

Um Sistema para Pré-Processamento de Imagens Térmicas e Modelagem Tridimensional Aplicada à Mastologia

Felipe J. Castro¹, Simone Vasconcelos Silva¹⁻³, Rodrigo C. Serrano¹, Leonardo S. Motta¹, Pedro M. Menezes¹, Luciete A. Bezerra², Esteban W. Clua¹, Rita de Cássia F. de Lima², Aura Conci¹

¹Instituto de Computação-UFF, ²Departamento de Engenharia Mecânica-UFPE, ³Coordenação de Informática-IFF

e-mail: felipejc@gmail.com, simonevsinfo@yahoo.com.br, rcarvalho@ic.uff.br, mottals@ic.uff.br, pmenezes@ic.uff.br, lucietebezerra@yahoo.com.br, esteban@ic.uff.br, ritalima@ufpe.br, aconci@ic.uff.br

home-page: <http://visual.ic.uff.br/>, <http://www.demec.ufpe.br>

Introdução

O câncer é a segunda causa mais freqüente de mortes no Brasil, sendo o câncer de mama a maior causa de mortes em mulheres. O desenvolvimento de tumores de mama ocorre através de fluxo constante de nutrientes, para isso as células produzem substâncias responsáveis pela criação de novos vasos ao redor do tumor, causando maior fluxo sanguíneo naquela região, acarretando um aumento da temperatura no local [3]. O diagnóstico tradicional de detecção do câncer de mama baseia-se em imagens mamográficas. Uma detecção mais precoce pode ser obtida através de imagens térmicas que utilizam a radiação infravermelha, emitida pelo corpo humano, para medir a temperatura ou observar padrões diferenciais de distribuição de temperatura. A utilização dessas imagens como forma de detecção precoce do câncer de mama é muito importante [4], por não usar como forma de aquisição de dados radiações acumulativas no organismo.

Um projeto aprovado pelo Comitê de Ética da UFPE, registrado no Ministério da Saúde, encontra-se em andamento [1]. Neste analisa-se as potencialidades da utilização de termografia no diagnóstico de distúrbios mamários. Um banco de dados foi desenvolvido e encontra-se em fase de constante alimentação, este banco já contém imagens termográficas de mais de 300 pacientes do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE. Neste trabalho pretende-se mostrar como, a partir das imagens do banco de termografias, pode-se criar uma superfície característica de seios. Essa modelagem tem diversas aplicações importantes como geração de malhas para uso em métodos numéricos de análise e na visualização do resultado de uso de próteses ou reconstrução por cirurgias reparadoras.

Definição do perfil e largura da mama

Os dados fundamentais para modelagem 3D são as curvas que definem o perfil da mama e a curva que define seu limite inferior. Esses dados são obtidos das imagens térmicas de frente e lado do paciente a ser analisado. Exemplos de imagens térmicas que permitem a obtenção destes dados são as da esquerda da Figura 1. Para que essas curvas sejam extraídas, a imagem precisa passar por uma seqüência de processos onde, primeiro é extraído o fundo da imagem e em seguida segmenta-se essa imagem de forma que apenas o corpo do paciente seja mantido. Para que fosse feita a

segmentação apresentada nas imagens à direita da Figura 1 foram experimentadas algumas alternativas. A forma mais viável foi à utilização de análise das imagens tomando por referência as pseudo-cores de armazenamento das imagens térmicas. Para isso foram analisados alguns sistemas de cores, tanto aditivos quanto subtrativos, onde optou-se pelo sistema RGB (Red, Green, Blue), pois foi o que mais simplificou a segmentação. Foi possível separar a informação desejada (corpo do paciente) com base na intensidade de variação cromática em pixels muito próximos. O que forma um halo de 3 cores próximo ao corpo do paciente devido ao gradiente da temperatura entre o fundo e o corpo. Embora as cores referentes a esse gradiente possam mudar com a função de atribuição de cores escolhidas para representar a temperatura, nesta região sempre ocorrerá um grande incremento de intensidade no termograma.

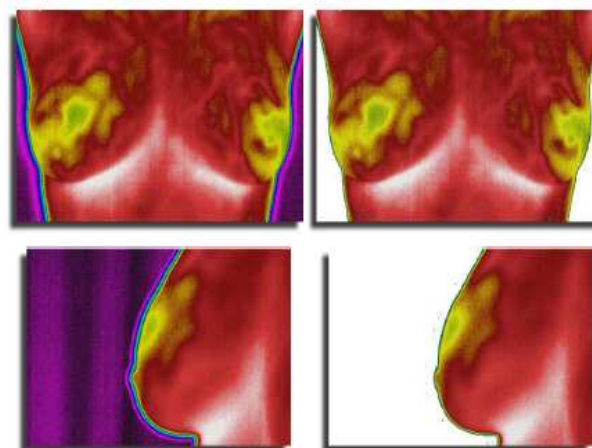


Figura 1: Imagens térmicas da mama representando a temperatura de cada ponto em pseudo-cor. Imagens originais do exame (esquerda) e imagens com segmentação da região de interesse (direita).

A Figura 2 mostra uma das formas de pseudo-cor mais usada para representar as temperaturas das imagens térmicas por cores. Na paleta de pseudo-cor das imagens da Figura 1, a transformação usada é a mostrada na Figura 2, nesta transformação é possível fazer a segmentação em função do matiz das cores e sua composição de RGB. Por exemplo, quando a cor azul mais escuro ocorre, há a participação apenas do B (Blue), na área de transição que contorna o corpo da

paciente, e a partir daí todas as cores seguintes (tendendo para o lado mais frio) são cores que representam o fundo, pois remetem a temperaturas muito baixas para o corpo humano (menos de 29°C). A partir dessas observações é possível fazer a segmentação. É importante ainda ter o cuidado de usar uma tolerância nesta consideração, pois como se trata de imagens armazenadas em um formato com perda de dados (JPEG) não é possível ter a temperatura exata de um ponto.

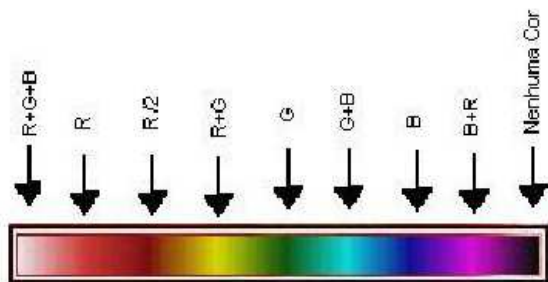


Figura 2: Distribuição de cores referentes a temperaturas (26°C a 36°C) e sua associação à intensidade de cores do espaço RGB.

Depois de definido o contorno da mama de perfil (imagem da Figura 1 inferior direita) chega-se a curva de definição vertical que gerenciará o sistema de modelagem genérico da mama mostrada na imagem inferior direita da Figura 3. O segundo controle da forma particular da mama, mostrado na imagem inferior esquerda da Figura 3, é obtido detectando-se a curva que corresponde à união da mama com o corpo do paciente nas imagens de frente após eliminação do fundo da imagem, ou seja, de imagens como a da Figura 1 superior direita.

Modelagem tridimensional

Este trabalho utiliza a malha de um busto padrão tridimensional para a partir de 2 curvas de gerenciamento transformar esse busto genérico em um busto com dimensões e forma de um paciente. A Figura 3 mostra a malha gerada bem como uma representação da superfície do busto. Esta malha é gerada para uma visualização da superfície tridimensional da mama em diversas posições (frente, lateral esquerda, lateral direita) e ângulos. Pretende-se comparar as imagens da malha adaptada às medidas de mamas de pacientes com as imagens reais ou mesmo comparações dos dados obtidos através do uso de scanner laser 3D. Após esta etapa pretende-se gerar a entrada de dados de uma malha que seja analisada nos sistemas numéricos de Volumes Finitos usando programas comerciais de CFD (*Computational Fluid Dynamics*), como o FLUENT [2].

Considerações finais

O projeto apresentado neste trabalho tem como objetivo final validar o uso da termografia na identificação precoce de câncer de mama. Uma das etapas para esta validação é baseada no ajuste de um modelo 3D a imagem real do paciente, adequando o modelo às dimensões dos seios da imagem

termográfica. Proporcionando uma visão mais próxima à imagem real do paciente através de imagens 3D, facilitando os diagnósticos.

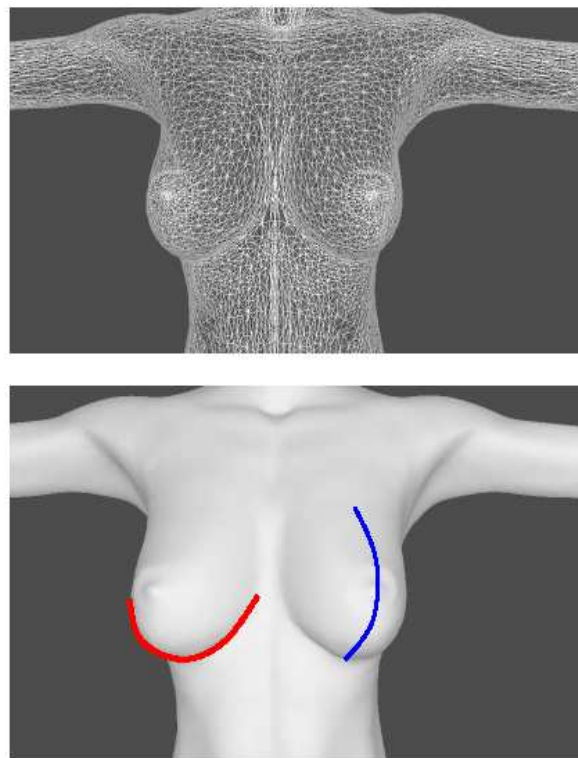


Figura 3: Malha tridimensional que define a superfície genérica do busto (acima) e superfície sombreada mostrando as curvas para a modelagem da mama de uma paciente (abaixo).

Referências Bibliográficas

1. Bezerra, L. A., Uso de imagens termográficas em tumores mamários para validação de simulação computacional, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2007.
2. Ng, E.Y.K., Sudharsan, N.M., An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumors, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 215 (1), pp. 25-38, 2001.
3. Yahara, T., Koga, T., Yoshida, S., Nakagawa, S., Deguchi, H., Shirouzo, K., Relationship between microvessel density and thermographic hot areas in breast cancer, *Surgery Today*, 33 (4), pp. 243-248, 2003.
4. Ng, E.Y.-K., Sudharsan, N.M., Effect of blood flow, tumour and cold stress in a female breast: A novel time-accurate computer simulation, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 215 (4), pp. 393-404, 2001.