros órgãos americanos, iniciaram um esforço centralizado para rever esse assunto. Especificamente, objetivou-se explorar o potencial da integração da tecnologia infravermelha avançada com

técnicas de processamento de imagens para uso na medicina. Os maiores desafios para a aceitação desta modalidade pela comunidade médica foram investigados. Notou-se que eram de importância principal os seguintes assuntos (DIAKIDES *et al.*, 2006):

1. Padronização e quantificação de dados clínicos;
2. Melhor compreensão da natureza patofisiológica de assinaturas térmicas;
3. Ampliação das publicações e a exposição de imagens médicas infravermelhas em conferências e periódicos especializados;
4. Caracterização de assinaturas térmicas através de uma base de dados interativa baseada na web.

Nos últimos 10 anos, um progresso significativo foi realizado internacionalmente por avanços impulsionados por novas iniciativas no mundo inteiro para a quantificação clínica, a colaboração internacional, e a formação de um fórum para coordenação, discussão e publicações. Já existem diversas instituições de ensino e centros médicos em diversos países desenvolvendo pesquisas ou utilizando imagens infravermelhas em diagnósticos médicos. Citando alguns exemplos, no Japão o uso de imagens infravermelhas é amplamente aceita pelos governantes e pela comunidade médica. Mais de 1500 hospitais e clínicas usam imagens infravermelhas rotineiramente. Na Coreia mais de 450 sistemas estão sendo usados em hospitais e centros médicos (DIAKIDES *et al.*, 2006).

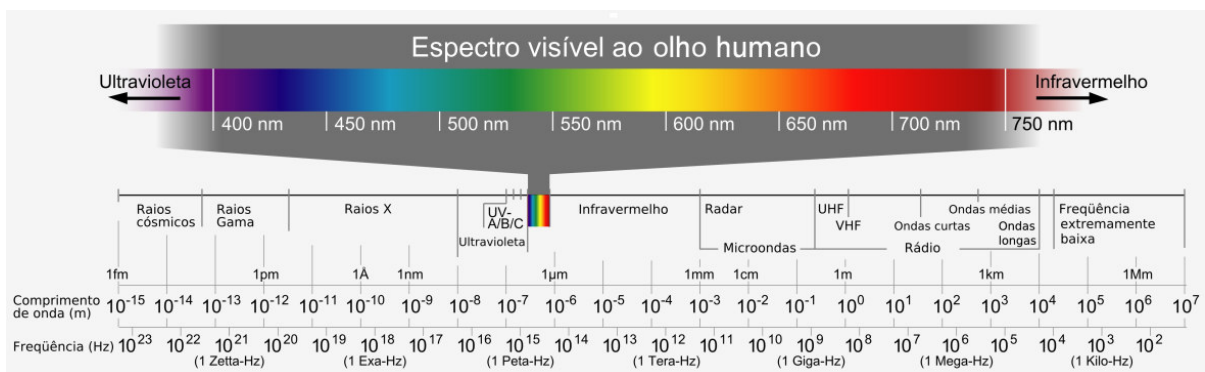
Atualmente, a termografia é a técnica mais eficiente para o estudo da distribuição da temperatura cutânea e indicação de diversas disfunções fisiológicas. Nos anos 80, apesar dos laudos altamente sugestivos, ainda se obtinham imagens de baixa resolução e baixa sensibilidade. Porém, no final da década de 90, surgiram os atuais sensores de infravermelho de alta sensibilidade. O fator decisivo foi uma sensibilidade térmica de até 0,02 °C e a detecção na faixa de ondas longas do espectro infravermelho, obtida por supersensores conhecidos como FPA tipo *Quantum Well Infrared Photodetector* (QWIP) (BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003; NORTON, 2003). O princípio de funcionamento do fotodetector QWIP é praticamente o mesmo das câmeras fotográficas digitais, com a diferença de que ele não capta luz visível, mas luz infravermelha. O QWIP pode captar energias com comprimento de onda entre 8 e 12  $\mu\text{m}$ . O QWIP é o mais preciso sensor de infravermelho, atingindo até 1 megapixel de resolução.

Os dois parâmetros mais importantes para um sensor térmico são sensibilidade e resolução. A sensibilidade é medida em graus Celsius. Os sensores com sensibilidade moderada podem detectar diferenças de temperatura na ordem de 0,1 °C e os de boa sensibilidade até quatro vezes menores ou 0,025 °C. A resolução da temperatura é análoga ao

número de cores no dispositivo de vídeo do computador. A resolução espacial do sensor é determinada pelo tamanho da imagem ou quantidade de *pixels* (DIAKIDES *et al.*, 2006).

### 2.2.3 Radiação Térmica

A luz visível pelo olho humano é caracterizada pelo seu comprimento de onda, estendendo-se de aproximadamente 400 nm (azul) até 700 nm (vermelho), conforme ilustrado na Figura 3.



**Figura 3:** Faixas de frequências do espectro eletromagnético (adaptação de Wikimedia Commons<sup>4</sup>).

Quanto mais quente se encontra o objeto, mais radiação infravermelha ele emite. A maior parte da radiação térmica é emitida pela luz infravermelha, invisível ao olho humano. Raios infravermelhos são encontrados no espectro eletromagnético, localizado no intervalo entre as ondas de rádio e a luz visível, com um comprimento de onda de 0,75 a 1000  $\mu\text{m}$ . Atualmente, diferentes sistemas detectores infravermelhos de bandas espectrais são usados em estudos clínicos. A emissividade da pele varia de acordo com a escala espectral. A pele humana emite radiação infravermelha, principalmente com comprimento de onda entre 2 e 20  $\mu\text{m}$ , com um pico médio no comprimento de onda entre 9 e 10  $\mu\text{m}$  (AMALU, 2002).

Radiação infravermelha é uma parte da radiação eletromagnética cujo comprimento de onda é maior que o da luz visível ao olho humano, porém menor que o das microondas, conseqüentemente, tem menor frequência que a da luz visível e maior que a das microondas.

<sup>4</sup> Disponível em <[http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electromagnetic\\_spectrum-es.svg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electromagnetic_spectrum-es.svg)>. Acessado em 23/06/2009.

O vermelho é a cor de comprimento de onda mais larga da luz visível, compreendida entre 700 nm e 1  $\mu\text{m}$ .

No espectro eletromagnético, os raios infravermelhos são freqüentemente subdivididos em quatro categorias, baseadas nos intervalos de comprimento de onda, conforme apresentadas na Tabela 1 (BOSCHETTI, 2000; SATIR, 2007). Observa-se que, no caso do corpo humano, a radiação emitida abrange todas as faixas do infravermelho sendo que o pico médio de emissão está no infravermelho distante (FIR).

**Tabela 1:** Subdivisões do Infravermelho.

Tipo	Comprimento de onda
Próximo (NIR – <i>Near InfraRed</i> )	0,75 a 3 $\mu\text{m}$
Médio (MIR – <i>Middle InfraRed</i> )	3 a 6 $\mu\text{m}$
Distante (FIR – <i>Far InfraRed</i> )	6 a 15 $\mu\text{m}$
Extremo (XIR – <i>eXtreme InfraRed</i> )	15 a 1000 $\mu\text{m}$

Todos os objetos com uma temperatura superior ao zero absoluto (0 K ou  $-273,15$  °C) emitem radiação infravermelha devido à agitação de seus átomos e moléculas. A intensidade da radiação emitida depende da temperatura do objeto e da capacidade do objeto de emitir radiação. A capacidade de um objeto em emitir energia infravermelha é conhecida por emissividade ( $\epsilon$ ). A energia emitida é proporcional a temperatura de um objeto. A emissividade pode ser um valor de 0 (refletida por um espelho) a 1 (corpo negro teórico). A emissividade da pele é muito próxima de um corpo negro ideal. A emissividade da pele é  $\epsilon = 0,98$ , enquanto que, de um corpo negro ideal é  $\epsilon = 1,0$ .

Os sistemas de termografia infravermelha captam a radiação infravermelha e convertem-na numa imagem que representa a distribuição da temperatura superficial do corpo observado (Figura 4).

A inspeção termográfica permite a visualização de imagens não perceptíveis à visão humana, devido a sua faixa espectral de ondas. Instrumentos especiais são necessários para examinar a radiação infravermelha. Em uma inspeção termográfica, são produzidas imagens, os termogramas, que registram as respectivas temperaturas ao longo da superfície.



**Figura 4:** À esquerda, uma imagem representando a emissão de radiação de um objeto. Ao centro, câmera infravermelha para captura dessa radiação e à direita, a imagem térmica.

Uma câmera infravermelha é o dispositivo usado para converter radiação infravermelha emitida pela superfície do corpo em impulsos elétricos. Um amplificador recebe os sinais elétricos do sensor, amplifica-os para poucos volts, podendo então, serem convertidos em valores digitais. Esses valores são visualizados como uma imagem colorida ou em escala de cinza e então, analisadas por um especialista. As imagens digitalizadas são facilmente visualizadas e podem ser analisadas usando softwares específicos. Podem ser também armazenadas em algum dispositivo de arquivamento de dados para referência posterior.

#### 2.2.4 Leis de Radiação

Max Planck formulou a lei sobre a intensidade da radiação emitida por um corpo negro. Um corpo negro é um corpo hipotético que emite (ou absorve toda a radiação que nele incide) radiação eletromagnética em todos os comprimentos de onda, de forma que:

1. Toda a radiação incidente é completamente absorvida; e
2. Em todos os comprimentos de onda e em todas as direções a máxima radiação possível para a temperatura do corpo é emitida.

A lei de Planck descreve a radiância espectral,  $I$ , da radiação eletromagnética em todos os comprimentos de onda de um corpo negro, a uma temperatura  $T$ . Como uma função de frequência  $\nu$ , a radiância espectral é dada por (RYBICKI e LIGHTMAN, 2004; LIENHARD IV e LIENHARD V, 2008):



$$I_\nu(T) = \frac{2h\nu^3}{c^2} \frac{1}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1}, \quad (2.1)$$

onde  $I$  é a radiância espectral ( $\text{J}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}\cdot\text{Hz}^{-1}$ ),  $\nu$  é a frequência (Hz),  $T$  a temperatura absoluta do corpo negro (K),  $h$  a constante de Planck que vale  $6,62606876 \times 10^{-34}$  J.s,  $c$  a velocidade da luz ( $2,99792458 \times 10^8$  m/s) e  $k$  é a constante de Boltzmann que vale  $1,3806503 \times 10^{-23}$  J/K. A lei de Planck expressa em termos de comprimento de onda, em vez de unidade de frequência, é:

$$I_\lambda(T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1}. \quad (2.2)$$

Fazendo  $2\pi hc^2 = c_1$  e  $hc/k = c_2$  na expressão (2.2), a radiação emitida por um objeto em termos de emitância radiante espectral, ficará (GRENN *et al.*, 2008):

$$I_\lambda(T) = \varepsilon(\lambda) \frac{c_1}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{c_2}{\lambda T}} - 1} \text{ W/cm}^2 \mu\text{m}. \quad (2.3)$$

onde  $c_1 = 3,7418 \times 10^4$  W  $\mu\text{m}/\text{cm}^2$  e  $c_2 = 1,4388 \times 10^4$   $\mu\text{m}$  K. O comprimento de onda eletromagnética  $\lambda$ , é fornecido em  $\mu\text{m}$  e  $\varepsilon(\lambda)$  é a emissividade da superfície. Um corpo negro é um emissor perfeito e possui emissividade de 1,0.

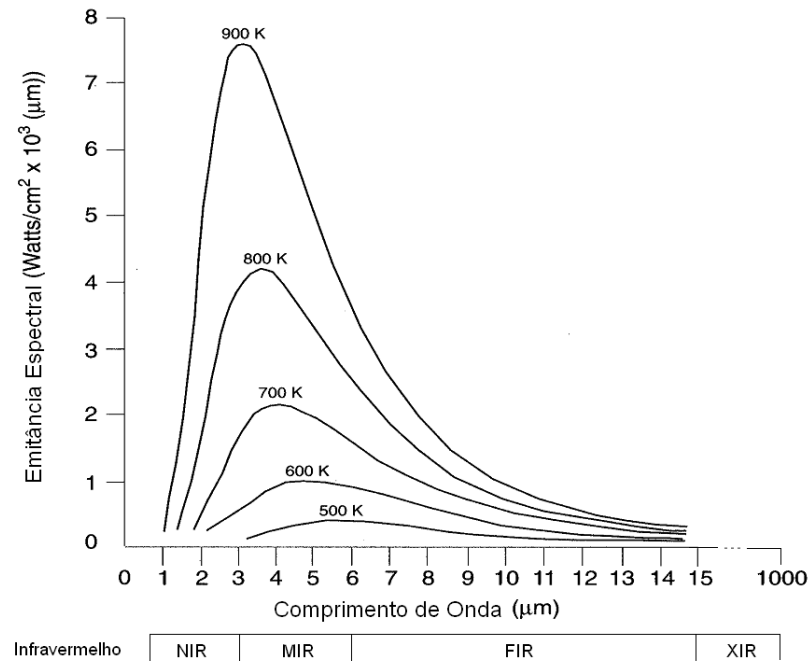
A lei de Wien (ou lei de deslocamento de Wien) é a lei da Física que afirma que existe uma relação inversa entre o comprimento de onda que produz um pico de emissão de um corpo negro e a sua temperatura:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T} = \frac{0,0028977685}{T}, \quad (2.4)$$

onde  $\lambda_{max}$  é o comprimento de onda que gera o pico (m),  $T$  é a temperatura do corpo negro (K) e  $b$  é a constante de proporcionalidade, chamada constante de dispersão de Wien (K/m). O valor dessa constante é  $b = 2.8977685 \times 10^{-3}$  (K/m).

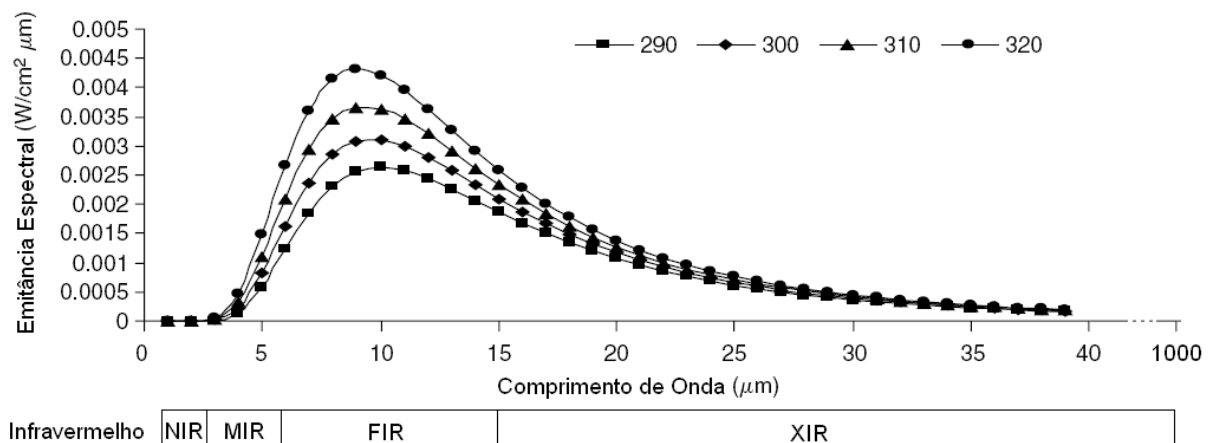
A lei de deslocamento de Wien determina que quanto maior é a temperatura de um corpo negro, menor é o comprimento de onda na qual emite radiação. Com ela é possível estimar a temperatura de uma fonte a partir do conhecimento de seu espectro de emissão.

A Figura 5 apresenta a relação da distribuição espectral da radiação térmica do corpo negro com a temperatura. Para um corpo negro a 900 K, por exemplo, o pico da emissão espectral ocorre no comprimento de onda de 3,2  $\mu\text{m}$ , ou seja, na faixa do infravermelho médio (MIR).



**Figura 5:** Espectro da radiação de um corpo negro para algumas temperaturas.

No caso de um corpo negro a 310 K (temperatura aproximada do corpo humano), ou 36,85 °C, o pico ocorre em aproximadamente 9,3 µm, na faixa do infravermelho longo (FIR). A Figura 6 apresenta um gráfico com as curvas de um corpo negro para as temperaturas de 290, 300, 310 e 320 K.



**Figura 6:** Radiação de um corpo negro para quatro temperaturas nas proximidades da temperatura do corpo humano (adaptado de GRENN *et al.*, 2008).

A Lei de Stefan-Boltzmann (também conhecida como Lei de Stefan) estabelece que a energia total irradiada,  $E_R$ , pela área de um corpo negro em unidade de tempo ( $W/m^2$ ) é diretamente proporcional à quarta potência da sua temperatura absoluta  $T$ :

$$E_R = \sigma T^4. \quad (2.5)$$

A constante de proporcionalidade é chamada constante de Stefan-Boltzmann ou constante de Stefan  $\sigma$ . O seu valor é  $5,670400 \times 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$ . O fluxo de radiação emitido por um corpo real,  $E_\lambda$ , com a mesma temperatura, é sempre menor do que a emitância do corpo negro,  $E_{b\lambda}$ , é definida como (PELIZZARI *et al.*, 2006; LIENHARD IV e LIENHARD V, 2008; TAN *et al.*, 2009):

$$\varepsilon = \frac{E_\lambda}{E_{b\lambda}}, \quad (2.6)$$

Então, a equação 2.5 pode ser reescrita para um corpo cinza (*gray body*) com conhecimento da emissividade por:

$$E_R = \varepsilon \sigma T^4, \quad (2.7)$$

onde a emissividade,  $\varepsilon$ , tem valores na faixa de  $0 < \varepsilon < 1$  e  $E_R$  representa a capacidade de emissão de energia de uma superfície em relação ao corpo negro.

A radiação do corpo negro representa o limite máximo de radiação que um corpo real pode emitir em um determinado comprimento de onda, para uma determinada temperatura. Para corpos reais, define-se uma quantidade chamada emissividade.

A emissividade é a capacidade de um objeto em emitir energia infravermelha. A energia emitida é proporcional à temperatura do objeto. A emissividade depende do tipo de material, de seu estado de degradação, da geometria superficial e, principalmente, de seu acabamento. Pode ser um valor de 0,0 (refletida por um espelho) até 1,0 (corpo negro teórico).

A princípio, câmeras sensíveis ao infravermelho capturam e apresentam em forma de imagem a radiação infravermelha de um objeto. Todavia, a radiação medida pela câmera não depende somente da radiação emitida pelo objeto, mas também de uma função de emissividade do corpo. Além disso, a radiação do objeto e a radiação refletida são influenciadas pela absorção da atmosfera.

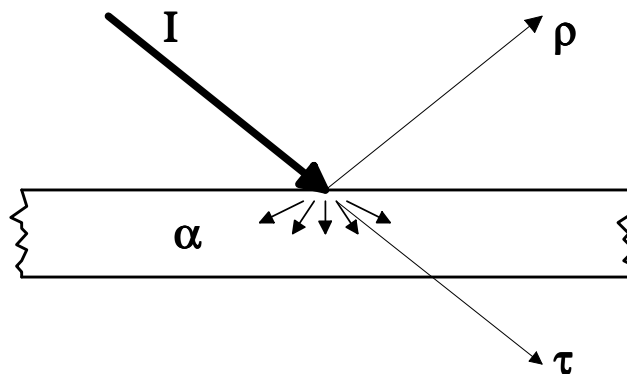
A quantidade de energia irradiada por um objeto depende de sua temperatura e de sua emissividade. A emissividade é expressada por (LAND, 2004):

$$\text{Emissividade} = \frac{\text{Energia emitida por um corpo real na temperatura } T}{\text{Energia emitida por um corpo negro na temperatura } T} \quad (2.8)$$

A emissividade é, conseqüentemente, uma expressão da habilidade de um objeto de irradiar a energia infravermelha.

No que refere à emissão de radiação, expressa na emissividade, além das características das superfícies, também deve-se levar em consideração as características de reflexão ( $\rho$ ), absorção ( $\alpha$ ) e transmissão ( $\tau$ ) da radiação recebida.

A Figura 7 ilustra a distribuição da energia incidente ( $I$ ) na superfície de um corpo translúcido (corpo não negro). Parte da radiação total incidente é absorvida ( $\alpha$ ) na superfície e transmitida ( $\tau$ ) através do corpo e, por conservação de energia, o restante é refletida ( $\rho$ ) (LIENHARD IV e LIENHARD V, 2008).



**Figura 7:** Distribuição de energia incidente ( $I$ ): energia refletida ( $\rho$ ), absorvida ( $\alpha$ ) e transmitida ( $\tau$ ) em superfícies (adaptado de LIENHARD IV e LIENHARD V, 2008).

Tem-se então que:

$$I = \rho + \alpha + \tau \quad (2.9)$$

Para o corpo negro tem-se:  $\alpha = 1$ ,  $\rho = 0$  e  $\tau = 0$ .

Para o espelho perfeito tem-se:  $\rho = 1$ ,  $\alpha = 0$  e  $\tau = 0$ .

E para o corpo transparente tem-se:  $\tau = 1$ ,  $\alpha = 0$  e  $\rho = 0$ .

A Tabela 2 apresenta valores de emissividade térmica de alguns materiais medidas a 0 °C. Esses valores de emissividades são aproximados e podem variar dependendo do material atual e condições.

**Tabela 2:** Valores de emissividade de alguns materiais na temperatura de 0 °C.

Materiais	Emissividade ( $\epsilon$ )
Cobre, polido	0,01
Ouro, polido	0,02
Alumínio, polido	0,05
Bronze, polido	0,10
Ferro, oxidado	0,74
Tijolo, comum	0,85

Papel, branco	0,90
Vidro	0,92
Borracha	0,93
Concreto	0,94
Tinta a óleo	0,94
Carvão, em pó	0,96
Gelo	0,97
Água	0,98
Pele humana	0,98

Normalmente, o material dos objetos e os tratamentos aplicados na superfície dos objetos exibem emissividade que varia de aproximadamente 0,1 até 0,95. Uma superfície altamente polida (espelho) a emissividade é inferior a 0,1, enquanto uma superfície oxidada ou pintada tem emissividade mais alta. A emissividade dos metais é baixa, somente aumentando com a temperatura. Para não-metals, a emissividade tende a ser elevada, e diminui com a temperatura (HARWOOD, 2008).

A pele humana apresenta uma emissividade entre 0,97 e 0,98. Uma vez que a emissividade da pele humana é extremamente alta, medidas de radiação infravermelha emitida pela pele podem ser convertidas diretamente em valores de temperatura.

A cor da pele não afeta significativamente a temperatura do corpo ou a emissão da radiação térmica (LIU e WANG, 2000).

O conhecimento da emissividade é importante ao medir a temperatura da pele através de um sistema infravermelho. É importante conhecer o valor exato da emissividade porque uma diferença de 0,945 a 0,98 pode conduzir a um erro de 0,6 °C na temperatura da pele (HARDY, 1939).

### 2.2.5 Aplicações Médicas da Termografia

Uma imagem infravermelha é um mapeamento visual da temperatura da superfície da pele que pode fornecer a medida térmica exata. Para interpretar imagens termográficas e medidas térmicas é necessário um conhecimento básico dos mecanismos fisiológicos da circulação sanguínea na pele e fatores que influenciam na transferência de calor para a pele. Com esse conhecimento, os dados da termografia podem adicionar valiosas informações e

complementar outras metodologias na investigação científica e na prática médica (PASCOE, MERCER e WEERD, 2006).

A termografia é um excelente auxiliar ao exame clínico e complementar para outras técnicas de diagnóstico por imagem, tais como, radiografia, ultrassonografia e cintilografia. É classificada como um método de imagem funcional.

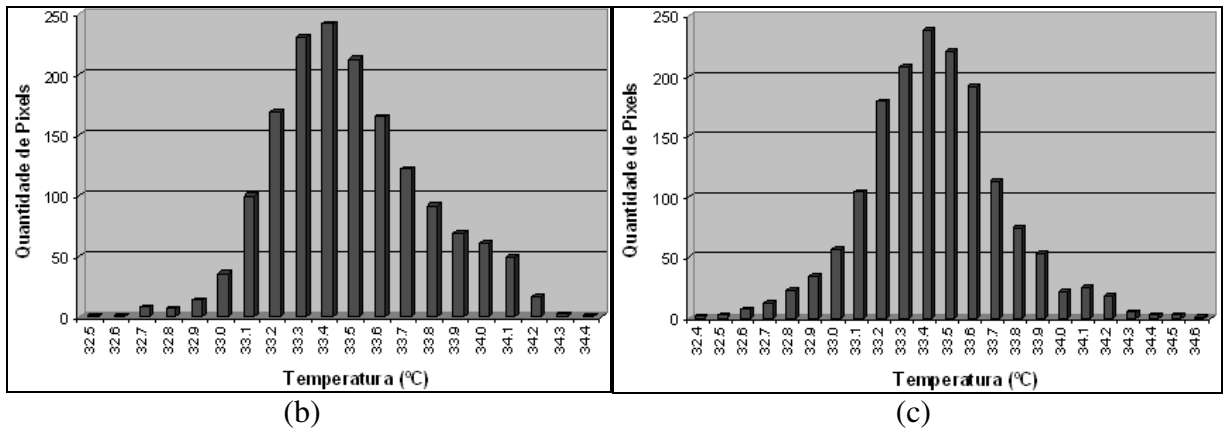
As imagens térmicas atraíram novamente a atenção desde a manifestação da SARS (NG, CHONG e KAW, 2005). Diante do risco de um vírus potencialmente letal se espalhando rapidamente, as autoridades chinesas instalaram diversas câmeras infravermelhas, especialmente nos aeroportos, para verificar a temperatura dos passageiros no saguão de desembarque (RING, JUNG e ZUBER, 2009).

Conforme visto, a termografia apresenta a emissão de radiação infravermelha do corpo por meio de uma imagem colorida ou em escala de cinza. As cores ou a temperatura são diferentes em várias partes do corpo, mas em um indivíduo normal, as mudanças de temperatura devem ser relativamente simétricas em todo o corpo. Trabalhos realizados mostram que em indivíduos normais, a diferença na temperatura da pele de ambos os lados do corpo humano é pequena, em torno de  $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$  (UEMATSU, 1985).

A Figura 8(a) apresenta a mesma imagem infravermelha da Figura 2 (com resolução  $320 \times 240$ ) exibida em escala de cinza com 256 níveis e com duas regiões de interesse (ROI - *Region of Interest*) na frente ( $80 \times 80\text{ pixels}$  cada ROI). Os histogramas da ROI do lado esquerdo e do lado direito da imagem infravermelha são apresentados na Figura 8(b) e Figura 8(c), respectivamente. A temperatura mínima da ROI esquerda é  $32,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , a temperatura máxima é  $34,4\text{ }^{\circ}\text{C}$  e a temperatura média é  $33,48\text{ }^{\circ}\text{C}$ . A temperatura mínima da ROI direita é  $32,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ , a temperatura máxima é  $34,6\text{ }^{\circ}\text{C}$  e a temperatura média é  $33,43\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Os histogramas das ROIs mostram que existe uma simetria entre os dois lados da frente. O histograma de toda a imagem infravermelha da Figura 8(a) é apresentado na Figura 9.

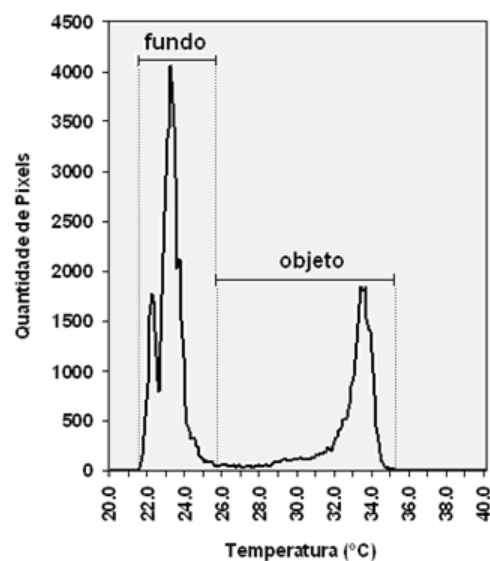


(a)



**Figura 8:** (a) Imagem infravermelha. (b) Histograma da ROI do lado esquerdo da imagem infravermelha e (c) histograma da ROI do lado direito da imagem infravermelha.

Como método de separação ou segmentação do objeto (pessoa) e o fundo (parede), destaca-se a técnica baseada no histograma da imagem. O histograma descreve a frequência dos *pixels* de mesma intensidade em uma imagem inteira ou em uma ROI. Na Figura 9, o fundo pode ser descrito pela distribuição bimodal da temperatura com as paredes da sala sendo um objeto frio (temperatura ambiente) e o corpo da pessoa sendo um objeto quente. Uma distribuição bimodal é uma distribuição de probabilidade contínua com duas modas (valores de ocorrências mais frequentes) diferentes. Estas aparecem como picos distintos (máximo local) na função de densidade da probabilidade. A imagem possui um total de 76.800 *pixels*.



**Figura 9:** Histograma correspondente a distribuição bimodal da temperatura da imagem da Figura 8(a). O fundo, indicado na figura, corresponde as temperaturas entre 21,5 e 25,7 °C e o objeto corresponde as temperaturas entre 25,8 e 35,2 °C.

A distribuição da temperatura da pele do corpo humano depende de diversos fatores complexos tais como, os processos de troca de calor entre o tecido da pele, o tecido interno, a vascularização local, a atividade metabólica e anormalidades patológicas. O registro da distribuição da temperatura do corpo humano pode fornecer informações importantes a respeito do processo fisiológico que causam essas anomalias.

Há diferentes métodos para descrever as características de uma imagem térmica. Um grande grupo de métodos é baseado em cálculos estatísticos dos parâmetros. Parâmetros como valor médio e desvio padrão podem ser usados para comparar imagens térmicas. Em aplicações médicas, uma das principais características da imagem térmica é a sua simetria de temperatura. As imagens térmicas são geralmente assimétricas nas enfermidades. Assimetrias significativas podem indicar doenças como câncer, infecção, doença vascular e variações anatômicas (WIECEK *et al.*, 2001; WIECEK *et al.*, 2006).

Em condições ambientais neutras com uma temperatura ambiente de 28 a 30 °C e umidade relativa de 40 a 60%, a temperatura de um indivíduo saudável, em repouso e sem roupas, é de aproximadamente 37 °C. As temperaturas da superfície cutânea na frente, tronco, dedos das mãos e dos pés são progressivamente mais baixas (MORAN, GAFFIN e MENDEL, 2004).

Quando se mede a temperatura cutânea sob a influência de ambientes mais frios, a distribuição da temperatura da pele é heterogênea. Por outro lado, a temperatura da superfície da pele é mais homogênea em ambientes mais quentes.

Fibras motoras simpáticas controlam a microcirculação cutânea por meio de vasoconstrição ou vasodilatação. Um território de inervação sensitiva da pele corresponde a um território microvascular, uma vez que as fibras simpáticas seguem juntamente com as sensitivas em um mesmo nervo. Isso permite que as partes do corpo sejam divididas em territórios de inervação sensitiva, para identificar territórios microvasculares. A extensão abrangida por cada um desses nervos define um território de inervação microvascular (BRIOSCHI, MACEDO e MACEDO, 2003).

O diagnóstico através da termografia apresenta várias vantagens em relação a outras técnicas de diagnóstico por imagem. A termografia é indolor, não-invasiva, sem qualquer exposição do paciente à radiação ionizante, não requer contraste, não há necessidade de contato físico com o paciente, é completamente segura para crianças e mulheres grávidas; permite medir a temperatura de corpos em movimento, o equipamento é portátil e transportável para qualquer ambiente, a aquisição dos dados é simples e demora em torno de



15 minutos para ser realizado o exame. Outra vantagem do diagnóstico através de imagens infravermelhas é que a informação resultante pode estar disponível em tempo real. Se houver necessidade, o diagnóstico pode ser repetido imediatamente até obter imagens que permitam realizar com segurança o diagnóstico clínico. A termografia permite a detecção de doenças em estágios iniciais que muitas vezes não são observadas em outras técnicas, tais como mamografia, tomografia por raios-X ou ressonância magnética.

Há também algumas limitações fundamentais a respeito desta técnica. Somente os processos caracterizados pelas mudanças na distribuição da temperatura na superfície externa, diretamente acessível por uma câmera infravermelha, podem ser observados. Na termografia, a principal informação é o valor absoluto da temperatura,  $T$ , e a distribuição de áreas térmicas,  $T(x, y)$ . Dessa forma, regiões com alta temperatura (*hot spots*) e baixa temperatura (*cold spots*) geralmente fornecem dados que são importantes no diagnóstico. Porém, a exatidão da medida de temperatura é limitada. Isto é devido principalmente à exatidão limitada da câmera infravermelha, o conhecimento geralmente limitado do coeficiente de emissão, as características individuais dos tecidos vivos que são muito diversificados e devido as condições mal controladas do ambiente, que podem influenciar na distribuição de temperatura na superfície da pele e em seus valores absolutos. Na imagem infravermelha *Active Dynamic Thermal (ADT) IR Imaging* e tomografia térmica (*Thermal Tomography – TT*), as propriedades térmicas básicas dos tecidos biológicos são quantitativamente determinadas (NOWAKOWSKI, 2004; NOWAKOWSKI, 2006).

Há vários métodos usados para a aquisição de imagens infravermelhas (DIAKIDES *et al.*, 2006):

- Estática, dinâmica, passiva e ativa: teletermometria de área dinâmica (*Dynamic Area Telethermometry – DAT*), subtração e assim por diante;
- Mapeamento de textura térmica (*Thermal Texture Mapping – TTM*);
- Multi-espectral/hiper-espectral;
- Multi-modalidade; e
- Fusão de sensores (combinação dos dados provindos de múltiplos sensores de mesma natureza ou de naturezas diferentes).

Uma lista de aplicações atuais e métodos de imageamento infravermelho são apresentados na Tabela 3.

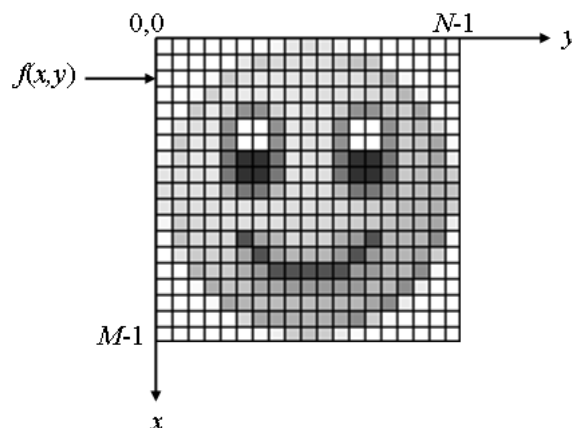
**Tabela 3:** Métodos de imageamento infravermelho em aplicações médicas (DIAKIDES *et al.*, 2006).

Aplicações	Método Infravermelho
Oncologia (mama, pele, etc)	Estática (clássica)
Dor (tratamento/controlado)	Dinâmica (DAT, subtração, etc.)
Doenças vasculares (diabetes, DVT)	Dinâmica (ativa)
Artrite/reumatismo	Multi-espectral/hiper-espectral
Neurologia	Multi-modalidade
Cirurgia (do coração, transplante, etc.) Oftálmico (remoção de catarata) Viabilidade dos tecidos (queimadura, etc.) Doenças dermatológicas Monitoramento da eficácia de drogas e terapias Tireóide Odontologia Sistema respiratório (alergias, SARS, etc.) Medicina esportiva e de reabilitação	Fusão de sensores

### 2.3 PROCESSAMENTO DE IMAGENS DIGITAIS

Uma imagem pode ser definida matematicamente como uma função bidimensional  $f(x, y)$ , onde  $x$  e  $y$  são coordenadas espaciais e a amplitude de  $f$  em qualquer par de coordenadas  $(x, y)$  é chamado intensidade ou nível de cinza da imagem naquele ponto (GONZALEZ e WOODS, 2008).

Uma imagem digital é composta de um número finito de elementos denominados *pixels* (*picture elements* ou elementos de imagem) representados na forma de uma matriz bidimensional  $M \times N$ , onde  $M$  representa o número de linhas e  $N$  o número de colunas (Figura 10).



**Figura 10:** Representação de uma imagem digital.

### 2.3.1 Segmentação de Imagens

Geralmente, o primeiro passo em análise de imagens é a segmentação da imagem. A segmentação subdivide uma imagem em suas partes ou objetos constituintes. Segmentação de imagens 3D é uma operação de análise de imagens que tem como objetivo particionar os *voxels* dentro de uma região que representa a parte física principal.

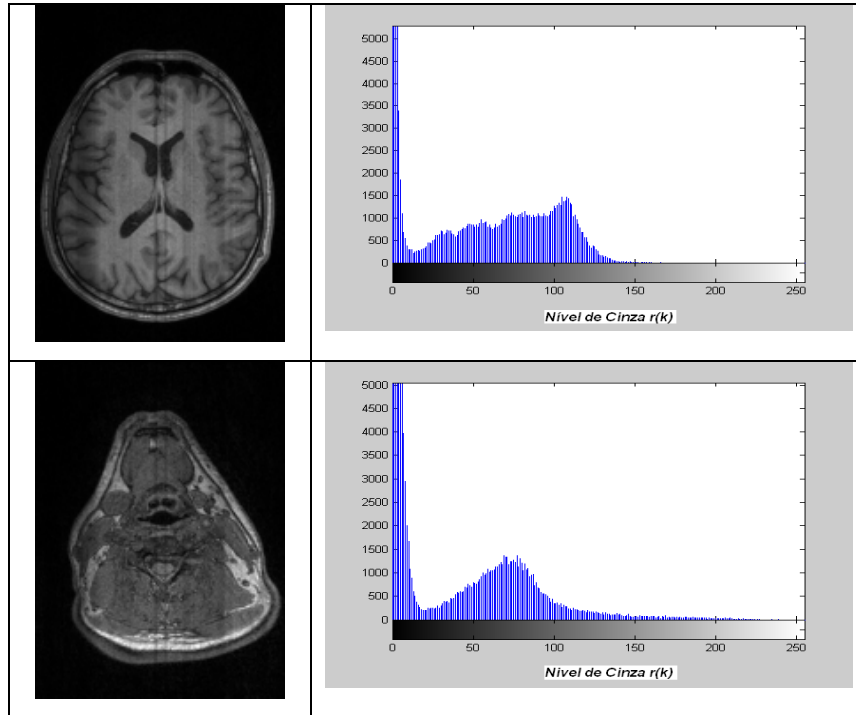
Os algoritmos de segmentação para imagens monocromáticas são geralmente baseados em uma das seguintes propriedades básicas de valores de cinza: descontinuidade e similaridade. Na primeira categoria, a abordagem consiste em particionar a imagem baseando-se em mudanças bruscas nos níveis de cinza. As principais áreas de interesse são a detecção de pontos isolados e a detecção de linhas e bordas na imagem. Na segunda categoria, as abordagens baseiam-se em limiarização, crescimento de regiões e divisão e fusão de regiões (GONZALEZ e WOODS, 2008).

#### 2.3.1.1 Limiarização

A técnica mais simples de segmentação de imagem é a limiarização. Na limiarização, analisa-se a similaridade dos níveis de cinza da imagem, extraindo os objetos de interesse através da seleção de um limiar  $T$  que separa os agrupamentos de níveis de cinza.

A binarização é o resultado da separação da imagem em dois tons de cor pela operação de limiarização (*thresholding*). Dois tons são necessários para descrever a imagem após essa operação: o preto (quando o valor do *pixel* for igual ou menor do que o limiar definido) e o branco (quando o valor do *pixel* for maior que o limiar definido).

A limiarização mais simples é a do particionamento do histograma da imagem por um limiar único  $T$ . A segmentação é, então, efetuada, varrendo-se a imagem, *pixel* por *pixel*, e rotulando-se cada *pixel* como sendo do objeto ou do fundo, dependendo se o nível de cinza daquele *pixel* for maior ou menor que  $T$ . O sucesso desse método depende inteiramente de quão bem o histograma pode ser particionado. No gráfico do histograma da Figura 11, é possível observar a existência de um vale (ponto mínimo local) que limitam o objeto e o fundo, o qual serve de base para aplicar o limiar.



**Figura 11:** Exemplos de histograma. Imagens MRI à esquerda e os correspondentes histogramas à direita.

Uma imagem limiarizada  $g(x, y)$  é definida como (GONZALEZ e WOODS, 2008):

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{se } f(x, y) \leq T \\ 1 & \text{se } f(x, y) > T \end{cases} \quad (2.10)$$

onde  $f(x, y)$  corresponde ao nível de cinza do *pixel*. Os pontos  $(x, y)$  rotulados com 1 (preto) indicam que eles pertencem ao objeto e os pontos rotulados com 0 (branco) correspondem ao fundo (*background*) e  $T$  é um valor de tom de cinza pré-definido denominado limiar.

Quando a limiarização é definida de forma manual, pode-se escolher o melhor valor para  $T$  de forma visual. A escolha do limiar adequado (ponto de *thresholding* ou corte) pode muitas vezes ser feita, observando-se o histograma da imagem e escolhendo-se o ponto onde o gráfico é menos concentrado. Os *pixels* que possuem tom de cinza acima do limiar são agrupados em um único tom, enquanto os outros *pixels* (igual ou abaixo do limiar) recebem outro tom. Como são apenas dois tons, podemos representar o tom de cada *pixel* por um bit, que explica a escolha do nome dessa técnica.

Em muitos casos, a seleção automática de um limiar é uma tarefa difícil, exigindo uma interação por parte do usuário. A seleção do limiar pode ser feita com base no histograma das imagens. Por exemplo, se o histograma da imagem apresenta dois picos bem separados, então a seleção do ponto mínimo entre os dois picos conduz a um resultado satisfatório.

O histograma de uma imagem é o conjunto de números indicando o percentual ou a probabilidade de um *pixel* apresentar um determinado nível de cinza. Normalmente, esses valores são representados por um gráfico de barras (Figura 11) que fornece para cada nível de cinza o número (ou percentual) de *pixels* correspondentes na imagem. O histograma é calculado pela seguinte equação (MARQUES FILHO e VIEIRA NETO, 1999):

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{n} \quad (2.11)$$

onde:

$$0 \leq r_k \leq 1;$$

$k = 0, 1, \dots, L-1$ , onde  $L$  é o número de níveis de cinza da imagem;

$n$  é número total de *pixels* na imagem;

$p_r(r_k)$  é a probabilidade do  $k$ -ésimo nível de cinza;

$n_k$  é o número de *pixels* cujo nível de cinza corresponde a  $k$ .

No caso de uma imagem com dois tipos de objetos iluminados sobre um fundo escuro, o histograma da imagem apresentará três grupos dominantes. A mesma abordagem para limiarização básica classifica um ponto  $(x, y)$  como pertencendo à classe de um dos objetos se  $T_1 < f(x, y) \leq T_2$ , à classe do outro objeto se  $f(x, y) > T_2$ , e ao fundo se  $f(x, y) \leq T_1$ . Esse tipo de limiarização multiníveis é geralmente menos confiável que a de limiar único (GONZALEZ e WOODS, 2008; ACHARYA e RAY, 2005).

### 2.3.2 Processamento de Imagens em Pseudo-Cores

Embora as imagens infravermelhas possam ser visualizadas em escala de cinza, pseudo-cores são geralmente utilizadas para a visualização. Em processamento digital de imagens, o termo *pseudo-cor* (ou falsa cor) refere-se a uma coloração obtida através do mapeamento de escalas de cinza para um espaço de cor tridimensional. Como a visão humana pode distinguir melhor as variações de cores do que as variações de níveis de cinza (brilho), o mapeamento para uma imagem colorida, usando pseudo-cores, pode ajudar na visualização e na interpretação de imagens.

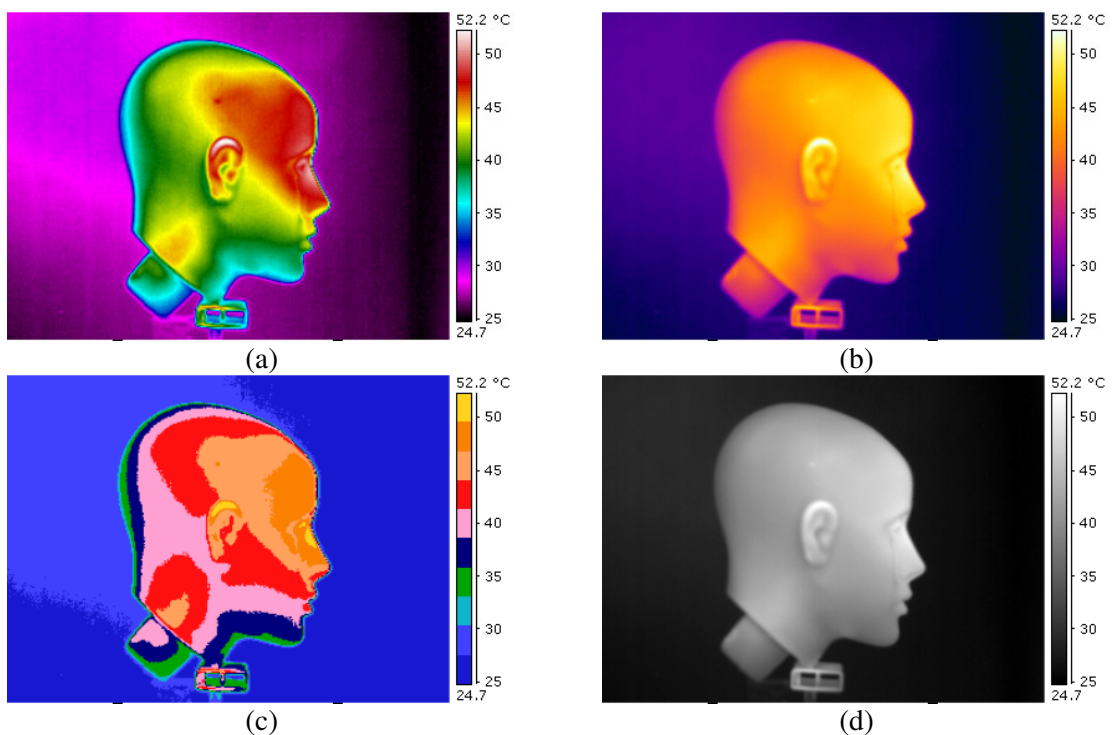
Para um determinado nível de iluminação, o olho humano consegue distinguir somente cerca de 30 tonalidades de cinza em uma imagem monocromática. Porém, pode distinguir centenas de cores diferentes (RUSS, 2007; ZHANG, BAI e LI, 2007).

Em processamento de imagens *Look-Up Tables*, frequentemente chamadas de LUTs, mapa de cores (*colormap*) ou paleta de cores (*color palette*), são usadas para determinar as cores que uma imagem particular é exibida. Todos os *pixels* na imagem indexam um elemento desta tabela. Devido a esta referência, denomina-se este tipo de codificação de "*look-up table encoding*".

O mapeamento em pseudo-cor pode ser implementado distribuindo os níveis de cinza da imagem monocromática para três componentes de cores: vermelho (*red*), verde (*green*) e a azul (*blue*).

Uma LUT é um mecanismo usado para transformar uma faixa de cores de entrada em outra faixa de cores. O número de entradas (cores lógicas) na paleta é o número total de cores que serão utilizadas para representar a imagem. Um exemplo comum é uma tabela com 256 cores (utilizando 8 bits) onde cada cor pode ser escolhida de um total de 16,7 milhões de cores (combinação de 256 cores para cada canal RGB).

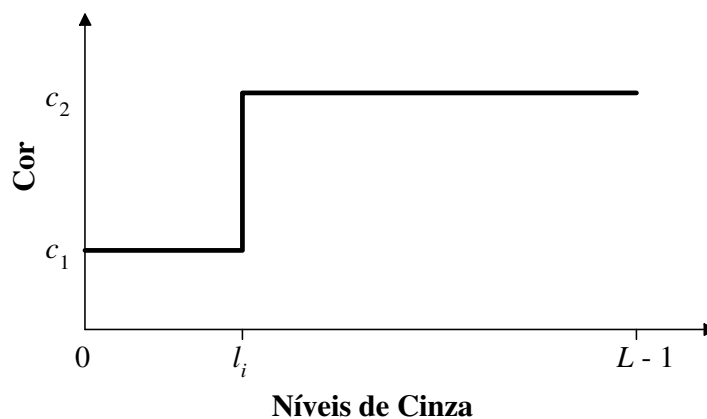
A Figura 12 mostra exemplos de uma mesma imagem infravermelha adquirida por uma câmera infravermelha ThermaCAM<sup>®</sup> E320 da FLIR e visualizada com diferentes LUTs. O espectro de cores arco-íris (*rainbow*) utiliza uma variação linear de matiz, saturação e intensidade. É importante que as imagens térmicas possuam uma indicação com a escala de temperatura utilizada. Nessas imagens, a temperatura mínima é de 24,7 °C e a máxima é de 52,2 °C.



**Figura 12:** Imagem infravermelha visualizada com diferentes LUTs. (a) 120 cores (*rainbow*), (b) 224 cores (*ironhi*), (c) 10 cores (*medical*) e (d) 256 níveis de cinza.

Existem várias abordagens para a atribuição de cores em imagens monocromáticas, com base em várias propriedades de seus conteúdos de níveis de cinza.

A técnica de fatiamento por intensidade (*intensity slicing*), às vezes chamada densidade, e codificação por cores, é um dos mais simples exemplos de processamento de imagens em pseudo-cores. Se uma imagem é vista como uma função de intensidade 2D, o método pode ser interpretado em termos da colocação de planos paralelos ao plano de coordenadas da imagem. Cada plano então, “fatia” a função na área de interseção. Se for atribuída uma cor diferente para cada lado do plano, qualquer pixel cujo nível de cinza esteja acima do plano será codificado com uma cor, e qualquer *pixel* que estiver abaixo do plano será codificado com outra cor (Figura 13). Aos níveis que ficam sobre o plano pode ser atribuídos arbitrariamente uma das duas cores. Nesse caso, o resultado terá uma imagem codificada em duas cores (GONZALEZ e WOODS, 2008).



**Figura 13:** Representação do método de fatiamento de imagem por intensidade.

Em geral essa técnica pode ser resumida como segue. Supondo que  $M$  planos sejam definidos nos níveis  $l_1, l_2, \dots, l_M$  e faça o  $l_0$  representar o preto [ $f(x, y) = 0$ ] e  $l_L$  representar o branco [ $f(x, y) = L$ ]. Então, assumindo que  $0 < M < L$ , os  $M$  planos particionam os níveis de cinza em  $M + 1$  regiões e as atribuições de cores são feitas de acordo com a relação:

$$f(x, y) = c_k \quad \text{se } f(x, y) \in R_k, \quad (2.12)$$

onde  $c_k$  é a cor associada à  $k$ -ésima região  $R_k$  definida pelos planos de partição (GONZALEZ e WOODS, 2008). Quando mais níveis são usados, a função de mapeamento toma a forma de uma escada.

### 2.3.3 Imagens de Profundidade

*Range images* é uma classe especial de imagens digitais. Cada *pixel* do *range image* expressa a distância entre um ponto de referência conhecido e um ponto visível na cena. Consequentemente, um *range image* reproduz a estrutura 3D de uma cena (JAIN, KASTURI e SCHUNCK, 1995; DALLEY, 2000).

Consiste de pontos  $(x, y)$  em uma grade retangular. Cada ponto  $(x, y)$  é associado com um valor  $z$  ou profundidade do ponto na superfície mais próxima a um dispositivo da aquisição (GUPTA *et al.*, 2007).

Tipicamente, um modelo 3D é construído pelo alinhamento e integração de múltiplas visões de escala (*range views*) de um objeto ou de uma cena. Definindo a resolução do *range image* pode-se obter as coordenadas 3D para cada ponto amostrado na superfície do objeto (SILVA, BELLON e BOYER, 2005).

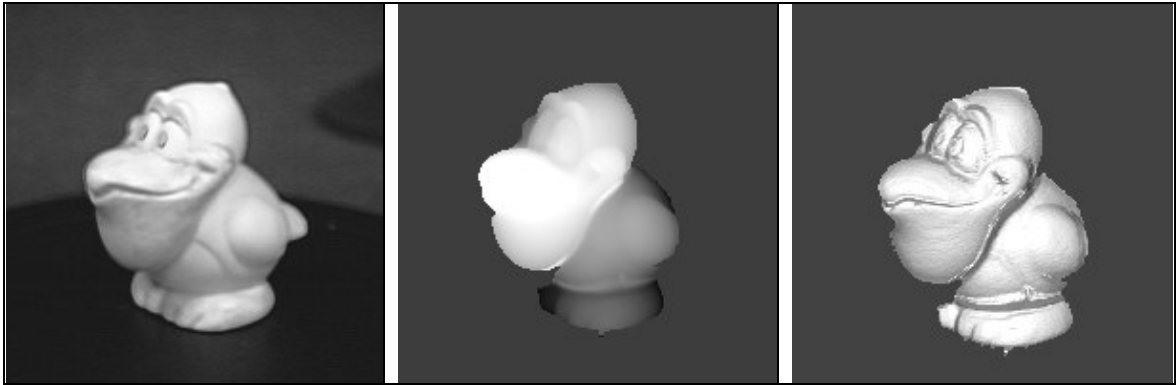
*Range images* também são referidas como imagens de profundidade, mapas de profundidade, mapas xyz, perfis de superfície ou imagens 2.5D, pelo fato da informação 3D relacionar somente a superfície visível do objeto como visto de um determinado ponto de visão.

Um *range image* pode ser definido como um conjunto de  $K$  amostras discretas de uma função escalar  $j: \mathbf{I}^2 \rightarrow \mathbf{R}$ , com  $r_i = j(u_i)$ , onde o  $u_i \in \mathbf{I}^2$  é o índice da grade 2D,  $r_i \in \mathbf{R}$  e  $i = \{1, \dots, K\}$ . Um *range image* pode ser convertido para *range data*, que são definidos como um conjunto  $K$  de pontos de amostras discretas de uma função vetorial  $h: \mathbf{I}^2 \rightarrow \mathbf{R}^3$ , com  $d_i = h(u_i)$ , onde  $d_i \in \mathbf{R}^3$  e  $i = \{1, \dots, K\}$ . Então, cada ponto amostrado tem coordenadas 3D  $(x_i, y_i, z_i)$  (SILVA, BELLON e BOYER, 2005).

Como somente partes do objeto podem ser vistas de um determinado ponto de visão, múltiplas vistas são necessárias para obter a superfície 3D inteira de um objeto físico. A Figura 14 mostra o *range image* de um objeto e uma vista renderizada do objeto.

Técnicas recentes para reconhecimento de face 3D foram propostas empregando *range images*. Duas maneiras diferentes de alinhar as faces foram propostas: a primeira é uma abordagem baseada em modelo de profundidade e o segundo é uma comparação entre os vetores de características composto de alguns pontos fiduciais e seus relacionamentos (CALVO *et al.*, 2008).





**Figura 14:** Exemplo de um *range image*. (a) uma figura do objeto, (b) o *range image*, onde os *pixels* mais claros estão mais próximos do sensor e os pontos escuros mais distantes e (c) visão renderizada do *range image* (adaptado de SILVA, BELLON e BOYER, 2005).

## 2.4 REGISTRO E FUSÃO DE IMAGENS

Um problema comum em análise de imagens é o registro (ou alinhamento) de dois conjuntos de imagens, principalmente o cálculo da transformada geométrica que deve ser aplicada em um dos conjuntos com objetivo de igualar com o segundo.

Existem diversas modalidades para aquisição de imagens médicas. As modalidades empregadas podem ser divididas em duas categorias globais: anatômica e funcional (MAINTZ e VIERGEVER, 1998).

Modalidades anatômicas, que retratam principalmente a morfologia, incluem raios-X, tomografia computadorizada (*Computed Tomography* – CT) ou tomografia axial computadorizada (*Computed Axial Tomography* – CAT), ressonância magnética nuclear (*Nuclear Magnetic Resonance* – NMR), ultrassom (*Ultrasound* – US), angiografia por ressonância magnética (*Magnetic Resonance Angiography* – MRA), angiografia por tomografia computadorizada (*Computed Tomography Angiography* – CTA), entre outras.

Modalidades funcionais que possibilitam principalmente, a representação de informações funcionais e metabólicas, incluem cintilografia (*Scintigraphy*), tomografia computadorizada por emissão de fótons únicos (*Single Photon Emission Computed Tomography* – SPECT), tomografia por emissão de pósitrons (*Positron Emission Tomography* – PET), ressonância magnética funcional (*functional MRI* – fMRI), eletroencefalografia (*Electroencephalography* – EEG), Magnetoencefalografia

(*Magnetoencephalography* – MEG), tomografia por impedância elétrica (*Electrical Impedance Tomography* – EIT), a termografia infravermelha (*Infrared Thermography* – IRT), entre outras.

Em muitas aplicações clínicas, é desejável integrar informações obtidas de dois ou mais estudos de um mesmo paciente, principalmente quando envolve modalidades que apresentam informações anatômicas e funcionais. O registro de imagens monomodal, isto é, imagens obtidas de uma mesma modalidade, também são úteis em estudos realizados em intervalos de tempo diferentes para avaliação do tratamento ou acompanhamento da evolução da doença.

Como as informações de duas imagens médicas podem ser de naturezas distintas, ou seja, obtidas por modalidades diferentes, é desejável uma integração adequada dos dados obtidos nas imagens separadas. O primeiro passo neste processo de integração consiste em executar um alinhamento espacial das modalidades envolvidas através de um procedimento conhecido como registro (*registration*). Depois do registro, uma etapa de fusão é realizada para permitir a visualização integrada dos dados envolvidos (MAINTZ e VIERGEVER, 1998).

As técnicas de registro e fusão de diferentes modalidades de imagens médicas vêm se constituindo como um importante recurso no diagnóstico médico (MODERSITZKI, 2004; ZITOVÁ e FLUSSER, 2003; HANSON, 2003; HAJNAL, HAWKES e HILL, 2001; MAINTZ, VAN DEN ELSSEN e VIERGEVER, 2001; HILL *et al.*, 2001; DING, GOSHTASBY e SATTER, 2001; JOHNSON e KANG, 1999; MAINTZ e VIERGEVER, 1998; MAINTZ e VIERGEVER, 1996; VAN DEN ELSSEN, POL e VIERGEVER, 1993).

#### 2.4.1 Registro de Imagem

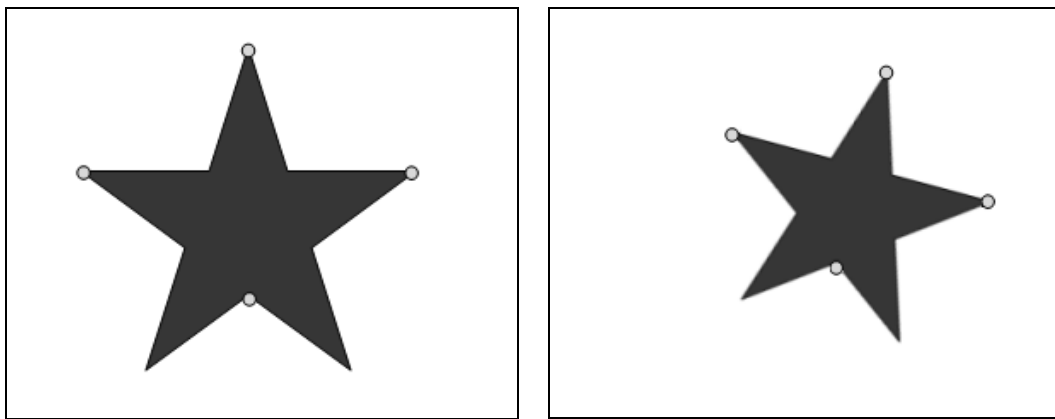
Por registro de imagens, entende-se o processo que envolve a superposição de uma mesma cena que aparece em duas ou mais imagens distintas, tal que os pontos correspondentes nestas imagens coincidam espacialmente (ROSA, 1995).

O termo registro foi derivado da tecnologia de impressão, onde as pranchas coloridas tinham de ser impressas “em registro”, ou seja, em perfeita sobreposição.

Geralmente, imagens de volumes obtidos de diferentes fontes não combinam geometricamente. O registro é o processo para determinar a transformação geométrica que alinha ou mapeia pontos da imagem de um objeto com os pontos correspondentes em uma

outra imagem do mesmo objeto ou de um objeto diferente. A fusão refere-se ao processo completo de registro na combinação dos dados para visualização (CHEN e WANG, 2004; TOET e FRANKEN, 2003).

O registro de imagens é uma tarefa fundamental em processamento de imagens, permitindo o mapeamento (transformação) de duas imagens, em um único sistema de coordenadas comuns para alinhá-las (Figura 15). Esta transformação é usada para alinhar duas ou mais imagens, ou volumes obtidos, adquiridas em tempos diferentes, de diferentes sensores, diferentes resoluções ou mesmo de posições diferentes.

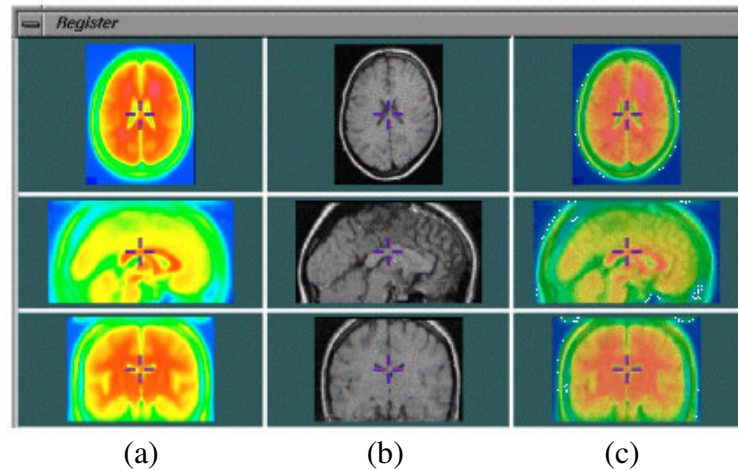


**Figura 15:** Exemplo de imagens com marcadores para realizar o registro.

As técnicas de registro têm aplicações práticas em diferentes áreas, tais como (ZHIFENG, 2003):

- a) Integração de informações adquiridas de diferentes sensores (registro multimodal);
- b) Investigação de mudanças em imagens adquiridas em tempos diferentes ou em diferentes condições (registro temporal);
- c) Obtenção de informações tridimensionais de imagens em que a câmera ou os objetos da cena estão em movimento (registro de posição); e
- d) Para modelos baseados em reconhecimento de objetos (registro de padrões).

A Figura 16 ilustra um exemplo de registro e fusão de imagens das modalidades PET e MRI.



**Figura 16:** Exemplo de registro e fusão PET e MRI. (a) imagens PET, (b) imagens MRI e (c) resultado obtido após o registro e a fusão das duas imagens (ZHIFENG, 2003).

#### 2.4.2 Métodos de Registro

Nos últimos anos, diferentes métodos para realizar o alinhamento de imagens multimodais 3D/2D foram propostos. Van Den Elsen, Pol e Viergever (1993) apresentam uma revisão desses métodos. Maintz e Viergever (1998) apresentam uma revisão bibliográfica de publicações envolvendo registro de imagens médicas. Hellier e Barillot (2004) também apresentam alguns desses métodos. Dalley (2000) compara vários algoritmos de registro para um mesmo conjunto de dados utilizando variantes de algoritmos comuns de registro. Tomazevic, Likar e Pernus (2006) apresentam uma classificação dividida em métodos baseados em segmentação, baseado em intensidade e híbrido. González-Garzón (2006) apresenta técnicas baseadas na teoria da informação que permitem calcular a transformação para registrar qualquer par de imagens, independente de seu conteúdo. Hajnal, Hawkes e Hill (2001) apresentam uma série de artigos envolvendo metodologia, aplicações de registro rígido e técnicas e aplicações de registro não-rígido.

Qualquer método de registro produz um conjunto de equações que transformam as coordenadas de cada ponto em uma imagem para as coordenadas do ponto correspondente na outra imagem (VAN DEN ELSEN, POL e VIERGEVER, 1993).

Os métodos de registro de imagens médicas são classificados de acordo com um modelo baseado em nove critérios diferentes (MAINTZ e VIERGEVER, 1998): dimensionalidade, base para o registro, natureza da transformação, domínio da transformação, grau de interação com o usuário, procedimento de otimização, modalidades envolvidas,

sujeito e parte do corpo envolvida. Esses nove critérios básicos são subdivididos em um ou mais níveis, como segue:

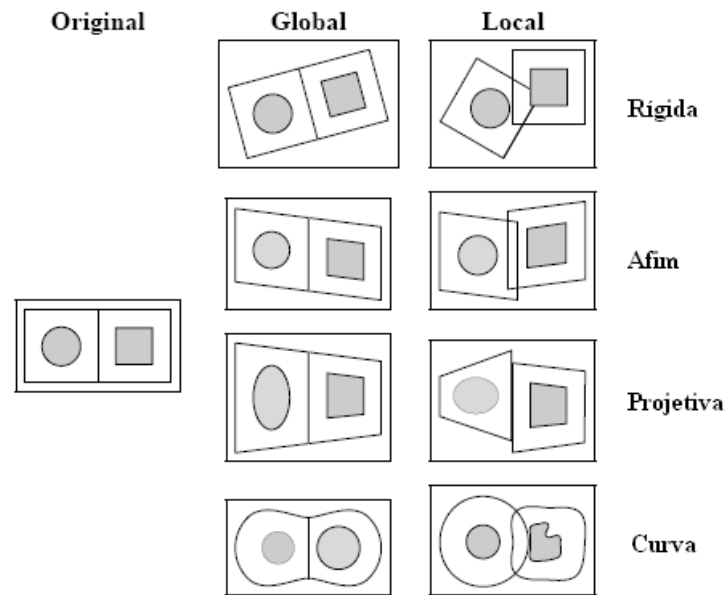
1. Dimensionalidade: se os dados a serem alinhados são bidimensionais ou tridimensionais. A divisão principal é se todas as dimensões são espaciais ou o tempo é uma dimensão adicionada (por exemplo, 2D/2D, 2D/3D ou 3D/3D);
2. Natureza da base do registro: se o alinhamento for feito com base em objetos inseridos artificialmente nas imagens (extrínseco), ou pelo próprio conteúdo intrínseco das mesmas, no qual o registro pode ser pela marcação de pontos, alinhamento de regiões baseados em segmentação ou baseado em medidas dos níveis de cinza das imagens; ou ainda pela calibragem dos instrumentos de aquisição das mesmas (sistema de coordenadas calibrado);
3. Natureza da transformação: a transformação das coordenadas das imagens é chamada rígida (*rigid*) quando somente translações e rotações são permitidas. Se a transformação mapeia linhas paralelas para linhas paralelas, é chamada de transformação afim (*affine*). Se a transformação mapear linhas para linhas não paralelas, é chamada projetiva (*projective*). Finalmente, se a transformação mapear linhas para curvas, a transformação é chamada curva (*curved*) ou elástica (*elastic*). A Figura 17 ilustra a classificação dos métodos quanto à natureza e domínio das transformações;
4. Domínio da transformação: a transformação pode ser classificada em local ou global. A transformação é chamada global se for aplicada em toda a imagem e local se cada subseção da imagem tem sua própria transformação definida e cada transformação ocorre de forma independente. A transformação global rígida é a mais frequentemente usada em aplicações de registro;
5. Interação: refere-se à forma de interação em relação às imagens de entrada. Em relação aos algoritmos de registro, três níveis de interação podem ser reconhecidos:
  - a. Automático: onde o usuário fornece o algoritmo com os dados da imagem e possivelmente alguma informação sobre a aquisição das imagens;
  - b. Interativo: onde o próprio usuário faz o registro, auxiliado pelo software que fornece uma impressão visual ou numérica da transformação corrente, e possivelmente uma suposição inicial da transformação;
  - c. Semi-Automático: onde a interação requerida pode ser de duas naturezas distintas: o usuário precisa inicializar o algoritmo (por exemplo,

segmentando os dados) ou supervisionando o algoritmo (por exemplo, rejeitando ou aceitando as hipóteses sugeridas durante o registro).

6. Procedimento de otimização: os parâmetros utilizados para realizar a transformação de registro podem ser computados diretamente, ou seja, determinados de maneira explícita sobre os dados disponíveis, ou no espaço de procura, o qual é determinado pela procura de um parâmetro ótimo para alguma função definida no espaço dos parâmetros. Poucos algoritmos de registro fornecem um cálculo direto da transformação. O computador deve fazer a otimização procurando iterativamente pela melhor solução;
7. Modalidades das imagens envolvidas: quatro classes de tarefas de registro podem ser reconhecidas baseadas nas modalidades das imagens envolvidas. Em aplicações monomodal, as imagens a serem registradas pertencem à mesma modalidade (por exemplo, o alinhamento de imagens MRI com imagens MRI obtidas em tempos diferentes). Nas aplicações de registro multimodal, as imagens a serem registradas procedem de duas modalidades diferentes (por exemplo, MRI e CT ou MRI e PET). Em registro de modalidade para modelo (*modality to model*) e paciente para modalidade (*patient to modality*), somente uma imagem é envolvida e a outra “modalidade” é um modelo (por exemplo, um modelo matemático da anatomia ou fisiologia) ou o próprio paciente;
8. Sujeito: quando todas as imagens envolvidas no registro são adquiridas de um mesmo paciente, o registro é chamado de intrapaciente (*intrasubject*). Se o registro é realizado usando duas imagens de pacientes diferentes (ou um paciente e um modelo), é referido como registro interpaciente (*intersubject*). Se uma imagem é adquirida de um paciente e a outra imagem é construída de uma base de dados, contendo imagens de vários pacientes, é chamado de registro baseado em atlas (tais como o *The Visible Human Project® datasets*<sup>5</sup>);
9. Objeto: refere-se a qual região do corpo as imagens foram obtidas para a realização do registro (por exemplo, imagens da cabeça, do tórax, do abdômen, pélvis, membros, espinha dorsal, etc.).

---

<sup>5</sup> [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)



**Figura 17:** Exemplos de transformações bidimensionais (adaptação de MAINTZ e VIERGEVER, 1998).

#### 2.4.2.1 Natureza da transformação

Uma transformação é chamada **rígida** se a distância entre dois pontos quaisquer na primeira imagem é preservada quando esses dois pontos são mapeados na segunda imagem. Transformações rígidas podem ser decompostas em translação, rotação e espelhamento (ou reflexão) (VAN DEN ELSEN, POL e VIERGEVER, 1993).

As transformações são usadas para escalar, transladar, rotacionar, refletir e deformar objetos e formas. É possível efetuar essas operações mudando os valores de suas coordenadas. Embora a álgebra seja a notação básica para transformações, é igualmente possível expressá-las por meio de matrizes (VINCE, 2006).

A transformação de **translação** corresponde à movimentação dos pontos para outra posição no sistema de coordenadas, de modo que todos os pontos da imagem sejam deslocados de uma mesma distância em relação a sua posição anterior. A transformação de translação é obtida adicionando-se constantes de translação a todas as coordenadas que definem a imagem. No caso bidimensional, existem duas constantes  $T_x$  e  $T_y$ : a primeira referente ao deslocamento paralelo ao eixo  $x$  e a segunda referente ao deslocamento paralelo

ao eixo  $y$ . As coordenadas  $(x', y')$  obtidas pela translação do ponto  $P$  de coordenadas  $(x, y)$  valem:

$$\begin{aligned}x' &= T_x + x \\ y' &= T_y + y\end{aligned}\quad (2.13)$$

ou na forma matricial

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{ou} \quad P' = T + P \quad (2.14)$$

A transformação de **rotação** em torno da origem do sistema de coordenadas corresponde à movimentação dos pontos para uma outra posição no sistema de coordenadas, de modo que todos os pontos da imagem mantenham a mesma distância da origem que possuíam antes da transformação. O único parâmetro da transformação de rotação é o ângulo, que indica o valor do deslocamento angular no sentido anti-horário. As coordenadas  $(x', y')$  obtidas pela rotação do ponto  $P$  de coordenadas  $(x, y)$  de um ângulo  $\theta$  em torno da origem são:

$$\begin{aligned}x' &= x \cos \theta - y \sin \theta \\ y' &= x \sin \theta + y \cos \theta\end{aligned}\quad (2.15)$$

ou na forma matricial

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{ou} \quad P' = R.P \quad (2.16)$$

A aplicação das duas transformações (rotação e translação) pode ser realizada usando a fórmula:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

A transformação é chamada **afim** quando qualquer linha reta na primeira imagem é mapeada para uma linha reta na segunda imagem e o paralelismo é preservado. Uma transformação afim pode ser decomposta em uma transformação linear e uma translação. Em 2D, as coordenadas de transformação podem ser formuladas por:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

onde



$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

denota qualquer matriz de valores reais (VAN DEN ELSEN, POL e VIERGEVER, 1993). Exemplos de transformações afins não-rígidas são escalamento uniforme e não uniforme e cisalhamento (*shearing*).

A transformação de **escala** é obtida pela multiplicação de todas as coordenadas que definem a imagem por fatores de escala não nulos. Estes fatores, no caso bidimensional, são o fator de escala horizontal, que multiplica as coordenadas referentes ao eixo  $x$  do sistema cartesiano, e o fator de escala vertical, que multiplica as coordenadas referentes ao eixo  $y$ . Os fatores de escala horizontal e vertical são denotados por  $S_x$  e  $S_y$ , respectivamente. As coordenadas  $(x', y')$  obtidas pela transformação de escala das coordenadas  $(x, y)$ , valem:

$$\begin{aligned} x' &= S_x \cdot x \\ y' &= S_y \cdot y \end{aligned} \quad (2.20)$$

ou na forma matricial

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_x & 0 \\ 0 & S_y \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{ou} \quad P' = S.P \quad (2.21)$$

**Cisalhamento** ou *shearing* é uma transformação que distorce o formato de uma imagem. As coordenadas  $(x', y')$  obtidas pela transformação de cisalhamento das coordenadas  $(x, y)$  na direção dos eixos  $x$  e  $y$ , com valores reais para os parâmetros  $a$  e  $b$ , é produzida pelas seguintes fórmulas:

$$\begin{aligned} x' &= x + ay \\ y' &= bx + y \end{aligned} \quad (2.22)$$

ou na forma matricial

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & a \\ b & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{ou} \quad P' = C.P \quad (2.23)$$

Nos casos mais simples, os pontos podem simplesmente ser rotacionados, transladados ou escalonados para a realização do registro (PTR321, 2001). A transformação de **similaridade** para este caso pode ser escrita como uma equação para as variáveis de saída  $(x', y')$ , dada as variáveis de entrada  $(x, y)$ :

$$x' = T_x + S_x \cdot \cos \theta \cdot x - S_x \cdot \sin \theta \cdot y \quad (2.24)$$

$$y' = T_y + S_y \cdot \sin \theta \cdot x + S_y \cdot \cos \theta \cdot y \quad (2.25)$$

onde  $S$  é o fator de escala,  $T$  o fator de translação e  $\theta$  corresponde ao ângulo de rotação para os eixos  $x$  e  $y$ .

Uma transformação **projetiva** (ou perspectiva) mapeia qualquer linha reta na primeira imagem em uma linha reta na segunda imagem, mas, em geral, o paralelismo entre as linhas retas não é preservado. Em 2D, a transformação projetiva em coordenadas homogêneas é definida por:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.26)$$

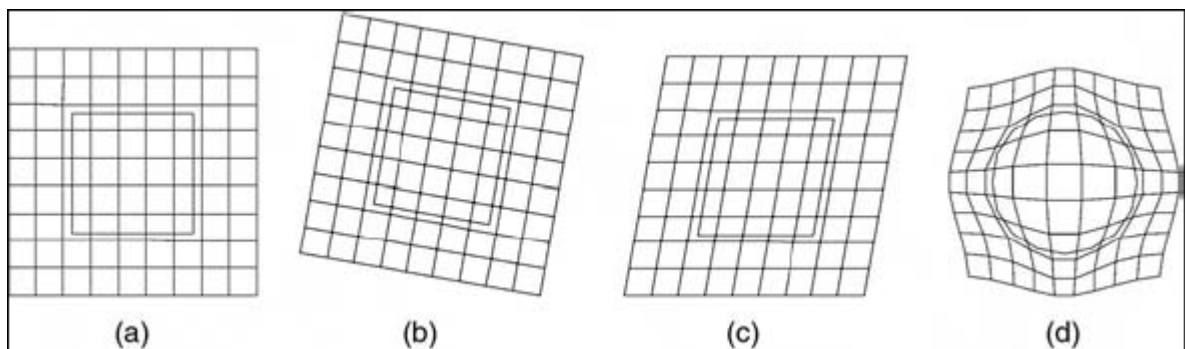
Uma transformação **curva** (ou elástica) pode mapear uma linha reta em uma curva. Em 2D, essa transformação é formulada por:

$$(x', y') = F(x, y) \quad (2.27)$$

onde  $F$  denota alguma função que mapeia as coordenadas da primeira imagem para as coordenadas da segunda imagem (VAN DEN ELSEN, POL e VIERGEVER, 1993). Uma classe de funções de transformação curva são as do tipo polinomial. Em 2D, uma função polinomial pode ser definida por:

$$\begin{aligned} x' &= a_{00} + a_{10}x + a_{01}y + a_{20}x^2 + a_{11}xy + a_{02}y^2 + \dots \\ y' &= b_{00} + b_{10}x + b_{01}y + b_{20}x^2 + b_{11}xy + b_{02}y^2 + \dots \end{aligned} \quad (2.28)$$

As transformações rígidas são um subconjunto das transformações afins que, por sua vez, são um subconjunto de transformações projetivas, que são um subconjunto das transformações curvas. A Figura 18 mostra exemplos desses diferentes tipos de transformações frequentemente usadas para registro de imagens.

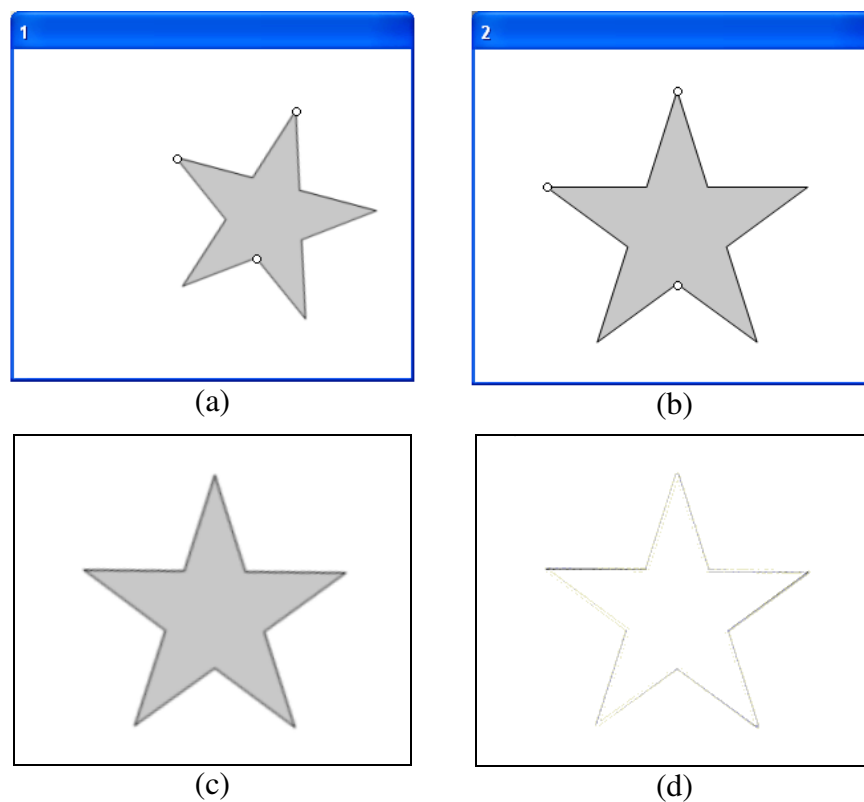


**Figura 18:** Exemplos de diferentes tipos de transformações de um quadrado. (a) transformação identidade, (b) transformação rígida, (c) transformação afim e (d) transformação não-rígida (RUECKERT, 2001).

Depois que uma série de pontos de controle são selecionados nas imagens de referência, a imagem pode ser registrada calculando-se a transformação. É importante obter pontos de controle suficientes cobrindo a região de interesse (HANSON, 2003).

Aumentando-se o número de pontos de controle, haverá um pequeno acréscimo de tempo computacional para o cálculo dos parâmetros, e uma melhor confiança ao resultado.

A Figura 19 apresenta o registro de duas imagens (300x250 *pixels*) utilizando a transformação afim. Na Figura 19(a), tem-se a imagem a ser alinhada com a Figura 19(b). Para fazer o alinhamento, é necessário que a Figura 19(a) seja transladada, rotacionada e ampliada. Podem ser observados nessas figuras, os três marcadores utilizados para realizar a transformação. A Figura 19(c) apresenta a imagem resultante do registro. A Figura 19(d) mostra o negativo da diferença entre a Figura 19(b) e Figura 19(c). Como a imagem foi ampliada, as linhas das bordas foram ampliadas, e normalmente, ocorre também, a interpolação de pontos. Em virtude disso, as linhas das bordas do objeto não apresentam a mesma espessura. Porém, o erro apresentado é menor que dois *pixels*. As coordenadas ( $x, y$ ) dos três pontos utilizados como marcadores são apresentados na Tabela 4.



**Figura 19:** Registro de duas imagens utilizando a transformada afim. (a) Imagem a ser alinhada com a imagem (b). (c) Imagem registrada e (d) diferença entre as imagens (b) e (c).

**Tabela 4:** Coordenadas dos pontos utilizados para realizar os alinhamentos na Figura 19.

	Imagem 1 (X)	Imagem 1 (Y)	Imagem 2 (X)	Imagem 2 (Y)
Ponto 1	183	159	152	177
Ponto 2	213	47	152	31
Ponto 3	123	83	54	103

Um procedimento comum para obter a melhor transformação, é analisar as diferenças entre os valores atribuídos e os valores pretendidos (residuais), eliminar valores chamados *outliers* (valores fora do esperado), e readequar a transformação. O erro (em *pixels*) para cada ponto selecionado é dado por um par de valores, sendo o primeiro valor equivalente ao erro na abscissa e, o segundo valor, o erro na ordenada do ponto de controle. Sendo assim, o erro total ( $E_T$ ) de cada ponto pode ser calculado através do erro médio quadrático (*Mean Square Error* – MSE) (PTR321, 2001):

$$E_T = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} = \sqrt{E_x^2 + E_y^2} \quad (2.29)$$

onde  $E_x$  corresponde ao erro na abscissa e  $E_y$ , ao erro na ordenada.

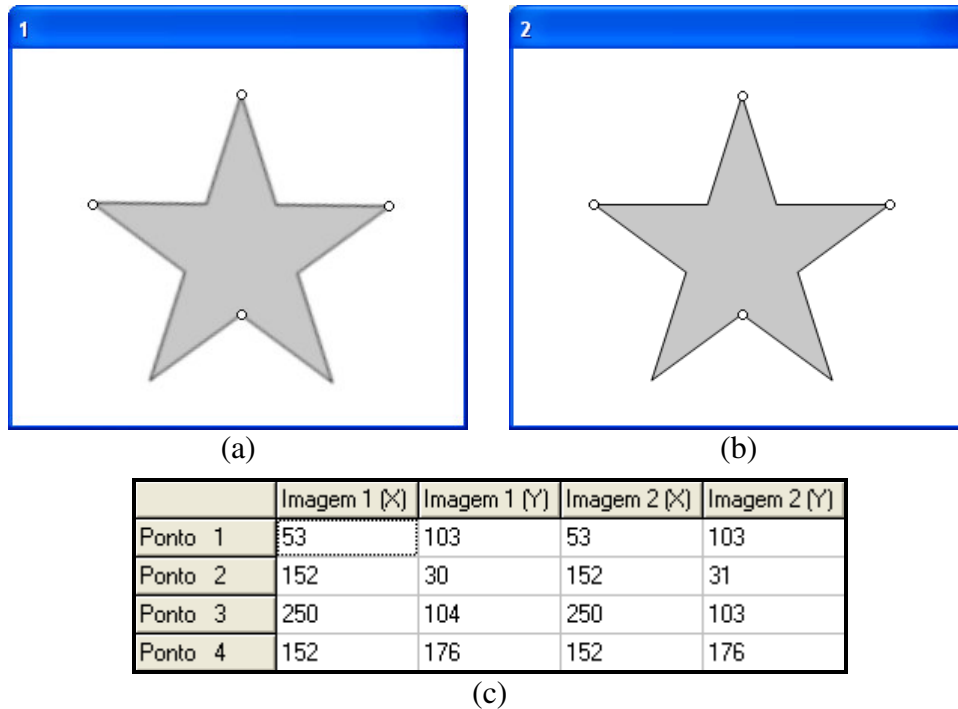
Para todos os pontos de controle das imagens, o erro médio quadrático pode ser calculado por:

$$MSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (E_x^2 + E_y^2)}{n}} \quad (2.30)$$

onde  $n$  corresponde ao número de pontos de controle selecionados.

Após o registro das imagens da Figura 19, quatro marcadores foram inseridos na imagem registrada (Figura 20(a)) e na imagem de referência (Figura 20(b)), cujas coordenadas são apresentadas na Figura 20(c). Como a seleção desses pontos é realizada de forma manual, está sujeita a imprecisões.

O erro médio quadrático da imagem de referência e da imagem registrada, para esse caso, é  $MSE = \sqrt{\frac{2}{4}} < 1 \text{ pixel}$ .



**Figura 20:** Erro resultante do registro das imagens da Figura 19. (a) Imagem registrada com quatro marcadores. (b) Imagem de referência também com os quatro marcadores e (c) as coordenadas dos pontos de referência das duas imagens.

#### 2.4.2.2 Validação do registro

A validação é o processo pelo qual se mostra que o software satisfaz as necessidades da aplicação com exatidão e outros critérios de desempenho. Por exemplo, registra duas imagens dentro de certa tolerância, dentro de um determinado tempo de processamento e menor do que uma determinada taxa de falhas (HAWKES, 2001).

A validação da exatidão do registro realizado não é trivial pela simples razão de não existir um padrão ouro (*gold standard*) a respeito da prática clínica. Geralmente, pode-se somente fornecer uma medida da exatidão referenciando a estudos controlados. A validação de algoritmos de registro de imagem geralmente segue uma seqüência de medidas usando modelos gerados por computador (*phantoms*), imagens de *phantoms* físicos com dimensões conhecidas, imagens de cadáveres, pacientes ou voluntários, simulações computacionais ou outros métodos de registro. Tais medidas são difíceis de conseguir com imagens clínicas, mas há uma ampla procura por medidas que possam determinar a exatidão do registro (MAINTZ e VIERGEVER, 1998; HAWKES, 2001; FITZPATRICK, 2001).

O processo de validação do registro deve demonstrar alta robustez e alta exatidão. Schnabel *et al.* (2003) apresentam quatro etapas para avaliar a exatidão do registro:

1. Como primeiro passo, um método de registro pode ser estimado em uma avaliação independente na ausência de uma verdade absoluta (*ground truth*). Uma inspeção visual inicial permite uma avaliação qualitativa do desempenho do registro que pode ser complementado por verificações quantitativas para robustez (uma taxa de falhas muito baixa) e consistência;
2. Em um segundo passo, o resultado do registro pode ser julgado e classificado por observadores experientes usando técnicas de avaliação visual em um estudo mais amplo. Isto pode envolver a inspeção de subtração de imagens, sobreposições de contorno ou segmentação, exibição de *pixels* alternados ou observação de marcadores anatômicos. Estas abordagens têm sido aplicadas para registro rígido e pode ser estendida ao registro não-rígido (FITZPATRICK *et al.*, 1998). A avaliação visual é um importante passo para a aceitação clínica e o uso rotineiro de um método de registro;
3. Em um terceiro passo, medidas quantitativas para avaliar a exatidão de um método de registro podem ser realizadas. A exatidão só pode ser medida se uma verdade absoluta está disponível. Maintz e Viergever (1998) argumentam que se tais medidas existissem, seriam usadas como modelo de registro em primeiro lugar. Todavia, a exatidão do registro pode ser estudada enquanto mantendo um limite para o erro. A principal abordagem para estimar a exatidão do registro envolve estabelecer um padrão ouro;
4. Por fim, há outras questões de validação para considerar. A validação do registro envolve mais do que a verificação da exatidão. Maintz e Viergever (1998) apresentam uma lista de itens que incluem: precisão, exatidão, robustez/estabilidade, confiabilidade, requisitos de recurso, complexidade do algoritmo, verificação da suposição e o uso clínico como itens a considerar como parte da avaliação.

Maintz e Viergever (1998) afirmam que não se pode, com certeza absoluta, determinar erros de registro local. Entretanto, como se pode transferir as medidas do erro obtidas por referência, pode-se eventualmente dizer que é pouco provável que o erro exceda um determinado limite.

Uma medida geométrica comum, denominada de erro de registro do alvo (*Target Registration Error – TRE*), é o deslocamento entre dois pontos correspondentes após a

realização do registro, ou seja, depois que um dos pontos foi submetido à transformação de registro. Seja  $p$  um ponto na primeira imagem e  $q$  um ponto na segunda imagem a ser registrada. Um método de registro aplicado a estas imagens conduz a uma transformação  $T$  que registra a primeira imagem à segunda. A diferença entre os dois vetores que representam o ponto transformado e o ponto original fornece o erro do registro (FITZPATRICK, 2001). Assim,

$$TRE = T(p) - q \quad (2.31)$$

O erro de registro fiducial (*Fiducial Registration Error* – FRE) é relatado às vezes para os sistemas que realizam o registro alinhando pares de pontos associados com as características fiduciais especialmente elecionadas que são visíveis em ambos os espaços. O FRE é relatado como uma média, geralmente o valor médio quadrático (*Root Mean Square* – RMS), da distância entre os pontos fiduciais após a realização do registro, baseado em pontos. Assim,

$$FRE^2 = \sum_i^N |T(p_i) - q_i|^2 \quad (2.32)$$

onde  $N$  corresponde ao número de pontos fiduciais usados no processo de registro e  $p_i$  e  $q_i$  são as posições dos fiduciais  $i$  nas duas imagens (FITZPATRICK, 2001).

### 2.4.3 Fusão de Imagens

A fusão de imagens consiste em unir as informações obtidas de diferentes fontes de dados, enquanto que o registro consiste em computar a transformação geométrica entre os dois conjuntos de dados.

As técnicas de fusão de imagens vêm se constituindo como um importante recurso em aplicações de análise de imagens, principalmente no diagnóstico por imagens médicas adquiridas de diferentes modalidades. Informações complementares de diferentes modalidades de imagens médicas podem auxiliar o diagnóstico médico. A fusão dessas imagens, que podem ser realizadas através de um processo de registro, permite sobrepor as informações disponíveis em diferentes modalidades de imagens em uma única imagem.

O objetivo do registro de imagens multimodal e da fusão é adquirir informações complementares a partir de diferentes modalidades de imagens. O registro de imagens multimodal e a fusão das imagens são tarefas essenciais em numerosas aplicações de

processamentos de imagens médicas tridimensionais (3D). As imagens 3D são usualmente adquiridas usando modalidades tomográficas, tais como CT, MRI, PET e SPECT. Um conjunto contínuo de fatias 2D fornece um vetor tridimensional e é, usualmente, denominado de imagem de dados volumétricos (CHEN e WANG, 2004).

Os diagnósticos médicos podem ser beneficiados com informações complementares de diferentes modalidades de imagens médicas. Imagens registradas, além de fornecerem informações importantes para auxiliar o diagnóstico médico, também ajudam no planejamento, realização e avaliação de cirurgias e em procedimentos de radioterapia.

## 2.5 RECONSTRUÇÃO E VISUALIZAÇÃO 3D DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Uma imagem digital 3D é uma representação digitalizada de um objeto 3D ou de todo um espaço 3D, armazenado em um computador como um vetor 3D. A visualização significa a apresentação de uma imagem 3D de tal maneira que um observador humano possa compreender a imagem quando observada (TORIWAKI e YOSHIDA, 2009).

Nesta seção, será inicialmente discutida a aquisição de imagens utilizando a ressonância magnética e o formato DICOM que é o padrão utilizado para identificação, arquivamento e recuperação de imagens médicas. Em seguida, é feita uma abordagem do processo de reconstrução e visualização 3D de imagens tomográficas, e por fim, é apresentada a biblioteca gráfica OpenGL (*Open Graphics Library*) utilizada para o desenvolvimento de aplicações gráficas interativas 2D e 3D.

### 2.5.1 Ressonância Magnética Nuclear

Em 1924, o físico austríaco Wolfgang Pauli, Prêmio Nobel de Física de 1945, postulou que os núcleos dos átomos comportar-se-iam como minúsculos ímãs. Posteriormente, experiências similares, porém mais sofisticadas que as de Stern-Gerlach que mostrava a deflexão de partículas elementares, determinaram momentos magnéticos nucleares de várias espécies.

Campos magnéticos associados a átomos e núcleos foram primeiramente descritos nos anos 30. Otto Stern e Isador Rabi receberam o Prêmio Nobel de Física pelos trabalhos



desenvolvidos em magnetismo atômico e nuclear. Rabi estabeleceu o termo ressonância magnética nuclear (*Nuclear Magnetic Resonance* – NMR) (BUSHONG, 2003).

Em 1946, Felix Bloch e colaboradores na Universidade de Stanford e Edward Purcell com seus colaboradores na Universidade de Harvard, independentemente, descreveram a NMR em um sólido. Por este trabalho, receberam o Prêmio Nobel de Física em 1952.

Bloch continuou o estudo com a NMR que conduziram, mais tarde, ao desenvolvimento da imagem de ressonância magnética (*Magnetic Resonance Image* – MRI), sendo reconhecido como o pai da MRI (BUSHONG, 2003).

O *scanner* de MRI consiste de componentes similares a um espectrômetro de NMR, com a inserção de sistemas para controlar o campo magnético local (ROBERTS e MACGOWAN, 2004).

O Dr. Raymond V. Damadian e seus colegas, Dr. Larry Minkoff e Dr. Michael Goldsmith, obtiveram a primeira imagem de ressonância magnética de um ser humano em três de julho de 1977. Para produzir esta imagem, foram necessárias quase cinco horas. Este evento alterou o cenário da medicina moderna e foi conseguido após sete anos de intensa pesquisa. A máquina original foi chamada de *Indomitable*. Esta máquina se encontra atualmente no Instituto Smithsonian em Washington, D.C (Estados Unidos da América). Em 1982, já havia várias máquinas de MRI espalhadas por todo o território dos Estados Unidos.

Nos equipamentos de ressonância magnética, os núcleos dos átomos de hidrogênio presentes no corpo em análise são alinhados por um forte campo magnético, sendo localizados por uma bobina receptora devidamente sintonizada na frequência de ressonância destes. A MR utiliza o princípio da NMR para detectar os sinais eletromagnéticos provenientes dos prótons ou íons de hidrogênio do corpo humano.

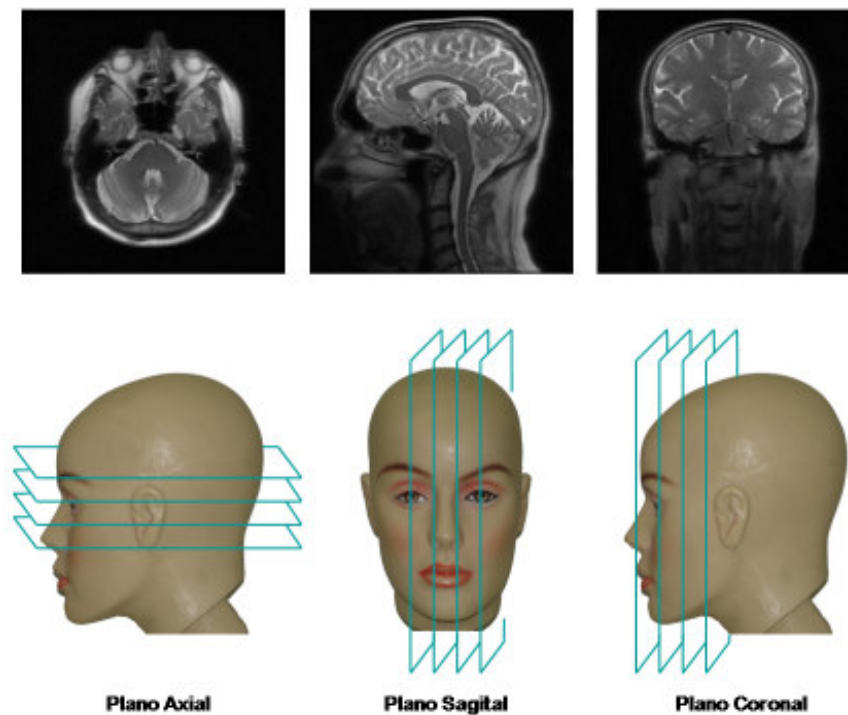
O sistema de MR utiliza pulsos de rádio-frequência e gradientes magnéticos para selecionar pequenos *voxels* do corpo do paciente e avaliar os tecidos. A resolução desses sistemas é semelhante a um cubo com 0,5 mm de cada lado. O sistema de MR realiza esta verificação em todos os pontos do corpo do paciente para construir uma imagem 2D ou 3D.

Um dos componentes mais importantes em um sistema de MR é o sistema responsável por gerar o campo magnético estático. Além do campo estático, utilizam-se campos com intensidade variável de intensidade bem inferior, são os chamados gradientes magnéticos. Existem várias bobinas que, em conjunto, geram gradientes magnéticos que variam linearmente ao longo dos eixos *X*, *Y* e *Z*. O gradiente *X* altera a intensidade do campo magnético ao longo do eixo *X* do magneto (eixo horizontal à superfície do objeto). O

gradiente  $Y$  altera a intensidade do campo magnético ao longo do eixo  $Y$  (eixo vertical em relação ao objeto). O gradiente  $Z$  altera linearmente a intensidade do campo magnético ao longo do eixo  $Z$  do magneto (paralelo ao eixo longitudinal do objeto). Os eixos formam entre si um ângulo de 90 graus (planos ortogonais).

Os campos magnéticos geralmente são medidos em unidades de tesla (T) (1 tesla = 10000 gauss). As intensidades dos campos magnéticos dos aparelhos de ressonância magnética, em geral, estão entre 0,5 T até 8 T. Em termos de segurança humana, os limites do FDA foram revisados em 2003 e fixados para o nível atual de 8 T. A Universidade de Illinois em Chicago, desenvolveu um aparelho de MRI que utiliza campo magnético de 9,4 T, e os estudos de segurança requeridos pelo FDA foram realizados e completados (GALATZER-LEVY, 2008).

A alteração dos três gradientes magnéticos permite a escolha do plano tomográfico e a orientação das fatias. O gradiente altera a intensidade do campo e, por conseguinte, a frequência de precessão ao longo do seu eixo. O gradiente  $Z$  é o responsável pela seleção dos cortes axiais, o gradiente  $X$  pela seleção dos cortes sagitais e o gradiente  $Y$  pela seleção dos cortes coronais (Figura 21).



**Figura 21:** Exemplos de imagens de MR da cabeça nos planos axial, sagital e coronal e representações dos planos em um *phantom*.

A aplicação de todos os gradientes produz um desvio de frequência ao longo de um eixo do corte e um desvio de fase ao longo de outro eixo. O sistema pode agora localizar um sinal individual na imagem medindo o número de vezes em que os momentos magnéticos cruzam a bobina receptora (frequência) e sua posição em torno de sua trajetória de precessão (fase). Essas informações são então traduzidas em uma imagem em tons de cinza (WESTBROOK e KAUT, 2000).

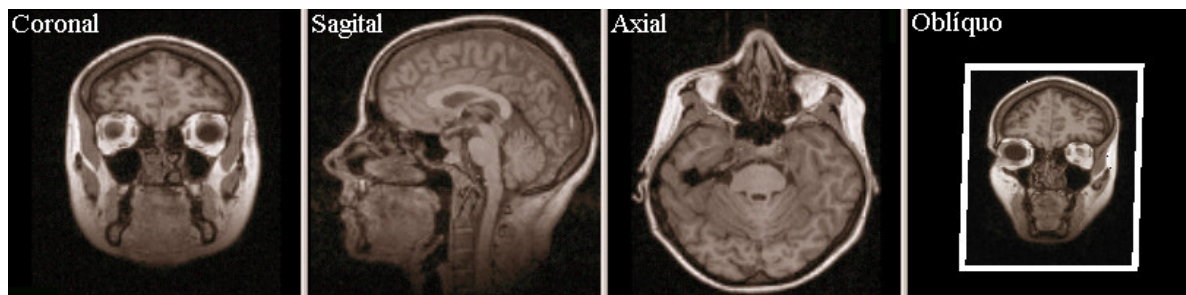
#### 2.5.1.1 Imagem de ressonância magnética

Uma das principais vantagens clínicas da MRI no diagnóstico por imagem, em comparação a outras modalidades de aquisição de imagens médicas, é a excelente discriminação dos tecidos biológicos moles proporcionada por suas imagens (WESTBROOK e KAUT, 2000; ROBERTS e MACGOWAN, 2004).

A resolução espacial de uma imagem de tomografia computadorizada é pior do que de imagens radiográficas pelo fato de serem digitais e limitadas pelo tamanho dos *pixels*. Da mesma forma, a resolução espacial da MRI é pior do que as imagens radiográficas. Por outro lado, o contraste é melhor com MRI do que com CT. O contraste é a principal vantagem da MRI (BUSHONG, 2003).

Os aparelhos tomográficos (por exemplo, tomógrafos de raios-X ou ressonância magnética) geram imagens em tons de cinza de fatias (*slices*), normalmente paralelas e uniformemente espaçadas de uma determinada região 3D. Imagens tomográficas possuem normalmente  $512 \times 512$  ou  $256 \times 256$  *pixels* e profundidade de cinza entre 1 e 2 bytes por *pixel*. As imagens podem ser obtidas nos planos axial, coronal e sagital. Normalmente, os valores dos *voxels* são visualizados com 8 bits; isto é, valores no intervalo de 0 (preto) até 255 (branco), com valores intermediários representando tons de cinza.

A geração de seções ortogonais, oblíquas e não-planares consiste em um corte por inclusão, uma vez que o usuário sempre especifica o plano ou superfície onde será feita a amostragem. Os cortes coronal, sagital e axial (Figura 22), são exemplos de seções ortogonais. No exemplo de uma seção oblíqua na Figura 22, o observador tem uma visão frontal e superior do volume.



**Figura 22:** Exemplos de planos de cortes ortogonais e oblíquo de MR da cabeça (MANSSOUR e FREITAS, 2002).

### 2.5.2 Formato DICOM

Com a inovação da tecnologia de equipamentos na área da medicina, visando melhorar a qualidade dos serviços e o atendimento dos pacientes, hospitais e clínicas de pequeno e grande porte estão realizando a integração de seus sistemas de computação para tecnologias utilizadas mundialmente. Para que esses sistemas pudessem obter êxito, foi criado um padrão de imagens e informações, chamado DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), o qual, entre outras finalidades, define a forma de efetuar o processamento e transmissão de imagens médicas de maneira padronizada (SPRAWLS, 1993). A obtenção das imagens digitais pode ser realizada através de scanner, câmeras digitais ou simplesmente utilizando o padrão DICOM, visto que esse padrão é utilizado pelos atuais equipamentos de imagens médicas, tais como, tomografia computadorizada, ressonância magnética, dentre outros.

O padrão DICOM é utilizado para identificação, arquivamento e recuperação de imagens médicas (NEMA, 2008; PIANYKH, 2008). O DICOM é um padrão desenvolvido por um comitê de trabalho formado por membros do *American College of Radiology (ACR)* e do *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* que iniciou os trabalhos em 1983. Este comitê foi constituído com a finalidade de desenvolver um padrão digital de informações e imagens. O comitê publicou a primeira versão em 1985, sendo denominada de ACR-NEMA 300-1985 ou ACR-NEMA *Version 1.0*; a segunda versão, em 1988, chamada de ACR-NEMA 300-1988 ou ACR-NEMA *Version 2.0*. A terceira versão do padrão, nomeada de DICOM 3.0 foi apresentada em 1993, tendo como objetivos principais: promover a comunicação de informações de imagens digitais, sem levar em consideração os fabricantes dos aparelhos; facilitar o desenvolvimento e expansão do sistema PACS (*Picture Archiving and*

*Communication System*) e permitir a criação de uma base de dados de informações de diagnósticos que possam ser examinadas por uma grande variedade de aparelhos distribuídos fisicamente em entidades de saúde.

O padrão DICOM é diferente dos demais formatos conhecidos comercialmente (como JPEG, TIFF, BMP e outros). Ele permite que as informações do equipamento, do paciente, a forma de aquisição das imagens, entre outras, sejam armazenadas, de forma estruturada, juntamente com a imagem; isto é, elas são armazenadas utilizando ponteiros, conhecidos como “tags” que identificam e limitam as informações. No arquivo DICOM, a imagem é baseada no formato JPEG com ou sem compressão, dependendo do equipamento que a gerou.

### 2.5.3 Visualização 3D

Em diversas áreas, há um grande interesse em se reconstruir imagens tridimensionais a partir de suas seções transversais. Uma imagem tridimensional é um vetor 3D onde os elementos (chamados *volume elements* ou *voxels*) representam amostras adquiridas de uma *grid* 3D, usualmente, retangular. O termo mais apropriado seria um conjunto de dados 3D que reflete a variedade de medidas 3D que podem ser representadas por tais dados. Outros termos que também são usados incluem Volume 3D e imagem volumétrica (NIKOLAIDIS e PITAS, 2001).

Processamento, análise e visualização de imagens digitais tridimensionais (3D) é uma área de pesquisa que tem apresentado numerosas aplicações em diversos campos de pesquisa científica, tais como: biomedicina, sismologia, sensoriamento remoto, meteorologia, ciências espaciais, fluxo complexo de fluídos, processos biológicos, entre outras.

Os avanços computacionais (processadores mais rápidos, dispositivos com maior capacidade de armazenamento de dados, placas gráficas aceleradoras 3D) e a introdução de algoritmos para manipulação e renderização também contribuíram para a utilização de imagens 3D e o desenvolvimento de aplicações e pesquisas nessa área. Outro fator que tem estimulado a expansão do uso de imagens 3D foi a introdução de bibliotecas gráficas de uso livre, tal como a OpenGL (OpenGL, 1992).

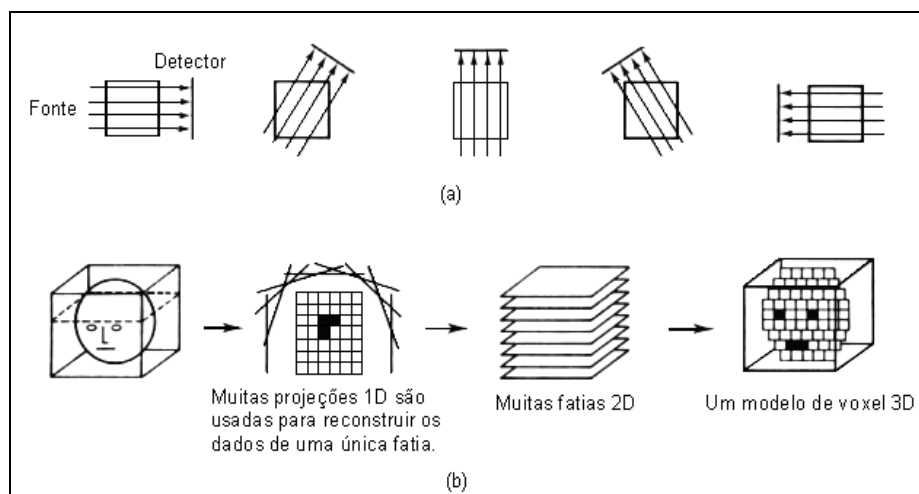
O campo da visualização está focado na criação de imagens a partir de informações importantes sobre dados e processos fundamentais. A visualização permite a compreensão de

dados complexos, que podem ser representados em duas, três ou mais dimensões, cobrindo diversas áreas de aplicações.

Os dados obtidos pelos aparelhos de diagnóstico por imagens são, em geral, um conjunto de fatias paralelas uniformemente espaçadas, representando seções transversais 2D do objeto sob investigação (PEDRINI, 1994).

A maneira mais comum de obter um conjunto de dados 3D é por meio de dispositivos tomográficos. Esses dispositivos são capazes de obter fatias de um objeto de maneira invasiva (seções físicas) ou não-invasiva (tomografia computadorizada, por exemplo). Os dados 3D desse tipo podem ser considerados como um agrupamento de fatias paralelas sobrepostas para formar um volume 3D.

A Figura 23 apresenta um exemplo de como os dados de CT podem ser reconstruídos em um conjunto de *voxels*. A Figura 23(a) ilustra a aquisição dos dados de CT em várias projeções unidimensionais. A Figura 23(b) mostra que as várias projeções unidimensionais obtidas são usadas para reconstruir os dados de uma única fatia. A união das várias fatias (seções transversais) forma um modelo de *voxel* 3D.



**Figura 23:** Estágios da construção de um conjunto de *voxels* de dados de CT: (a) Captura de dados de CT tomando muitas projeções unidimensionais através de uma fatia (*scanning*). (b) Reconstrução de CT, formando *voxels*. (WATT, 2000).

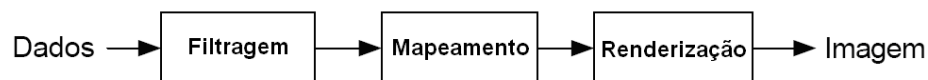
Uma das principais fontes de dados 3D são as imagens médicas. A visualização de imagens médicas 3D pode auxiliar em diversas tarefas médicas, tais como diagnóstico, planejamento de cirurgia, avaliação pós-operatória, tele-cirurgia e treinamento médico (NIKOLAIDIS e PITAS, 2001).

*Volume rendering* significa renderização ou visualização de dados baseados em *voxel* (WATT, 2000; FOLEY *et al.*, 1996; UDUPA e HERMAN, 1991; RUSS, 2007). Um *voxel* é um *pixel* tridimensional, isto é, um *pixel* com uma terceira coordenada, além da usual  $(x, y)$ .

Um conjunto de dados volumétricos é tipicamente um conjunto  $V$  de amostras  $(x, y, z, v)$ , que representam o valor  $v$  de alguma propriedade dos dados, na localização 3D de coordenadas  $(x, y, z)$ . Se o valor  $v$  é 0 ou um inteiro  $i$  de um conjunto  $I$ , com o valor 0 indicando o fundo e o valor de  $i$  indicando a presença de um objeto  $O_i$ , então o dado é referido como sendo binário. Os dados podem, em vez disso, possuir vários valores, com os valores representando alguma propriedade mensurável dos dados, incluindo, por exemplo, cor, densidade, temperatura ou pressão. O valor  $v$  pode ser também um vetor, representando, por exemplo, velocidade de cada localização ou resultados de diversas modalidades de diagnóstico por imagem, tais como anatômicos (CT, MRI) e funcional (fMRI), ou cores triplas (RGB). Finalmente, os dados volumétricos podem ser variantes no tempo, em alguns casos  $V$  se torna um conjunto 4D de amostras  $(x, y, z, t, v)$  (KAUFMAN e MUELLER, 2005).

A visualização volumétrica teve seu início na década de 1990. É um método de extração de informações significantes de dados volumétricos usando gráficos e imagens. Está relacionado com a representação, modelagem, manipulação e renderização de dados volumétricos (KAUFMAN e MUELLER, 2005). As técnicas de visualização volumétrica podem ser utilizadas para criar uma imagem bidimensional a partir de um conjunto de dados tridimensional (conhecido também por dados volumétricos).

No princípio da visualização, Haber e McNabb (1990) propuseram um modelo de referência em três etapas principais, abstraindo a visualização como um conjunto de processos simples onde os dados são progressivamente transformados em um *pipeline* de operações elementares, incluindo filtragem, mapeamento e renderização (Figura 24).



**Figura 24:** Modelo de referência de visualização de Haber e McNabb (1990).

Estas etapas ocorrem em muitos processos de visualização onde os dados brutos sofrem uma filtragem e mapeamento para alguma representação geométrica; finalmente, passa por um processo de geração da imagem (*rendering*) (FREITAS *et al.*, 2001).

Para fazer a renderização de uma cena é necessário, entre outras coisas, definir um tipo de textura para os objetos existentes, a sua cor, a transparência e reflexão, estabelecer um ou mais pontos de iluminação e um ponto de vista sob o qual os objetos serão visualizados na cena. Ao renderizar, calculam-se os atributos, a perspectiva do plano, as sombras e a luz dos objetos.

A visualização volumétrica denota o conjunto de técnicas de computação gráfica para a apresentação de informações de volumes de dados complexos em três dimensões. O desenvolvimento de aplicações de visualização visa fornecer, aos usuários cientistas, ferramentas que auxiliem nas mais variadas tarefas que requerem formas de analisar, exibir e explorar o interior de grandes volumes de dados que, normalmente, variam com o tempo (MANSSOUR e FREITAS, 2002).

Dados volumétricos são obtidos por amostragem, simulação ou técnicas de modelagem. Por exemplo, uma seqüência de fatias 2D obtidas por ressonância magnética, tomografia computadorizada, ressonância magnética funcional ou tomografia por emissão de pósitrons é reconstruída tridimensionalmente em um modelo volumétrico e visualizado com propósitos de diagnóstico ou para planejamento de tratamento ou cirurgia.

O dado volumétrico pode ser descrito como uma função  $f$  do espaço tridimensional:

$$f: \mathfrak{R}^3 \rightarrow \mathfrak{R}^n$$

Na maioria dos casos,  $f$  é uma função discreta, podendo ser uma função analítica ou procedural. A propriedade volumétrica é definida em apenas alguns pontos do espaço. Entretanto, durante a visualização volumétrica, é necessário que o dado volumétrico seja reconstruído. Portanto, é preciso que  $f$  seja contínua. Isso requer a utilização de uma função de interpolação. Existem muitas funções de interpolação possíveis, também chamadas de filtros. A forma mais simples de interpolação conhecida é a de ordem zero. Esta associa o valor da função  $f$  em qualquer ponto do espaço como sendo o valor da função no ponto mais próximo onde ele é definido. Esse método de interpolação gera um conjunto de regiões com valores constantes de  $f$  ao redor dos pontos onde a função é definida (KAUFMAN e MUELLER, 2005).

Muitas técnicas foram desenvolvidas com o objetivo de renderizar dados volumétricos. Há vários e diferentes métodos de reconstruir e visualizar objetos 3D através de suas seções transversais. Os métodos de reconstrução encontrados na literatura podem ser classificados, basicamente, em duas abordagens principais (MANSSOUR e FREITAS, 2002; PEDRINI, 1994; PARK, KWON e HAN, 2005):

- Métodos baseados em Volume;



- Métodos baseados em Superfícies.

As técnicas de renderização de volumes permitem gerar uma imagem do volume diretamente do dado volumétrico, sem a necessidade de utilizar representações intermediárias, tais como polígonos ou outras primitivas geométricas (CARNEIRO e MARTHA, 2000; SAKAS e POMMERT, 2006a).

Quando dados volumétricos são visualizados usando técnicas de renderização de superfície, uma dimensão da informação é essencialmente perdida. Para evitar isso, técnicas de renderização volumétrica foram desenvolvidas como uma tentativa de capturar todos os dados 3D em uma simples imagem 2D (KAUFMAN e MUELLER, 2005).

Os métodos baseados em volume não estão interessados na superfície (contorno) do objeto. Desta forma, o modelo tridimensional do objeto é representado na forma de uma matriz 3D composta de pequenos elementos volumétricos.

A renderização volumétrica carrega mais informações do que imagens renderizadas por superfície. Porém, utiliza algoritmos mais complexos e, conseqüentemente, aumenta o tempo necessário para efetuar a renderização, exigindo um alto esforço computacional.

Para reduzir a complexidade envolvida no processo de renderização volumétrica, várias técnicas foram desenvolvidas para aproximar uma superfície contida em um conjunto de dados volumétricos por meio de primitivas geométricas, geralmente triângulos, que podem ser renderizados usando aceleração por hardware.

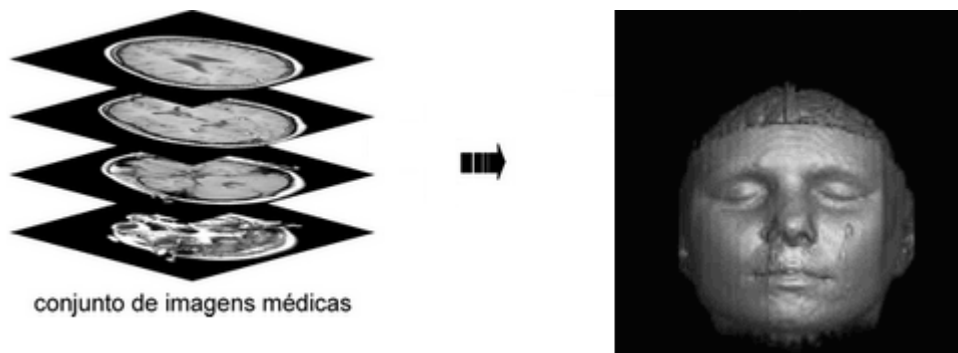
A representação de superfícies usando primitivas geométricas pode ser útil em muitas aplicações. Todavia, há várias desvantagens para esta técnica. Primeiramente, primitivas geométricas podem somente aproximar superfícies contidas nos dados originais. Para obter uma melhor aproximação, requer-se uma quantidade excessiva de primitivas geométricas. Em segundo lugar, uma vez que somente uma representação da superfície é usada, muitas informações contidas no conjunto de dados acabam sendo perdidas durante o processo de renderização. Por exemplo, nos dados de uma tomografia computadorizada, informações úteis estão contidas não somente nas superfícies, mas também, no interior dos objetos imageados.

A renderização volumétrica pode ser realizada usando as técnicas *object-order*, *image-order* ou *domain-based* (MANSSOUR e FREITAS, 2002; KAUFMAN e MUELLER, 2005). Algumas técnicas híbridas também têm sido propostas. A técnica de renderização volumétrica *object-order* usa um mapeamento direto (*forward mapping*) onde os dados do volume são mapeados para o plano da imagem. No algoritmo *image-order*, usa-se um mapeamento inverso (*backward mapping*) onde raios são computados de cada *pixel* no plano

da imagem através dos dados volumétricos para determinar o valor final do *pixel*. O *ray-tracing* é um método do tipo *image-order*, que funciona tentando determinar o que acontece para cada raio de luz, um de cada vez (*pixel a pixel*). Na técnica *domain-based*, os dados espaciais do volume são primeiramente transformados em um domínio alternativo e, então, uma projeção é gerada diretamente desse domínio.

#### 2.5.4 Visualização 3D de Imagens Médicas

Nas técnicas para obtenção de imagens em diagnósticos médicos, o dado volumétrico é apresentado como uma seqüência de fatias bidimensionais (*slices*, normalmente com resolução de  $512 \times 512$  *pixels*), separadas por uma pequena distância (poucos milímetros). Cada fatia representa uma seção transversal de um objeto de estudo (uma parte do corpo humano, por exemplo) e o conjunto das fatias permite a construção de uma imagem tridimensional do objeto (Figura 25).



**Figura 25:** Visualização volumétrica a partir de um conjunto de imagens médicas.

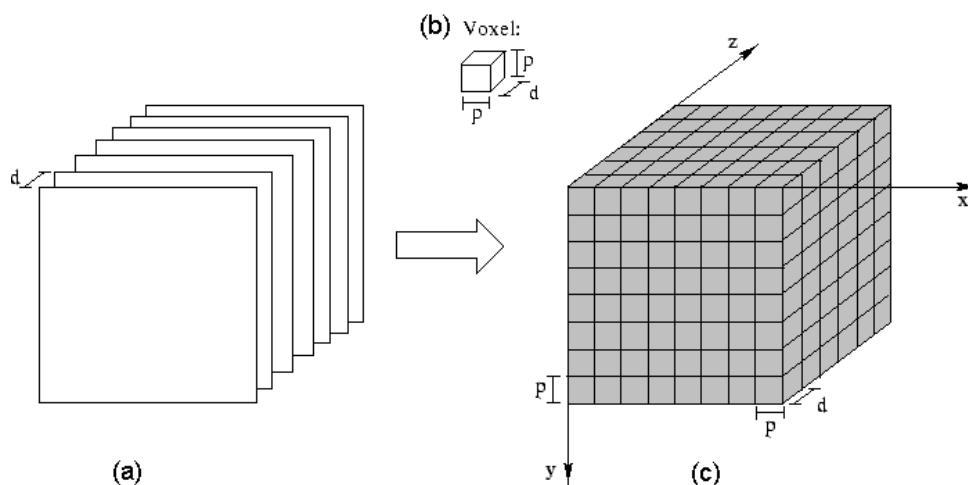
A partir das imagens de ressonância magnética (MRI), é possível reconstruir uma imagem em três dimensões das estruturas anatômicas internas e dos grandes troncos arteriais.

A unidade de base de uma imagem digital é um *pixel*. O brilho do *pixel* representa a potência do sinal da MRI gerado por uma unidade de volume do tecido do paciente ou *voxel*. O *voxel* constitui um volume de tecido no paciente e é determinado pela área do *pixel* e pela espessura dos cortes. A área do *pixel* é determinada pelo tamanho do CDV (Comprimento do Volume) e pelo número de pixels no CDV ou matriz (WESTBROOK e KAUT, 2000). Portanto, a área do *pixel* é a dimensão do CDV dividida pelo tamanho da matriz. Por exemplo,

se for usado um CDV de 24 cm e uma matriz de  $256 \times 256$ , cada *pixel* tem uma dimensão de 0,9375 mm (CDV/matriz).

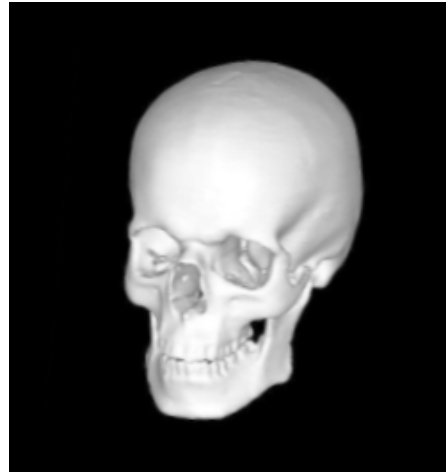
A resolução espacial é a capacidade de distinguir dois pontos como separados e distintos, sendo controlada pelo tamanho do *voxel*. *Voxels* pequenos fornecem uma boa resolução espacial, pois as estruturas pequenas podem ser facilmente diferenciadas. *Voxels* grandes fornecem uma baixa resolução espacial, pois as pequenas estruturas não são tão bem diferenciadas. O tamanho do *voxel* é afetado pela espessura dos cortes, o CDV e o número de *pixels* da matriz. Quanto mais fina for a espessura do corte, maior é a capacidade de resolução de pequenas estruturas no plano de seleção de cortes. Se reduzir a espessura dos cortes, aumenta-se a resolução espacial; aumento da espessura dos cortes tende a diminuir a resolução espacial. Uma boa resolução espacial permite melhorar a qualidade da imagem.

Considerando as dimensões  $p \times p$  de um *pixel* nas imagens de MRI e o espaçamento  $d$  entre as fatias (Figura 26(a)), a extensão do *pixel* em 3D forma um pequeno paralelepípedo de dimensões  $p \times p \times d$  que é chamado *voxel* (Figura 26(b)). O centro dos *voxels* coincide com o centro dos *pixels*. Os *voxels* representam pontos de amostragem de algum fenômeno físico e são usados para reconstruir no computador a forma ou função de estruturas tridimensionais. Neste caso, a imagem pode ser representada como uma matriz 3D como ilustrada na Figura 26(c) (FALCÃO e LEITE, 2003; UDUPA e HERMAN, 1991).



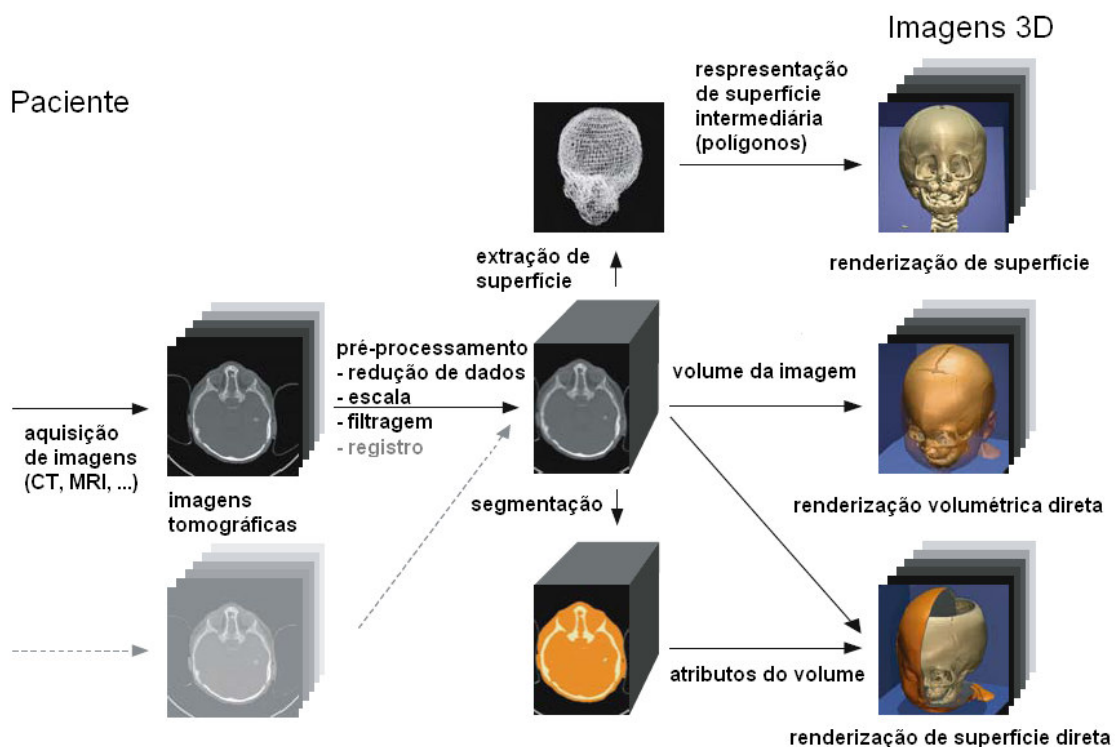
**Figura 26:** Representação das imagens através de *voxels*. (a) conjunto de fatias tomográficas, (b) representação de um *voxel* e (c) representação dos dados como uma matriz 3D (FALCÃO e LEITE, 2003).

Os *voxels* são usados para reconstruir a forma ou função de estruturas 3D. A Figura 27 ilustra uma reconstrução de um crânio a partir de imagens de tomografia de raios-X.



**Figura 27:** Reconstrução 3D de um crânio a partir de imagens tomográficas.

O processo para visualização de imagens em 3D pode ser organizado em uma sequência de etapas. Uma visão geral das etapas de visualização volumétrica é mostrada na Figura 28.

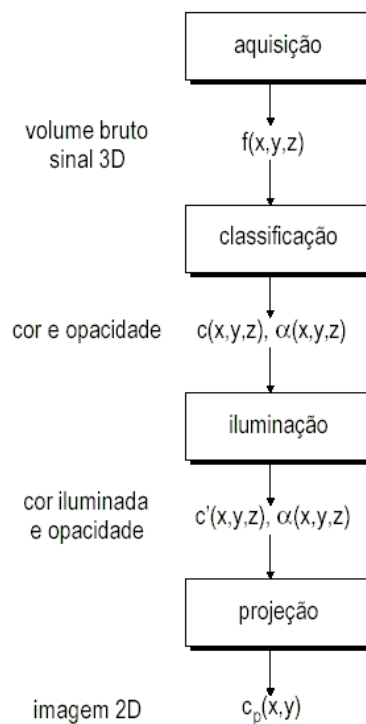


**Figura 28:** Organização geral dos passos de Processamento, Segmentação e Visualização (Tradução de SAKAS e POMMERT, 2006b).

Após a aquisição de uma ou mais séries de imagens tomográficas, os dados geralmente são submetidos a algum pré-processamento tais como, filtragem, interpolação e

fusão das imagens, se os dados de diversas fontes são usados. A partir disso, um de vários caminhos pode ser seguido. Os métodos tradicionais de extração de superfícies criam uma representação intermediária da superfície do objeto a ser exibido. Esse objeto pode ser renderizado utilizando qualquer utilitário padrão de computação gráfica. Mais recentemente, métodos de visualização volumétrica direta foram desenvolvidos para gerar vistas 3D diretamente dos dados do volume. Estes métodos usam a informação de intensidade da imagem (níveis de cinza) para renderizar as superfícies, cortes ou volumes transparentes e semi-transparentes. Os métodos podem ou não incluir uma etapa explícita de segmentação para identificação e rotulação dos objetos a serem renderizados (SAKAS e POMMERT, 2006b).

Os algoritmos de visualização volumétrica requerem, de forma geral, os quatro passos apresentados pelo fluxograma da Figura 29.



**Figura 29:** Fluxograma para a visualização volumétrica (CARNEIRO e MARTHA, 2000).

Essas etapas são muito comuns na grande maioria dos algoritmos de visualização. O primeiro passo consiste na aquisição do dado volumétrico  $f(x,y,z)$ , que normalmente é realizado através do uso de um equipamento de sensoriamento apropriado, como por exemplo, CT, MRI ou PET. A seguir, o dado volumétrico bruto é classificado, normalmente com o auxílio do usuário. Essa etapa pode ser vista como uma forma de segmentação, pois

sua finalidade principal é identificar estruturas internas do volume por meio do uso adequado de cores ( $c(x,y,z)$ ) e opacidades ( $\alpha(x,y,z)$ ). A seguir, o volume classificado é iluminado ( $c'(x,y,z)$ ). Com base nas propriedades do material de cada *voxel* do volume e nas condições de iluminação externas, calcula-se a tonalidade da cor em cada ponto do volume. A iluminação (local ou global) facilita a interpretação pelo usuário, pois a forma tridimensional do volume é realçada dando maior realismo à cena. O último passo consiste na projeção do volume classificado e iluminado em um plano de visualização, gerando assim, uma imagem bidimensional ( $c_p(x,y)$ ) que será visualizada pelo usuário (CARNEIRO e MARTHA, 2000).

No final do processo para formação do volume, os dados são reconstruídos, gerando um volume com dimensões proporcionais. Nesta fase, novas fatias podem ser geradas por interpolação ou duplicação de fatias para preencher possíveis vazios no volume e o conjunto de pontos amostrados pode ser convertido de um caso irregular (obtido na etapa inicial de aquisição) para uma grade cartesiana regular (PAIVA, SEIXAS e GATTASS, 1999).

### 2.5.5 A Biblioteca Gráfica OpenGL

A visualização tridimensional pode ser realizada utilizando a biblioteca gráfica OpenGL (OpenGL, 1992; WOO *et al.*, 1999; BUSS, 2003; WRIGHT Jr. e LIPCHAK, 2005; MARTZ, 2006). A biblioteca OpenGL (*Open Graphics Library*), introduzida em 1992 pela Silicon Graphics, é um conjunto de interfaces de programação de aplicativos (*Application Programming Interfaces – APIs*) para desenvolvimento de aplicativos gráficos interativos 2D e 3D, independente de dispositivos de exibição. A biblioteca constitui-se de um conjunto de rotinas gráficas para modelagem, manipulação de objetos e exibição tridimensional. Seus recursos permitem ao usuário criar objetos gráficos com qualidade, de modo rápido, além de incluir recursos avançados de animação, tratamento de imagens e texturas.

As APIs permitem a execução das aplicações em diferentes plataformas de hardware, e dessa forma facilitando o desenvolvimento de novas aplicações. A biblioteca tem como objetivo promover uma interface mais amigável de acesso ao hardware de vídeo e permitir a execução de rotinas diretamente no hardware. Essa técnica é chamada de aceleração por hardware.

Existem outras bibliotecas auxiliares como, por exemplo, a GLU, GLAUX e a GLUT.

A GLU (*OpenGL Utility Library*) fornece suporte para as operações de alto nível não diretamente disponíveis em OpenGL. Ela contém várias rotinas que utilizam os comandos OpenGL de baixo nível para executar tarefas como, por exemplo, definir as matrizes para projeção e orientação da visualização, controle sobre a posição e a orientação da câmera, primitivas multipoligonais tais como, cilindros e esferas e fazer a renderização de uma superfície. Esta biblioteca é fornecida como parte de cada implementação de OpenGL (WOO *et al.*, 1999; MARTZ, 2006).

GLAUX (*OpenGL Auxiliar*) contém os comandos da chamada auxiliar. Permitem desenvolver aplicações simples, independente de plataforma e sistema operacional.

A GLUT (*OpenGL Utility Toolkit*) é um *toolkit* independente de plataforma que inclui alguns elementos GUI (*Graphical User Interface*), tais como gerenciamento de janelas, menus *pop-up*, entrada de dados, suporte para joystick e renderização. A GLUT substitui a GLAUX. Esta biblioteca, escrita por Mark Kilgard, não é de domínio público, mas é gratuita. O seu principal objetivo é tornar transparente a complexidade das APIs dos diferentes sistemas de janelas (WOO *et al.*, 1999; MARTZ, 2006).

## 2.6 COMENTÁRIOS

Nesse capítulo, foram apresentados os fundamentos teóricos que permitem um melhor entendimento dos aspectos envolvidos na tese, incluindo a termografia, o processamento de imagens digitais, o processo de aquisição, reconstrução e visualização 3D de imagens médicas, o registro, a fusão de imagens médicas e a doença vascular periférica.

O próximo capítulo descreve a metodologia adotada para o desenvolvimento deste trabalho, iniciando com o processo que foi utilizado para a aquisição de imagens infravermelhas, imagens de ressonância magnética e de tomografia computadorizada de voluntários e de *phantoms*. Posteriormente, serão apresentados os passos utilizados para o desenvolvimento do projeto.

## CAPÍTULO 3

### MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 INTRODUÇÃO

Este projeto teve início em 2002 após uma revisão da literatura no que diz respeito à visualização 2D/3D de imagens infravermelhas e aplicações envolvendo doença vascular periférica, reconstrução 3D e fusão de imagens.

No início do projeto, participaram os grupos de pesquisa da PUCPR (Programa de Pós-Graduação Multidisciplinar em Tecnologia em Saúde, Processamento de Sinais Biológicos e Imagens Médicas – PPGTS) e UTFPR (Laboratório de Imagem e Instrumentação Eletrônica – LabIEM).

As imagens infravermelhas e tomográficas foram adquiridas em diversas clínicas em Curitiba. Imagens tomográficas de teste também foram simuladas no computador. Além das simulações, adquiriu-se imagens de *phantoms* ou objetos de testes com a câmera infravermelha e no tomógrafo por raios-X. Essas imagens foram fundamentais nos testes de validação dos processos e dos programas desenvolvidas neste projeto.

##### 3.1.1 Recursos de Software e Hardware

O sistema operacional utilizado para o desenvolvimento do projeto foi o Microsoft Windows XP/2003.

Todas as ferramentas para gerenciamento, processamento e visualização das imagens, foram desenvolvidas utilizando a linguagem de programação C/C++. Os módulos foram inicialmente desenvolvidos e testados utilizando o Microsoft Visual C++ 6.0 e o ambiente de desenvolvimento integrado (*Integrated Development Environment* – IDE) Bloodshed Dev-C++. Em seguida, a interface da aplicação e a integração dos módulos foram desenvolvidas utilizando o Borland C++ Builder. Diversos outros módulos, principalmente para processamento de imagens, conversão de formatos de imagens, exibição de informações das imagens térmicas, geração e visualização de imagens térmicas usando diferentes LUTs,



gerenciamento de arquivos e seleção de pontos para realização do registro, também foram desenvolvidos utilizando o Borland C++ Builder.

Foi também utilizado o MATLAB<sup>®</sup> (The MathWorks, Inc.), com o *toolbox* de processamento de imagens, para desenvolver a aplicação que faz a leitura do arquivo que contém as informações dos marcadores e realiza o registro da imagem.

Para a visualização tridimensional, é necessária também as bibliotecas gráficas OpenGL, GLU e GLUT.

O software ThermaCAM QuickReport 1.1 (FLIR Systems) foi utilizado para fazer a transferência das imagens da câmera infravermelha para o computador e a conversão para o formato CSV.

O hardware utilizado foi um microcomputador com processador Intel Pentium D, 3,0 GHz, 1 GB de memória com uma placa aceleradora de vídeo modelo nVIDIA GeForce FX5200 128MB, AGP 8x com OpenGL 1.4.

### 3.1.2 Aquisição e Processamento das Imagens Tomográficas

Algumas considerações que devem ser observadas com relação às imagens tomográficas (MRI ou CT):

- Quanto maior for o número de fatias de MRI ou CT, melhor tende a ser o resultado obtido. Porém, dependendo da quantidade de imagens geradas e da espessura dos cortes, pode-se obter, após a reconstrução para obtenção das projeções, imagens alongadas ou comprimidas com relação ao eixo *Y*, tornando-se necessário redimensionar utilizando-se técnicas de interpolação ou eliminação de fatias. O ideal é que as fatias tomográficas sejam obtidas com espaçamento de 0,5 a 1 mm;
- As aquisições de imagens tomográficas não são padronizadas nos exames clínicos. Em algumas situações, a primeira imagem é a superior e, em outras, a primeira imagem é a inferior gerando projeções invertidas que precisam ser devidamente processadas;
- A aquisição das imagens pode ser feita em qualquer um dos planos. Porém, é recomendada a aquisição no plano axial, pois facilita o uso das imagens sem a necessidade de conversão;

- Caso sejam utilizadas imagens de CT, pode ser que o suporte existente no aparelho de tomografia, para apoiar a cabeça fique visível na imagem. Nesse caso, é necessário remover o mesmo nas imagens utilizando técnicas de PDI.

As imagens por ressonância magnética, dos quatro voluntários, foram adquiridas na Clínica X-Leme<sup>6</sup>, CEDAV<sup>7</sup> e DAPI<sup>8</sup> de Curitiba. Na X-Leme, as imagens foram adquiridas utilizando um aparelho Siemens Magnetom Symphon 1.5 T. No CEDAV, foi utilizado uma aparelho General Electric 1.5 T MRI System. No DAPI, foi utilizado um aparelho Siemens Avanto System 1.5 T nos exames de ressonância magnética e um aparelho Toshiba Aquilion CT Scanner na aquisição de imagens de tomografia computadorizada.

As imagens de tomografia computadorizada do *phantom* foram adquiridas na Clínica DFI<sup>9</sup> (Diagnóstico Facial por Imagem) utilizando um tomógrafo NewTom 3G Scanner. O software possibilita a escolha da inclinação dos cortes axiais na reconstrução secundária, permitindo assim, várias reconstruções em diferentes planos.

O tomógrafo NewTom 3G utiliza feixe cônico (*Cone Beam*). Ao contrário dos tomógrafos computadorizados helicoidais, que montam a imagem 3D a partir de um conjunto de imagens contínuas 2D, a tomografia computadorizada de feixe cônico adquire de uma única vez, todo o volume (tomografia volumétrica).

Os algoritmos desenvolvidos necessitam que as imagens de ressonância magnética ou CT estejam no plano axial. Caso as imagens tenham sido adquiridas no plano sagital ou plano coronal, as fatias do conjunto podem ser convertidas para um conjunto de imagens no plano axial, uma vez que as imagens formam um modelo 3D.

As imagens foram adquiridas e armazenadas no formato DICOM. Para facilitar o processamento dessas imagens, elas foram convertidas para o formato bitmap. A conversão de DICOM para BMP é realizada a partir da ferramenta desenvolvida. Durante a conversão, está previsto uma interface para gerenciar os nomes dos arquivos. Como o processamento envolve o manuseio de mais de cem planos tomográficos, foi necessário o desenvolvimento de um módulo para atribuir um valor numérico seqüencial para formar o nome dos arquivos das imagens.

---

<sup>6</sup> X-Leme Serviços de Radiologia Clínica (<http://www.xleme.com.br>)

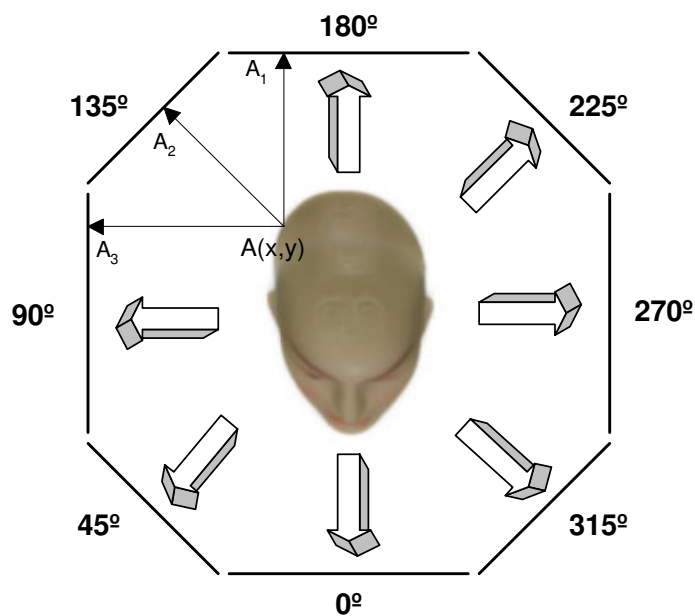
<sup>7</sup> CEDAV - Centro Diagnóstico Água Verde (<http://www.cedav.com.br>)

<sup>8</sup> DAPI - Diagnóstico Avançado por Imagem (<http://www.dapi.com.br>)

<sup>9</sup> DFI - Diagnóstico Facial por Imagem (<http://www.dfiweb.com.br>)

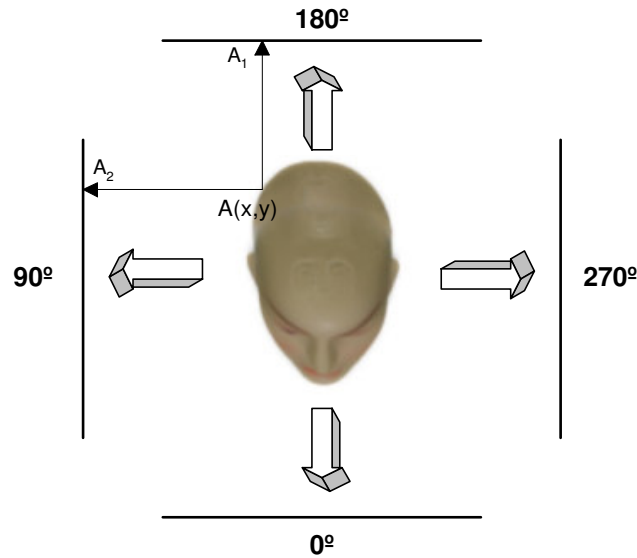
### 3.1.3 Protocolo de Aquisição das Imagens Infravermelhas

No protocolo definido para a aquisição das imagens infravermelhas e para a geração das projeções 2D, foi estabelecido inicialmente que as imagens deveriam ser obtidas em diversas posições com uma diferença de  $45^\circ$  entre cada uma delas. A Figura 30 ilustra este procedimento de aquisição com imagens obtidas em  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$  e  $315^\circ$ . Como pode ser observado, um mesmo ponto  $A(x, y)$  pode ser projetado em três planos diferentes ( $A_1$ ,  $A_2$  e  $A_3$ ). Isso faz com que um mesmo ponto apareça em três imagens diferentes. Este fato levou a eliminar quatro das imagens térmicas, utilizando variações de  $90^\circ$ .



**Figura 30:** Aquisição de oito imagens termográficas:  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$  e  $315^\circ$ , onde pode ser observado que o ponto  $A$  é projetado em três das imagens.

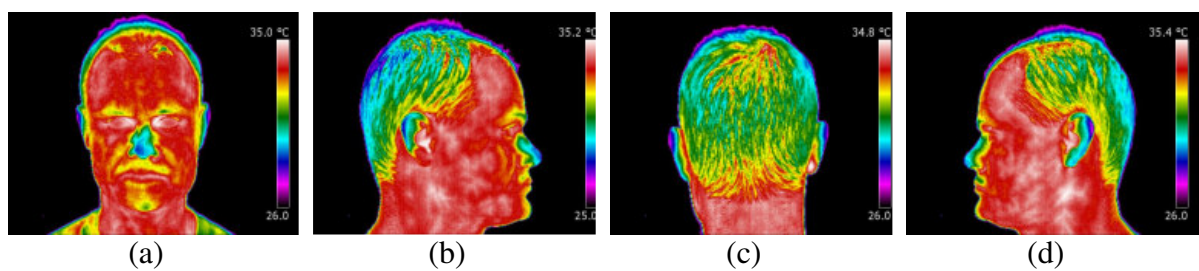
Os testes que foram realizados com as imagens situadas em  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  e  $270^\circ$  (Figura 31) demonstraram que estes quatro planos de projeção são suficientes para obter os detalhes necessários ao registro. Somente em casos onde a estrutura morfológica fosse mais complexa, com pontos que não podem ser visualizados em nenhum dos quatro planos, é que seria necessário efetuar a aquisição de imagens em outros ângulos.



**Figura 31:** Aquisição de quatro imagens termográficas:  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  e  $270^\circ$ .

Assim sendo, o protocolo para aquisição das imagens térmicas utiliza quatro imagens com diferença de  $90^\circ$  entre elas. A Figura 32 apresenta, como exemplo, quatro imagens infravermelhas de um voluntário obtidas nos quatro ângulos de projeção. As escalas de temperatura apresentadas equivalem as temperaturas mínimas e máximas identificadas nas imagens.

É importante que as imagens térmicas sejam adquiridas após a geração das imagens resultantes das projeções 2D, para tentar manter as mesmas características e posição com objetivo de otimizar o registro. A resolução das imagens deve ser de pelo menos  $320 \times 240$  pixels. A distância para obtenção das imagens não é crítica, devendo-se ter o cuidado de manter um bom enquadramento, otimizando a relação imagem/campo, e o posicionamento perpendicular ao objeto. Imagens de membros superiores e inferiores forneceram os resultados semelhantes considerando as diferenças anatômicas.



**Figura 32:** Exemplo de imagens infravermelhas. (a) obtidas em  $0^\circ$ , (b)  $90^\circ$ , (c)  $180^\circ$  e (d)  $270^\circ$ .

### 3.1.3.1 Protocolos de preparação do ambiente e do paciente

A termografia exige algumas condições específicas, em relação ao paciente e ao local onde será realizado o exame, para que o diagnóstico seja realizado corretamente e de acordo com as normas exigidas. A principal razão para isso é a natureza da fisiologia humana. Os exames termográficos devem ser realizados em um ambiente controlado. As mudanças de temperatura de um ambiente externo, o uso de roupas pelo paciente, e outros fatores, podem produzir artefatos térmicos na imagem.

A temperatura da sala de exames deve ser mantida entre 18 a 23 °C e não pode ter variação superior a 1 °C durante o exame. A umidade relativa da sala também precisa ser controlada. Antes de realizar o exame, o paciente deve despir-se e aguardar durante 15 minutos para que o seu corpo se adapte à temperatura ambiente do espaço onde se realiza o exame. A sala deve estar livre de correntes de ar e fontes de calor (por exemplo, luz do sol e lâmpadas incandescentes). Para manter o ambiente a uma temperatura que seja neutra fisiologicamente, o chão deve estar tapetado ou o paciente deve usar calçados para prevenir esforços fisiológicos e artefatos na superfície planar dos pés (AMALU *et al.*, 2006).

O paciente submetido ao exame também deve seguir um protocolo, incluindo a suspensão do uso de nicotina e produtos a base de cafeína por pelo menos 4 horas antes do exame, evitar o uso de loção na pele, desodorante, creme hidratante, talco, roupas apertadas e alguns medicamentos (CONWELL, GIORDANO e GULEVICH, 2008).

Seguindo os protocolos de preparação do ambiente e do paciente, mudanças de temperatura na superfície do corpo ocorrerão muito lentamente e uniformemente. Dessa forma, os artefatos térmicos decorrentes de roupas ou do ambiente externo são eliminados.

Ring e Ammer (2000) descrevem os requisitos para a localização, instalação do equipamento e a preparação do paciente a ser investigado. É apresentada também, uma lista de referências para cada parte do procedimento recomendado pelos autores.

A Academia Internacional de Termologia Clínica (*International Academy of Clinical Thermology* – IACT) apresenta um guia com informações, baseadas em revisões da literatura, para uso de imagens térmicas na prática clínica (IACT, 2002).

Através do computador, ou outro dispositivo que permita visualizar as imagens, o médico consegue adquirir as imagens de diferentes regiões, identificando-as se são frias ou quentes. As regiões quentes são também conhecidas por hipertérmicas, correspondendo à

zonas de elevado fluxo sanguíneo. Um profissional habilitado e capacitado pode assim, identificar variadas doenças.

#### 3.1.4 Aquisição e Processamento das Imagens Infravermelhas

As imagens infravermelhas foram adquiridas na Clínica InfraRedMed<sup>10</sup>, em Curitiba, no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da PUCPR e no Laboratório de Imagem e Instrumentação Eletrônica (LabIEM) da UTFPR. A operação das câmeras e captura das imagens foram feitas com a supervisão de um especialista em imagens infravermelhas.

Para fazer a aquisição das imagens térmicas, é necessário que sejam seguidas algumas exigências mínimas. A sala de exame deve ser preparada de acordo com as normas e os voluntários devem seguir os procedimentos necessários para se obter um diagnóstico preciso. Foram observadas as recomendações do guia preparado pela Academia Internacional de Termologia Clínica (IACT, 2002).

A sala permaneceu fechada durante todo o tempo de realização do exame termográfico. A temperatura ambiente da sala foi mantida constante em 22 °C, com variação de  $\pm 1$  °C, e a umidade relativa entre 50 e 70%. As distâncias focais variaram entre 1 e 2 m. No caso dos voluntários, a emissividade foi configurada em 0,98.

A preparação dos voluntários para o exame foi realizada seguindo também o guia da IACT. Foi solicitado aos voluntários para retirarem todos os objetos e, se necessário, as roupas que cobriam as regiões de interesse. Em seguida, permaneceram em repouso por um período de aproximadamente 15 minutos, antes de iniciar a aquisição das imagens térmicas, para permitir o equilíbrio térmico com a temperatura ambiente da sala. O tempo de aquisição de cada imagem termográfica foi de cerca de 30 segundos.

No caso do *phantom* de teste (cabeça), o mesmo foi resfriado em uma geladeira por aproximadamente 60 minutos antes da aquisição das imagens e, em outro experimento, o mesmo foi aquecido durante a aquisição das imagens.

Todas as imagens foram adquiridas com a câmera permanecendo fixa no tripé e os voluntários, ou objetos, foram posicionados nos ângulos desejados de acordo com o protocolo estabelecido para aquisição e fusão das imagens térmicas.

---

<sup>10</sup> InfraRedMed - Diagnóstico por Infravermelho (<http://www.infraredmed.org>)

A captura das imagens infravermelhas foram feitas utilizando uma câmera AGEMA Thermovision 470 da FLIR (Figura 33) e ThermaCAM Série E modelo 320 (Figura 34), também da FLIR (FLIR Thermal Infrared Camera Systems, Inc.). Foi utilizado também, o software ThermaCAM QuickReport 1.1 (FLIR Systems) para transferência das imagens para o computador e a conversão para o formato CSV.



**Figura 33:** Câmera infravermelha AGEMA Thermovision 470 da FLIR.

As imagens da perna de um voluntário foram adquiridas na Clínica InfraRedMed, em Curitiba, com uma câmera AGEMA Thermovision 470. Imagens de outras partes do corpo também foram adquiridas. Não foram porém, utilizadas por apresentarem baixa resolução espacial (140 x 140 *pixels*).

Esse modelo de câmera saiu de produção há algum tempo. Ela possui sensibilidade de 0,1 °C. O formato dessas imagens é o IMG que é um formato proprietário da FLIR. Para utilizar essas imagens, foi necessário converter do formato IMG para os formatos CSV (*Comma Separated Value*), FPF (*FLIR Public Format*) ou MAT (MatLab). Para isso, utilizou-se o software ThermaCAM™ Researcher 2001 (FLIR, 2006).

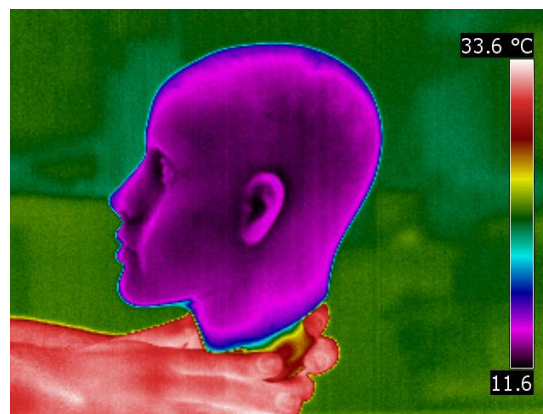
Para os demais testes, utilizou-se a câmera ThermaCAM Série E 320 que possui resolução real integrada de até 320 x 240 *pixels*, e detectando diferenças de temperaturas de até 0,1 °C. As câmeras da Série E compõem o primeiro grupo de câmeras infravermelhas ultra-portáteis e de baixo custo, capazes de obter imagens detalhadas e de alto desempenho (FLIR, 2007).



**Figura 34:** Câmera infravermelha ThermaCAM<sup>®</sup> Série E Modelo 320 da FLIR.

Esta câmera possui sensores que permitem medir as temperaturas encontradas no corpo humano (20 °C a 40 °C). A câmera tem uma sensibilidade menor que 0,1 °C e uma exatidão de  $\pm 2$  °C da temperatura absoluta, conforme especificação do fabricante. As especificações técnicas detalhadas dessa câmera estão apresentadas no Apêndice A.

A Figura 35 é um exemplo de uma das imagens infravermelhas obtida com a ThermaCAM<sup>®</sup> E320. A temperatura ambiente da sala era de 23 °C ( $\pm 2$  °C) e a umidade relativa do ar de 60% ( $\pm 5\%$ ). O *phantom* da imagem apresenta baixa temperatura pelo fato de ter sido resfriado em uma geladeira por aproximadamente 60 minutos antes da aquisição da imagem.



**Figura 35:** Imagem infravermelha adquirida usando uma câmera ThermaCAM<sup>®</sup> Série E Modelo 320 da FLIR.

No Apêndice A, é apresentado algumas das informações EXIF (*Exchangeable Image File Format*) referentes à imagem da Figura 35.



### 3.1.4.1 Formatos das imagens infravermelhas

Os fabricantes de câmeras infravermelhas normalmente utilizam um formato proprietário para o armazenamento das imagens térmicas. Este fato impede o desenvolvimento de aplicações para análise das imagens e também, o compartilhamento de imagens termográficas entre usuários de sistemas diferentes, apesar da necessidade dessa facilidade decorrente do aumento das aplicações de telemedicina e de outras tecnologias emergentes. Existe a necessidade dos fabricantes desenvolverem um formato padrão reconhecido para o armazenamento e o intercâmbio de imagens termográficas, preservando as informações radiométricas originais. O padrão DICOM para imagens médicas poderia ser adotado para esse propósito (SCHAEFER *et al.*, 2006; SCHAEFER, 2008).

Utilizando o FLIR ThermaCAM Researcher 2001®, é possível converter as imagens infravermelhas para diferentes formatos de arquivos, tais como (FLIR, 2006):

- *FLIR Public Format* (.FPF): é um formato público que pode ser utilizado por desenvolvedores para integrar imagens infravermelhas em softwares de processamento de imagens. Nesse formato, são utilizados valores de ponto flutuante de precisão simples (*float*) para cada elemento da imagem;
- *MatLab* (.MAT): é um formato do Mathworks MatLab onde os dados são armazenados em valores de ponto flutuante de precisão dupla (*double*) para cada elemento da imagem;
- *Microsoft Windows Device Independent Bitmap* (.BMP): com ou sem análise. Neste formato é possível apenas visualizar a imagem infravermelha, perdendo as informações de temperatura. A imagem com análise apresenta também uma tabela com as cores, entre a temperatura mínima e máxima, utilizadas para representar os dados de temperatura;
- *Comma Separated Value* ou Valores Separados por Vírgula (.CSV): Os valores de temperatura de toda a imagem são armazenadas em formato texto e podem ser lidas pelo Microsoft Excel, por exemplo.

Outros formatos também são suportados, incluindo os arquivos IR (*InfraRed File*), SAF (*Standard Archive Format*) e JPEG Radiométrico. Porém, apenas os formatos especificados acima estão sendo utilizados nesse trabalho. O JPEG radiométrico, utilizado nas

câmeras da FLIR, é uma tecnologia patenteada usada para salvar imagens no formato padrão JPEG (imagem e informação de temperatura).

Para converter as imagens obtidas pela câmera infravermelha para esses formatos, foi desenvolvida uma macro utilizando a linguagem VBA (*Visual Basic for Applications*) no Microsoft Excel. Esta aplicação converte as imagens do formato .IMG para os formatos FPF, CSV, BMP e MAT usando o *OLE (Object Linking and Embedding) Automation object*<sup>11</sup>. O *OLE Automation object* permite que outras aplicações possam criar tais objetos e dar a eles dois tipos de comandos: Propriedades (valores que podem ser lidos e alterados) e Métodos (que podem ser chamados com ou sem argumentos).

As imagens capturadas no formato JPEG radiométrico, através da câmera ThermaCAM® Série E Modelo E320, são convertidas para o formato CSV usando o ThermaCAM QuickReport<sup>12</sup> Versão 1.1 (1.0.1.64).

O ThermaCAM QuickReport permite visualizar, e se desejável salvar, os dados de temperatura no Microsoft Excel. Porém, o número máximo de colunas suportado pelo Microsoft Excel 2003 é limitado a 256 colunas, impedindo assim, a visualização das imagens que foram adquiridas com uma resolução 320 x 240 pontos. Por este motivo, as imagens estão sendo rotacionadas em 90° no sentido anti-horário. Na leitura dos dados do arquivo CSV salvo, faz-se a rotação de 90° no sentido horário para formar novamente a imagem na orientação original.

O FLIR *Public File Format* (.fpf) permite que o usuário realize a análise dos dados no formato RAW com softwares de análise térmica. O formato FPF consiste-se de um cabeçalho (892 bytes) seguido por uma matriz de valores em ponto flutuante de precisão simples (32 bits) (IEEE-754), cada um representando um valor de temperatura ou um ponto na imagem. Os valores dos pontos na imagem estão armazenados, iniciando-se no canto superior esquerdo, linha por linha. A versão atual do formato é 2, onde os campos do tipo da imagem (ImageType) e o tamanho da imagem (xSize e ySize) são setados corretamente. No Apêndice B, é apresentado na linguagem C, o arquivo `fpfimg.h`<sup>13</sup> que corresponde à estrutura com as informações disponíveis no cabeçalho do arquivo FPF.

No formato do MatLab, o arquivo binário começa com uma estrutura composta de cinco informações armazenadas em um inteiro longo (*long*). Na linguagem C, essa estrutura é definida como:

---

<sup>11</sup> FLIR Systems, Inc., OLE Automation User's Manual, Publ. No. 1 557 784 Rev. a52, June, 2004

<sup>12</sup> Copyright(c) FLIR Systems, Inc. (<http://www.flirthermography.com>)

<sup>13</sup> Disponibilizado com o ThermaCAM™ Researcher da FLIR Systems, Inc. (<http://www.flir.com.br>)

```

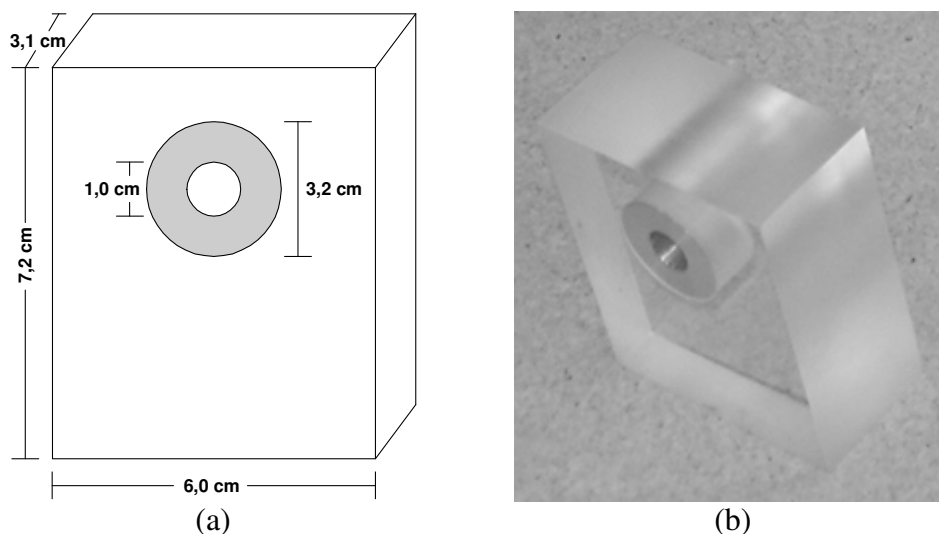
typedef struct { // Cabeçalho do arquivo MatLab (nível 1.0)
    long type;    // 0 = Formato Intel
    long mRows;  // Altura da Imagem
    long nCols;  // Comprimento da Imagem
    long imagF;  // 0 = Sem parte Imaginária
    long namLen; // Tamanho+1 do Nome do Arquivo em Caracteres
} MatLabHeader;

```

Em seguida, tem-se o nome do arquivo .MAT. Após o nome do arquivo, há uma seqüência ( $nCols \times mRows$ ) de números de ponto flutuante de precisão dupla (*double* com 8 bytes), contendo os valores de cada ponto da imagem, coluna por coluna. No Apêndice C, é apresentado o arquivo `matimg.h` (linguagem C), que corresponde à estrutura com as informações disponíveis no cabeçalho do arquivo .MAT do MatLab.

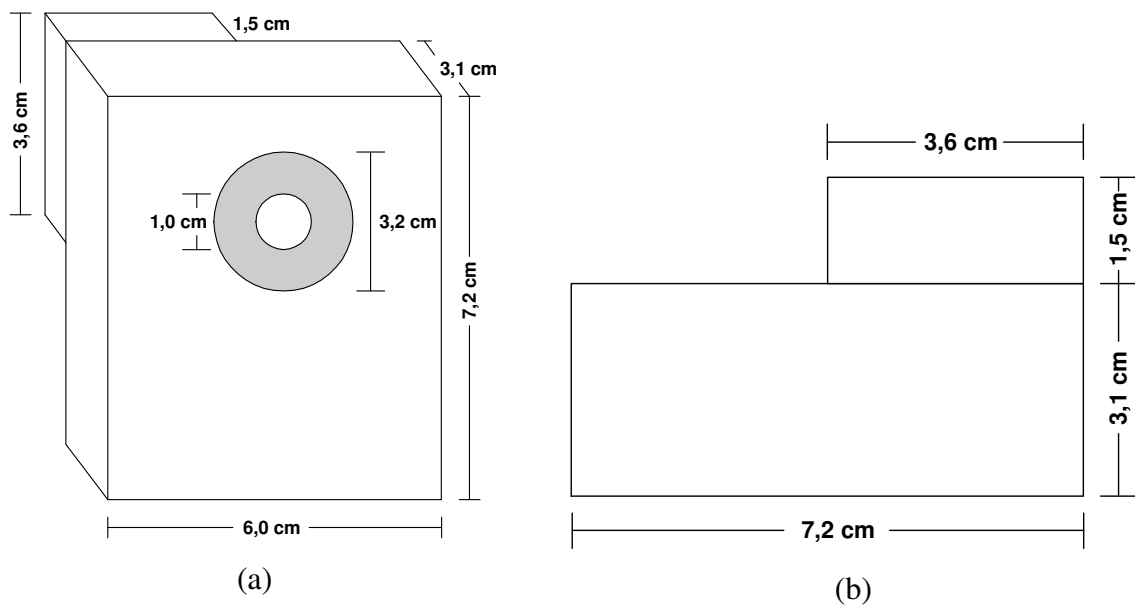
### 3.1.5 Objetos de Testes

Além das imagens de ressonância magnética dos voluntários, foram utilizados três objetos com o objetivo de analisar os resultados das várias etapas de processamento. Um dos objetos é um paralelepípedo de acrílico com um anel interno de alumínio. A Figura 36 ilustra o objeto e as suas medidas. Foi feita uma tomografia computadorizada desse *phantom* para obtenção das fatias. As fatias foram adquiridas de cima para baixo num total de 360 fatias (0,5 mm de espessura). Em seguida, foram adquiridas imagens infravermelhas e visuais dos quatro ângulos de projeção.



**Figura 36:** *Phantom* utilizado nos testes. (a) esboço dimensional das medidas do objeto e (b) imagem visual do objeto de teste.

Esse mesmo *phantom* foi utilizado na realização de outro experimento, acrescentando-lhe um bloco de alumínio (Figura 37). Como se trata de um sólido com geometria bem definida, para esse segundo *phantom*, as tomografias foram simuladas considerando uma espessura de 0,5 mm entre cada fatia, em vez de se utilizar um tomógrafo para obter as fatias.



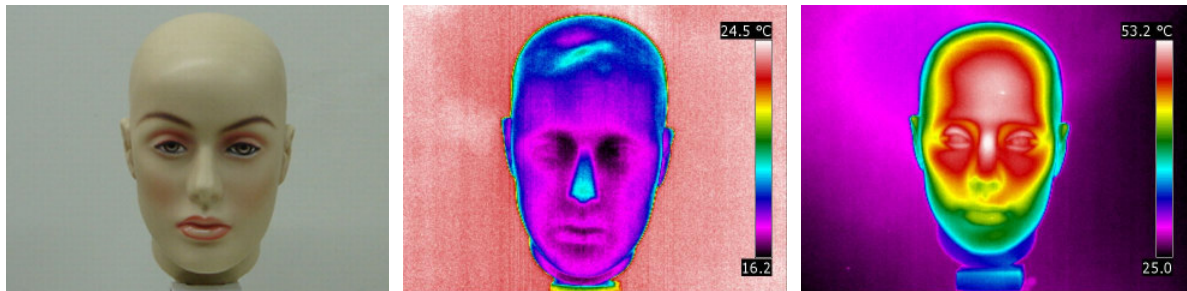
**Figura 37:** Segundo *phantom* utilizado nos testes. (a) projeção ortogonal frontal e (b) vista lateral com as medidas do objeto.

As imagens desse objeto foram geradas computacionalmente de cima para baixo, seguindo a orientação da Figura 37(b). A Figura 38 apresenta a primeira e a última fatia desse objeto.



**Figura 38:** Primeira e última fatia do objeto, respectivamente.

O terceiro *phantom* utilizado possui a forma de uma cabeça de mulher adulta (Figura 39(a)). É um manequim comercial de plástico opaco utilizado para planejamento de tratamento por radioterapia. Na aquisição das imagens infravermelhas, para que o *phantom* não ficasse com a temperatura ambiente homogênea, em alguns testes o *phantom* foi resfriado (Figura 39(b)) e, em outros, aquecido, utilizando um soprador de ar quente (Figura 39(c)).

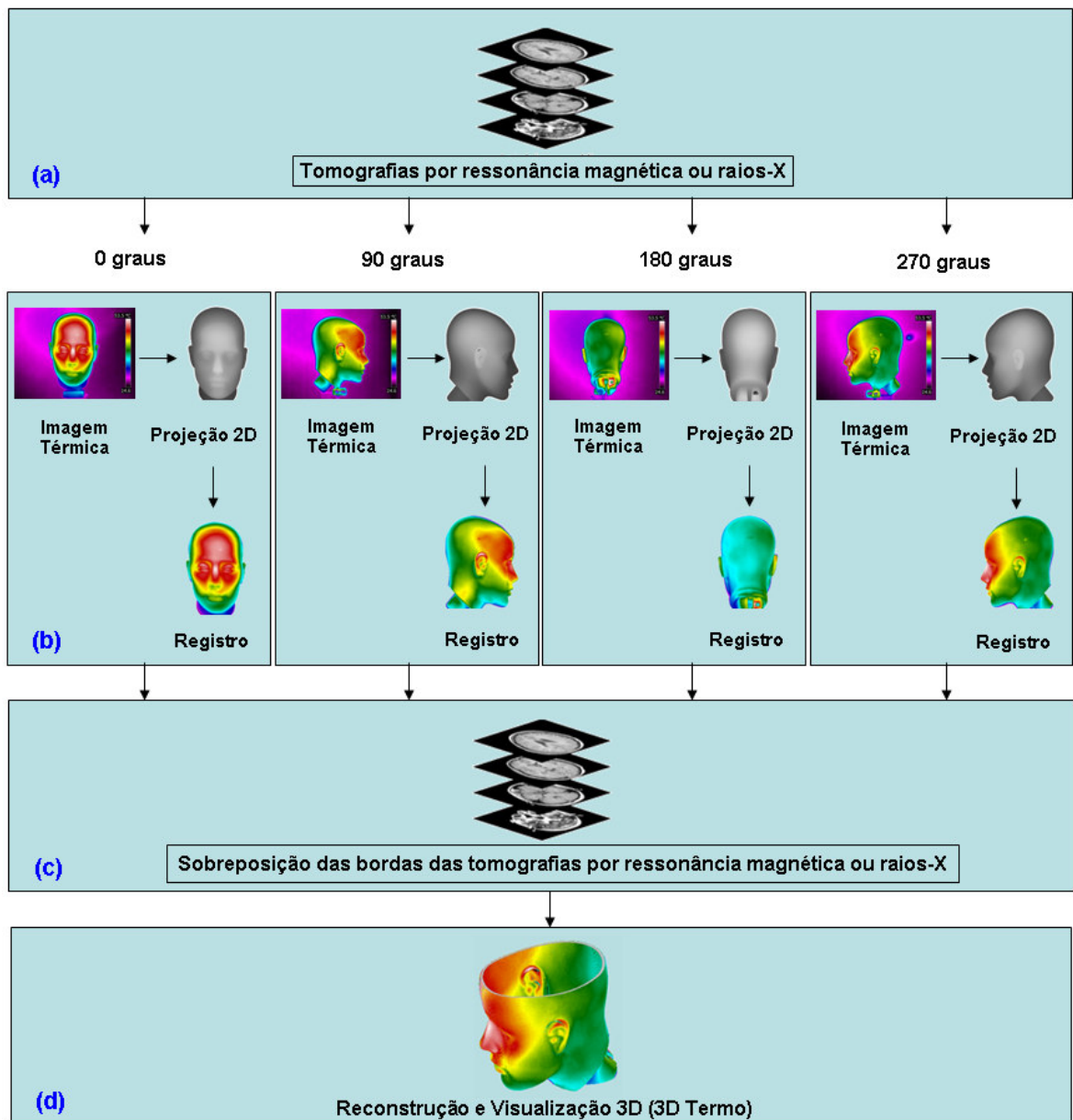


**Figura 39:** Imagens do terceiro *phantom*. (a) imagem visual, (b) e (c) imagens infravermelhas do *phantom* resfriado e aquecido, respectivamente.

### 3.2 DESENVOLVIMENTO

O processo de fusão de imagens requer que as imagens térmicas bidimensionais, de diferentes ângulos, sejam sobrepostas às várias imagens de ressonância magnética, as quais “empilhadas” formam um objeto tridimensional. A Figura 40 ilustra o processo de fusão das informações de termografia e MRI. Para que esta fusão e a visualização do modelo 3D sejam realizadas de modo satisfatório, os seguintes passos devem ser realizados (BICHINHO *et al.*, 2009; BRIOSCHI, SANCHES e TRAPLE, 2007; SANCHES *et al.*, 2006):

- a) Construir uma projeção 2D dos planos tomográficos de MR ou CT em quatro ângulos (frontal ou 0°, lateral esquerda ou 90°, posterior ou 180° e lateral direita ou 270°) através da utilização de uma técnica semelhante à usada em imagens de profundidade ou *range image* (JAIN, 1995; CURLEES, 1997);
- b) Registro e fusão das imagens resultantes da projeção 2D com as imagens termográficas obtidas com os mesmos ângulos;
- c) Sobreposição das linhas das imagens termográficas nas bordas de cada fatia de MRI;
- d) Visualização tridimensional da região de interesse utilizando as informações de temperatura e das estruturas internas do paciente.



**Figura 40:** Diagrama em blocos ilustrando as várias etapas do algoritmo proposto, desenvolvido e avaliado para realizar a fusão das imagens de termografia com as MRIs ou CTs.

### 3.2.1 Projeção 2D das Imagens

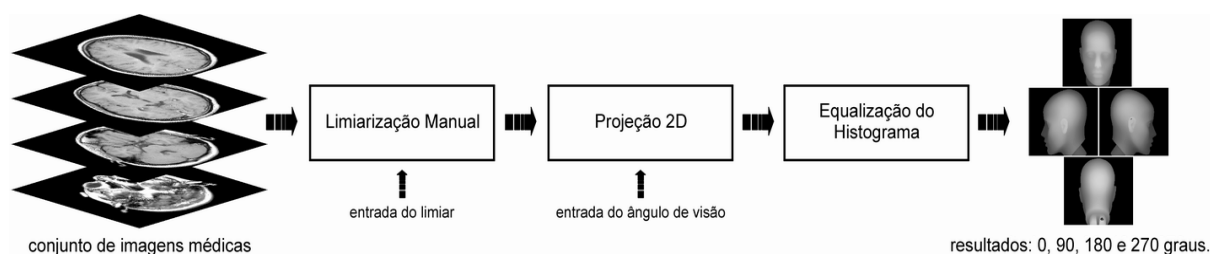
Conforme ilustra a Figura 40(a), o primeiro passo é a construção de uma projeção bidimensional da superfície do objeto em estudo. Utiliza-se para isso, um conjunto de planos tomográficos obtidos por ressonância magnética ou CT. A projeção 2D do objeto é construída

a partir do cálculo da distância entre as bordas externas do objeto na imagem e linhas ou colunas de *pixels* próximos à borda do campo de visão (FOV – *Field of View*) da MRI ou CT. O algoritmo desenvolvido para construção das quatro projeções 2D está dividido em seis etapas apresentadas a seguir:

1. Limiarização: A limiarização ou binarização tem a finalidade de converter as imagens em tons de cinza para imagens binárias e permitir a detecção da linha de contorno, ou borda, do objeto no FOV das imagens;
2. Planos de projeção: Definir, dentro do FOV, linhas e colunas de referência para a medida da distância, em *pixels*, desta até a borda do objeto em cada uma das imagens;
3. Cálculo do inverso da distância: Calcular o inverso da distância entre os planos de projeção e a borda do objeto nas imagens quantizadas;
4. Normalização da distância: A normalização da distância permite que as distâncias sejam quantizadas na escala de cinza entre 0 (preto) e 255 (branco). Esses valores representam as distâncias em tons de cinza na imagem gerada nos quatro planos;
5. Equalização da imagem: A equalização modifica o histograma da imagem original de tal forma que a imagem transformada tenha um histograma uniforme. Através dessa operação, melhora-se o contraste visual das imagens das distâncias nos quatro planos, facilitando a localização dos pontos de referência necessários para realizar o registro das imagens;
6. Espelhamento horizontal: para os planos tomográficos referentes aos ângulos  $90^\circ$  e  $180^\circ$ , é necessário fazer o espelhamento horizontal da imagem para ficar na posição correta.

Resumindo, o algoritmo de projeção 2D é aplicado em todas as fatias do conjunto de imagens para cada um dos quatro ângulos ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  e  $270^\circ$ ) resultando em quatro imagens (Figura 41). A projeção das distâncias em cada uma das fatias resulta em uma linha na imagem resultante. A união de todas as linhas forma uma superfície em relevo do objeto imageado pelo sistema de MRI ou CT. Em seguida, as imagens, com o valor das distâncias em cada linha das quatro projeções, devem ser ajustadas para uma escala entre 0 e 255 (tons de cinza). Por último, as quatro imagens são equalizadas, utilizando um algoritmo simples de equalização de histograma.

A Figura 41 ilustra todas as etapas da técnica desenvolvida para se obter as imagens de projeções 2D a partir de um conjunto de imagens tomográficas. Esta técnica cria projeções para ângulos de visão iguais a 0, 90, 180 e 270 graus (OSOWSKI *et al.*, 2004).



**Figura 41:** Esboço do processo de obtenção das projeções 2D para os ângulos 0, 90, 180 e 270 graus.

Na primeira etapa, limiarização manual, o conjunto de imagens tomográficas é carregado e limiarizado de forma manual, ou seja, o usuário deve fornecer o valor do limiar que apresentar melhor resultado para o tipo de imagem utilizada. Em seguida, realiza-se a projeção 2D, tendo como resultado imagens onde o valor dos *pixels*, pertencentes ao objeto, correspondem às distâncias entre o plano de projeção e a borda do objeto, e as demais estruturas apresentam valor zero (cor preta). Por fim, nas imagens geradas a partir do cálculo do inverso das distâncias, são realizadas as operações de normalização, equalização do histograma e espelhamento horizontal (90° e 180°).

### 3.2.1.1 Limiarização manual

Primeiramente, as imagens são pré-processadas para reduzir o ruído de fundo introduzido durante a aquisição das imagens e para extrair o fundo irrelevante. Nas imagens de MR ou CT, o contraste entre o objeto e o fundo é geralmente bem definido e a aplicação de um limiar maior do que zero é suficiente para binarizar a fronteira externa do membro.

A operação de limiarização manual consiste em definir um valor  $T$  de limiar para o nível de intensidade luminosa com o qual se deseja realizar o ponto de corte (binarização) da imagem. Os *pixels* em escala de cinza com valores iguais ou abaixo do limiar são transformados em preto (0) e os *pixels* acima do limiar são transformados em branco (255).



Nas imagens tomográficas que possuem 256 tons de cinza, caso  $T = 40$ , todas as tonalidades entre 0 e 40 ( $f(x,y) \leq T$ ) tornam-se informação de fundo da imagem (valor 0 binário, ou cor preta). Já os demais valores a partir deste limiar ( $f(x,y) > T$ ) tornam-se informação correspondente aos objetos da imagem (valor 1 binário, ou cor branca). Desta forma, a simples definição de um valor de limiar ou de corte já é suficiente para dividir a imagem em duas regiões: fundo e objetos.

O melhor valor de limiar é adotado através da análise visual das imagens. O objetivo desta limiarização é remover ruídos de fundo existentes próximos às bordas do objeto na imagem, para permitir a detecção mais eficiente da região de interesse na imagem.

Como o objetivo é a remoção de ruídos de fundo e a detecção das bordas do objeto, durante o cálculo das distâncias, o método de limiarização simples mostrou-se tão eficiente quanto a aplicação de algoritmos específicos para fazer a detecção das bordas na imagem.

### 3.2.1.2 Projeção 2D

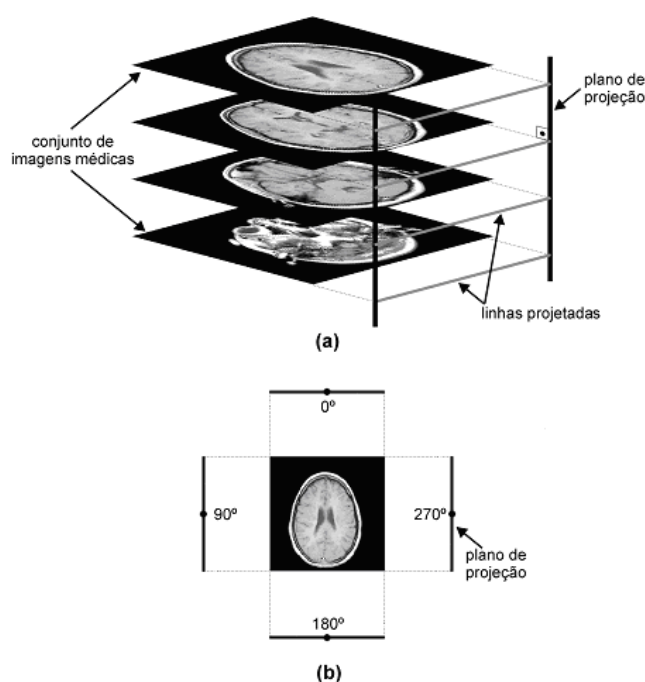
A técnica utilizada para realizar a projeção 2D usa o conceito de imagem de profundidade (*range image*) (JAIN, KASTURI e SCHUNCK, 1995). Um *range image* fornece as distâncias entre o plano da imagem e os pontos nas superfícies dos objetos na cena. Dessa forma, a partir das distâncias calculadas, obtém-se uma imagem que representa a superfície de um objeto.

As imagens de profundidade podem ser representadas de duas formas. A primeira é através de uma lista de coordenadas 3D ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) de uma determinada imagem de referência (nuvem de pontos). A segunda é uma matriz constituída pelos valores das profundidades dos pontos na direção dos eixos  $x$  e  $y$  da imagem os quais permitem uma organização espacial explícita.

Nesse trabalho, foi utilizado o conceito de *range image* para gerar projeções 2D a partir de um conjunto de planos tomográficos de imagens médicas. O resultado da projeção são imagens onde os valores de seus *pixels* representam a distância entre os pontos de contorno do objeto de interesse e um plano imaginário que corta as fatias tomográficas.

Em contraste com as técnicas de renderização volumétrica, a simplicidade deste algoritmo reduz drasticamente o tempo de processamento na geração das projeções 2D, permitindo que possa ser utilizado como um visualizador mais rápido de objetos 3D.

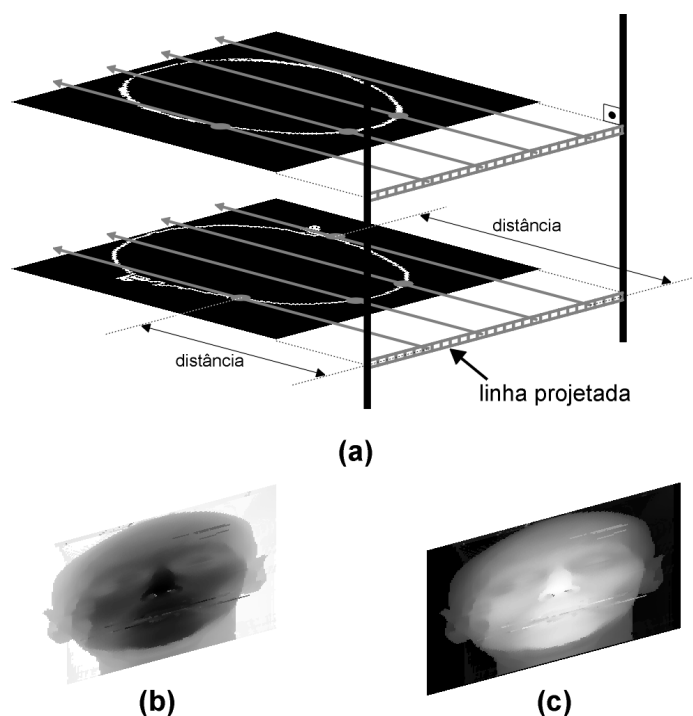
A Figura 42(a) ilustra o procedimento utilizado para gerar as projeções 2D a partir do conjunto de tomografias. Nesse processo, adotou-se quatro planos de projeção perpendiculares ao plano do conjunto de imagens. O plano da projeção 2D se desloca perpendicularmente, para cada uma das fatias, em ângulos com incremento de  $90^\circ$ , sendo que seu incremento angular é no sentido anti-horário, conforme ilustrado na Figura 42(b). Tal deslocamento é denominado de ângulo de visão da projeção 2D. O ângulo correspondente a zero graus é referente a parte superior das imagens tomográficas.



**Figura 42:** Esquema de projeções 2D. (a) plano de projeção e (b) ângulos de projeção.

A projeção em cada um dos ângulos de visão corresponde a uma linha na imagem resultante, ou seja, a primeira imagem tomográfica é responsável por reconstruir a primeira linha nas quatro imagens ortogonais; a segunda imagem tomográfica é responsável pelas segundas linhas, e assim, sucessivamente. O resultado final serão duas imagens, tendo como largura, a mesma das imagens tomográficas com altura igual ao número de tomografias processadas (correspondentes a  $0^\circ$  e  $180^\circ$  do plano de projeção); as outras duas imagens terão largura equivalente a altura das imagens tomográficas e altura igual ao número de tomografias processadas (correspondentes a  $90^\circ$  e  $270^\circ$  do plano de projeção).

A técnica desenvolvida procura pelos *pixels* da borda do objeto. Esta busca é realizada traçando-se um raio que parte do *pixel* a ser gerado e é perpendicular à linha projetada sendo construída (Figura 43(a)).



**Figura 43:** (a) Esquema para cálculo das distâncias; (b) imagem projetada e (c) negativo da imagem.

Neste algoritmo, a parte relevante na obtenção do valor do *pixel* na projeção é a distância, em *pixels*, entre o plano de projeção e o ponto de interseção do raio com a borda do objeto. Caso esta distância represente o valor em tons de cinza do *pixel* da projeção, tem-se uma imagem como ilustrado na Figura 43(b), onde:

- *Pixels* da borda do objeto próximos do plano de projeção possuem baixa luminância;
- *Pixels* da borda do objeto afastados do plano de projeção possuem alta luminância.

A imagem final do algoritmo (Figura 43(c)) é obtida invertendo-se os valores dos *pixels*, pois em geral, objetos distantes do campo de visão do observador têm baixa luminância e objetos próximos têm alta luminância; isto é, a imagem da Figura 43(b) é o negativo da imagem da Figura 43(c). Para obter o negativo da imagem, o valor do *pixel* é complementado.

### 3.2.1.3 Normalização, equalização e espelhamento das imagens

Após gerar as imagens 2D, nos quatro ângulos de visão, deve-se ajustar as distâncias para que os valores dos *pixels* estejam entre 0 (cor preta) e 255 (cor branca). O resultado final será composto de imagens em tons de cinza normalizados nessa escala.

Uma operação que em geral melhora as qualidades perceptuais da imagem é a equalização do histograma da imagem, que procura modificá-la de forma que cada tom seja aplicado aproximadamente no mesmo número de *pixels*.

Na equalização de histograma, o mapeamento tem por finalidade modificar o histograma da imagem original de tal forma que a imagem transformada tenha um histograma uniforme, ou seja, todos os níveis de cinza devem aparecer na imagem com a mesma frequência. A técnica de equalização do histograma é aplicada à imagem projetada para se melhorar o contraste da imagem final.

Por fim, é feito o espelhamento horizontal das projeções 2D, referentes aos ângulos 90° e 180°, para corrigir a orientação das imagens.

### 3.2.2 Registro das Imagens

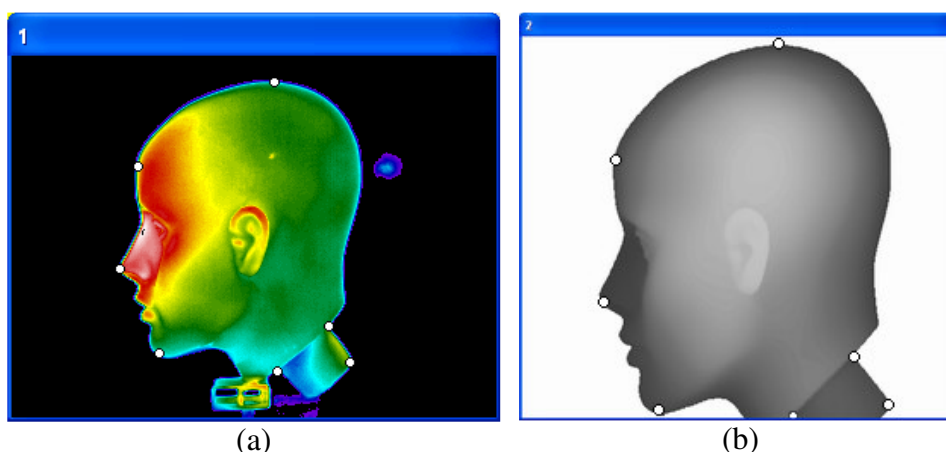
Para realizar a fusão das informações térmica nas imagens de MR ou CT, há a necessidade de se realizar o registro das mesmas, ou seja, é necessária a representação das mesmas num sistema de coordenadas comum, e posteriormente, alinhá-las.

A partir dos planos tomográficos das fatias de ressonância magnética (ou CT), realiza-se a projeção 2D, conforme descrito na seção 3.2.1.

A Figura 44 apresenta duas imagens utilizadas para realizar o registro. Essas imagens correspondem ao plano de projeção de ângulo 270°. Na imagem infravermelha da Figura 44(a) foram escolhidos manualmente seis pontos de referência (marcadores), os quais são utilizados na etapa de registro. Na projeção 2D da Figura 44(b), foram também escolhidos, manualmente, os seis pontos aproximadamente correspondentes as mesmas posições da Figura 44(a).

Na ferramenta, foi adicionado um módulo desenvolvido no Borland C++ Builder que permite ao usuário fazer a seleção manual dos pontos de forma interativa (Figura 44). Neste aplicativo, os marcadores são adicionados manualmente em ambas as imagens. Isso

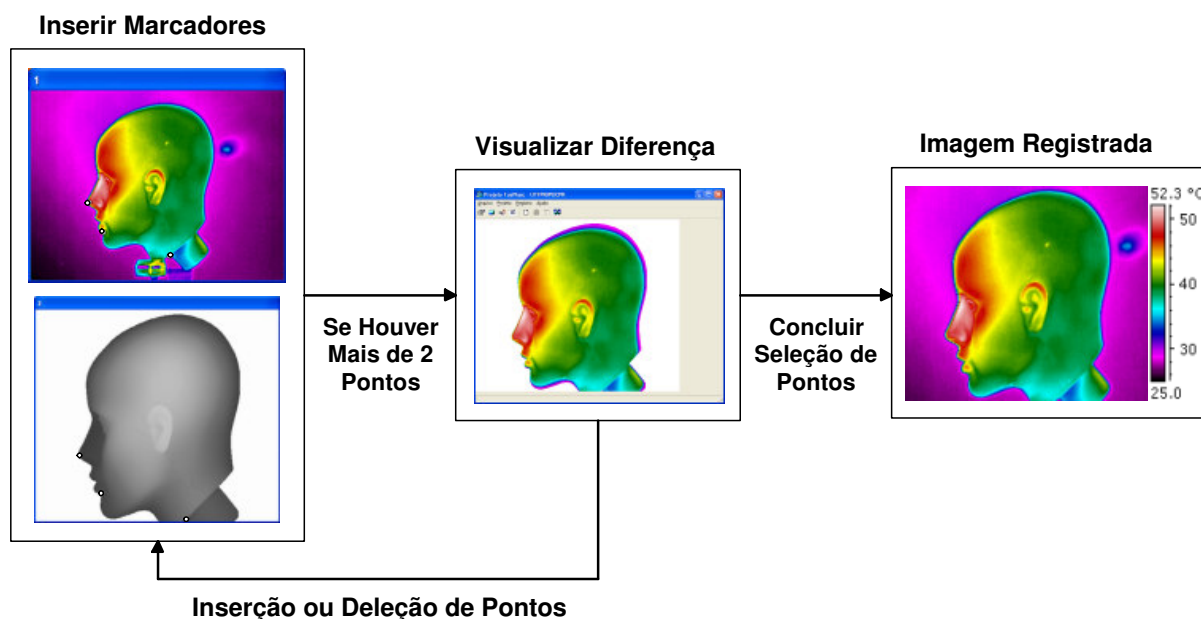
possibilita que os pontos de referência (controle) estejam aproximadamente no mesmo local, para que, posteriormente, o registro seja realizado. Sempre que houver três ou mais pontos selecionados em ambas as imagens, é realizado o registro das imagens e a imagem registrada apresentada na tela. O usuário pode também fazer a deleção de pontos, a partir do último, caso a seleção dos pontos não tenham sido realizadas de forma desejada.



**Figura 44:** Imagens utilizadas para o registro. (a) Imagem infravermelha com sete marcadores e (b) projeção 2D da ressonância magnética com os sete marcadores para efetuar o registro.

O resultado do registro é apresentado na tela somente quando houver um mínimo de três pares de pontos para realizar a transformada afim (*affine transform*). A transformada afim exige um mínimo de três pares de pontos e a linear um mínimo de dois pares de pontos.

Após a seleção dos pontos, o aplicativo armazena em um arquivo binário as coordenadas dos marcadores de ambas as imagens. Desenvolveu-se um programa, utilizando-se o MATLAB<sup>®</sup> (The MathWorks, Inc.) com o *toolbox* de processamento de imagens, para fazer a leitura do arquivo com os marcadores e realizar o registro com as imagens. O código desse programa, desenvolvido no MATLAB, foi exportado para o Microsoft Visual C++ (usando o *MatLab Add-in* para Visual Studio) e, em seguida compilado, gerando um programa executável que é executado a partir do aplicativo principal, sem que haja a necessidade de usar o MATLAB. Ao fazer a exportação, diversas DLLs também foram exportadas. Essas DLLs devem estar presentes para a execução do registro. A Figura 45 apresenta um diagrama com o fluxo utilizado para a realização do registro de duas imagens.



**Figura 45:** Diagrama de blocos do fluxo utilizado para realizar o registro.

Utilizam-se as funções *cp2tform* e *imtransform* do MATLAB para fazer o registro das duas modalidades de imagem (GONZALEZ, WOODS e EDDINS, 2004; SEMMLOW, 2004). O resultado desta fase será uma imagem térmica registrada. No MATLAB, a transformada utilizada para realizar o registro entre as imagens é a transformada afim, o qual apresentou melhores resultados nos testes realizados.

A função *cp2tform* utiliza pares de pontos de controle para inferir a transformação espacial. A *cp2tform* retorna uma estrutura TFORM contendo a transformação espacial. A sintaxe do comando utilizada é:

```
TFORM = cp2tform(pontos_entrada, pontos_base, tipo_transformada)
```

onde “pontos\_entrada” é uma matriz  $m \times 2$  contendo as coordenadas  $(x, y)$  de pontos de controle da imagem que se deseja transformar e “pontos\_base” é uma matriz  $m \times 2$  contendo as coordenadas  $(x, y)$  de pontos de controle especificados na imagem base. O “tipo\_transformada” infere o tipo da transformação espacial. Os tipos de transformações e os números mínimos de pontos de controle requeridos são apresentados na Tabela 5.

Foi feito um estudo com os tipos de transformações suportadas pelo MATLAB, e verificou-se que a transformada afim (*affine*) adaptou-se melhor para o tipo de imagem que estão sendo utilizadas, efetuando as transformações geométricas necessárias.

**Tabela 5:** Tipo de transformação e o número mínimo de pontos de controle.

Tipo de Transformação	Pontos de Controle Mínimo
<i>linear conformal</i>	2 pares
<i>affine</i>	3 pares
<i>projective</i>	4 pares
<i>polynomial</i>	6 pares (ordem 2) 10 pares (ordem 3) 15 pares (ordem 4)
<i>piecewise linear</i>	4 pares
<i>lwm</i>	6 pares

A função *imtransform* aplica a transformação espacial 2D na imagem. A sintaxe utilizada para esse comando é:

```
Reg = imtransform(fig,mytform,'XData',[1 width],'YData',[1 height])
```

onde “fig” é a imagem a ser transformada de acordo com a transformação espacial definida por TFORM, “mytform” é uma estrutura de transformação espacial (TFORM) retornado pela função *cp2tform*, XData e YData especifica a localização espacial da imagem de saída. Os dois elementos de XData especificam as coordenadas  $x$  (horizontal) da primeira e da última coluna da imagem de saída, respectivamente. Os dois elementos de YData especificam as coordenadas  $y$  (vertical) da primeira e da última linha da imagem de saída, respectivamente. A forma de interpolação a ser utilizada pode ser '*nearest*', '*bilinear*' ou '*bicubic*'. Neste trabalho, foi utilizado o valor *default* '*bilinear*'.

O processo de seleção de pontos de controle em ambas as imagens e o registro delas são aplicados para as quatro imagens, correspondentes aos quatro ângulos de projeção adotados. A quantidade de marcadores utilizados para o registro variou de uma imagem para outra. Em média, foram selecionados seis marcadores em cada uma das imagens.

As imagens infravermelhas podem ser visualizadas utilizando diversas LUTs. Foi utilizado LUTs com 2, 10, 120, 224 e 256 cores. Além do uso das paletas de cores, foi implementada também, a opção para geração das cores utilizando o sistema RGB (*Red*, *Green*, *Blue*) em que as cores são calculadas no sistema HSV (*Hue*, *Saturation*, *Value* ou Matiz, Saturação, Valor). Faz-se alterações nos valores do matiz, saturação e valor e depois, converte-se para RGB. A representação da imagem pode também ser feita em escala de cinza sem a necessidade de uma LUT.

Como as imagens termográficas, que estão sendo utilizadas nesse trabalho, possuem uma resolução aproximada de 0,1 °C no valor da temperatura e, levando em

consideração que as temperaturas na imagem térmica podem variar aproximadamente de 20 e 40 °C, um total de 201 cores seria suficiente para representar a imagem com cores distintas.

Na utilização das paletas de cores, a equação 3.1 é utilizada para calcular a entrada na LUT que contém os valores RGB da cor. Esta irá representar o valor de temperatura.

$$cor = \frac{(valor\_da\_temperatura - temperatura\_mínima) * número\_de\_cores}{temperatura\_máxima - temperatura\_mínima} \quad (3.1)$$

onde *valor\_da\_temperatura* é o valor da temperatura em um determinado ponto, *número\_de\_cores* é a quantidade de cores da LUT, *temperatura\_mínima* e *temperatura\_máxima* correspondem ao valor da menor temperatura e da maior temperatura registrada, respectivamente.

A janela de temperaturas para visualização da imagem térmica varia entre a temperatura mínima e a temperatura máxima. Não foi implementado, no software, opções para variar essa janela de visualização (*span*). Para tal, bastaria alterar os valores de temperatura mínima e temperatura máxima para os valores mínimo e máximo da janela desejada.

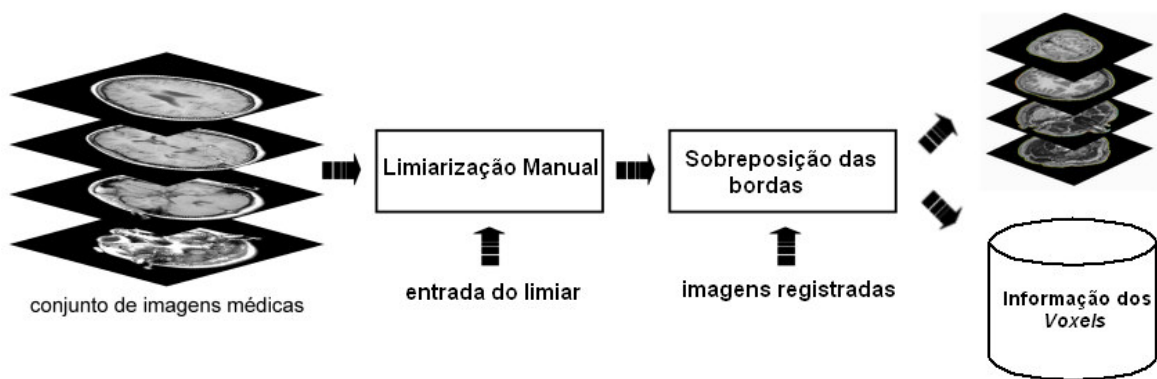
### 3.2.3 Sobreposição das Imagens

Após o registro das imagens termográficas através das funções do MATALB, é possível realizar o processo inverso de projeção das bordas. O processo de sobreposição consiste na adição das informações da imagem registrada na imagem de MRI ou CT original. Para isso, é necessário realizar o processo inverso, ou seja, verificar os *pixels* de cada linha da imagem térmica registrada e sobrepor os *pixels* da borda do objeto nas imagens tomográficas. Esse processo é realizado em todas as fatias do conjunto de imagens tomográficas. Para tal, são realizadas as seguintes etapas:

- Limiarização da imagem tomográfica;
- Detecção da borda da imagem resultante;
- Eliminação dos *pixels* não utilizados;
- Identificação das coordenadas *x* e *y* dos *pixels* da borda da imagem;
- Sobreposição (ou fusão) dos *pixels* da borda pelos *pixels* da imagem térmica.

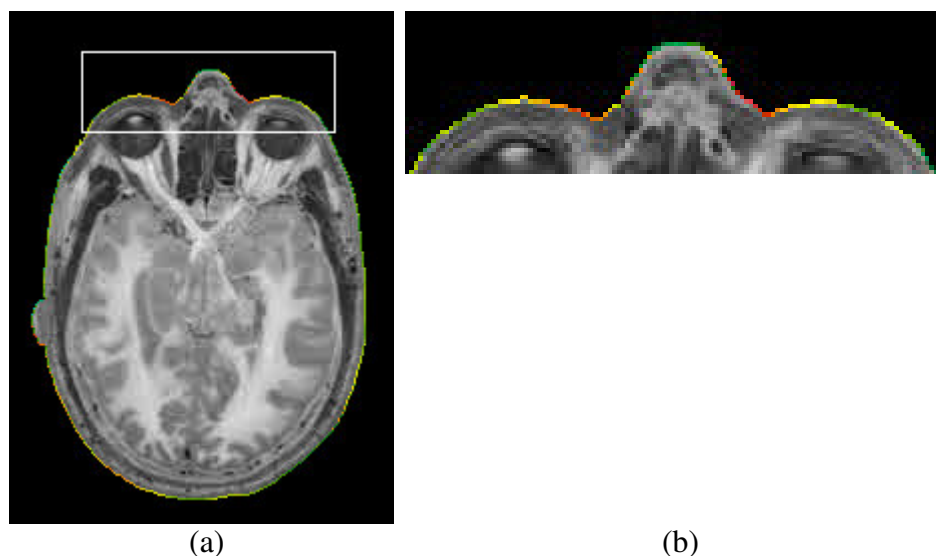


Para realizar a sobreposição, as imagens tomográficas são limiarizadas, utilizando o mesmo limiar aplicado na projeção 2D. Em seguida, são localizados os *pixels* da borda fazendo a projeção nos quatro ângulos de projeção. Ao localizar um *pixel* da borda, identifica-se na imagem registrada o *pixel* correspondente àquela posição. Como resultado final, tem-se todas as fatias com os *pixels* de borda coloridos contendo informações de temperatura obtidas das imagens térmicas. O processo simplificado de sobreposição é apresentado na Figura 46.



**Figura 46:** Esboço do processo de sobreposição das bordas e obtenção das informações dos *voxels*.

Após esse processo, as imagens possuem informações de temperatura (pontos coloridos) da imagem infravermelha nas bordas do objeto em cada fatia MRI, juntamente com as informações originais no interior do objeto da própria MRI, conforme apresenta a Figura 47.



**Figura 47:** MRI com informações de temperatura nas bordas. (a) imagem original e (b) ampliação da região demarcada.

Ao encontrar os pontos de borda na imagem limiarizada, são obtidos os valores das coordenadas  $x$  e  $y$  (linha e coluna) da imagem. Com base nessa informação, realiza-se uma consulta na imagem térmica registrada para obter a temperatura correspondente àquela posição. Essa informação é também escrita em um arquivo de saída, contendo uma estrutura com as seguintes informações:

- Coordenada  $x$  (linha) do ponto de borda;
- Coordenada  $y$  (coluna) do ponto de borda;
- Coordenada  $z$  (profundidade) que corresponde ao número da fatia processada; e
- Cor do *pixel* de acordo com a temperatura naquele ponto.

Esse arquivo de saída contém as informações necessárias dos *voxels* que são utilizados na reconstrução 3D do modelo.

Durante a sobreposição dos *voxels* da borda, alguns *voxels* se sobrepõem, ou seja, *voxels* que são visíveis a partir de dois ângulos de projeção diferentes. Nesse caso, o usuário pode selecionar se mantém as informações do primeiro *voxel* ou sobrepõe com o valor do segundo *voxel*.

### 3.2.4 Visualização Tridimensional

A última etapa do processo consiste-se em transferir as informações de temperatura das imagens termográficas ao modelo 3D. Através de uma interface gráfica, o usuário pode visualizar e interagir com o modelo 3D fazendo a sua análise.

A técnica de renderização volumétrica utilizada é a *object-order* que usa um esquema de mapeamento direto (*forward mapping*) onde os dados do volume são mapeados para o plano da imagem.

A visualização tridimensional é realizada utilizando as bibliotecas gráficas OpenGL, GLU e GLUT.

Os *voxels* com informações de temperatura, armazenados no arquivo de saída da fase anterior, são lidos e exibidos em um modelo tridimensional, onde cada um dos *voxels* possui a cor correspondente à da imagem infravermelha do paciente. Os demais *voxels* do modelo tridimensional contém as informações das imagens tomográficas.

A rotação de imagens é uma operação freqüentemente empregada na visualização 3D. A visualização 3D pode ser observada de diferentes pontos, mantendo o ponto de visão fixo e rotacionando o volume.

Após a reconstrução 3D, o usuário pode interagir com a aplicação realizando transformações geométricas de rotação e escala. O usuário pode também selecionar pontos no modelo para visualizar a fatia tomográfica correspondente àquela região selecionada, e avaliar as estruturas internas.

Inicialmente, foi implementada uma função no MatLab que abre um arquivo .MAT, contendo um vetor 3D que representa as  $n$  imagens de MR em tons de cinza. Este vetor é então manipulado e mostrado como um objeto 3D. Os tons de cinza da superfície deste objeto permanecem os mesmos dos existentes em cada fatia. Uma segunda função foi implementada com o objetivo de mostrar um objeto 3D que representa as fatias de MRI em *true color*, contendo informações de temperatura na sua borda. Posteriormente, optou-se por desenvolver a visualização em C++ utilizando a biblioteca gráfica OpenGL.

### 3.3 COMENTÁRIOS

Nessa seção, foram apresentados os protocolos definidos para a aquisição e o pré-processamento das imagens tomográficas e termográficas. As imagens adquiridas precisam ser convertidas para outros formatos de armazenamento para permitir seu processamento. Foi apresentado também, com detalhes, os quatro passos necessários para a fusão e a construção do modelo 3D proposto, sendo eles: projeção 2D, registro, fusão e visualização tridimensional das modalidades de imagens envolvidas.

Na seção a seguir, serão apresentados os resultados obtidos em cada uma das etapas, apresentadas anteriormente, utilizando diversos conjuntos de imagens de voluntários e também, de objetos de teste.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

#### 4.1 INTRODUÇÃO

Nesse capítulo, apresentam-se os resultados experimentais que foram obtidos com o novo método para realizar a fusão de imagens de termografia com os dados de MRI ou CT.

Para validar as etapas do método de fusão e também, a visualização 3D dos dados, propostos nesse trabalho, foram utilizados sete conjuntos de imagens médicas de modalidades diferentes (MRI e CT) e número de fatias variados. Para cada um desses conjuntos de imagens tomográficas, foram adquiridas também as quatro imagens infravermelhas correspondentes aos quatro ângulos de visão abordados na aplicação do método, conforme apresentado a seguir.

#### 4.2 CONJUNTOS DE IMAGENS UTILIZADAS NOS TESTES

A Tabela 6 apresenta os sete conjuntos de imagens de MRI ou CT, o número de fatias de cada um desses conjuntos, os valores dos limiares que foram utilizados na etapa de limiarização e a resolução espacial das imagens do conjunto. Os nomes dos conjuntos de imagens tomográficas são formados pela modalidade das imagens, a parte correspondente do corpo e uma identificação do voluntário. As imagens do conjunto “*phantom*” foram simuladas computacionalmente, não constando portanto, no nome do conjunto a modalidade.

**Tabela 6:** Conjuntos de imagens tomográficas com suas respectivas quantidades de fatias, os valores dos limiares e a resolução espacial das imagens.

Nome	Número de Fatias	Limiar	Resolução
MRI_Head_MG	322	50	512 x 512
MRI_Head_HV	512	30	348 x 480
MRI_Head_HG	512	30	352 x 480
MRI_Legs_FP	400	40	240 x 140
CT_Head_Phantom	446	40	512 x 512
CT_Phantom	360	80	512 x 512
Phantom	124	40	512 x 512

As imagens dos conjuntos MRI\_Head\_MG, MRI\_Head\_HV e MRI\_Head\_HG são imagens de MR da cabeça. O conjunto MRI\_Legs\_FP contém imagens de MR da perna de voluntários do grupo de pesquisa. As imagens do conjunto CT\_Head\_Phantom e CT\_Phantom são imagens de tomografia computadorizada do *phantom* (cabeça) e de um objeto de teste, respectivamente. O conjunto phantom são imagens tomográficas, do objeto de teste, porém simuladas no computador.

### 4.3 CONJUNTO DE IMAGENS CT\_HEAD\_PHANTOM

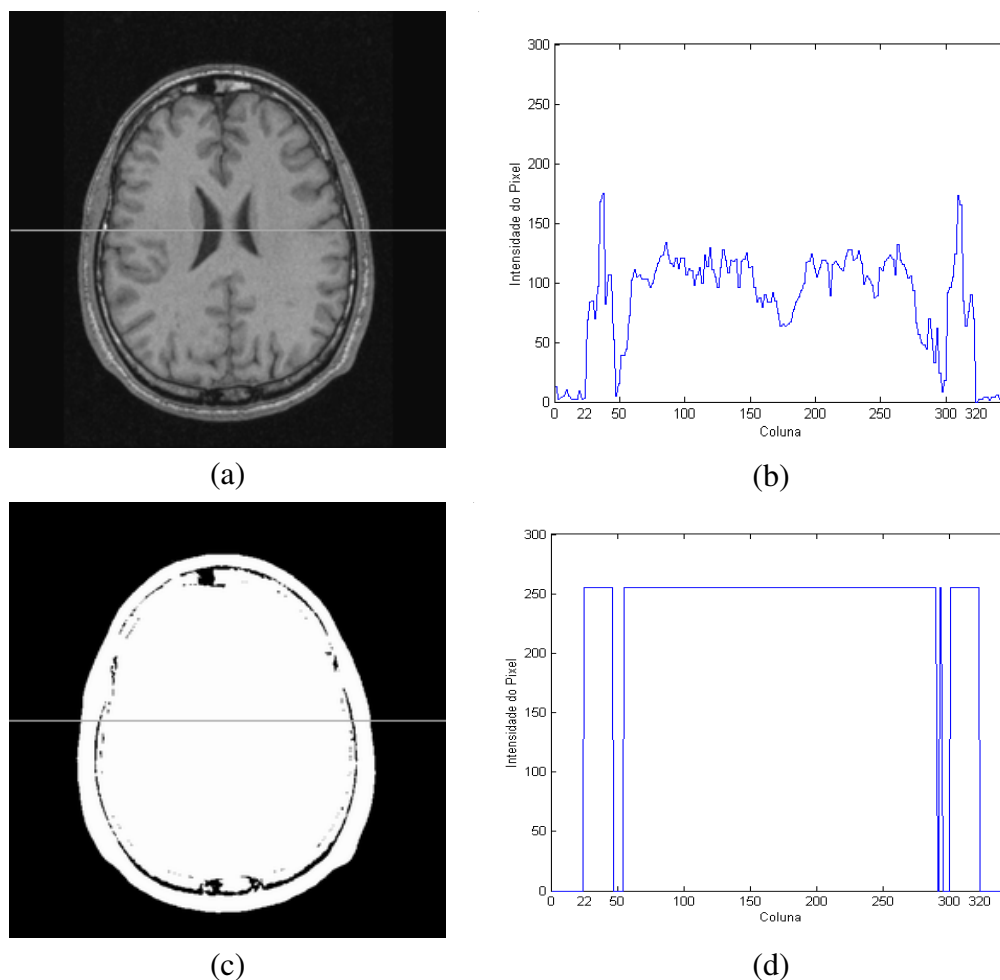
Para exemplificar, passo a passo, as etapas do processo, foi tomado, inicialmente, como base, o conjunto de imagens CT\_Head\_Phantom. Na sequência, serão apresentados também os resultados obtidos dos demais conjuntos de imagens tomográficas.

#### 4.3.1 Resultados da Projeção 2D

Nessa seção, são apresentadas as imagens geradas em cada uma das etapas do algoritmo desenvolvido para a realização da projeção 2D. Essas etapas consistem na limiarização, normalização, negativo e equalização do histograma da imagem gerada através da técnica de *range image*. A projeção 2D visa gerar quatro imagens em escala de cinza para ser utilizada como padrão ouro no registro.

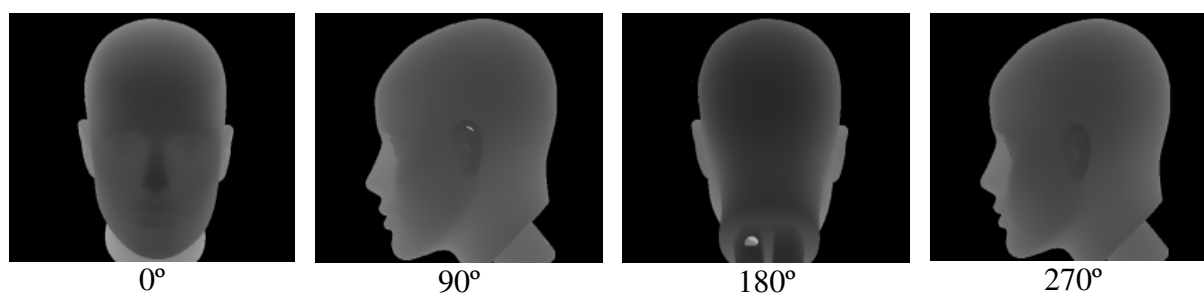
A Figura 48(a) apresenta uma das imagens de ressonância magnética; a Figura 48(c) apresenta o resultado que é obtido após a limiarização. Na Figura 48(b), é apresentado um gráfico demonstrando o perfil de uma linha central da MRI. Como pode ser observado no gráfico, antes da coluna 22 e após a coluna 320 existem ruídos de fundo. Quanto maior for esse ruído, maior deverá ser o valor do limiar. A Figura 48(d) apresenta o gráfico com o perfil da linha central da imagem limiarizada. Como pode ser observado no gráfico, os ruídos externos à área de interesse foram eliminados e a borda pode ser detectada de forma eficiente.

O valor do limiar é definido de forma manual. Nos testes, estes variaram de  $T=30$  a  $T=80$ , dependendo da modalidade de imagens e do aparelho utilizado para fazer a aquisição das imagens. Os valores dos limiares de cada conjunto estão apresentados na Tabela 6.



**Figura 48:** Exemplo da limiarização de uma imagem de MRI. (a) imagem original de MRI da cabeça, (b) gráfico com o perfil de uma linha da MRI original, (c) a imagem correspondente após a limiarização e (d) gráfico com o perfil da mesma linha após a limiarização.

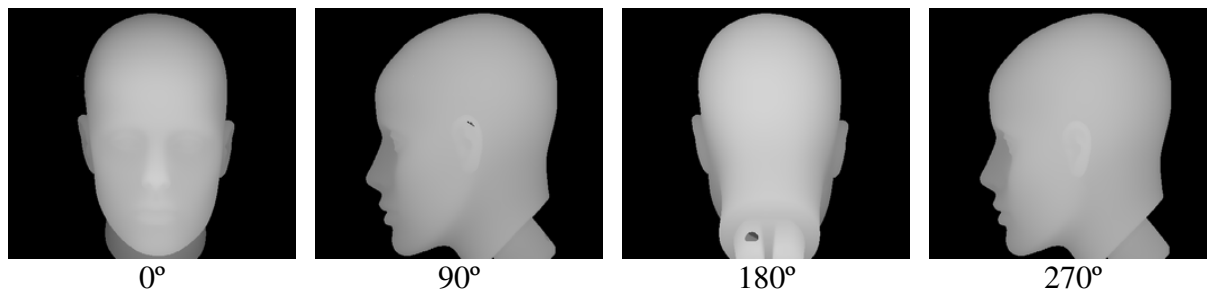
A Figura 49 ilustra o resultado obtido após o cálculo das distâncias nos quatro ângulos de projeção. As imagens apresentadas já estão normalizadas.



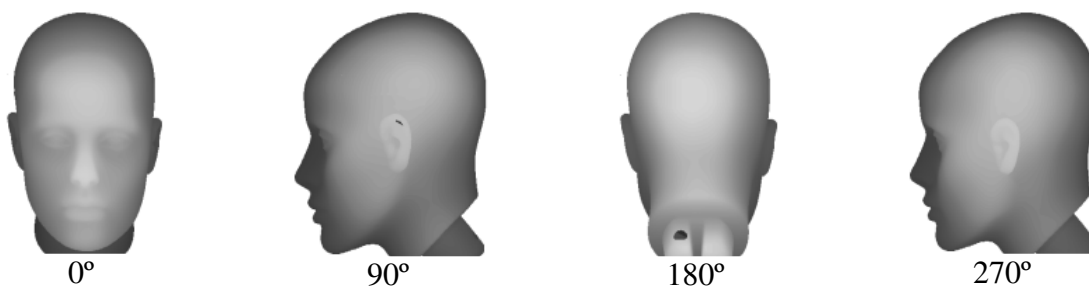
**Figura 49:** Projeções 2D normalizadas com fundo preto, relativas aos planos de projeção, do conjunto CT\_Phantom.

Após calcular o negativo das imagens, os pontos próximos, que antes eram representados com tons de cinza mais escuros, são representados com tons de cinza mais

claros (Figura 50). O resultado da etapa de equalização do histograma das imagens é apresentado na Figura 51.

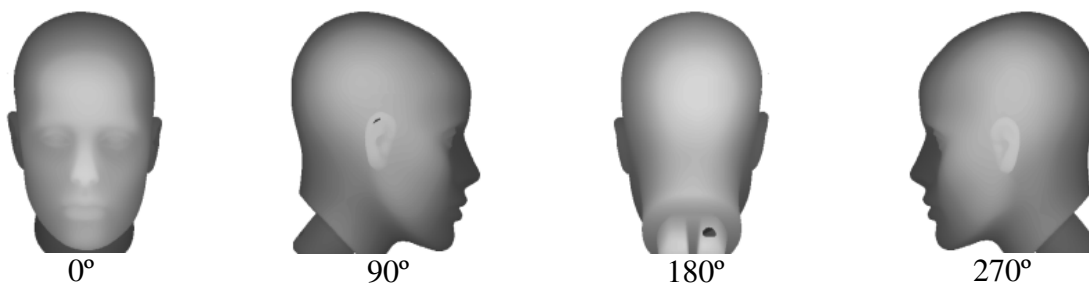


**Figura 50:** Negativo das imagens da Figura 49. Os pontos mais próximos são representados em tons de cinza claros e os mais distantes em tons de cinza escuros.



**Figura 51:** Imagens da Figura 50 após a equalização do histograma e fundo na cor branca.

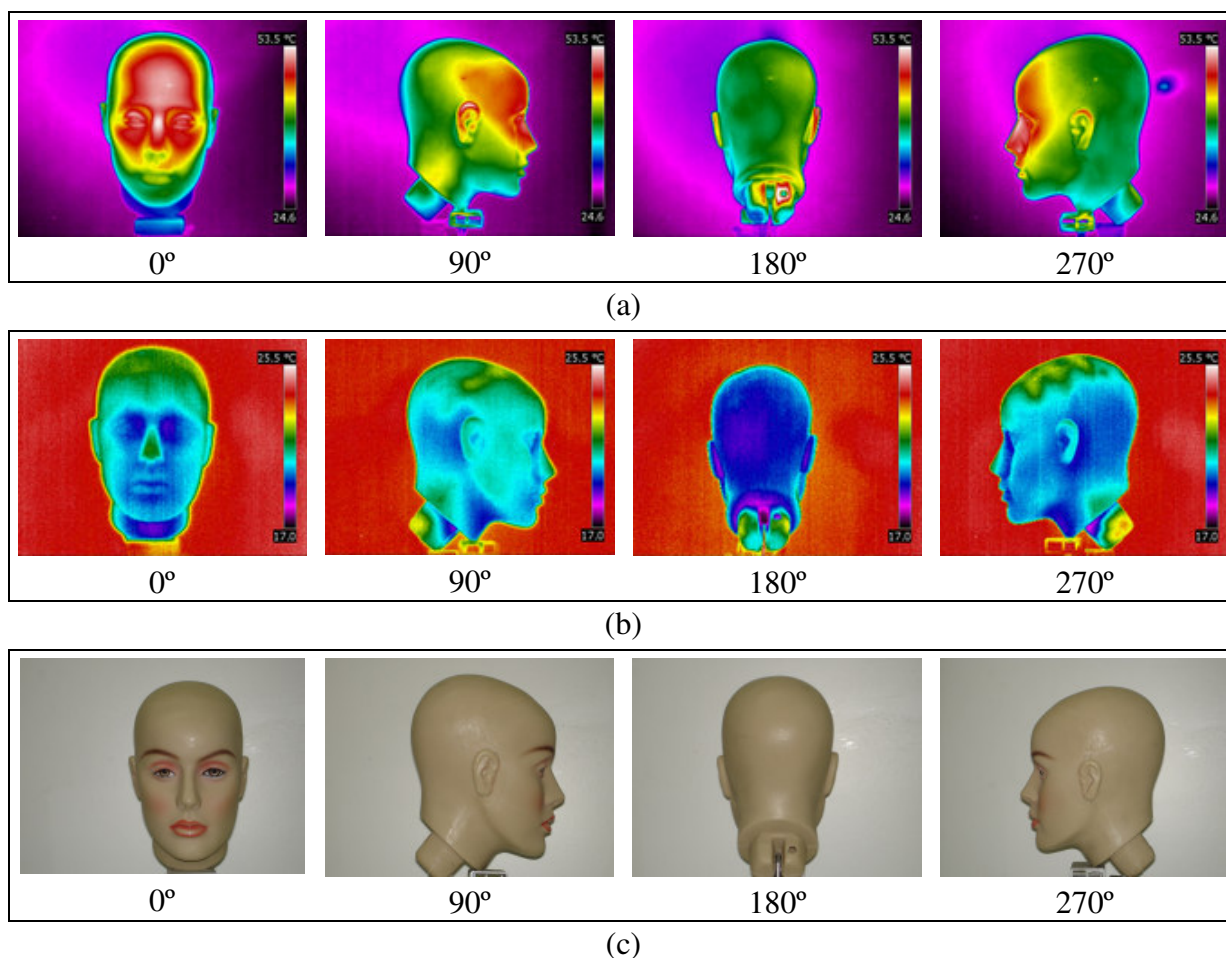
Como as imagens correspondentes aos ângulos 90° e 180° ficam espelhadas, devido o sentido das linhas ou colunas processadas, é necessário fazer o espelhamento horizontal para corrigir a orientação das imagens. O resultado final da etapa de projeção 2D é apresentado na Figura 52.



**Figura 52:** Espelhamento horizontal das imagens correspondentes aos ângulos 90° e 180°.

As imagens infravermelhas, dos quatro ângulos de visão, correspondentes ao conjunto de imagens CT\_Head\_Phantom, são apresentadas na Figura 53. As imagens da Figura 53(a) são referentes às imagens térmicas do *phantom* aquecido, da Figura 53(b) são

referentes ao *phantom* resfriado e da Figura 53(c) são referentes às imagens visuais do *phantom*.



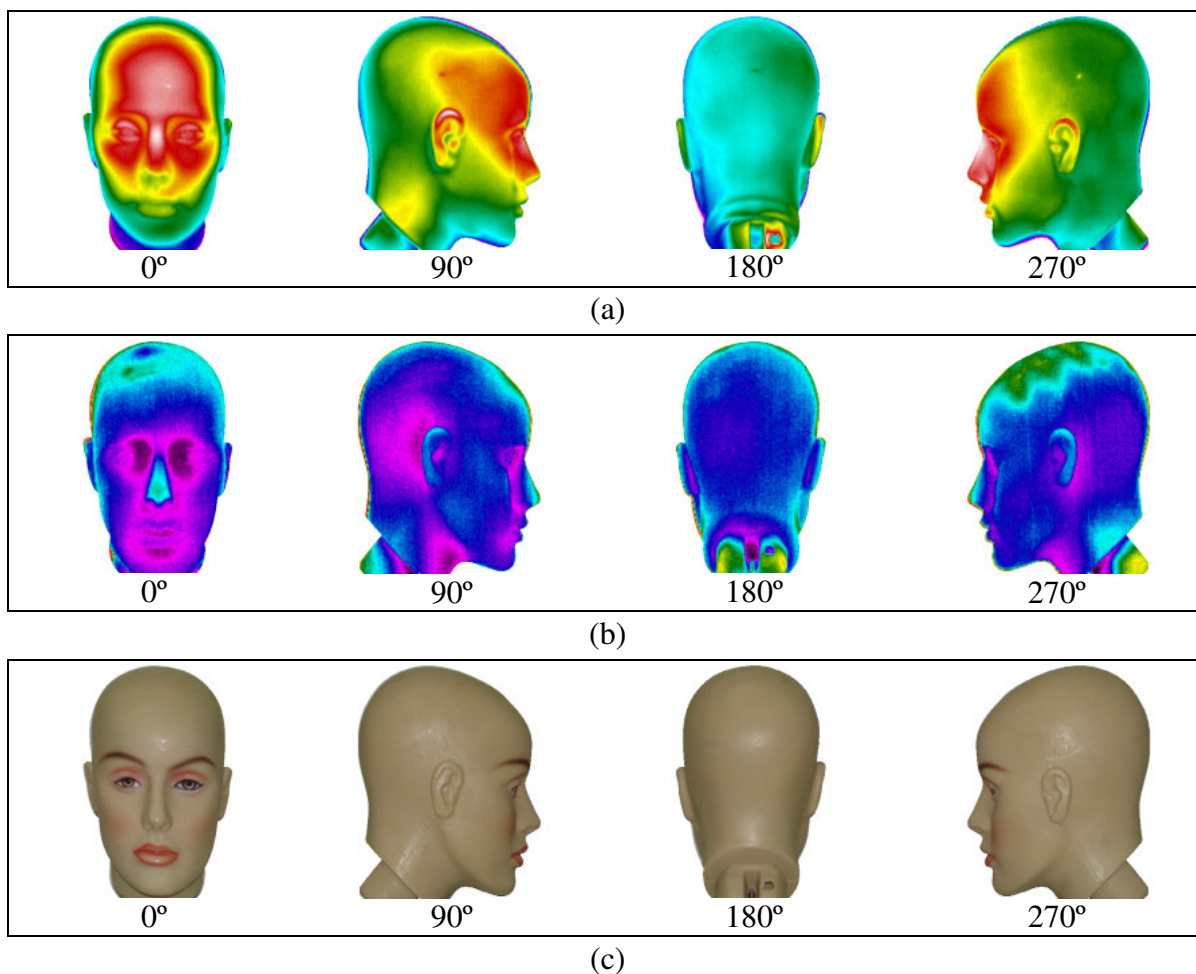
**Figura 53:** Imagens infravermelhas do conjunto CT\_Head\_Phantom. (a) Imagens do *phantom* aquecido. (b) Imagens do *phantom* resfriado e (c) imagens visuais do *phantom*.

#### 4.3.2 Resultados do Registro das Imagens Infravermelhas

Nessa seção, estão apresentados os resultados do registro das imagens infravermelhas com as imagens resultantes da projeção 2D.

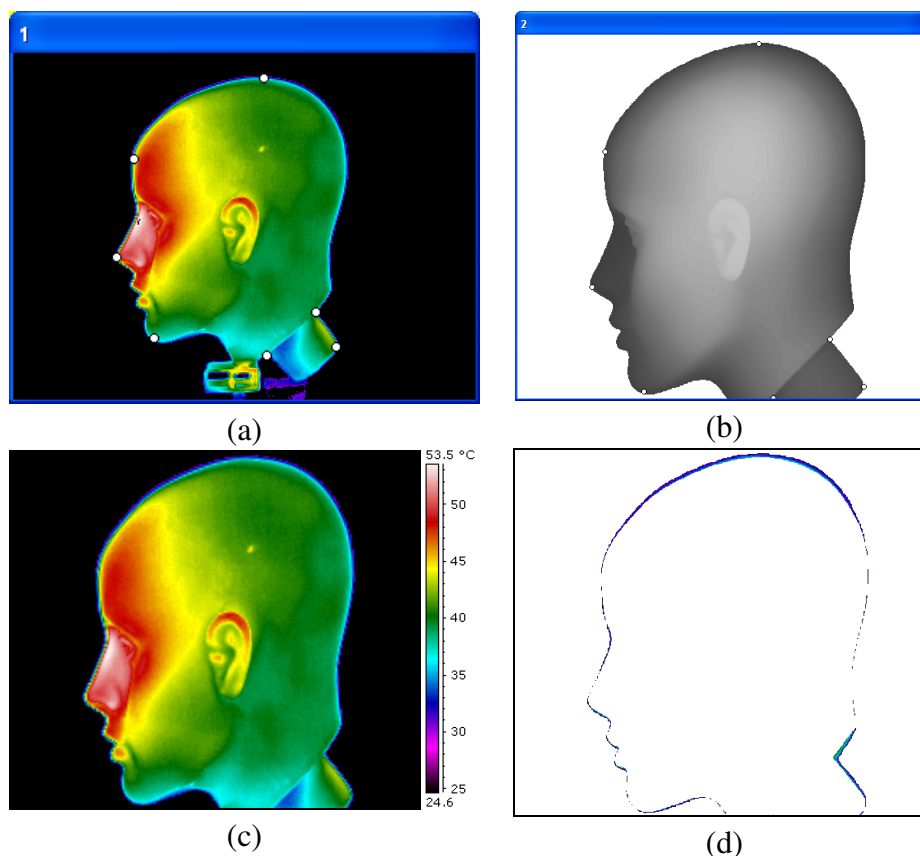
Após efetuar o registro das quatro imagens infravermelhas com as quatro imagens da projeção 2D, para os ângulos correspondentes, obtiveram-se os resultados apresentados na Figura 54. As imagens registradas da Figura 54(a) são referentes às imagens térmicas do *phantom* aquecido; da Figura 54(b), o *phantom* resfriado. A Figura 54(c) contém as imagens visuais.





**Figura 54:** Imagens infravermelhas registradas com as projeções 2D do conjunto CT\_Head\_Phantom da Figura 53. (a) imagens do *phantom* aquecido, (b) imagens do *phantom* resfriado e (c) imagens visuais do *phantom*.

A Figura 55 apresenta o registro de uma das imagens infravermelhas ( $320 \times 240$  *pixels*) e a imagem resultante da projeção 2D lateral ( $270^\circ$ ) obtida a partir de um conjunto de imagens de CT ( $512 \times 446$  *pixels*). O método de transformação utilizado para o alinhamento foi a transformação *affine*. Na Figura 55(a), tem-se a imagem térmica segmentada (o fundo da imagem foi retirado) a ser alinhada com a projeção 2D da Figura 55(b). Podem ser observados em cada uma das figuras, sete marcadores que foram utilizados para realizar o alinhamento. A Figura 55(c) apresenta a imagem resultante do registro. A Figura 55(d) mostra a diferença entre a Figura 55(b) e Figura 55(c). Os pontos presentes na Figura 55(d), os quais possuem informação de temperatura, serão descartados na etapa de sobreposição das bordas.

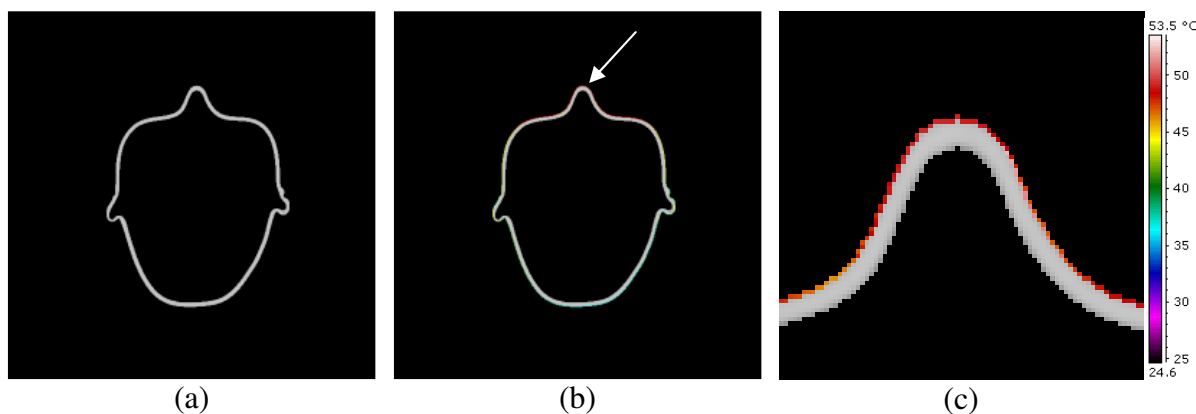


**Figura 55:** Registro de duas imagens utilizando a transformada *affine*. (a) Imagem a ser alinhada com a imagem (b). (c) Imagem registrada e (d) diferença entre as imagens (b) e (c).

Vale ressaltar que esse objeto, por ter sido aquecido durante a aquisição das imagens, estava transferindo também calor para o meio. Portanto, alguns desses pontos remanescentes na Figura 55(d) correspondem a pontos externos ao objeto.

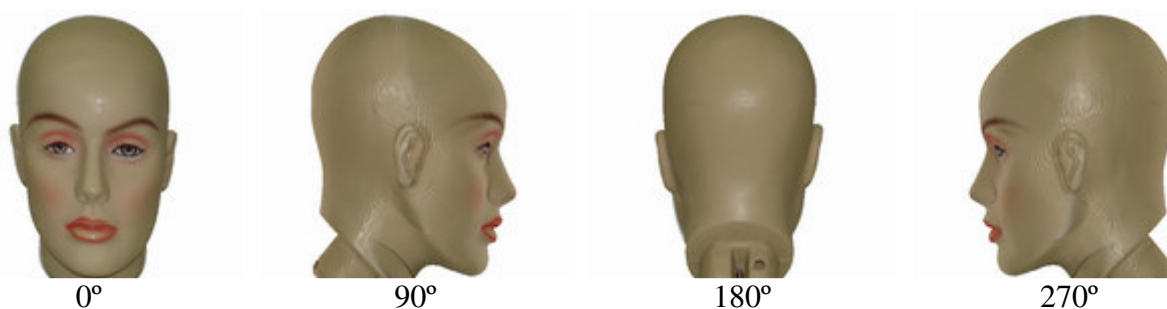
#### 4.3.3 Resultados da Sobreposição das Bordas

A Figura 56 exemplifica o resultado obtido em uma das fatias após realizar a sobreposição das informações de temperatura contidas nas imagens termográficas e que foram adicionadas na borda externa da imagem tomográfica. Na Figura 56(a), tem-se a imagem original de uma das fatias do conjunto CT\_Head\_Phantom. Na Figura 56(b), a mesma imagem, porém com as informações de temperatura na superfície. Como visualmente torna-se difícil analisar o resultado, na Figura 56(c) tem-se uma região da imagem ampliada para melhorar a análise visual dos *pixels* da borda.



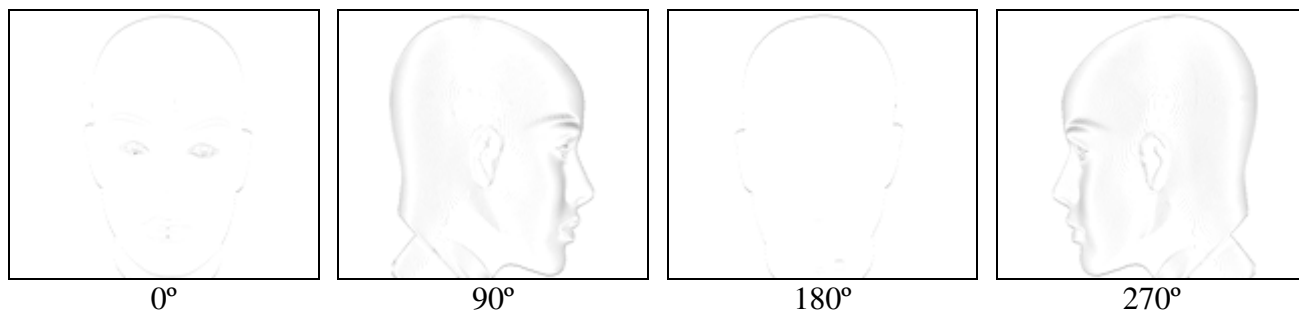
**Figura 56:** Exemplo da sobreposição das bordas de uma das fatias do conjunto CT\_Head\_Phantom. (a) Imagem tomográfica do *phantom*, (b) a mesma imagem com a sobreposição dos *pixels* da borda e (c) região da imagem ampliada.

Após a sobreposição das bordas com as informações das imagens visuais, obtidas das imagens registradas, fez-se o processo inverso; ou seja, a partir dos dados 3D da tomografia gerou-se as imagens 2D, para fazer uma avaliação do processo de reconstrução. As imagens 2D geradas a partir do modelo 3D são apresentadas na Figura 57.



**Figura 57:** Imagens visuais reconstruídas a partir do modelo 3D.

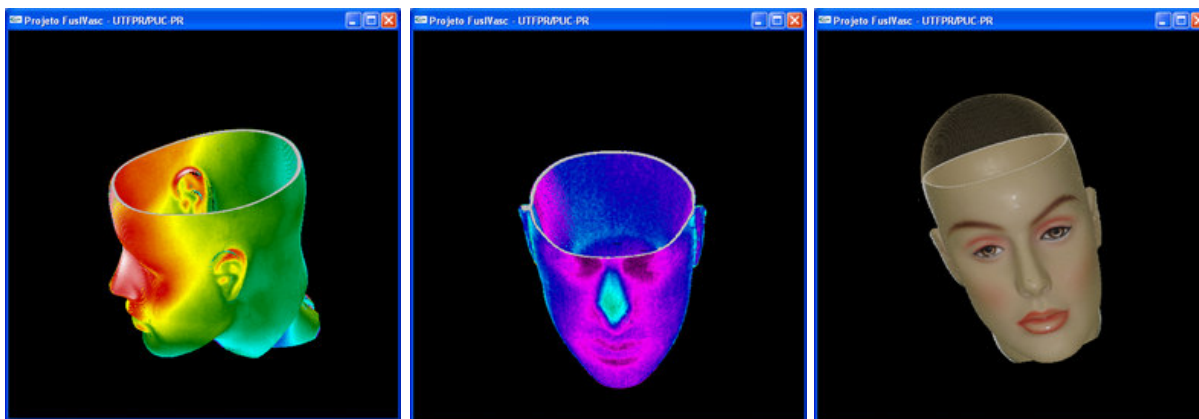
A Figura 58 apresenta as diferenças entre as imagens reconstruídas da Figura 57 e as imagens registradas da Figura 54(c). Entre os fatores que influenciaram para essa diferença estão: a iluminação na aquisição da foto, a distância da câmera até o objeto, a posição da câmera em relação ao objeto, imprecisão na seleção dos marcadores para registro e o erro ao registrar a imagem. Nas imagens laterais, o erro é maior do que no plano frontal e posterior, pelo fato do processamento ser feito primeiro nesses planos durante a etapa de sobreposição das bordas. Para os pontos que são visíveis em mais de um plano de visão, ocorre a substituição do valor do *voxel*. Pode-se optar pela substituição ou não dos valores dos *voxels* visíveis em mais de um plano de visão, dessa forma, havendo maior interesse em analisar os planos laterais, pode-se optar pela não substituição do valor desses *voxels*.



**Figura 58:** Diferenças obtidas entre as imagens reconstruídas do modelo 3D e as imagens registradas.

#### 4.3.4 Resultados da Reconstrução 3D

O modelo tridimensional é construído com base no arquivo gerado na etapa de sobreposição das imagens (Figura 59). A Figura 59(a) apresenta uma visão do *phantom* aquecido, a Figura 59(b) apresenta uma visão do *phantom* resfriado e a Figura 59(c) uma visão gerada a partir das imagens visuais do *phantom*. A Figura 59(c) apresenta também detalhes da visão com transparência das fatias superiores.



**Figura 59:** Reconstrução 3D a partir das imagens de CT e termografia.

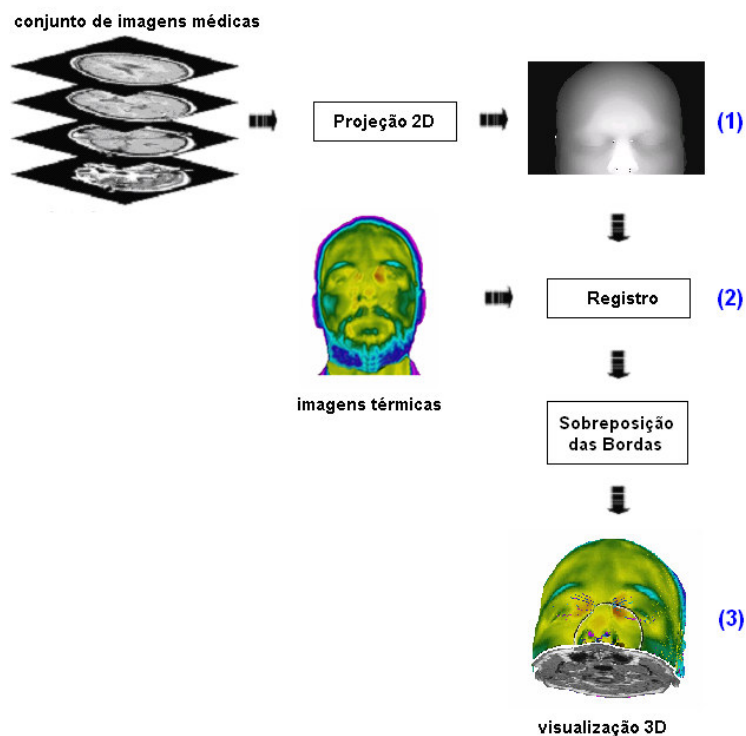
Após a construção do modelo tridimensional, o usuário pode interagir com o modelo, efetuando as transformações geométricas de rotação em qualquer um dos três eixos ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ), nos sentidos horário e anti-horário, e operações de escala (ampliação e redução), transparência das fatias acima do nível de corte selecionado e navegação fatia por fatia, incrementando ou decrementando o número da fatia a ser visualizada.

#### 4.4 RESULTADOS DOS DEMAIS CONJUNTOS

Serão apresentados a seguir, os resultados obtidos para os demais conjuntos de imagens da Tabela 6.

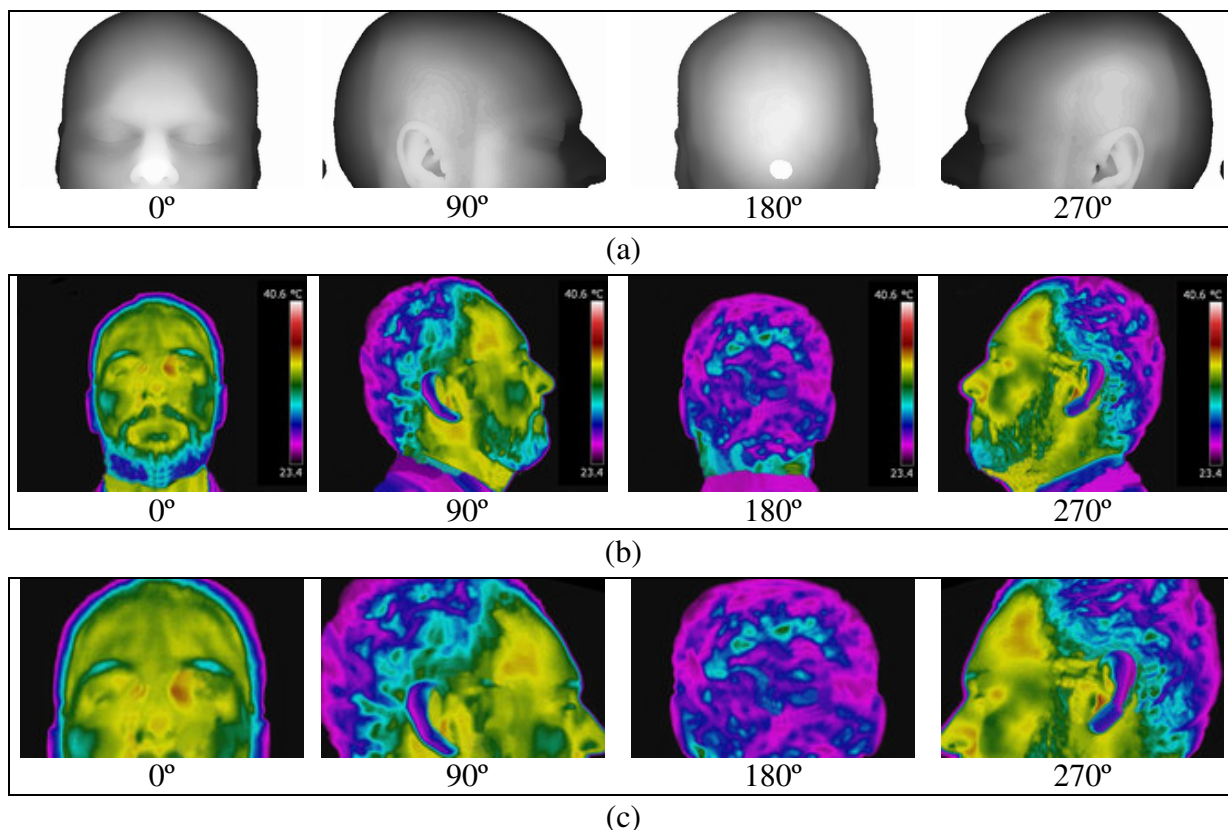
##### 4.4.1 Conjunto de Imagens MRI\_Head\_MG

Serão apresentados aqui, os resultados para o conjunto de imagens MRI\_Head\_MG. Para esse e os demais conjuntos, serão apresentados apenas os resultados equivalentes as três etapas principais do método utilizado, ou seja, (1) projeção 2D, (2) Registro e (3) Visualização 3D, conforme Figura 60. Nesse exemplo, ilustra-se apenas a projeção frontal. Observe que as imagens de MRI alcançam a região do cérebro; já a imagem de termografia alcança inclusive a região do pescoço.



**Figura 60:** Exemplo do processo de sobreposição da informação de temperatura nas fatias de MRI.

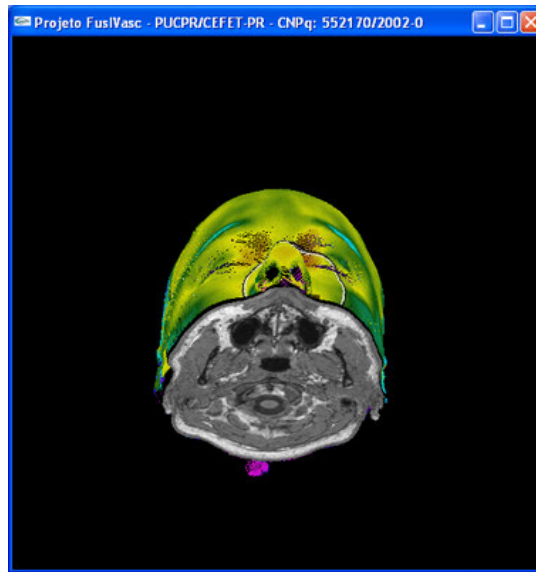
O resultado obtido, após a projeção 2D, é apresentado na Figura 61(a). As imagens infravermelhas dos quatro ângulos de visão, correspondentes ao conjunto de imagens, são apresentadas na Figura 61(b). A Figura 61(c) apresenta as imagens registradas.



**Figura 61:** Resultado do conjunto MRI\_Head\_MG. (a) projeção 2D, (b) imagens infravermelhas e (c) imagens registradas.

Um problema que foi verificado na realização do registro é em relação ao cabelo que não aparece nas MRI ou CT. Se o paciente tiver o cabelo muito comprido ou volumoso, este influenciará na seleção dos marcadores para o registro. Nesse caso, poderia ser solicitado ao paciente para manter o cabelo o mais comprimido possível para melhorar o resultado do registro.

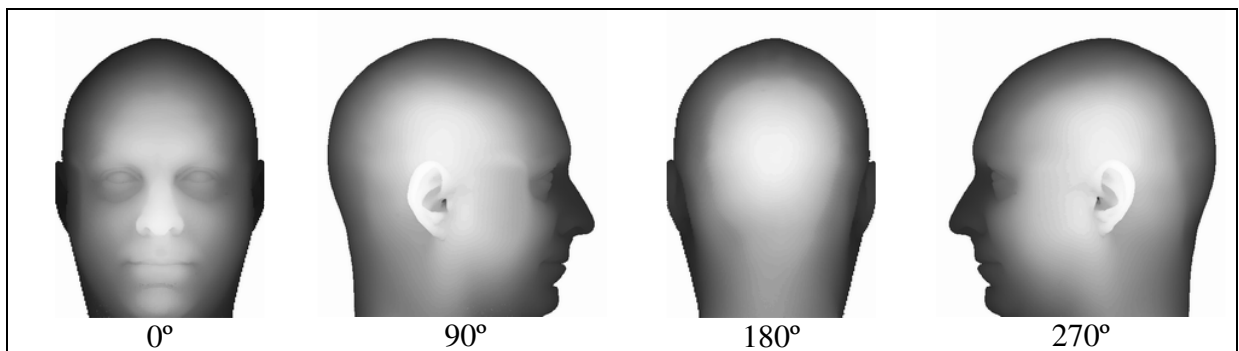
Qualquer uma das imagens de ressonância magnética pode ser exibida a partir da seleção da fatia no modelo 3D, conforme apresenta a Figura 62.



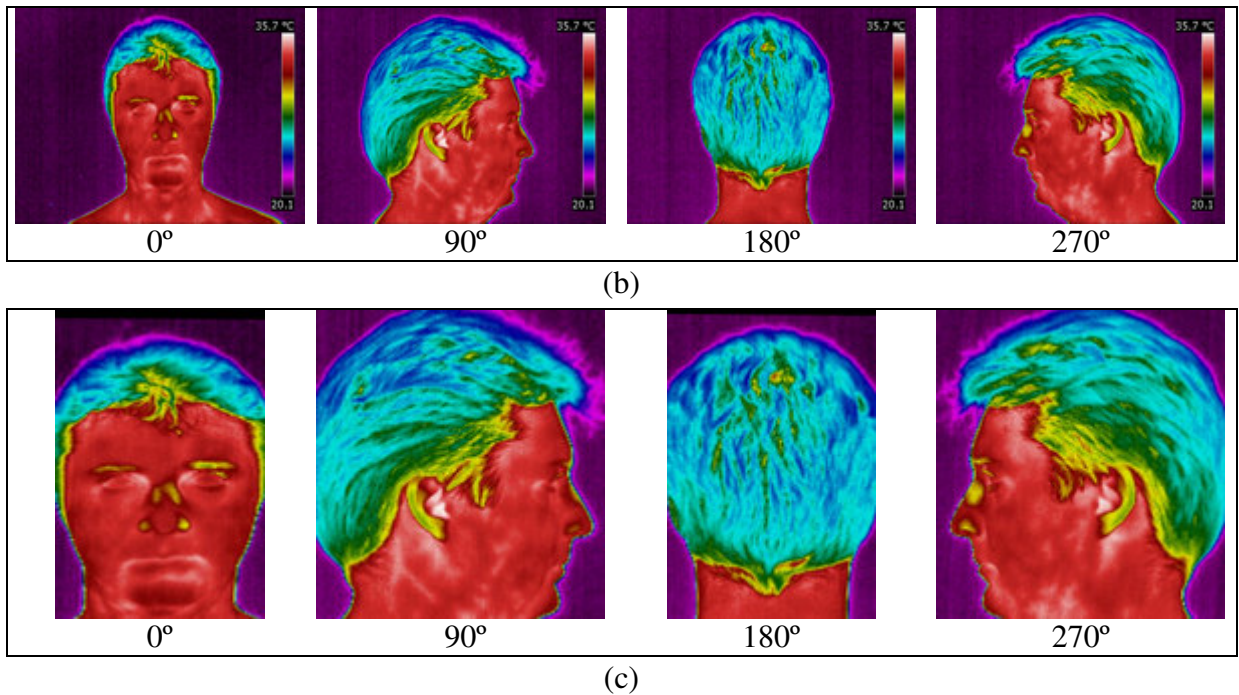
**Figura 62:** Visualização tridimensional enfatizando a visualização de uma das fatias.

#### 4.4.2 Conjunto de Imagens MRI\_Head\_HV

Nessa seção serão apresentados os resultados das três etapas mencionadas anteriormente e também, a etapa de sobreposição das bordas para o conjunto de imagens MRI\_Head\_HV. O resultado obtido após a projeção 2D é apresentado na Figura 63(a). As imagens infravermelhas dos quatro ângulos de visão, correspondentes ao conjunto de imagens, são apresentadas na Figura 63(b); na Figura 63(c), as respectivas imagens registradas.

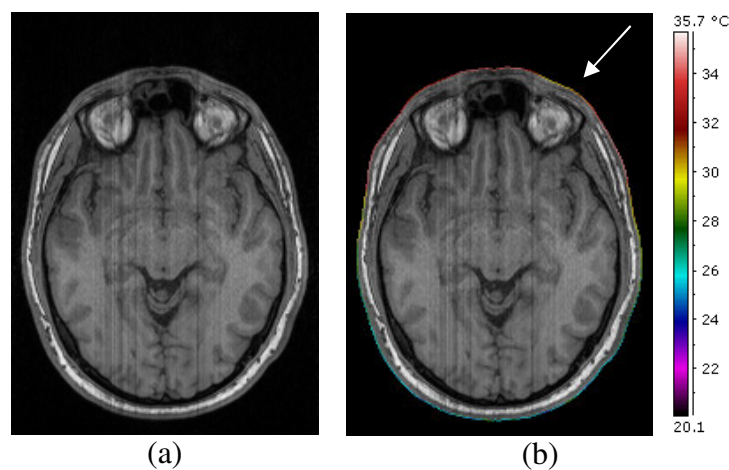


(a)



**Figura 63:** Resultado do conjunto MRI\_Head\_HV. (a) Projeção 2D. (b) Imagens infravermelhas e (c) imagens registradas.

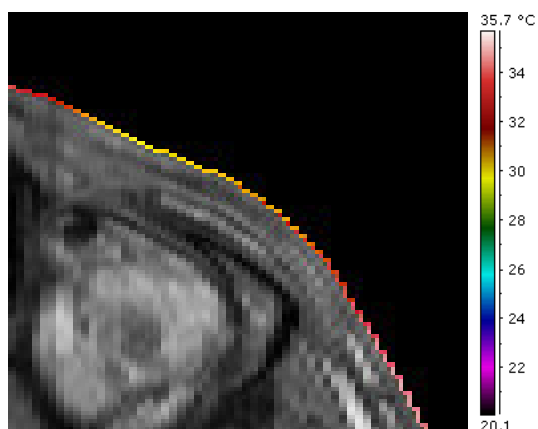
A Figura 64 ilustra o resultado da sobreposição das informações de temperatura contidas na imagem de termografia que foram adicionadas na borda externa da imagem de ressonância magnética.



**Figura 64:** (a) Imagem de ressonância magnética e (b) imagem com sobreposição dos *pixels*.

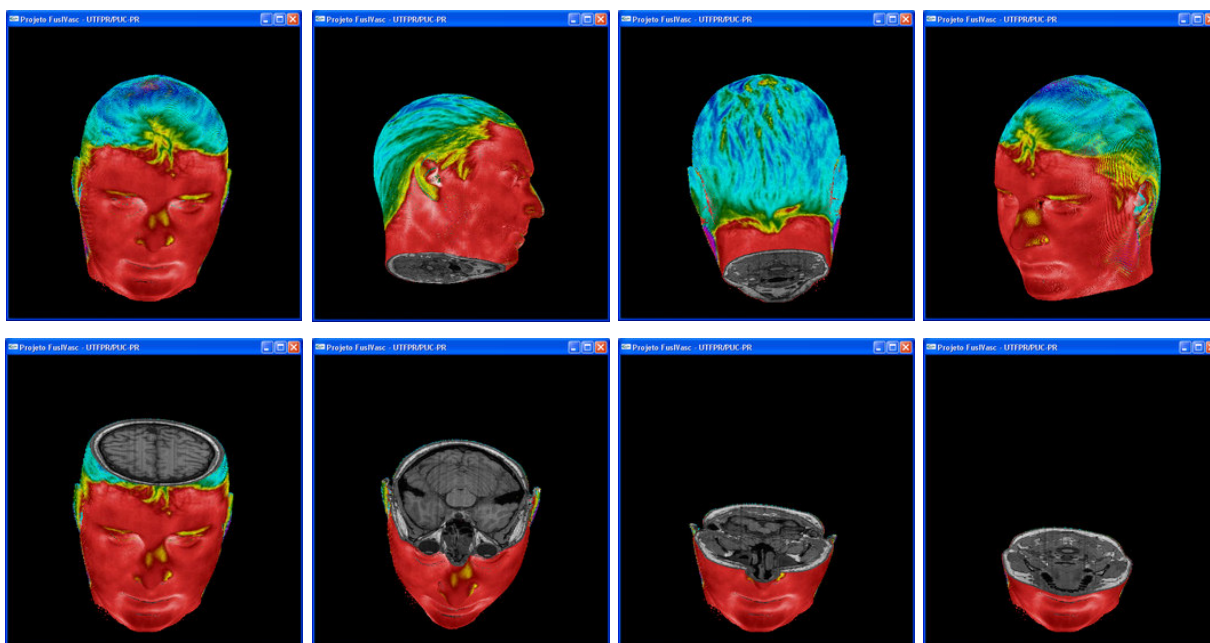
Analisando o resultado com uma melhor aproximação, pode-se observar que os *pixels* da borda representam a temperatura local daquela fatia o qual podem ser analisadas juntamente com as informações anatômicas, conforme ilustra a Figura 65.





**Figura 65:** Ampliação e recorte da imagem de ressonância magnética com a sobreposição das informações de temperatura local na superfície.

O modelo tridimensional obtido para esse conjunto é apresentado na Figura 66. Nas figuras, são apresentadas as vistas correspondentes aos quatro ângulos de projeção e a observação do modelo 3D em diferentes níveis e ângulos.

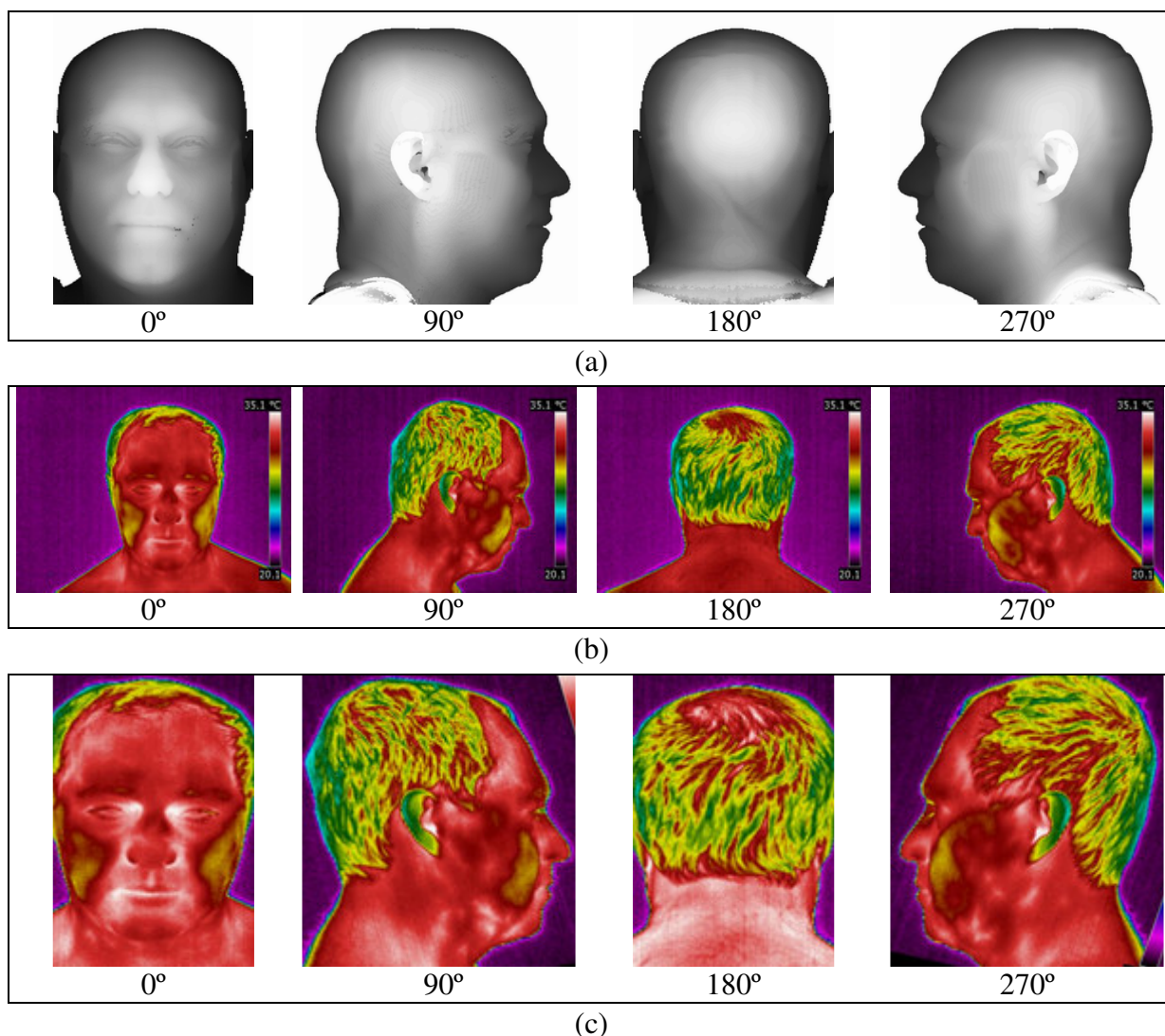


**Figura 66:** Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto MRI\_Head\_HV.

#### 4.4.3 Conjunto de Imagens MRI\_Head\_HG

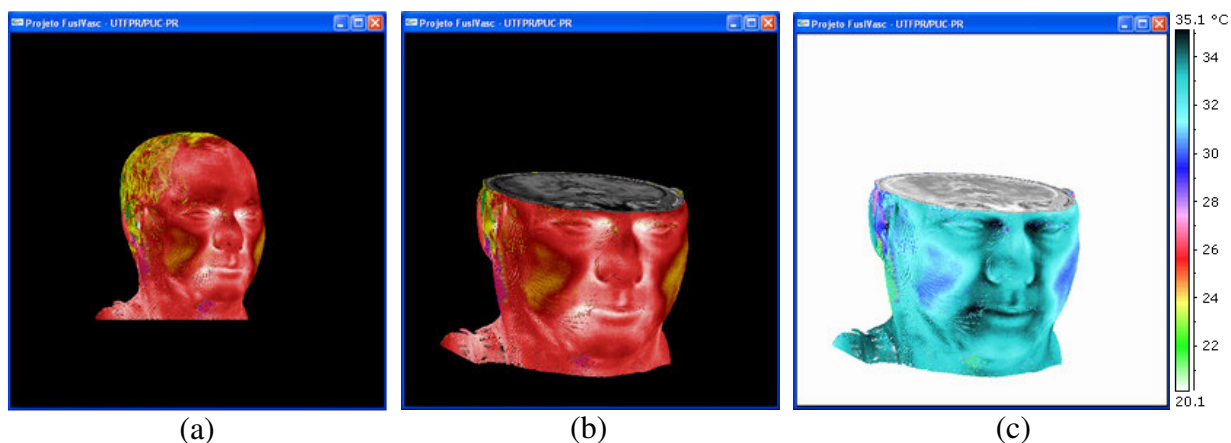
O resultado obtido, após a projeção 2D, no conjunto de imagens MRI\_Head\_HG é apresentado na Figura 67(a). As imagens infravermelhas dos quatro ângulos de visão,

correspondentes ao conjunto de imagens, são apresentadas na Figura 67(b); na Figura 67(c), as quatro imagens após o registro.



**Figura 67:** Resultado do conjunto MRI\_Head\_HG. (a) projeção 2D, (b) imagens infravermelhas e (c) imagens registradas.

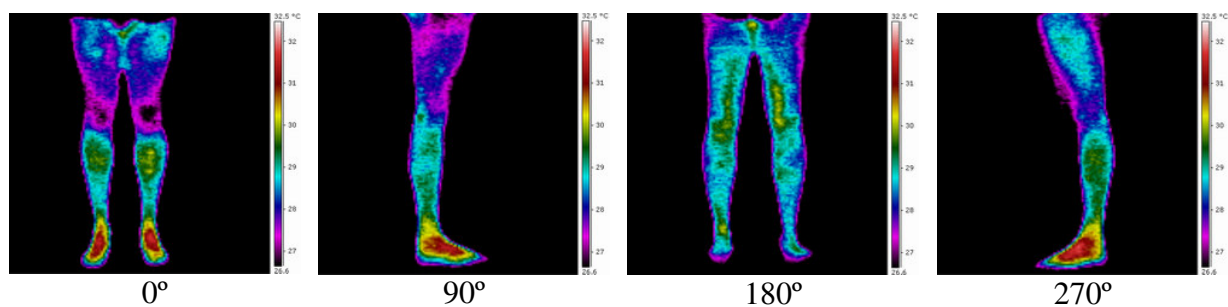
Exemplos do modelo tridimensional para esse conjunto de imagens são apresentados na Figura 68. Na Figura 68(a), tem-se o modelo 3D com uma projeção de 45° no sentido anti-horário. Na Figura 68(b), uma visão ampliada do modelo e a exibição das informações relativas a MRI. A Figura 68(c) apresenta o negativo da Figura 68(b), evidenciando os detalhes da face.



**Figura 68:** Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto MRI\_Head\_HV.

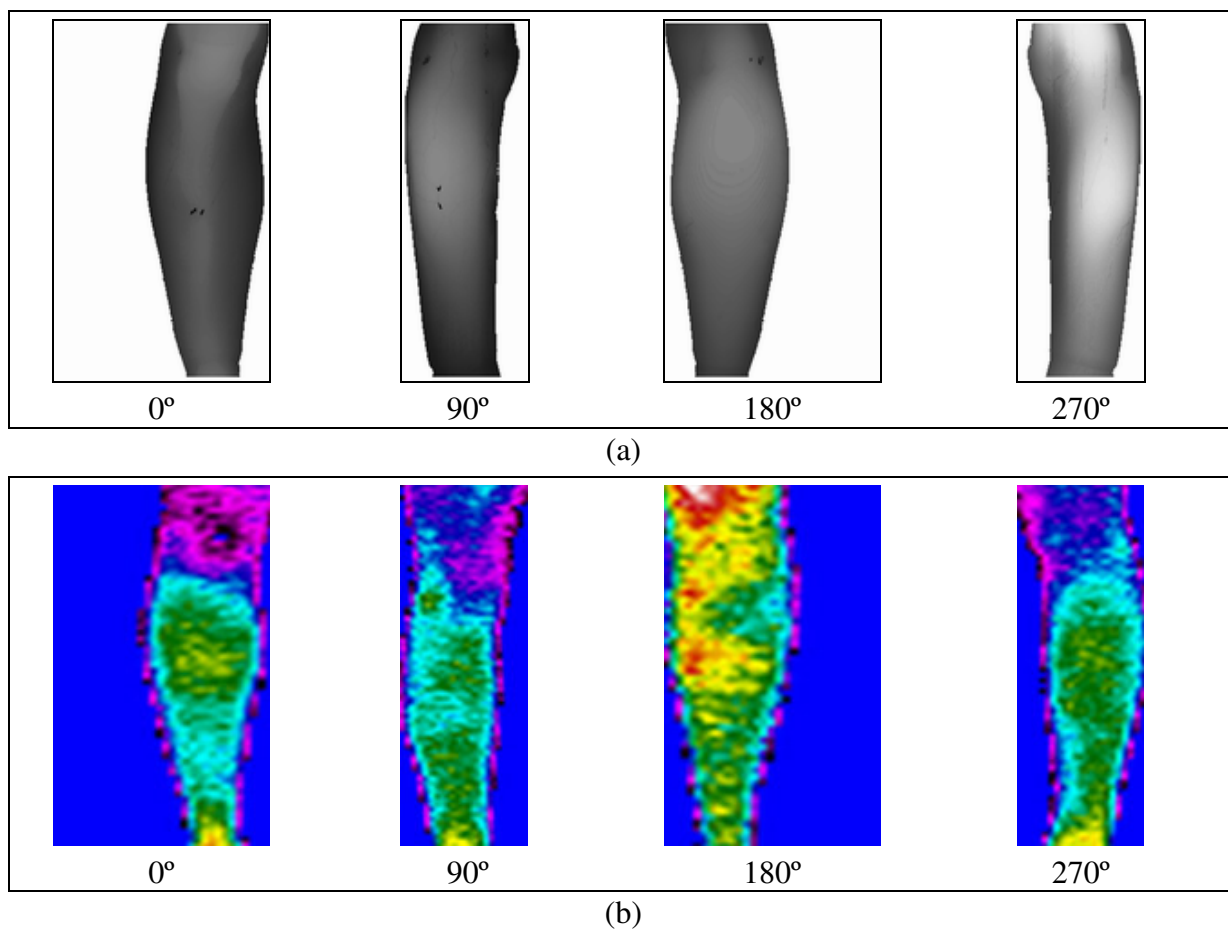
#### 4.4.4 Conjunto de Imagens MRI\_Legs\_FP

Nessa seção, serão apresentados os resultados para o conjunto de imagens MRI\_Legs\_FP. As imagens infravermelhas correspondentes aos quatro ângulos de visão dos membros inferiores são apresentadas na Figura 69.



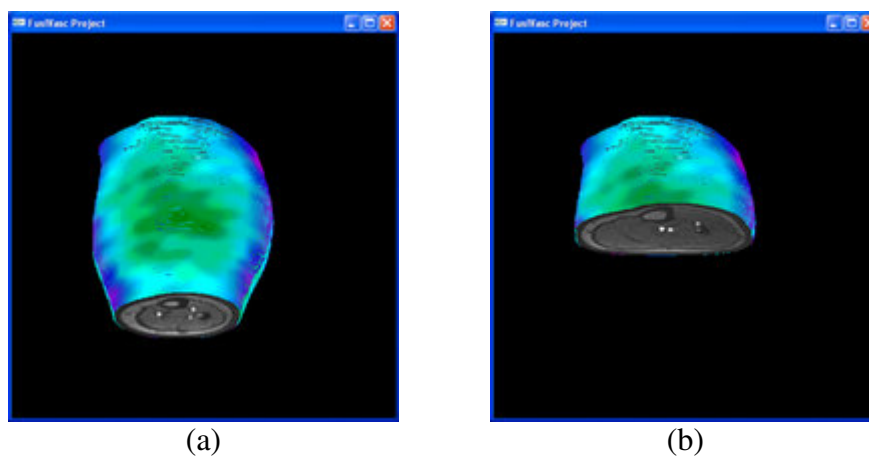
**Figura 69:** Imagens infravermelhas dos membros inferiores.

A Figura 70(a) apresenta o resultado obtido, após a projeção 2D, para o conjunto de imagens MRI\_Legs\_FP. Na Figura 70(b), são apresentadas as imagens infravermelhas registradas.



**Figura 70:** Resultado do conjunto MRI\_Legs\_FP. (a) Projeção 2D de membros inferiores, (b) imagens infravermelhas registradas.

A Figura 71 apresenta dois diferentes níveis de recortes para o modelo gerado a partir das imagens do conjunto MRI\_Legs\_FP. Neste modelo, é possível visualizar claramente as informações da MRI e também, a temperatura da superfície da pele.



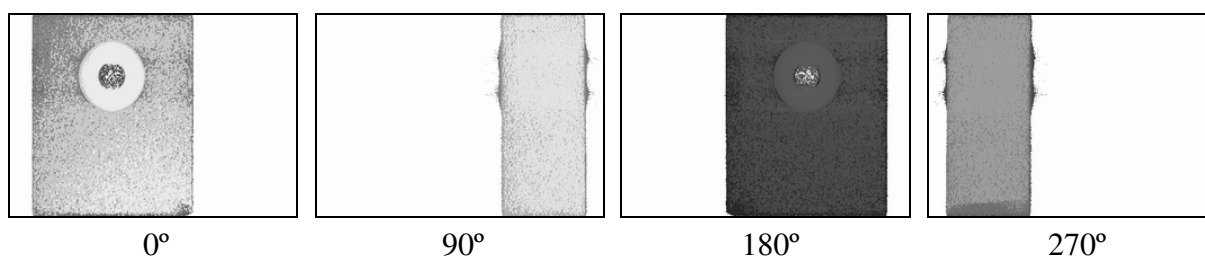
**Figura 71:** Visualização tridimensional com dois diferentes níveis de recorte.

## 4.5 RESULTADOS DOS OBJETOS DE TESTES

Serão apresentados a seguir, os resultados obtidos referentes as imagens dos objetos de testes da Tabela 6.

### 4.5.1 Conjunto de Imagens CT\_Phantom

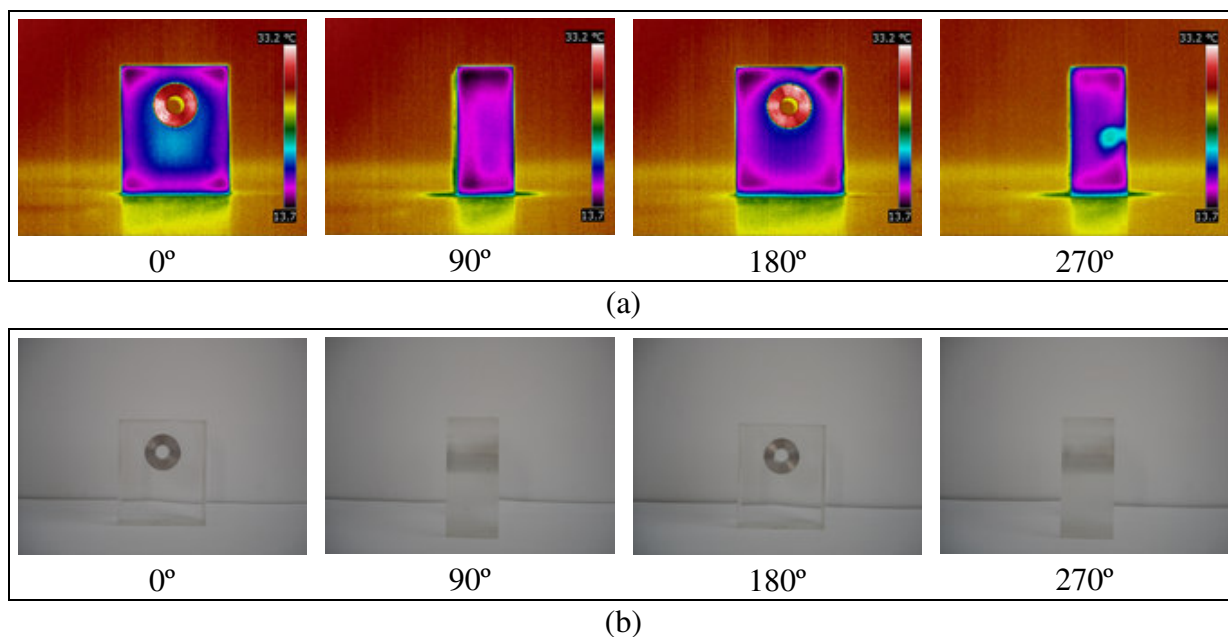
Nessa seção, serão apresentados os resultados para o conjunto de imagens CT\_Phantom. As imagens desse conjunto são imagens de tomografia computadorizada e foram obtidas em um tomógrafo odontológico. As imagens apresentaram muito ruído de fundo e, mesmo utilizando um limiar relativamente alto ( $T=80$ ), não foi possível eliminar todo esse ruído, como pode ser observado nas quatro projeções 2D da Figura 72. A definição de limiares maiores fez com que informações referentes ao objeto também fossem eliminadas.



**Figura 72:** Projeções 2D do conjunto de imagens CT\_Phantom.

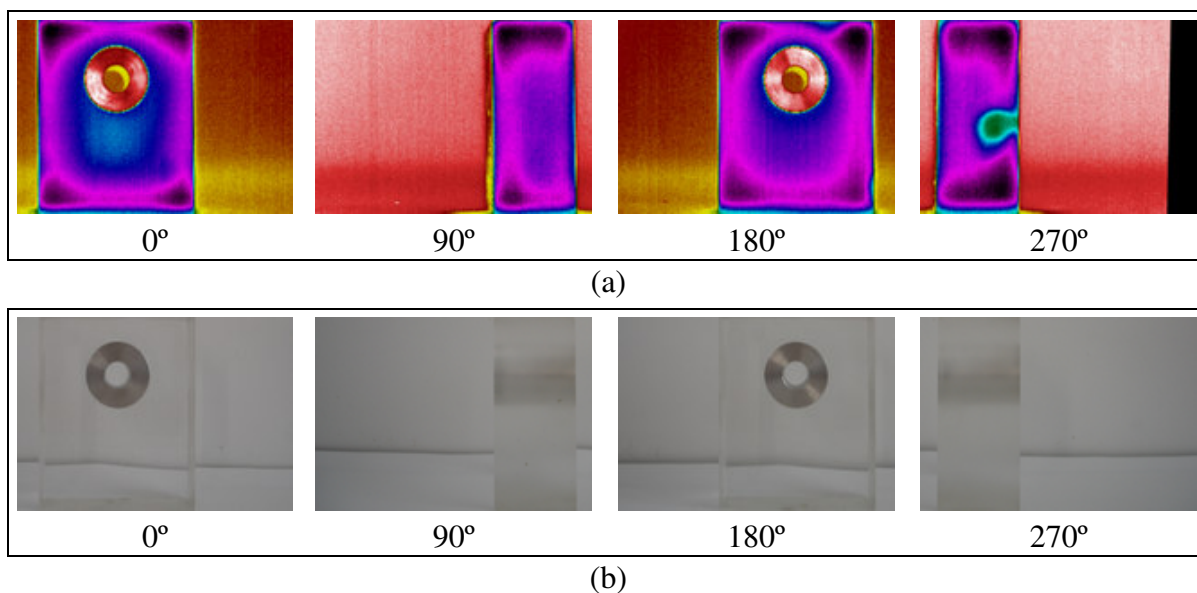
A Figura 73 apresenta imagens do objeto de teste utilizado nos experimentos. Na Figura 73(a), as imagens infravermelhas; na Figura 73(b) as imagens visuais do objeto.

O objeto apresenta uma temperatura acima da temperatura ambiente pelo fato de ter sido aquecido com a temperatura da superfície das mãos. Tal procedimento foi necessário para que o objeto não apresentasse aproximadamente a mesma temperatura da parede da sala. O anel de alumínio interno apresenta maior temperatura e a temperatura da região de acrílico é visivelmente heterogênea nas quatro laterais. Parte da temperatura do objeto também está sendo transferida para a superfície abaixo do objeto.



**Figura 73:** Imagens para o conjunto CT\_Phantom. (a) imagens infravermelhas do objeto de teste e (b) imagens visuais do objeto de teste.

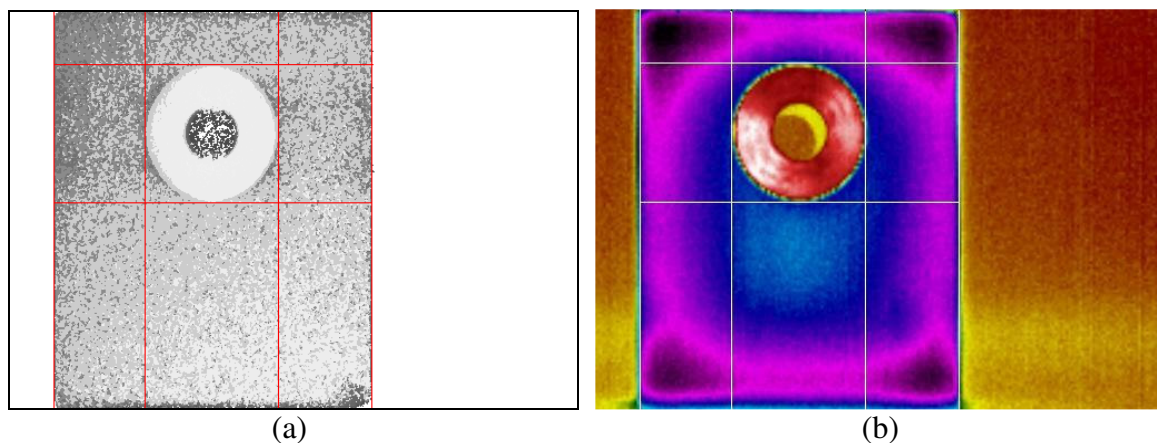
A Figura 74(a) apresenta as imagens infravermelhas registradas; a Figura 74(b), as imagens visuais do objeto registradas.



**Figura 74:** Imagens registradas do objeto de teste. (a) Imagens infravermelhas registradas e (b) imagens visuais registradas.

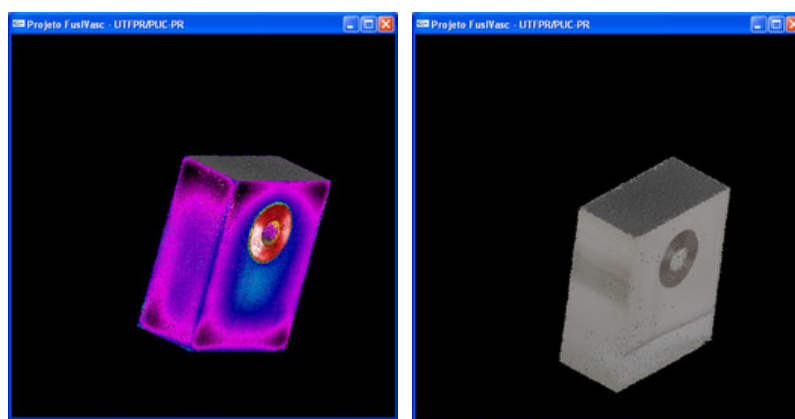
Para avaliar o resultado do registro, envolvendo a imagem infravermelha e da projeção 2D, foi analisado as coordenadas em ambas as imagens após o registro. Para isso,

foram traçadas retas, com as mesmas posições, nas linhas e colunas de ambas as imagens (Figura 75).



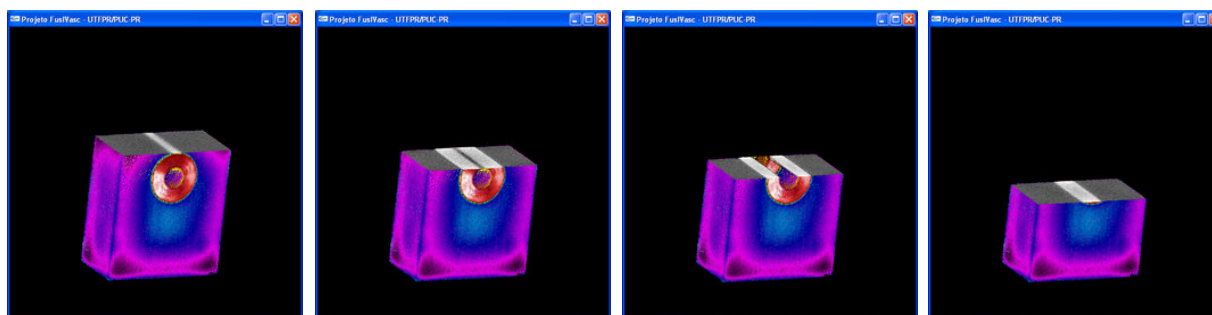
**Figura 75:** Avaliação do resultado do registro. (a) Imagem da projeção 2D referente ao plano  $0^\circ$  com retas em vermelho nas bordas do objeto e do anel e (b) imagem infravermelha com retas em branco nas mesmas posições.

Em seguida, na Figura 76(a) e Figura 76(b), são apresentados exemplos do modelo tridimensional com as informações de temperatura e com a imagem visual, respectivamente.



**Figura 76:** Exemplos da visualização 3D do objeto de teste. (a) Resultado com as imagens térmicas e (b) resultado com as imagens visuais.

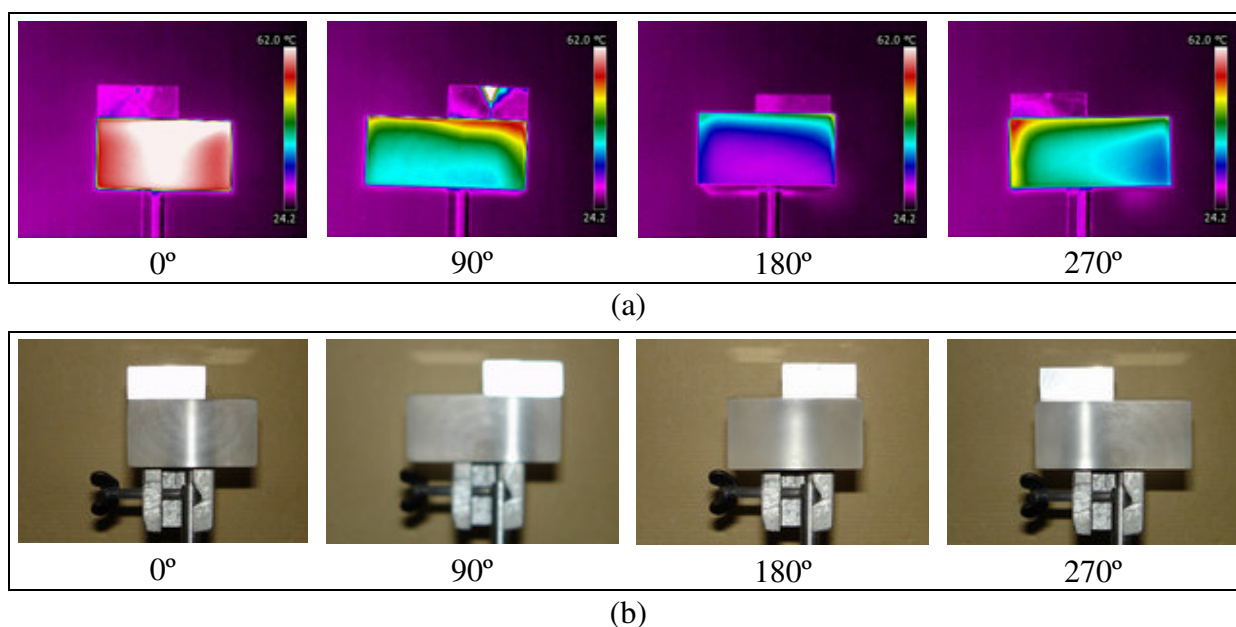
A Figura 77 apresenta o modelo 3D em quatro diferentes posições de corte. Nessas imagens, é possível observar que as fatias de tomografia computadorizada correspondem as posições corretas das imagens de termografia.



**Figura 77:** Modelo 3D apresentando diferentes pontos de corte.

#### 4.5.2 Conjunto de Imagens Phantom

Com objetivo de analisar mais detalhadamente o comportamento dos algoritmos em cada uma das etapas, foram geradas imagens sintéticas de um objeto de teste do qual se conhecia as medidas exatas. As quatro imagens térmicas e visuais desse objeto estão apresentadas na Figura 78(a) e Figura 78(b), respectivamente.



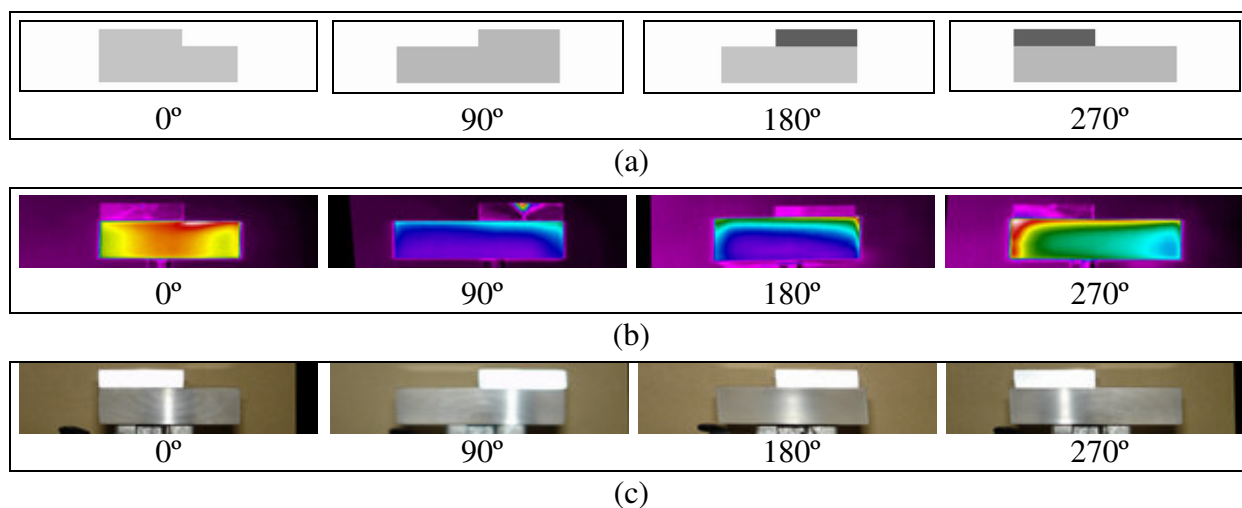
**Figura 78:** Imagens para o conjunto Phantom. (a) Imagens infravermelhas do objeto de teste e (b) imagens visuais do objeto de teste.

Para adquirir as imagens térmicas, o objeto foi aquecido utilizando um ventilador de ar quente. Em virtude disso, as faces do objeto apresentam temperaturas heterogêneas, os quais não interferem na seleção dos pontos para o registro. Porém, constatou-se que a



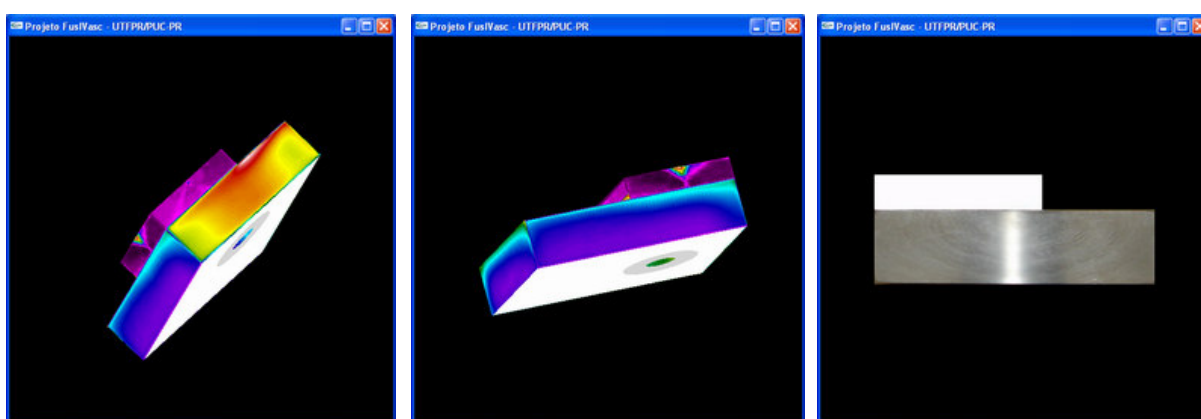
perspectiva, decorrente da distância ao ponto de visão, faz com que o objeto apresente um tamanho inferior na imagem o qual pode interferir na exatidão do registro, e conseqüentemente, na reconstrução 3D.

A Figura 79(a) apresenta as projeções 2D para cada ângulo de projeção; a Figura 79(b), as imagens infravermelhas registradas; na Figura 79(c), as imagens visuais registradas.



**Figura 79:** Imagens do conjunto Phantom. (a) projeções 2D, (b) imagens infravermelhas registradas e (c) imagens visuais registradas.

A Figura 80 apresenta várias visões do modelo tridimensional utilizando imagens infravermelhas e imagens visuais para esse conjunto.



**Figura 80:** Diversas vistas do modelo 3D para o conjunto Phantom.

#### 4.6 COMENTÁRIOS

Este capítulo apresentou os resultados obtidos em cada etapa do método proposto. Primeiramente, foi utilizado um dos conjuntos para exemplificar com mais detalhes cada passo dos algoritmos e, em seguida apenas os resultados finais de cada etapa foram apresentados.

No próximo capítulo, será feita uma análise dos resultados obtidos, apresentando também as dificuldades encontradas na realização do trabalho, as contribuições e sugestões para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 5

### DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

#### 5.1 INTRODUÇÃO

Este capítulo apresenta uma análise dos resultados obtidos, referentes à metodologia para registro e fusão de imagens tomográficas e termográficas proposta. Apresenta-se também, as dificuldades encontradas durante o seu desenvolvimento, as contribuições proporcionadas por essa pesquisa e algumas sugestões para trabalhos futuros motivados a partir da pesquisa desenvolvida nesta tese.

#### 5.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS

A ferramenta computacional desenvolvida permite realizar todas as etapas do método para registro e fusão das imagens infravermelhas (2D) e as MRI ou CT (3D). Contudo, o método desenvolvido permite que sejam utilizadas outras modalidades de imagens médicas, tais como, angiografia por CT (CTA – *Computed Tomography Angiography*) ou angiografia por ressonância magnética (MRA – *Magnetic Resonance Angiography*).

A geração das imagens da projeção 2D, a partir do conjunto de imagens médicas de CT e MRI, apresentaram boa qualidade, permitindo a identificação de diversos pontos que são necessários para realizar o registro. Várias etapas adicionais foram incluídas ao processo com o objetivo de melhorar a identificação de detalhes na imagem. Os algoritmos desenvolvidos mostraram-se eficientes em termos de reconstrução e velocidade de processamento. Porém, alguns conjuntos de imagens tomográficas foram descartados por apresentarem excesso de ruídos de fundo, baixo contraste nas imagens ou seleção incorreta do campo de visão no aparelho tomográfico. Esses problemas podem interferir na detecção das bordas nas imagens, na qualidade das imagens da projeção 2D e também, na construção do modelo 3D. Foi observado que a qualidade das imagens e a forma de aquisição das imagens tomográficas interferem bastante em todas as etapas do processo.

A quantidade de detalhes nas imagens resultantes da projeção 2D baseada em renderização volumétrica apresenta um melhor desempenho. Contudo, a projeção 2D

utilizando a técnica *range image* permite que determinados detalhes possam ser rapidamente localizados e analisados. Levando em consideração que as imagens térmicas também são 2D, permite uma seleção mais eficiente dos pontos necessários para efetuar o registro das imagens.

O registro das imagens é realizado utilizando as bibliotecas do MATLAB<sup>®</sup>, a partir do código que foi desenvolvido, exportado e compilado com o Microsoft Visual C++. Verificou-se que na seleção de determinados marcadores para o registro, o registro acabou sendo realizado de forma incorreta, necessitando que pontos sejam removidos e outros pontos selecionados. Em virtude disso, optou-se por realizar o registro de forma interativa, ou seja, sempre que houver três ou mais pontos selecionados em cada imagem, qualquer inserção ou remoção de pontos marcadores, o registro é realizado e o resultado apresentado na tela. Como o registro, a cópia do arquivo e a apresentação da imagem registrada na tela são realizados rapidamente (em torno de 1 a 2 segundos) não interfere no processo de seleção dos pontos.

Utilizando o registro interativo, é possível fazer uma seleção mais precisa dos marcadores e finalizar a seleção dos pontos quando o resultado obtido apresentar um bom resultado. Quanto maior a quantidade de marcadores, melhor será o resultado, porém uma grande quantidade de pontos pode fazer com que o registro seja realizado de forma errônea.

O processo de sobreposição permite que os *pixels* da imagem térmica sejam sobrepostos nos pontos das bordas do objeto em análise. A partir dessas informações, é possível reconstruir o modelo 3D utilizando as informações anatômicas e de temperatura. A etapa de substituição dos *pixels* da borda nas imagens tomográficas pode ser omitida do processo, porém vai requerer que as fatias tomográficas sejam segmentadas toda vez que estas forem visualizadas no modelo 3D. A sobreposição das bordas permite a análise individual das fatias e mantém as imagens tomográficas originais sem alterações.

Na reconstrução 3D do modelo, todos os *voxels* são apresentados no dispositivo permitindo a interação do usuário com o modelo através da realização de transformações geométricas, tais como escala (ampliação e redução), rotação (em qualquer um dos três eixos) e translação (para a direita, esquerda, acima ou abaixo). A visualização das estruturas internas é possível apenas no plano axial. É possível melhorar a iluminação da cena e transparência para se obter resultados mais realísticos.

A velocidade do processamento depende de diversos fatores, incluindo o número de fatias utilizadas, a resolução espacial das imagens do conjunto e do limiar utilizado. Usando o conjunto de imagens MRI\_Head\_MG, que possui 322 fatias da cabeça com resolução de

512x512 *pixels*, o tempo calculado para processar a projeção 2D foi de 15 segundos para cada ângulo de projeção, totalizando 70 segundos para os quatro ângulos.

Para adicionar os *pixels* com informações de temperatura na borda da imagem MRI o tempo de processamento foi de 130 segundos. O tempo dessa etapa é maior que a anterior pelo fato de estar sendo gerada uma nova imagem *true color* com as informações de temperatura. O armazenamento desse arquivo de saída pode ser omitido, porém a visualização 3D se tornará mais lenta com a necessidade de processamento das imagens.

A montagem do modelo 3D (da casca e das fatias superior e inferior que ficam visíveis para o usuário) demora menos de 5 segundos.

Todo o processo demorou entre 3 e 4 minutos, considerando apenas o tempo de processamento. Não está sendo levado em consideração, o tempo gasto para informar o conjunto de imagens a ser utilizada, a seleção dos pontos para realização do registro, a conversão das imagens do formato DICOM para bitmap e nem a conversão das imagens infravermelhas do formato JPEG radiométrico para bitmap.

### 5.3 ANÁLISE DE DIFICULDADES

O conceito de adicionar informações de temperatura sobre imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada para produzir um modelo 3D de análise, tanto funcional quanto anatômico, é inovador e propiciou vários desafios na elaboração e desenvolvimento deste projeto.

Por se tratar de um método inovador, diversos foram os desafios encontrados no seu desenvolvimento. As principais dificuldades encontradas foram:

- Falta de uma câmera infravermelha na instituição ou de fácil acesso que permitisse a realização de mais testes;
- Pelo fato da termografia médica ser uma técnica relativamente nova, no início da pesquisa, havia uma menor quantidade de publicações envolvendo a utilização de imagens infravermelhas na área médica;
- Muitas imagens de MR, obtidas de voluntários, não apresentaram boa qualidade nas imagens, o qual inviabilizou a utilização das mesmas nos testes;
- Dificuldades para adquirir novas imagens de MR e imagens infravermelhas quando as imagens eram processadas e não atendiam os requisitos necessários estabelecidos nos protocolos;

- Os vários programas computacionais desenvolvidos passaram por diversas migrações de ferramentas durante o seu desenvolvimento;
- Necessidade de realizar a importação e exportação tanto das imagens tomográficas quanto das imagens infravermelhas.

A maior dificuldade encontrada para a concretização desse trabalho foi a falta de uma câmera infravermelha na instituição. A disponibilidade de uma câmera infravermelha permitiria que fossem adquiridas mais imagens térmicas para realização dos testes e também refazer alguns dos testes que foram detectados problemas durante a aquisição. Para que fosse possível a aquisição de imagens infravermelhas para realização dos testes, utilizou-se inicialmente a Clínica InfraRedMed. Porém, as imagens adquiridas não apresentavam boa resolução espacial e, conseqüentemente, dificultaram o processo de registro. A aquisição de outras imagens, com melhor resolução, só foi possível com a visita do representante da FLIR no Brasil e, posteriormente, o empréstimo de uma câmera infravermelha pela FLIR que permitiu adquirir imagens dos voluntários e dos objetos de testes.

Quando se iniciou a pesquisa com um levantamento bibliográfico, havia um pequeno número de publicações que envolviam a aplicação da termografia na área médica. Em relação a publicações no Brasil, quase não havia. Até mesmo o uso da termografia em clínicas e hospitais era muito pequeno. Havia apenas uma clínica no Brasil que fazia exames clínicos utilizando a termografia. Nos últimos anos, houve um aumento significativo de publicações envolvendo a termografia na medicina e também, no número de clínicas e hospitais que passaram a utilizar a termografia.

Algumas imagens de ressonância magnética obtidas de voluntários possuíam muito ruído de fundo, artefatos nas imagens, baixo contraste, baixa resolução espacial ou alterações anatômicas no caso da mama. Na etapa de pré-processamento ou na reconstrução 2D, verificou-se que as imagens não apresentavam bons resultados e por esse motivo foram descartadas. Algumas imagens termográficas também necessitaram ser obtidas novamente, pois a aquisição não foi realizada de forma correta ou não se observou determinadas situações adversas.

Os primeiros programas computacionais foram desenvolvidos separadamente e no final integrado em uma única aplicação utilizando o Borland C++ Builder. Os programas foram desenvolvidos utilizando o Dev-C++, o Microsoft Visual C++ e o Borland C++ Builder. Como o Borland C++ Builder se mostrou melhor para o desenvolvimento, optou-se pela migração de todos os programas para esse ambiente. Com essas migrações para outro

ambiente de desenvolvimento, muitas adaptações se fizeram necessárias, principalmente na parte de interface e processamento das imagens.

As imagens infravermelhas adquiridas, usando as câmeras AGEMA Thermovision 470 e ThermaCAM Série E modelo 320 da FLIR, são armazenadas nos formatos IMG e JPEG Radiométrico que são formatos proprietários da FLIR. Para utilizar essas imagens, foi necessário desenvolver programas para efetuar a exportação para outros formatos conhecidos e, em seguida, fazer a importação desses arquivos. As imagens de MR e CT são armazenadas geralmente no formato DICOM. Para facilitar o processamento dessas imagens, foi necessário adicionar à aplicação recursos para que o usuário possa realizar a sua conversão para o formato BMP ou JPEG.

#### 5.4 CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO

A contribuição científica do trabalho é apresentar uma nova modalidade de imagem de termografia 3D, denominada de 3DTermo, a qual consiste da fusão de duas modalidades diferentes de diagnóstico por imagem.

O método inovador proposto permite a visualização 3D, juntamente com as informações de temperatura e informações funcionais correlacionadas com a anatomia interna, da região de interesse. A imagem térmica apresenta informação funcional da superfície cutânea e em conjunto com as informações anatômicas das imagens de ressonância magnética, ocorre um aumento da sensibilidade diagnóstica, pois existe uma identificação melhor de doenças.

A existência de temperaturas muito elevadas ou muito baixas requer uma avaliação mais detalhada das estruturas anatômicas e funcionais daquela região. Uma avaliação mais completa pode ser realizada analisando uma única imagem que apresenta ambas as informações.

Outras contribuições desse trabalho são:

- Elaboração de protocolos para realizar a aquisição, processamento e armazenamento das imagens de termografia, MRI e CT;
- Elaboração de uma metodologia para realizar o registro e a fusão multimodal;
- Aquisição de imagens tomográficas e termográficas, de voluntários e objetos de testes, para avaliar os programas e que poderão ser utilizadas no desenvolvimento de outros trabalhos;

- Desenvolvimento de programas para exportação, importação, visualização em escala de cinza e utilizando diversas paletas de cores, realização de transformações geométricas, armazenamento e análise de imagens infravermelhas;
- Desenvolvimento de programas para exportação, pré-processamento e gerenciamento de imagens tomográficas;
- Algoritmos para geração de imagens 2D a partir das imagens de MR utilizando a técnica de *range image*;
- Desenvolvimento de uma aplicação para que seleção de marcadores em imagens e executar o registro dessas imagens;
- Desenvolvimento de uma aplicação, usando as bibliotecas OpenGL e GLUT, para visualização 3D com diversos recursos que permitem a interação do usuário com o modelo.

Ressalta-se que a avaliação clínica dessa nova modalidade de imagem foge ao escopo desse trabalho, necessitando ser realizada em conjunto com um profissional da área médica. Isso permitirá validar o método com diferentes doenças e verificar a sua eficácia e praticidade clínica.

Espera-se ainda que a partir dos resultados aqui apresentados, o emprego dessa nova técnica venha a ser mais intensiva e se estenda também, para o diagnóstico de outras doenças. O uso de imagens térmicas na medicina pode oferecer considerável economia financeira, pois em muitos casos, evita a realização de outras investigações através de exames mais caros.

Ainda, dado que o uso de imagens termográficas na área da saúde é muito pouca conhecida e utilizada no Brasil, apesar dos resultados promissores publicados na literatura, o levantamento bibliográfico a respeito do assunto pode ser utilizado por pesquisadores na área de tecnologia da informação em saúde que estejam interessados em desenvolver pesquisas neste tema.

O desenvolvimento desse projeto permitiu também a publicação e/ou apresentação de diversos artigos em periódicos científicos e congressos nacionais e internacionais (BICHINHO *et al.*, 2009; BRIOSCHI, 2008; BRIOSCHI, SANCHES e TRAPLE, 2007; SANCHES *et al.*, 2006; SANCHES, 2006; GARIBA *et al.*, 2005; OSOWSKY *et al.*, 2004; BRIOSCHI, COLMAN e MELLO NETO, 2002).



## 5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho, buscou-se estabelecer uma nova metodologia que permita realizar a fusão de imagens médicas multimodais, propondo uma nova categoria de imagens 3D que contenham informações da temperatura cutânea juntamente com as informações das estruturas internas do corpo.

Dessa forma, facilitar/auxiliar os diagnósticos médicos com informações complementares e a possibilidade de realizar a visualização iterativa a partir da integração dos dados envolvidos. Embora estatisticamente não tenha sido avaliado, sustenta-se que com esse método haverá um aumento da sensibilidade diagnóstica, isto é, a precisão em determinar o grau de comprometimento isquêmico do membro, o nível de amputação, auxiliar no planejamento cirúrgico e diagnóstico de outras doenças.

Foi desenvolvida uma metodologia e aplicado ferramentas computacionais para aquisição, registro, visualização tridimensional e processamento digital de imagens médicas por termografia e ressonância magnética, como um método de diagnóstico médico que pode ser utilizado na avaliação clínica de diversas doenças.

A termografia infravermelha constitui-se, atualmente, em uma importante técnica de diagnóstico clínico e preventivo, permitindo avaliar diversas doenças. Vários estudos descritos na literatura médica demonstram que a termografia vem se expandido e se apresenta como um método seguro, eficaz e confiável no exame do corpo humano.

O programa computacional desenvolvido realiza todas as etapas do processo apresentado permitindo a visualização tridimensional, de forma interativa, da região de interesse. Foi usado técnicas de registro para realizar a combinação multimodal das imagens de ressonância magnética e termografia, tendo como resultado final, uma ferramenta mais realista e precisa, para auxiliar os profissionais da área médica.

Um modelo híbrido contendo ambas as informações traz vantagens ao diagnóstico, haja visto que fornece uma rápida visualização interativa entre dados térmicos da superfície do corpo (termografia) e das estruturas internas adjacentes à área de interesse (MRI).

Espera-se que a fusão da informação de temperatura, fornecida pela termografia, e a informação estrutural, propiciada pelas imagens de MR ou CT, em uma única imagem, possa contribuir auxiliando o médico tanto no que diz respeito a exames preventivos, na localização mais precoce de obstruções arteriais, em planejamentos cirúrgicos e avaliações clínicas.

A possibilidade de um diagnóstico precoce evita o agravamento do quadro clínico e, conseqüentemente, pode vir a preservar os membros afetados. Nos casos de isquemia crônica, a 3DTermo pode vir a auxiliar na definição do nível mais correto de amputação, e quando possível, preservar as articulações do joelho. Isso garante uma adaptação ao uso de próteses de forma mais rápida, e assim, mobilidade e qualidade de vida pós-operatória.

A seguir, são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros que permitirão expandir o trabalho realizado. São elas:

- Avaliar clinicamente a aplicação efetiva desta técnica como método de diagnóstico seguro do nível de amputação em pacientes com insuficiência vascular periférica;
- Realizar um estudo clínico com pacientes e averiguar a possibilidade de uso da técnica desenvolvida no diagnóstico de outras doenças;
- Efetuar otimizações nos algoritmos desenvolvidos com o objetivo de obter maior velocidade no processamento;
- Preservar as informações de temperatura após a realização do registro na imagem térmica, ou seja, utilizar apenas LUTs, com uma quantidade de cores suficiente, que permita converter o valor do *pixel* em RGB para valor de temperatura;
- Como as imagens tomográficas são compostas por apenas dois objetos distintos, isto é, cada objeto possui uma média do nível de cinza bem diferenciada, pode-se analisar a eficiência em realizar a limiarização de forma automática baseado no método do histograma bimodal da imagem. Neste trabalho, a limiarização é feita de forma manual, pois é informado o valor do limiar a ser considerado;
- Analisar a distribuição da temperatura, com base na propriedade física das estruturas internas, utilizando o método de elementos finitos (*Finite Elements Method* – FEM);
- Fazer adaptações para permitir a visualização 3D em outros planos tomográficos (sagital, coronal ou oblíquo);
- Acrescentar ao modelo 3D outros recursos para análise das informações térmicas tais como: visualização das informações de temperatura com outras LUTs, permitir a definição de valores isoterma (acima, abaixo e intervalo) e cálculo da temperatura média de regiões. Esses recursos foram implementados apenas para as termografias 2D.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

ACHARYA, T.; RAY, A. K., **Image Processing Principles and Applications**, Wiley-Interscience Publication, USA, 2005.

ADLER, A. I.; BOYKO, E. J.; AHRONI, J. H.; SMITH, D. G., **Lower-Extremity Amputation in Diabetes**, *Diabetes Care*, v. 22, n. 7, pp. 1029-1035, July, 1999.

AKSENOV, P.; CLARK, I.; GRANT, D.; INMAN, A.; VARTIKOVSKI, L.; NEBEL, J. C., **3D Thermography for the Quantification of Heat Generation Resulting from Inflammation**, Proceedings 8th 3D Modelling Symposium, Paris, France, 2003.

AMALU, W. C., **A Review of Breast Thermography**, IAC, International Academy of Clinical Thermography, 2002.

AMALU, W. C.; HOBBS, W. B.; HEAD, J. F.; ELLIOTT, R. L., **Infrared Imaging of the Breast – An Overview**, In: *Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook*, Edited by Joseph D. Bronzino, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

ARMSTRONG, D. G.; LAVERY, L. A.; HARKLESS, L. B., **Validation of a Diabetic Wound Classification System**, *Diabetes Care*, v. 21, n. 5, pp. 855-859, May, 1998.

ARMSTRONG, D. G.; LAVERY, L. A.; LISWOOD, P. J.; TODD, W. F.; TREDWELL, J. A., **Infrared Dermal Thermometry for the High-Risk Diabetic Foot**, *Physical Therapy*, v. 77, n. 2, pp. 169-175, February, 1997.

ARONEN, H. J.; SUORANTA, H. T.; TAAVITSAINEN, M. J., **Thermography in Deep Venous Thrombosis of the Leg**, *American Journal of Roentgenology*, v. 137, n. 6, pp. 1179-1182, 1981.

BARRA, V.; BOIRE, J. Y., **A General Framework for the Fusion of Anatomical and Functional Medical Images**, *NeuroImage*, v. 13, pp. 410-424, 2001.

BAUM, K. G.; HELGUERA, M.; KROL, A., **Fusion Viewer: A New Tool for Fusion and Visualization of Multimodal Medical Data Sets**, *Journal of Digital Imaging*, v. 21, n. 1, pp. 59-68, October, 2008.

BHARARA, M.; COBB, J. E.; CLAREMONT, D. J., **Thermography and Thermometry in the Assessment of Diabetic Neuropathic Foot: A Case for Furthering the Role of Thermal Techniques**, International Journal of Lower Extremity Wounds, v. 5, n. 4, pp. 250-260, December, 2006.

BICHINHO, G. L.; GARIBA, M. A.; SANCHES, I. J.; CRUZ, F. P. F.; GAMBA, H. R.; NOHAMA, P., **A Computer Tool for the Fusion and Visualization of Thermal and Magnetic Resonance Images**, Journal of Digital Imaging, v. 22, n. 5, pp. 527-534, October, 2009. (Published online: 14 August 2007)

BOIKE, A. M.; HALL, J. O., **A Practical Guide for Examining and Treating the Diabetic Foot**, Cleveland Clinic Journal of Medicine, v. 69, n. 4, pp. 342-348, April, 2002.

BOSCHETTI, C., **Detectores de Infravermelho: Princípios e Caracterização**, LAS-Laboratório Associado de Sensores e Materiais, INPE - Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, 2000. Disponível em: <<http://www.las.inpe.br/~cesar/Infrared/detector/detectores.pdf>>. Acessado em 16/07/2009.

BRIOSCHI, M. L.; COLMAN, D.; MELLO NETO, H. O., **Fusing IR and Magnetic Resonance (MR) Image**, Journal of Korean Medical Thermology, v. 2, n. 1, pp. 57-58, Seoul, 2002.

BRIOSCHI, M. L.; MACEDO, J. F.; MACEDO, R. A. C., **Skin Thermometry: New Concepts**, Jornal Vascular Brasileiro, v. 2, n. 2, pp. 151-160, June, 2003.

BRIOSCHI, M. L.; MEHL, A.; OLIVEIRA, A. G. N.; FREITAS, M. A. S.; MACEDO, J. F.; MATIAS, J. E. F.; MACEDO, R. A. C., **Exame de Termometria Cutânea Infravermelha na Avaliação do Pé Diabético**, Revista Médica do Paraná, n. 65, v. 1, pp. 33-41, 2007.

BRIOSCHI, M. L.; SANCHES, I. J.; TRAPLE, F., **3D MRI/IR Imaging Fusion: A New Medically Useful Computer Tool**, InfraMation 2007 Proceedings, ITC 121A 2007-05-24, Las Vegas, Nevada, October, 2007.

BRIOSCHI, M. L.; YENG, L. T.; TEIXEIRA, M. J., **Diagnóstico Avançado em Dor por Imagem Infravermelha e Outras Aplicações**, Prática Hospitalar, v. 50, pp. 93-98, Março-Abril, 2007.

BRIOSCHI, M. L., **Advancements in Medical IR High Sensitivity Applications: Fusion IR Imaging and 3D IR-MRI/TC Software**, Thermography Meeting at NYU, CRPS/RSD: Diagnostic/Technical Advances in the Understanding of Autonomic Function, Thermology International, v. 18, n. 2, pp. 68, New York, 2008.

BRONZINO, J. D., **Medical Devices and Systems**, The Biomedical Engineering Handbook, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

BUSHONG, S. C., **Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles**, 3<sup>rd</sup> Edition, Mosby, 2003.

BUSS, S. R., **3-D Computer Graphics: A Mathematical Introduction with OpenGL**, Cambridge University Press, United Kingdom, 2003.

CAIAFA, J. S.; CANONGIA, P. M., **Atenção Integral ao Paciente com Pé Diabético: Um Modelo Descentralizado de Atuação no Rio de Janeiro**, Jornal Vascular Brasileiro, v. 2, n. 1, pp. 75-78, 2003.

CALVO, A. R.; RUIZ, F. T.; RURAINSKY, J.; EISERT, P., **2D-3D Mixed Face Recognition Schemes**, In: Recent Advances in Face Recognition, edited by Kresimir Delac, Mislav Grgic and Marian Stewart Bartlett, In-Teh Publications, pp. 125-148, November, 2008.

CARNEIRO, M. M.; MARTHA, L. F., **Visualização Interativa 3D de Dados Volumétricos**, Relatório Técnico, PUC-Rio, Departamento de Informática, PUC-RioInf.MCC15/00, Março, 2000. Disponível em: <[ftp://ftp.inf.puc-rio.br/pub/docs/techreports/00\\_15\\_carneiro.pdf](ftp://ftp.inf.puc-rio.br/pub/docs/techreports/00_15_carneiro.pdf)>. Acessado em 14/07/2009.

CARRINGTON, A. L.; ABBOTT, C. A.; GRIFFITHS, J.; JACKSON, N.; JOHNSON, S. R.; KULKARNI, J.; VAN ROSS, E. R. E.; BOULTON, A. J. M., **A Foot Care Program for Diabetic Unilateral Lower-Limb Amputees**, Diabetes Care, v. 24, n. 2, pp. 216-221, February, 2001.

CHEN, Y. T.; WANG, M. S., **Three-Dimensional Reconstruction and Fusion for Multi-Modality Spinal Images**, Computerized Medical Imaging and Graphics, n. 28, pp. 21-31, 2004.

CIZEK, J.; HERHOLZ, K.; VOLLMAR, S.; SCHARDER, R.; KLEIN, J.; HEISS W. D., **Fast and Robust Registration of PET and MR Images of Human Brain**, Neuroimage, v.22, pp. 434–442, 2004.

CLYNE, C. A. A., **Selection of Level for Lower Limb Amputation in Patients with Severe Peripheral Vascular Disease**, Annals of the Royal College of Surgeons of England, v. 73, pp. 148-151, 1991.

COHEN, J. M.; LEE, M. H. M., **Rehabilitation Medicine and Thermography**, Impress Publications, USA, 2007.

CONWELL, T. D.; GIORDANO, J.; GULEVICH, S. J.; **Functional Infrared Imaging in the Evaluation of Complex Regional Pain Syndrome, Type I: Current Pathophysiological Concepts, Methodology, Case Studies, Clinical Implications**, In: Medical Infrared Imaging, Edited by Nicholas A. Diakides and Joseph D. Bronzino, CRC Press, USA, 2008.

COOKE, E. D.; PILCHER, M. F., **Thermography in Diagnosis of Deep Venous Thrombosis**, British Medical journal, v.2, n. 5865, pp. 523-526, 1973.

CORRÊA, M. F., **Desenvolvimento de uma Ferramenta para o Alinhamento de Imagens RM e SPECT**, Monografia de Conclusão de Curso, Curso de Bacharelado em Ciência da Computação, Departamento de Informática, Universidade Federal de Pelotas, 2008.

CORREA, N. M.; LI, Y.; ADALI, T.; CALHOUN, V. D., **Fusion of fMRI, sMRI, and EEG Data Using Canonical Correlation Analysis**, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, ICASSP, pp. 385-388, April, 2009.

COXON, J. P.; GALLEN, I. W., **Laterality of Lower Limb Amputation in Diabetic Patients: Retrospective Audit**, British Medical Journal, v. 318, pp. 367, February, 1999.

CURLEES, B. L., **New Methods for Surface Reconstruction from Range Images**, Ph.D. Thesis, Department of Electrical Engineering, Stanford University, June, 1997.

DALLEY, G., **A Software Test-Bed for the Registration of 3D Range Images**, Degree Bachelor of Science Thesis, The Ohio State University, 2000.

DIAKIDES, N. A., **Infrared Imaging: An Emerging Technology in Medicine**, Editorial, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 17, n. 4, pp. 17-18, 1998.

DIAKIDES, N. A.; BRONZINO, J. D., (Editors), **Medical Infrared Imaging**, CRC Press, USA, 2008.

DIAKIDES, N. A.; DIAKIDES, M.; LUPO, J. C.; PAUL, J. L.; BALCERAK, R., **Advances in Medical Infrared Imaging**, In: Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook, Edited by Joseph D. Bronzino, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

DING, L.; GOSHTASBY, A.; SATTER, M., **Volume Image Registration by Template Matching**, Image and Vision Computing, v. 19, pp. 821-832, 2001.

FALCÃO, A. X.; LEITE, N. J., **Fundamentos de Processamento de Imagem Digital**, IC-UNICAMP, 2003. Disponível em: <<http://www.dcc.unicamp.br/~cpg/material-didatico/mo815/9802/curso/>>. Acessado em 21/07/2009.

FITZPATRICK, J. M., **Detecting Failure, Assessing Success**, In: **Medical Image Registration**, Edited by Joseph Hajnal, David Hawkes, and Derek Hill, The Biomedical Engineering Series, CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 2001.

FITZPATRICK, J. M.; HILL, D. L. G.; SHYR, Y.; WEST, J.; STUDHOLME, C.; MAURER Jr., C. R., **Visual Assessment of the Accuracy of Retrospective Registration of MR and CT Images of the Brain**, IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 17, n. 4, pp. 571-585, August, 1998.

FLIR Systems Inc., **ThermaCAM™ Researcher Professional Edition User's Manual**, Version 2.8 SR-3, Publ. N°. 1 558 071 Rev. a196, December, 2006. Disponível em: <<http://maeresearch.ucsd.edu/kleissl/papers/IR/research.pdf>>. Acessado em 21/07/2009.

FLIR Systems Inc., **ThermaCAM® Série E Modelos E45, E300 e E320**, FBR/P-DSH-SÉRIE E-A-P/2500-Jul.07/XRX-STE, Julho, 2007. Disponível em: <<http://www2.flirthermography.com/media/Data Sheet Serie E - PORT.pdf>>. Acessado em 21/07/2009.

FOLEY, J. D.; VAN DAM, A.; FEINER, S. K.; HUHES, J. F., **Computer Graphics: Principles and Practices**, 2<sup>nd</sup> edition in C, Addison-Wesley Publishing, 1996.

FREITAS, C. M. D. S.; CHUBACHI, O. M.; LUZZARDI, P. R. G.; CAVA, R. A., **Introdução à Visualização de Informações**, RITA, v. VIII, n. 2, 2001.

GALATZER-LEVY, J., **World's Most Powerful MRI Ready to Scan Human Brain**, UIC Medicine, University of Illinois at Chicago, v. 12, n. 1, Spring, 2008. Disponível em: <[http://www.medicine.uic.edu/UserFiles/Servers/Server\\_442934/File/magazine/UICMedicineMagazine-Spring2008.pdf](http://www.medicine.uic.edu/UserFiles/Servers/Server_442934/File/magazine/UICMedicineMagazine-Spring2008.pdf)>. Acessado em 13/07/2009.

GAMBA, M. A.; GOTLIEB, S. L. D.; BERGAMASCHI, D. P.; VIANNA, L. A. C., **Amputações de Extremidades Inferiores por Diabetes Mellitus: Estudo Caso-Controle**, Revista Saúde Pública, v. 38, n. 3, pp. 399-404, 2004.

GARIBA, M. A.; SANCHES, I. J.; PARDAL, F. C.; BICHINHO, G. L., **A Method for Registration and Visualization of 3D MR Images and 2D Thermographic Images for Clinical Application**, CARS 2005 - Computer Assisted Radiology and Surgery, 19th International Congress and Exhibition, v. 1, pp. 1280, Berlin, Germany, June, 2005.

GIESEL, F.L.; MEHNDIRATTA, A.; LOCKLIN, J.; MCAULIFFE, M. J.; WHITE, S.; CHOYKE, P. L.; KNOPP, M. V.; WOOD, B. J.; HABERKORN, U.; VON TENGG-KOBLIGK, H., **Image Fusion Using CT, MRI and PET for Treatment Planning, Navigation and Follow up in Percutaneous RFA**, Experimental Oncology, v. 31, n. 2, pp. 106-114, June, 2009.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., **Digital Image Processing**, Third Edition, Pearson Prentice Hall, New Jersey, 2008.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L., **Digital Image Processing Using MATLAB**, New Jersey: Pearson Prentice-Hall, 2004.

GONZÁLEZ-GARZÓN, J. P., **Integración de Imágenes Biomédicas: Técnicas Basadas en Teoría de la Información**, Tesis Doctoral, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, 2006.

GRAY, W. H.; DUMONT, C.; ABIDI, M. A., **Integration of Multiple Range and Intensity Image Pairs Using a Volumetric Method to Create Textured 3D Models**, Proc. of SPIE Conf. on Machine Vision Applications in Industrial Inspection VII, v. 3966, pp. 94-104, San Jose, CA, January, 2000.



GRENN, M. W.; VIZGAITIS, J.; PELLEGRINO, J. G.; PERCONTI, P., **Infrared Camera and Optics for Medical Applications**, In: Medical Infrared Imaging, Edited by Nicholas A. Diakides and Joseph D. Bronzino, CRC Press, USA, 2008.

GUPTA, S.; SAMPAT, M. P.; MARKEY, M. K.; BOVIK, A. C.; WANG, Z., **Facial Range Image Matching Using the Complex Wavelet Structural Similarity Metric**, IEEE Workshop on Applications of Computer Vision, pp. 4-9, Austin, TX, February, 2007.

HABER, R. B.; McNABB, D. A., **Visualization Idioms: A Conceptual Model for Scientific Visualization Systems**, Visualization in Scientific Computing, IEEE Computer Society Press, pp. 74-93, 1990.

HAJNAL, J.; HAWKES, D.; HILL, D., **Medical Image Registration**, The Biomedical Engineering Series, CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 2001.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J., **Fundamentals of Physics**, Part 2, 8<sup>th</sup> Edition, Wiley, 2008.

HANSON, M., **Image Registration, Remote Sensing Lab #07**, February, 2003.

HARDING, J. R.; WERTHEIM, D. F.; WILLIAMS, R. J.; MELHUIISH, J. M.; BANERJEE, D.; HARDING, K. G., **Infrared Imaging in Diabetic Foot Ulceration**, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, v. 20, n. 2, pp. 916-918, October, 1998.

HARDY, J. D., **The Radiating Power of Human Skin in the Infra-Red**, *American Journal of Physiology*, v. 127, n. 3, pp. 454-462, September, 1939.

HARRINGTON, C.; ZAGARI, M. J.; COREA, J.; KLITENIC, J., **A Cost Analysis of Diabetic Lower-Extremity Ulcers**, *Diabetes Care*, v. 23, n. 9, pp. 1333-1338, September, 2000.

HARWOOD, E., **Digital CCTV: A Security Professional's Guide**, Elsevier Academic Press, San Diego, CA, USA, 2008.

HAWKES, D. J., **Registration Methodology: Introduction**, In: Medical Image Registration, Edited by Joseph Hajnal, David Hawkes, and Derek Hill, The Biomedical Engineering Series, CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 2001.

HELLIER, P.; BARILLOT, C., **A Hierarchical Parametric Algorithm for Deformable Multimodal Image Registration**, Computer Methods and Programs in Biomedicine, v.75, pp.107-115, 2004.

HILL, D. L. G.; BATCHELOR, P. G.; HOLDEN, M.; HAWKES, D. J., **Medical Image Registration**, Physics in Medicine and Biology, v. 46, pp. 1-45, 2001.

HODGE Jr., S., **Thermography and Personal Injury Litigation**, Wiley Law Publications, 1987.

HYDE, D.; MILLER, E.; BROOKS, D.; NTZIACHRISTOS, V., **New Techniques for Data Fusion in Multimodal FMT-CT Imaging**, 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, pp. 1597-1600, May, 2008.

IACT, **Thermography Guidelines: Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging**, International Academy of Clinical Thermology, September, 2002. Disponível em: <<http://www.iact-org.org/professionals/thermog-guidelines.html>>. Acessado em 24/04/2009.

ISARD, H. J.; SHILO, R., **Breast Thermography**, American Journal of Roentgenology, v. 103, pp. 921-925, 1968.

JAIN, R.; KASTURI, R.; SCHUNCK, B. G., **Machine Vision**, McGraw-Hill, 1995.

JOHNSON, A. E.; KANG, S. B., **Registration and Integration of Textured 3D Data**, Image and Vision Computing, v.17, pp. 135-147, 1999.

JONES, B. F., **A Reappraisal of the Use of Infrared Thermal Image Analysis in Medicine**, IEEE Transactions Medical Imaging, v. 17, n. 6, pp. 1019-1027, December, 1998.

JONES, B. F.; PLASSMANN, P., **Digital Infrared Thermal Imaging of Human Skin**, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 21, Issue: 6, pp. 41-48, 2002.

JU, X.; NEBEL, J. C.; SIEBERT, J. P., **3D Thermography Imaging Standardization Technique for Inflammation Diagnosis**, Proceedings of SPIE Photonics Asia 2004, v. 5640-46, Beijing, China, November, 2004.

KAUFMAN, A.; MUELLER, K., **Overview of Volume Rendering**, In: The Visualization Handbook, Edited by Charles D. Hansen and Chris R. Johnson, Elsevier Academic Press, USA, 2005.

LADUFPR, **Liga Acadêmica de Diabetes da UFPR**, 2000. Disponível em: <<http://ladufpr.tripod.com/>>. Acessado em 21/07/2009.

LAND, **A Basic Guide to Thermography**, Land Instruments International, Training Thermography V1/1104, 2004. Disponível em: <[http://landinstruments.net/infrared/downloads/pdf/thermography\\_guide.pdf](http://landinstruments.net/infrared/downloads/pdf/thermography_guide.pdf)>. Acessado em 21/07/2009.

LAWSON, R. N., **Implications of Surface Temperatures in the Diagnosis of Breast Cancer**, Canadian Medical Association Journal, v. 75, pp. 309-310, 1956.

LAWSON, R. N., **Thermography: A New Tool for the Investigation of Breast Lesions**, Canadian Services Medical Journal, v. 13, pp. 517-524, 1957.

LIENHARD IV, J. H.; LIENHARD, V. J. H., **A Heat Transfer Textbook**, Third Edition, Phlogiston Press, Cambridge-MA, USA, 2008.

LIU, Z. Q.; WANG, C., **Method and Apparatus for Thermal Radiation Imaging**, United States Patent N<sup>o</sup>.: 6023637, 2000.

LOCKNER, D.; PAUL, C.; HEDLUND, B.; SCHULMAN, S.; NYMAN, D., **Thermography in the Diagnosis of DVT**, Thrombosis and Haemostasis, v. 46, n. 3, pp. 652-654, 1981.

LUCCIA, N.; SILVA, E. S., **Aspectos Técnicos das Amputações dos Membros Inferiores**, In: Angiologia e Cirurgia Vascular: Guia Ilustrado, Editores: PITTA, G. B. B.; CASTRO, A. A.; BURIHAN, E., Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA; 2003. Disponível em: <<http://www.lava.med.br/livro>>. Acessado em 14/07/2009.

LUK, K. D. K.; YEUNG, P. S.; LEONG, J. C. Y., **Thermography in the Determination of Amputation Levels in Ischaemic Limbs**, International Orthopaedics, v. 10, n. 2, pp. 79-82, 1986.

MAINTZ, J. B. A.; VAN DEN ELSEN, P. A.; VIERGEVER, M. A., **3D Multimodality Medical Image Registration using Morphological Tools**, Image and Vision Computing, v.19, pp. 53–62, 2001.

MAINTZ, J. B. A.; VIERGEVER, M. A., **An Overview of Medical Image Registration Methods**, In Symposium of the Belgian Hospital Physicists Association (SBPH/BVZF), v. 12, pp. 1-22, 1996.

MAINTZ, J. B. A.; VIERGEVER, M. A., **A Survey of Medical Image Registration**, Medical Image Analysis, v. 2, n. 1, pp. 1-37, 1998.

MANSSOUR, I. H.; FREITAS, C. M. D. S., **Visualização Volumétrica**, RITA - Revista de Informática Teórica e Aplicada, v. IX, n. 2, pp. 97-126, 2002.

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H., **Processamento Digital de Imagens**, Rio de Janeiro: Brasport, 1999.

MARTZ, P., **OpenGL Distilled**, Addison-Wesley Professional, Boston, MA, USA, 2006.

McCOLLUM, P. T.; SPENCE, V. A.; WALKER, W. F., **Amputation for Peripheral Vascular Disease: The Case for Level Selection**, British Journal of Surgery, v. 75, n. 12, pp. 1193-1195, December, 1988.

McCOLLUM, P. T.; SPENCE, V. A.; WALKER, W. F.; MURDOCH, G., **A Rationale for Skew Flaps in Below-Knee Amputation Surgery**, Prosthetics and Orthotics International, v. 9, n. 2, pp. 95-99, 1985.

MODERSITZKI, J., **Numerical Methods for Image Registration**, Oxford University Press Inc., New York, USA, 2004.

MORAN, D. S.; GAFFIN, S. L.; MENDEL, L., **Measuring Body Temperature**, In: Biomedical Technology and Devices Handbook, Edited by James Moore and George Zouridakis, The Mechanical Engineering Handbook Series, CRC Press, USA, 2004.

NEMA (National Electrical Manufacturers Association) - **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)**. Standards Publication PS 3.1-2008, 2008. Disponível em: <<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008/>>. Acessado em 14/05/2009.

NG, E. Y-K., **A Review of Thermography as Promising Non-Invasive Detection Modality for Breast Tumor**, International Journal of Thermal Sciences, v. 48, pp. 849-859, 2009.

NG, E. Y-K.; CHONG, C.; KAW, G. J. L., **Classification of Human Facial and Aural Temperature using Neural Networks and IR Fever Scanner: A Responsible Second Look**, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, v. 5, n. 1, pp. 165-190, 2005.

NG, Y-M. H.; DU, R., **Reconstruction of 3D Thermal Distribution from Infrared Images**, Proceedings of the First Asia International Symposium on Mechatronics, pp. 379-383, Xian, China, September, 2004.

NIKOLAIDIS, N.; PITAS, I., **3-D Image Processing Algorithms**, John Wiley & Sons, Inc. USA, 2001.

NORTON, P. R., **Detector Focal Plane Array Technology**, Encyclopedia of Optical Engineering, pp. 320–348, New York, 2003.

NOWAKOWSKI, A. Z., **Limitations of Active Dynamic Thermography in Medical Diagnostics**, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 1179-1182, San Francisco, CA, September, 2004.

NOWAKOWSKI, A. Z., **Quantitative Active Dynamic Thermal IR-Imaging and Thermal Tomography in Medical Diagnostics**, In: Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook, Edited by Joseph D. Bronzino, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

NOWAKOWSKI, A. Z., **Advances of QIRT in Medical Diagnostics**, QIRT2008, 9th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography, Krakow-Poland, July, 2008.

OHSAWA, S.; INAMORI, Y.; FUKUDA, K.; HIROTUJI, M., **Lower Limb Amputation for Diabetic Foot**, Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, v. 121, n. 4, pp. 186-190, 2001.

OPENGL – **Open Graphics Library**, SGI, 1992. Disponível em: <<http://www.opengl.org/>>. Acessado em 21/07/2009.

OSOWSKY, J.; GAMBA, H. R.; MEZZADRI, T. C.; NOHAMA, P.; GARIBA, M. A.; BICHINHO, G. L., **Projeção 2D em Conjuntos de Imagens Médicas usando a Teoria de Range Image**, III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica, João Pessoa, Setembro, 2004.

OYIBO, S. O.; JUDE, E. B.; TARAWNEH, I.; NGUYEN, H. C.; HARKLESS, L. B.; BOULTON, A. J. M., **A Comparison of Two Diabetic Foot Ulcer Classification Systems**, *Diabetes Care*, v. 24, n. 1, pp. 84-88, January, 2001.

PAIVA, A. C.; SEIXAS, R. B.; GATTASS, M., **Introdução à Visualização Volumétrica**, Relatório Técnico, PUC/Rio, Departamento de Informática, Rio de Janeiro, 1999. Disponível em: <[ftp://ftp.inf.puc-rio.br/pub/docs/techreports/99\\_03\\_paiva.pdf](ftp://ftp.inf.puc-rio.br/pub/docs/techreports/99_03_paiva.pdf)>. Acessado em 21/07/2009.

PARK, H.; KWON, M. J.; HAN, Y., **Techniques in Image Segmentation and 3D Visualization in Brain MRI and their Applications**, In: *Medical Imaging Systems Technology: Methods in Cardiovascular and Brain Systems*, Edited by Cornelius T. Leondes, World Scientific Publishing, Singapore, 2005.

PASCOE, D. D.; MERCER, J. B.; WEERD, L., **Physiology of Thermal Signals**, In: *Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook*, Edited by Joseph D. Bronzino, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

PEDRINI, H., **Reconstrução 3D a partir de Seções Transversais de Objetos**, Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia da Computação e Automação Industrial, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1994.

PELIZZARI, E.; MARTINS, C. O. D.; MENEZES, A. F. S.; REGULY, A., **Aplicações da Termografia como Ferramenta de Manutenção Preditiva em Conectores Elétricos**, 17º CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, Foz do Iguaçu-PR, Novembro, 2006.

PIANYKH, O. S., **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide**, Springer, 2008.

POZZAN, R.; OLIVEIRA, A. F.; PEÇANHA, R.; NORONHA, C. P.; PIRES, H.; ORTIGÃO, A. R., **Amputação de Membros Inferiores em Diferentes Capitais Brasileiras no Período de 1997 a 2001**, Secretaria Municipal de Saúde do Rio de Janeiro e Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2005. Disponível em: <<http://www.saude.rio.rj.gov.br/media/AmputacoesCapitais.ppt>>. Acessado em 13/07/2009.

PRESTON-THOMAS, H., **The International Temperature Scale of 1990 (ITS90)**, Metrologia, v. 27, 3-10, 1990.

PTR321 – **Geoprocessamento**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2001. Disponível em: <<http://www.ptr.poli.usp.br/labgeo/graduacao/ptr321/material2/registro.pdf>>. Acessado em 10/07/2009.

QI, H.; KURUGANTI, P. T.; LIU, Z., **Early Detection of Breast Cancer Using Thermal Texture Maps**, Proceedings of the 2002 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, pp. 309-312, July, 2002.

QI, H.; KURUGANTI, P. T.; SNYDER, W. E., **Detecting Breast Cancer from Thermal Infrared Images by Asymmetry Analysis**, Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

RAMSEY, S. D.; NEWTON, K.; BLOUGH, D.; MCCULLOCH, D. K.; SANDHU, N.; REIBER, G. E.; WAGNER, E. H., **Incidence, Outcomes, and Cost of Foot Ulcers in Patients with Diabetes**, Diabetes Care, v. 22, n. 3, pp. 382-387, March, 1999.

RING, E. F. J., **Progress in the Measurement of Human Body Temperature**, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 17, n. 4, pp. 19-24, 1998.

RING, E. F. J., **The Historical Development of Temperature Measurement in Medicine**, Infrared Physics & Technology, Workshop on Advanced Infrared Technology and Applications, v. 49, n. 3, pp. 297-301, January, 2007.

RING, E. F. J.; AMMER, K., **The Technique of Infrared Imaging in Medicine**, Thermology International, v. 10, n. 1, pp. 7-14, 2000.

RING, F.; JUNG, A.; ZUBER, J., **New Opportunities for Infrared Thermography in Medicine**, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, v. 15, pp. 28-30, 2009.

ROBERTS, T. P. L.; MACGOWAN, C. K., **Magnetic Resonance Imaging**, In: Biomedical Technology and Devices Handbook, Edited by James Moore and George Zouridakis, The Mechanical Engineering Handbook Series, CRC Press, USA, 2004.

ROSA, R., **O Uso de SIG's para Zoneamento: Uma Abordagem Metodológica**, Tese de Doutorado, Faculdade de Filosofia, Letras e Ciências Humanas, Departamento de Geografia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1995.

RUECKERT, D., **Nonrigid Registration: Concepts, Algorithms, and Applications**, In: Medical Image Registration, Edited by Joseph Hajnal, David Hawkes, and Derek Hill, The Biomedical Engineering Series, CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 2001.

RUSS, J. C., **The Image Processing Handbook**, Fifth Edition, CRC Press, USA, 2007.

RUSSAKOFF, D. B.; ROHLFING, T.; SHAHIDI, R.; KIM, D. H.; ADLER Jr., J. R.; MAURER Jr., C. R., **Intensity-based 2D-3D Spine Image Registration Incorporating one Fiducial Marker**, Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), pp. 287-294, November, 2003.

RYBICKI, G. B.; LIGHTMAN, A. P., **Radiative Processes in Astrophysics**, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004.

SAKAS, G.; POMMERT, A., **3D Visualization**, In: New Technologies in Radiation Oncology, Edited by Wolfgang Schlegel, Thomas Bortfeld and Anca-Ligia Grosu, Springer-Verlag, Germany, 2006a.

SAKAS, G.; POMMERT, A., **Processing and Segmentation of 3D Images**, In: New Technologies in Radiation Oncology, Edited by Wolfgang Schlegel, Thomas Bortfeld and Anca-Ligia Grosu, Springer-Verlag, Germany, 2006b.

SANCHES, I. J., **Fusão de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética Nuclear**, IV Seminário de Pesquisa e IV Seminário de Iniciação Científica, UNIANDRADE, v.1, p.56, Curitiba-PR, Novembro, 2006.

SANCHES, I. J.; CRUZ, F. P. F.; BICHINHO, G. L.; GARIBA, M. A.; NOHAMA, P.; GAMBA, H. R.; CENTENO, T. M., **Registro e Visualização 3-D de Imagens de Ressonância Magnética e Termografia**, XX CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Outubro, São Pedro-SP, 2006.

SANTOS, I. C. R. V., **Atenção à Saúde do Portador de Pé Diabético: Prevalência de Amputações e Assistência Preventiva na Rede Básica de Saúde**, Tese de Doutorado, Centro de Pesquisas Aggeu Magalhães, Fundação Oswaldo Cruz, Recife, 2008.



SARIN, S.; SHAMI, S.; SHIELDS, D. A.; SCURR, J. H.; SMITH, P. D., **Selection of Amputation Level: A Review**, European Journal of Vascular Surgery, v. 5, n. 6, pp.611-620, 1991.

SATIR, **Infrared Camera Operation Manual**, Elma Infrared A/S & Elma Instruments A/S, 2007. Disponível em: <[http://www.nor-pro.dk/Manual\\_english\\_Elma\\_Infrared\\_+4570221000.pdf](http://www.nor-pro.dk/Manual_english_Elma_Infrared_+4570221000.pdf)>. Acessado em 20/06/2008.

SCHAEFER, G., **Storage and Retrieval of Medical Thermograms**, In: Medical Infrared Imaging, Edited by Nicholas A. Diakides and Joseph D. Bronzino, CRC Press, USA, 2008.

SCHAEFER, G.; HUGUET, J.; ZHU, S. Y.; PLASSMANN, P.; RING, F., **Adopting the DICOM Standard for Medical Infrared Images**, Proceedings of the 28<sup>rd</sup> Annual EMBS International Conference of the IEEE, pp. 236-239, New York, August, 2006.

SCHNABEL, J. A.; TANNER, C.; CASTELLANO-SMITH, A. D.; DEGENHARD, A.; LEACH, M. O.; HOSE, D. R.; HILL, D. L.; HAWKES, D. J., **Validation of Nonrigid Image Registration using Finite-Element Methods: Application to Breast MR Images**, IEEE Transactions on Medical Imaging, v. 22, n. 2, pp. 238-247, 2003.

SCHWAIGER, M.; ZIEGLER, S. I.; NEKOLLA, S. G., **MR-PET: Combining Function, Anatomy, and More**, Medical Solutions, Special Molecular Imaging, pp. 25-30, September, 2005.

SEMMLOW, J. L., **Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLAB - Based Applications**, New York: Marcel Dekker, 2004.

SILVA, L.; BELLON, O. R. P.; BOYER, K. L., **Robust Range Image Registration Using Genetic Algorithms and the Surface Interpenetration Measure**, Series In Machine Perception And Artificial Intelligence, World Scientific, Singapore, 2005.

SORENSEN, L.; YUE, D.; WU, T., **Diabetic Foot Disease: An Interactive Guide**, The Diabetes Centre, Royal Prince Alfred Hospital, Sydney, Australia, 2004. Disponível em: <<http://www.diabetes.usyd.edu.au/foot/>>. Acessado em 21/07/2009.

SPENCE, V. A.; WALKER, W. F.; TROUP, I. M.; MURDOCH, G., **Amputation of the Ischemic Limb: Selection of the Optimum Site by Thermography**, Angiology, v. 32, n. 3, pp. 155-169, 1981.

SPICHLER, D.; MIRANDA Jr., F.; SPICHLER, E. S.; FRANCO, L. J., **Amputações Maiores de Membros Inferiores por Doença Arterial Periférica e Diabetes Melito no Município do Rio de Janeiro**, *Jornal Vascular Brasileiro*, v. 3, n. 2, pp. 111-122, 2004.

SPRAWLS, P., **Physical Principles of Medical Imaging**, 2<sup>nd</sup> Edition, Gaithersburg, Aspen Publishers, 1993.

STONERA, H. B.; TAYLOR, L.; MARCUSONA, R. W., **The Value of Skin Temperature Measurements in Forecasting the Healing of a Below-Knee Amputation for End-Stage Ischaemia of the Leg in Peripheral Vascular Disease**, *European Journal of Vascular Surgery*, v. 3, n. 4, pp. 355-361, August, 1989.

SUN, P. C.; JAO, S. H.; CHENG; C. K., **Assessing Foot Temperature Using Infrared Thermography**, *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society*, v. 26, n. 10, pp. 847-853, 2005.

TAN, J-H.; NG, E. Y. K.; ACHARYA, U. R.; CHEE, C., **Infrared Thermography on Ocular Surface Temperature: A Review**, *Infrared Physics & Technology*, v. 52, n. 4, pp. 97-108, July, 2009.

TOET, A.; FRANKEN, E. M., **Perceptual Evaluation of Different Image Fusion Schemes**, *Displays*, v.24, pp. 25–37, 2003.

TOMAZEVIC, D.; LIKAR, B.; PERNUS, F., **3-D/2-D Registration by Integrating 2-D Information in 3-D**, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 25, n. 1, pp. 17-27, January, 2006.

TORIWAKI, J.; YOSHIDA, H., **Fundamentals of Three-Dimensional Digital Image Processing**, Springer-Verlag, London, 2009.

UDUPA, J. K.; HERMAN, G. T., **3D Imaging in Medicine**, CRC Press, 1991.

UEMATSU, S., **Symmetry of Skin Temperature Comparing one Side of the Body to the Other**, *Thermology*, v. 1, pp. 4–7, 1985.

VAN DEN ELSEN, P. A.; POL, E.-J. D.; VIERGEVER, M. A., **Medical Image Matching – A Review with Classification**, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, v. 12, n. 1, pp. 26-39, March, 1993.

VINCE, J., **Mathematics for Computer Graphics**, Second Edition, Springer, USA, 2006.

WATT, A., **3D Computer Graphics**, Third edition, Addison-Wesley Publishing, England, 2000.

WESTBROOK, C.; KAUT, C., **Ressonância Magnética Prática**, 2ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

WIECEK, B.; DANYCH, R.; ZWOLENIK, Z.; JUNG, A.; ZUBER, J., **Advanced Thermal Image Processing for Medical and Biological Applications**, Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual EMBS International Conference of the IEEE, v. 3, pp. 2805-2807, Turkey, 2001.

WIECEK, B.; STRZELECKI, M.; JAKUBOWSKA, T.; WYSOCKI, M.; DREWS-PESZYNSKI, C., **Advanced Thermal Image Processing**, In: Medical Devices and Systems, The Biomedical Engineering Handbook, Edited by Joseph D. Bronzino, Third Edition, CRC Press, USA, 2006.

WILLIAMS, K. L.; WILLIAMS F. F.; HANDLEY R. S., **Infrared Thermometry in the Diagnosis of Breast Disease**. Lancet, v. 2, pp. 1378–1381, 1961.

WOO, M.; NEIDER, J.; DAVIS, T.; SHREINER, D., **OpenGL Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL**, Version 1.2, Third Edition, Addison Wesley, 1999. (Versão online disponível em: <<http://glprogramming.com/red/>>. Acessado em 21/07/2009.)

WRIGHT Jr., R. S.; LIPCHAK, B., **OpenGL SuperBible**, Third Edition, Sams Publishing, USA, 2005.

ZHANG, X.; BAI, T.; LI, H., **Pseudo-Color Coding Method of Infrared Images Based on Human Vision System**, Proceedings of the SPIE, Volume 6835, pp. 68351N, 2007.

ZHIFENG, C., **Medical Image Registration**, National Laboratory of Pattern Recognition, Institute of Automation, Chinese Academy of Science, 2003. Disponível em: <<http://nlpr-web.ia.ac.cn/english/iva/GroupMeeting/>>. Acessado em 14/10/2006.

ZITOVÁ, B.; FLUSSER, J., **Image Registration Methods: A Survey**, Image and Vision Computing, v. 21, pp. 977-1000, Oct., 2003.

## GLOSSÁRIO

- Exatidão de Medição Grau de concordância entre o resultado de uma medição e um valor verdadeiro do mensurando.
- Fusão de imagens Processo que permite sobrepor informações disponíveis em duas diferentes modalidades de imagens em uma única imagem.
- Registro de imagens Processo para determinar a transformação geométrica que alinha ou mapeia pontos da imagem de um objeto com os pontos correspondentes em uma outra imagem do mesmo objeto ou de um objeto diferente.
- Sensibilidade Variação da resposta de um instrumento de medição dividida pela correspondente variação do estímulo.

## APÊNDICE A - Especificações da Câmera Infravermelha

A Tabela 7 apresenta as especificações técnicas detalhadas da câmera infravermelha ThermaCAM<sup>®</sup> Série E Modelo 320 da FLIR Systems, que foi utilizada para adquirir a maioria das imagens infravermelhas utilizadas nesse trabalho.

**Tabela 7:** Especificações técnicas da câmera infravermelha ThermaCAM<sup>®</sup> Série E Modelo 320 da FLIR Systems (FLIR, 2007).

<b>Desempenho da Obtenção de Imagens</b>	
<b>Campo de visão/distância focal mínima:</b>	23°×17°/0,1 m
<b>Sensibilidade térmica:</b>	<0,10 °C a 25 °C
<b>Tipo de detector:</b>	Microbolômetro FPA não resfriado (em pixels)
<b>Faixa espectral:</b>	7,5 a 13 μm
<b>Zoom digital:</b>	1x, 2x e 4x
<b>Resolução óptica:</b>	Com lente teleobjetiva
<b>Apresentação de imagens</b>	
<b>Apresentação:</b>	Visor LCD colorido de 2,5" (320x240 pixels)
<b>Controles de imagem:</b>	Palhetas ( <i>iron, rainbow, rainbow high, B/W, B/W invertido, nível, faixa, auto-ajuste e semi-automático.</i>
<b>Medições</b>	
<b>Faixa de temperatura:</b>	-20 °C a 500 °C
<b>Exatidão:</b>	±2 °C ou ±2% da temperatura absoluta em °C
<b>Modos de Medição:</b>	Pontos móveis, área máxima, área mínima, área média, diferença de temperatura, alarme de cor superior ou inferior
<b>Controles de configuração:</b>	Data/hora, unidades de temperatura °C / °F, idioma (inglês, espanhol, português), escala, campo de informações, intensidade do LCD (alta/normal/baixa)
<b>Correções de medição:</b>	Ambiente com reflexo Automático, com dados de entrada do usuário
<b>Armazenamento de Imagens</b>	
<b>Capacidade de armazenamento:</b>	Imagens JPEG, com galeria (80 imagens)
<b>Anotação de texto das imagens:</b>	Texto previamente definido selecionado e armazenado com a imagem
<b>Fonte de Alimentação</b>	
<b>Tipo de bateria:</b>	Lítio
<b>Tempo de operação da bateria:</b>	2 horas

<b>Tensão:</b>	11 a 16 Vdc
<b>Características Físicas</b>	
<b>Peso:</b>	0,800 kg, incluindo bateria e lentes de 23°
<b>Tamanho (C x L x A):</b>	272 mm x 80 mm x 105 mm com lentes de 23°
<b>Interfaces</b>	
<b>USB:</b>	Transferência de imagens para o computador
<b>Saída de vídeo:</b>	NTSC, vídeo composto RCA padrão
<b>Software</b>	
ThermaCAM™ Quick Report Versão 1.1 (1.0.1.64).	

Na Tabela 8 é apresentada algumas das informações EXIF referentes a uma imagem obtida com a câmera infravermelha ThermaCAM® E320 da FLIR usada nesse trabalho. EXIF (*Exchangeable Image File Format*) é um padrão para armazenamento e troca de informações em arquivos de imagem, especialmente os que usam a compressão JPEG (*Joint Photographic Experts Group*). A maioria das câmeras digitais usam agora o formato EXIF. O formato é parte do padrão DCF (*Digital Camera Format*) criado pela JEITA (*Japan Electronics and Information Technology Industries Association*) para incentivar a interoperabilidade entre dispositivos de imagem.

**Tabela 8:** Informações EXIF de uma imagem obtida com a câmera ThermaCAM® E320 da FLIR.

<b>Fabricante da câmara</b>	FLIR Systems AB
<b>Modelo da câmara</b>	ThermaCAM E320
<b>Formato</b>	image/jpeg
<b>Tempo de exposição</b>	1/120 seg (0.00833...)
<b>Data / hora de criação</b>	27-08-2008 / 15:14:09
<b>Comprimento de foco da lente</b>	20.0 mm
<b>Orientação</b>	Normal
<b>Resolução horizontal</b>	72 dpi
<b>Resolução vertical</b>	72 dpi
<b>Largura da Imagem</b>	640 <i>pixels</i>
<b>Altura da Imagem</b>	480 <i>pixels</i>
<b>Distância do objeto</b>	2 metros
<b>Espaço de cor</b>	sRGB IEC61966-2.1
<b>Versão Exif</b>	2.2
<b>Software utilizado</b>	IRSDK

## APÊNDICE B - FLIR Public Format

```

/*
  fpfimg.h
  =====
  This file defines the FLIR Public Format image structures
  EDITS:
  */

#ifndef FPFIMG_H
#define FPFIMG_H

typedef struct
{
  char fpfID[32];          /* "FLIR Public Image Format" */
  unsigned long version;  /* = 1 ou 2 */
  unsigned long pixelOffset; /* Offset to pixel values from start of
  fpfID.*/
  unsigned short ImageType; /* Temperature = 0,
                             Diff Temp = 2,
                             Object Signal = 4,
                             Diff Object Signal = 5, etc */
  unsigned short pixelFormat; /* 0 = short integer = 2 bytes
                                1 = long integer = 4 bytes
                                2 = float (single precision) = 4 bytes
                                3 = double (double precision) = 8 bytes
  */
  unsigned short xSize;
  unsigned short ySize;
  unsigned long trig_count; /* external trig counter */
  unsigned long frame_count; /* frame number in sequence */
  long spareLong[16]; /* = 0 */
} FPF_IMAGE_DATA_T;

/* String lengths */
#define FPF_CAMERA_TYPE_LEN 31 /* Camera name string */
#define FPF_CAMERA_PARTN_LEN 31 /* Camera part number string */
#define FPF_CAMERA_SN_LEN 31 /* Scanner serial number string */
#define FPF_LENS_TYPE_LEN 31 /* Lens name string */
#define FPF_LENS_PARTN_LEN 31 /* Lens part number string */
#define FPF_LENS_SN_LEN 31 /* Lens serial number string */
#define FPF_FILTER_TYPE_LEN 31 /* Filter name string */
#define FPF_FILTER_PARTN_LEN 31 /* Filter part number string */
#define FPF_FILTER_SN_LEN 31 /* Filter serial number string */

typedef struct
{
  char camera_name[FPF_CAMERA_TYPE_LEN+1];
  char camera_partn[FPF_CAMERA_PARTN_LEN+1];
  char camera_sn[FPF_CAMERA_SN_LEN+1];
  float camera_range_tmin;
  float camera_range_tmax;
  char lens_name[FPF_LENS_TYPE_LEN+1];
  char lens_partn[FPF_LENS_PARTN_LEN+1];
  char lens_sn[FPF_LENS_SN_LEN+1];
  char filter_name[FPF_FILTER_TYPE_LEN+1];
  char filter_partn[FPF_FILTER_PARTN_LEN+1];
  char filter_sn[FPF_FILTER_SN_LEN+1];
  long spareLong[16]; /* = 0 */
} FPF_CAMDATA_T;

```



```

typedef struct {
    float emissivity;          /* 0 - 1 */
    float objectDistance;     /* Meters */
    float ambTemp;            /* Ambient temperature in Kelvin */
    float atmTemp;            /* Atmospheric temperature in Kelvin */
    float relHum;              /* 0 - 1 */
    float compuTao;           /* Computed atmospheric transmission 0 - 1*/
    float estimTao;           /* Estimated atmospheric transmission 0 - 1*/
    float refTemp;            /* Reference temperature in Kelvin */
    float extOptTemp;         /* Kelvin */
    float extOptTrans;        /* 0 - 1 */
    long spareLong[16];       /* = 0 */
} FPF_OBJECT_PAR_T;

typedef struct
{
    int Year;
    int Month;
    int Day;
    int Hour;
    int Minute;
    int Second;
    int MilliSecond;
    long spareLong[16];       /* = 0 */
} FPF_DATETIME_T;

typedef struct
{
    float tMinCam;            /* Camera scale min, in current output */
    float tMaxCam;            /* Camera scale max */
    float tMinCalc;           /* Calculated min (almost true min) */
    float tMaxCalc;           /* Calculated max (almost true max) */
    float tMinScale;          /* Scale min */
    float tMaxScale;          /* Scale max */
    long spareLong[16];       /* = 0 */
} FPF_SCALING_T;

typedef struct
{
    FPF_IMAGE_DATA_T imgData;
    FPF_CAMDATA_T camData;
    FPF_OBJECT_PAR_T objPar;
    FPF_DATETIME_T datetime;
    FPF_SCALING_T scaling;
    long spareLong[32];       /* = 0 */
} FPFHEADER_T;

#endif

```

## APÊNDICE C - MatLab Format

```

/*
  matimg.h
  =====
  This file defines the FLIR Matlab image structures */

#ifndef MATIMG_H
#define MATIMG_H

typedef struct { // MatLab file header (level 1.0)
  long type; // 0 Intel type
  long xSize; // Image height
  long ySize; // Image width
  long imagF; // 0 No imaginary part
  long namLen; // Length of the matrix name + 1
} MatLabHeader;

typedef struct {
  double Year;
  double Month;
  double Day;
  double Hour;
  double Minute;
  double Second;
  double MilliSecond;
} MAT_DATETIME_T;

typedef struct {
  double emissivity; /* 0 - 1 */
  double objectDistance; /* Meters */
  double ambTemp; /* Reflected temperature in Kelvin */
  double atmTemp; /* Atmospheric temperature in Kelvin */
  double relHum; /* 0 - 1 */
  double compuTao; /* Computed atmospheric transmission */
  double estimTao; /* Estimated atmospheric transmission */
  double refTemp; /* Reference temperature in Kelvin */
  double extOptTemp; /* Kelvin */
  double extOptTrans; /* 0 - 1 */
} MAT_OBJECT_PAR_T;

typedef struct {
  double camera_range_tmin;
  double camera_range_tmax;
  double ImageType; /* Temperature = 0, Diff Temp = 2, Object Signal = 4,
Diff Object Signal = 5, etc */
  double tMinCam; /* Camera scale min, in current output */
  double tMaxCam; /* Camera scale max */
  double tMinCalc; /* Calculated min (almost true min) */
  double tMaxCalc; /* Calculated max (almost true max) */
  double tMinScale; /* Actual Scale min */
  double tMaxScale; /* Actual Scale max */
} MAT_SCALING_T;

typedef struct {
  double frame_count; /* frame number in sequence */
  double trig_count; /* external trig counter */
} MAT_FRAME_INFO;

#endif

```