

Uso de imagens termográficas para classificação de anormalidades de mama

Marcus C. Araújo¹, Rita C. F. Lima¹, Renata M. C. R. Souza²

¹Departamento de Engenharia Mecânica – Centro de Tecnologia e Geociências
Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) – Recife, PE – Brazil

²Centro de Informática – Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) – Recife, PE –
Brazil

marcus.araujo@ufpe.br, ritaflima@yahoo.com.br, rmcrs@cin.ufpe.br

Abstract. *Recent studies involve the use of thermal imaging as a screening technique especially in cases where the mammography is limited. The aim of this work is to evaluate the feasibility of using thermographic images in order to detect breast cancer. A three-stage feature extraction approach is proposed. Initially, four intervals variables are obtained by the minimum and maximum temperature values from the morphological and thermal matrices. In the second step, operators based on dissimilarities for intervals are considered and then continuous features are obtained, giving the input data to a classification process. The approach achieved 16% of misclassification rate, 85.7% of sensitivity and 86.5% of specificity to the malignant class.*

Resumo. *Estudos recentes envolvem o uso da termografia como uma técnica de triagem para o câncer de mama, especialmente nos casos em que a mamografia é limitada. O objetivo deste trabalho é avaliar a utilização de imagens termográficas para classificar anomalias mamárias (maligno, benigno e cisto) a fim de detectar o câncer de mama. No primeiro passo, a imagem termográfica é obtida e processada. Em seguida quatro variáveis são obtidas com base nos intervalos de temperaturas obtidos do termograma, determinando os dados de entrada para o processo de classificação. Três classificadores clássicos foram avaliados. Por fim, obteve-se 16% de taxa de erro de classificação, 85,7% de sensibilidade e 86,5% de especificidade para o câncer.*

1. Introdução

Por muitos anos o câncer foi considerado uma doença exclusiva de países desenvolvidos. No entanto, há algumas décadas esse cenário tem mudado e países em desenvolvimento também têm apresentado altas taxas de incidência do câncer [Acharya et al. 2012]. A Organização Mundial de Saúde (OMS) estimou que para a década de 2030 serão esperados cerca de 27 milhões de casos de câncer [INCA 2011]. Além disso, o câncer de mama é o tipo mais comum de câncer em mulheres e corresponde ao segundo ou terceiro tipo mais comum de malignidade em países em desenvolvimento [Acharya et al. 2012].

O Instituto Nacional do Câncer (INCA) publica a cada dois anos uma estimativa de novos casos de câncer no Brasil, como vem fazendo ao longo dos últimos 18 anos. Em 2008, por exemplo, os tipos mais frequentes de câncer seriam os de próstata e de

pulmão, para os homens, e os cânceres de mama e de colo do útero para as mulheres [INCA 2007]. Para 2010 as estimativas afirmavam que cerca de mais de 49.000 novos casos de câncer de mama seriam detectados no Brasil. Um risco estimado de 49 novos casos a cada cem mil mulheres [INCA 2009]. As estimativas para o ano de 2012 apontaram a ocorrência de aproximadamente 518.510 novos casos de câncer, entre homens e mulheres. Desses, o câncer de mama feminina seria responsável por aproximadamente 52.680 incidências, com um risco estimado em 52 casos para cada cem mil mulheres [INCA 2011]. Para o ano de 2014, com validade também para o ano de 2015, as estimativas apontam para a ocorrência de aproximadamente 576 mil novos casos de câncer, reforçando a importância do problema do câncer no país. Desses casos, o câncer de mama feminina será responsável por 57 mil novos casos [INCA 2014].

A mamografia é atualmente o mais importante método de diagnóstico por imagens dentre as técnicas utilizadas para detecção do câncer de mama. O exame consiste da emissão de feixes de Raios-X de baixa dosagem, gerando uma imagem da mama num filme fotográfico. Mamas jovens, por possuírem tecido glandular denso, geram pouco contraste aos Raios-X e são mais suscetíveis aos efeitos maléficos da radiação [Hayward 1987]. Por este motivo, pacientes jovens são menos indicadas para mamografia e portanto devem ser encaminhadas a outros tipos de exame, como ultrassonografia e, mais recentemente, a termografia. Todos esses exames devem ser acompanhados de biópsia e análise patológica para confirmação do câncer em um nódulo existente.

A termografia pode ter um papel importante na detecção precoce do câncer de mama, podendo ser aplicada como ferramenta complementar em uma análise qualitativa, pois pode ser usada na validação de suspeitas médicas não confirmadas por outras formas de diagnóstico. Pode ainda confirmar um problema fisiológico existente de forma quantitativa, quando associado a ferramentas computacionais como o processamento da imagem térmica, a análise estatística e o uso de ferramentas de aprendizagem de máquina [Ng et al. 2005]. Segundo [Ng 2009], a termografia tem potencial para detecção do câncer de mama de forma precoce e quando associada à mamografia e ao exame clínico prévio, pode elevar a capacidade da detecção deste tipo de câncer para aproximadamente 98% [Ng and Sudarshan 2004]. Porém, devido a inconsistências no diagnóstico, é ainda não utilizada como procedimento padrão ou mesmo complementar, especialmente no Brasil.

O objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia que auxilie no diagnóstico precoce de câncer de mama a partir de imagens termográficas. Propõe-se integrar as principais etapas da aquisição de imagens térmicas aos métodos de extração de características e de aprendizagem de máquina a fim de classificar as desordens mamárias em “maligno”, “benigno” ou cisto.

2. Metodologia

O cenário que envolve a metodologia deste trabalho foi dividido entre as seguintes etapas: Seleção das pacientes; Aquisição das imagens termográficas; Armazenagem dos dados e gerenciamento de imagens; Pré-processamento da imagem termográfica; Extração de características; Etapa de classificação.

Estas etapas foram divididas em três blocos para melhor compreensão. O primeiro bloco diz respeito à seleção de pacientes, aquisição da imagem térmica, armazenagem

dos dados e ao processamento da imagem termográfica, isto é, a segmentação da área de interesse e o processamento morfológico da imagem segmentada das mamas. O segundo bloco explica a extração de características a partir das matrizes geradas no primeiro bloco. O terceiro bloco trata do processo final de classificação. A Figura 1 ilustra a metodologia adotada.

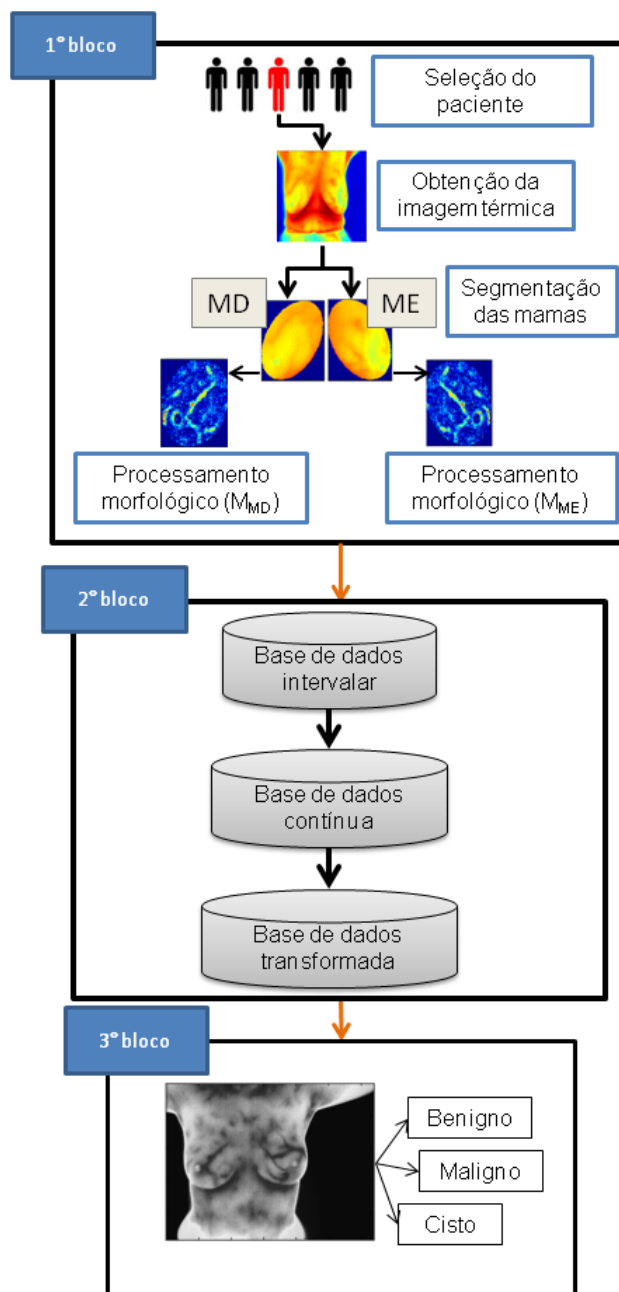


Figura 1. Esquema simplificado da metodologia.

2.1. Bloco 1 - Gerenciamento e pré-processamento das imagens

Este bloco refere-se à seleção de pacientes, à aquisição da imagem térmica, ao armazenamento dos dados e, por fim, ao processamento da imagem térmica que representa a

segmentação da área de interesse e o processamento morfológico das imagens segmentadas das mamas.

Seleção dos pacientes

A seleção das pacientes conta com o apoio de dois médicos voluntários do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Pernambuco (HC/UFPE), integrantes do grupo de pesquisa. O universo a ser examinado é formado por pacientes do Ambulatório de Mastologia da Clínica Ginecológica do Departamento Materno-Infantil do Hospital das Clínicas da UFPE. A amostra consiste das pacientes, das quais haja suspeita de nódulo mamário, através de exame clínico prévio ou de outros exames. Elas são então encaminhadas ao grupo de pesquisa pelo médico responsável. Foram tomadas imagens térmicas de cinquenta pessoas maiores de trinta e cinco anos, pacientes estas com suspeita de distúrbios mamários comprovados por outros exames.

Aquisição das imagens termográficas

As imagens termográficas tratadas no presente trabalho foram obtidas utilizando-se uma câmera de infravermelho FLIR S45. As pessoas das quais foram tomadas as imagens concordaram em participar da pesquisa a partir da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), documento obrigatório do projeto cadastrado no Ministério da Saúde sob o Registro CEP/CCS/UFPE N°279/05 e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco.

As imagens foram colhidas de um grupo heterogêneo e composto por 50 pacientes voluntárias que foram selecionadas pelo critério médico de seleção descrito acima. As 50 pacientes selecionadas apresentaram suspeita de distúrbio mamário, comprovado por exame clínico e exames de imagem, como ultrassom e mamografia; e exame patológico quando necessário. Imagens termográficas estáticas foram obtidas, em detrimento das imagens termográficas dinâmicas, a fim de padronizar a coleta das imagens e facilitar o trato com o paciente no ambiente clínico. Ainda, um protocolo de aquisição para o paciente e um aparato mecânico foram desenvolvidos [Oliveira 2012]. Este aparelho é constituído por dois trilhos que são utilizados para o deslocamento de um pequeno carro, suportando o tripé que está ligado à câmara de infravermelhos. Um apoio para o paciente, construído com peças em aço, alumínio e madeira foi montado em uma cadeira giratória, permitindo quatro diferentes posições de modo a acomodar confortavelmente pacientes de diferentes alturas [Bezerra et al. 2013b, Bezerra et al. 2013a].

Neste trabalho foram usadas imagens obtidas apenas sobre o plano frontal do paciente, na qual a mesma está com os braços levantados. Ainda, foram medidas as distâncias entre o paciente e a câmera, a temperatura da sala e a umidade relativa da sala no momento do exame e considerada a emissividade da pele humana como sendo 0,98 [Lahiri et al. 2012]. Esses dados foram usados como parâmetros de entrada para a câmera termográfica.

Armazenamento dos dados

Um banco de dados (BD) foi desenvolvido para dar suporte ao armazenamento das informações dos pacientes tratados neste trabalho. Ele foi concebido com o intuito de armazenar a sequência de informações colhidas durante o registro médico dos pacientes e informações de outros exames, além de registrar suas imagens termográficas,

i.e., foi designado para acomodar a sequência de eventos que ocorrem a partir do momento em que o paciente entra no consultório médico. O BD pode ser acessado em “http://150.161.49.9/termo”, mediante solicitação.

Pré-processamento da imagem termográfica

O pré-processamento da imagem termográfica consiste da segmentação da região das mamas no termograma e do tratamento morfológico realizado sobre cada uma das imagens segmentadas das mamas.

- Segmentação das mamas na imagem termográfica:

As imagens foram segmentadas a partir de uma segmentação manual baseada na matriz de temperaturas da imagem termográfica. O principal objetivo desta segmentação manual é obter, a partir de ferramentas simples, a área total de cada mama na imagem térmica. Diferentes técnicas de segmentação em imagens termográficas de mama foram comparados e os resultados mostraram que o tipo de segmentação não apresenta grande influência no resultado final do processo de classificação [da Cunha Queiroz 2014].

A matriz de temperaturas de uma imagem termográfica pode ser obtida a partir de *softwares* proprietários e convertida em formato de texto ou planilha. Neste trabalho o *software* FLIR QuickReport[®] foi usado para a obtenção da matriz de temperatura da imagem original. As matrizes obtidas possuem dimensão de 320×240 , onde cada elemento representa a temperatura de um *pixel* da imagem original.

O Matlab[®] foi usado para a segmentação da região da mama na matriz de temperaturas. O processo desenvolvido para a segmentação manual da mama no termograma consiste em: extrair a matriz de temperaturas **T** da imagem termográfica a partir do *software* comercial FLIR QuickReport[®]; esta matriz, previamente convertida em formato de planilha de texto, é então importado pelo Matlab[®], podendo ser processada como uma imagem comum; em seguida seleciona-se a região de interesse a partir de elementos elipsoidais, gerados de forma manual através do Matlab[®] sobre a matriz de temperaturas **T**; por fim, após a seleção da área de interesse, despreza-se o restante da imagem.

A Figura 2 exibe o resultado da segmentação para uma mulher jovem e uma mulher de meia idade. Após a segmentação são obtidas duas matrizes de temperatura independentes, **MD** e **ME**, que correspondem às matrizes de temperaturas para a mama direita e mama esquerda, respectivamente.

Cuidado especial deve ser dado à região inferior das mamas no momento da segmentação. Ao levantar os membros superiores, o tecido mamário se desloca, deixando em evidência a região torácica mais aquecida. A área aquecida exibida vai variar de paciente para paciente e pode influenciar no processo de classificação caso a segmentação não seja precisa 2.

- Morfologia Matemática:

O objetivo do uso da morfologia matemática neste trabalho é determinar a variação de temperatura entre os máximos locais de temperatura e as temperaturas da vizinhança (ILT - Incremento Localizado de Temperatura). Para tal, um processamento morfológico é realizado sobre as matrizes **ME** e **MD** que são obtidas da segmentação das mamas na imagem térmica. Esse processamento foi sugerido inicialmente por [Tang et al. 2008]. A

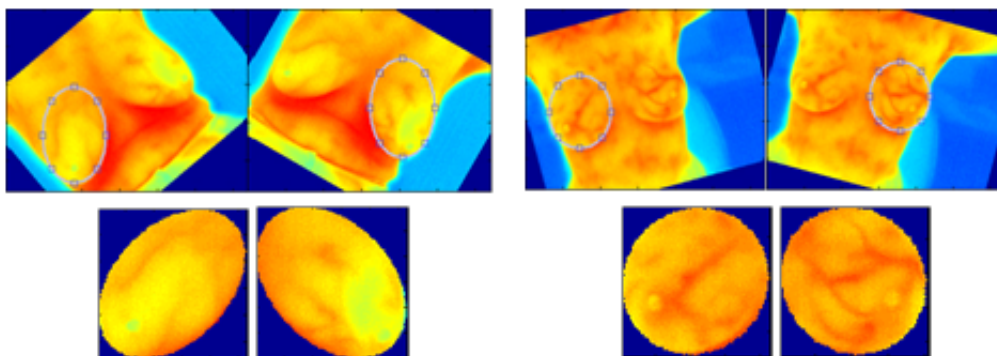


Figura 2. Segmentação das mamas na imagem térmica.

partir do processamento morfológico sobre as matrizes ME e MD são obtidas duas matrizes independentes M_{ME} e M_{MD} , contendo a informação do ILT para a mama esquerda e para a mama direita, respectivamente.

2.2. Bloco 2 - Extração de características

As características utilizadas neste trabalho dependem apenas das temperaturas das mamas, sendo independentes das escalas de cor das imagens. Para tal, a matriz de temperaturas é extraída de cada imagem termográfica. Tal matriz é trabalhada como uma falsa imagem, permitindo a sua segmentação.

As variáveis térmicas são inicialmente representadas pelo intervalo completo de temperaturas para cada mama. Uma variável simbólica intervalar \dot{y} é aquela que assume valores em um intervalo [Diday and Noirhomme-Fraiture 2008]. Isto é, $\dot{y} = [a, b] \subset \mathfrak{R}$, com $a \leq b$, $(a, b) \subset \mathfrak{R}$. Logo, podemos definir uma variável intervalar a partir das temperaturas no interior de uma região de interesse de um termograma como: $\dot{y} = [T_{min}, T_{max}]$ onde T_{min} , chamado de *infimum* (inf), refere-se ao valor mínimo de temperatura sobre a região de interesse e T_{max} , chamado de *supremum* (sup), se refere à temperatura máxima observada sobre a mesma região.

A partir das matrizes de temperatura ME e MD, obtidas do estágio de segmentação das mamas na imagem térmica, podem-se definir dois intervalos $\dot{y}_{ME} = [T_{min_{ME}}, T_{max_{ME}}]$ e $\dot{y}_{MD} = [T_{min_{MD}}, T_{max_{MD}}]$, podendo ser representados simplesmente por $\dot{y}_{ME} = [a_{ME}, b_{ME}]$ e $\dot{y}_{MD} = [a_{MD}, b_{MD}]$ e que correspondem aos intervalos de temperatura para a mama esquerda e para a mama direita, respectivamente. Da mesma forma, para as matrizes oriundas do processamento morfológico M_{ME} e M_{MD} podemos definir os intervalos $\dot{y}_{MME} = [T_{min_{MME}}, T_{max_{MME}}]$ e $\dot{y}_{MMD} = [T_{min_{MMD}}, T_{max_{MMD}}]$, que podem ser representados por $\dot{y}_{MME} = [a_{MME}, b_{MME}]$ e $\dot{y}_{MMD} = [a_{MMD}, b_{MMD}]$, correspondendo aos intervalos de temperatura obtidos a partir das matrizes morfológicas da mama esquerda e da mama direita, respectivamente.

Em seguida, os intervalos de temperatura de cada mama são convertidos a quatro variáveis pontuais que serão usadas como características de entrada para o processo de classificação. As variáveis pontuais são medidas em função dos intervalos da seguinte forma:

$$V_1 = |\max(a_{ME}, a_{MD}) - \min(a_{ME}, a_{MD})|;$$

$$V_2 = |\max(b_{ME}, b_{MD}) - \min(b_{ME}, b_{MD})|;$$

$$V_3 = |\max(a_{ME}, a_{MD}) - \min(b_{ME}, b_{MD})|;$$

$$V_4 = |\max(b_{MME}, b_{MMD}) - \min(b_{MME}, b_{MMD})|;$$

onde V_1 representa a diferença das temperaturas máximas entre as mamas; V_2 representa a diferença das temperaturas mínimas entre as mamas; V_3 corresponde à máxima diferença de temperatura entre as mamas e V_4 corresponde à diferença dos valores de máximo obtidos do processamento morfológico de cada mama.

2.3. Bloco 3 - Classificação

A extração de características apresentada é usada como vetor de entrada para um grupo de classificadores clássicos existente na literatura. O vetor de características tem a forma $\mathbf{x} = (V_1, V_2, V_3, V_4, y)$, onde V_i ($i = 1, \dots, 4$) representa as variáveis de entrada e y corresponde à classe original do paciente. A base de dados utilizada é dividida em três classes de diferentes tamanhos: 14 amostras de malignidade, 19 amostras de casos benignos e 17 amostras referentes ao cisto, totalizando 50 indivíduos.

Os classificadores utilizados para a avaliação foram o classificador discriminante linear, o classificador de distância mínima com base na distância euclidiana e na distância de Mahalanobis (com matriz de covariâncias comum).

A fim de avaliar o resultado do processo de classificação é necessário que o classificador seja testado a partir de indivíduos que não foram apresentados durante a fase de treino. No entanto, quando a amostra disponível é pequena, a divisão do conjunto em grupo de treino e grupo de teste pode não fornecer informação suficiente para o treino do classificador. Segundo [Lu et al. 2005], classificadores como o discriminante linear geralmente sofrem do problema do “número pequeno de amostras”. Nesses casos, i.e., quando o tamanho da amostra é pequeno ou moderado, pode-se utilizar de técnicas específicas como validação cruzada *K-fold*, *Leave-one-Out* e *Bootstrap* [de Souza 1999]. Neste trabalho, cada abordagem sugerida foi avaliada a partir do critério de validação cruzada *Leave-One-Out*, onde um único indivíduo é usado para teste, enquanto que o restante das amostras é utilizada para treino. O processo é repetido até que todos os indivíduos sejam usados como amostra de teste. Desta forma o experimento é repetido n vezes, para n grupos de treino e amostras de teste diferentes.

3. Resultados

Neste trabalho será realizada uma avaliação binária, do tipo (câncer/não-câncer). Serão considerados como câncer aqueles pacientes pertencentes ao grupo “maligno” e como não-câncer os pacientes dos grupos “benigno” e “cisto”.

A extração de características proposta, chamada a partir deste ponto de *EP* (Extração Proposta), é comparada com uma extração de característica de ordem estatística, aqui chamada de *EE* (Extração Estatística), comumente usada como conjunto de características em diversos trabalhos de classificação de patologias de mama baseados em análise por assimetria [Kuruganti and Qi 2002, Tan et al. 2007, Schaefer et al. 2009, Kapoor and Prasad 2010] e também com uma extração de características de textura, chamada de *ET* (Extração por Textura), que recentemente vem ganhando espaço

para aplicação em problemas de classificação de patologias de mama por termografia [Mookiah et al. 2012, Acharya et al. 2012, Francis and Sasikala 2013]. Ambas foram submetidas ao mesmo grupo de dados.

Os dados foram avaliados quanto à taxa de erro de classificação e quanto aos índices de sensibilidade e especificidade para cada classe. Os resultados serão apresentados em tabelas e diagramas de caixa (boxplot).

Na Tabela 1 e na Figura 3 estão resumidos os índices de sensibilidade e especificidade encontrados para a Classe Maligno em cada classificador testado. Por sua vez, o erro de classificação com relação ao *EP* está resumido na Tabela 2.

Tabela 1. Resumo dos índices de sensibilidade (Sen.) e especificidade (Esp.) para o câncer durante a abordagem 1.

Classificador	<i>EP</i>		<i>EE</i>		<i>ET</i>	
	Sen.	Esp.	Sen.	Esp.	Sen.	Esp.
Discriminante linear	0,78	0,92	0,50	0,87	0,46	0,89
Distância Euclidiana	0,85	0,86	0,42	0,90	0,46	0,73
Distância de Mahalanobis	0,85	0,86	0,50	0,80	0,40	0,79
Distância City-block	0,78	0,83	0,64	0,67	0,06	0,80

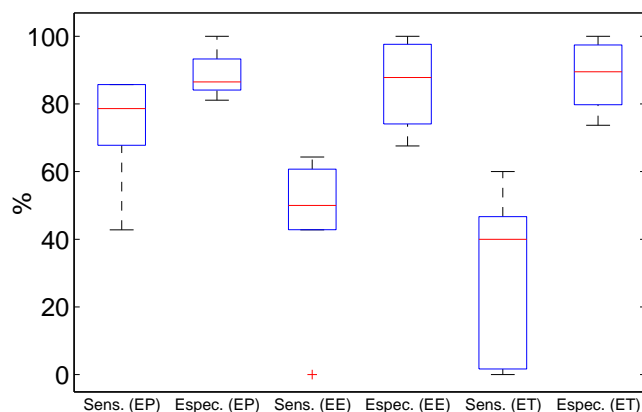


Figura 3. Boxplot para os índices de sensibilidade e especificidade para o câncer.

Tabela 2. Erro global de classificação.

Classificador	<i>EP</i>	<i>EE</i>	<i>ET</i>
Discriminante linear	0,16	0,54	0,48
Distância Euclidiana	0,16	0,48	0,58
Distância de Mahalanobis	0,18	0,56	0,62
Distância City-block	0,38	0,56	0,70

Entre os classificadores avaliados, destacam-se os classificadores de distância mínima baseados na distância Euclidiana e na distância de Mahalanobis, que atingiram

uma mesma sensibilidade de 85,7% para a Classe Maligno e taxa de erro de 16% e 18% respectivamente.

4. Conclusões

Considerando os resultados obtidos, pode-se sugerir que a termografia pode ser usada como uma ferramenta complementar para a detecção do câncer de mama. Uma abordagem baseada em uma análise binária do tipo "câncer" e "não-câncer" pode se favorecer das sensibilidades encontradas para a Classe Maligno. O resultado obtido faz da metodologia desenvolvida uma ferramenta de grande valia para rastreamento e/ou detecção precoce de câncer de mama, principalmente na análise de termogramas de pessoas residentes em localidades afastadas dos grandes centros urbanos e de pacientes não indicados para mamografia. O estudo demonstrou que os dados de intervalos de temperatura podem ser usados com segurança para representar imagens termográficas já que eles englobam a variabilidade intrínseca de cada ponto de temperatura no termograma.

Referências

- Acharya, U. R., Ng, E. Y. K., Tan, J.-H., and Sree, S. V. (2012). Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine. *Journal of Medical Systems*, 36:1503–1510.
- Bezerra, L., Oliveira, M. M., Rolim, T. L., Conci, A., Santos, F. G. S., Lyra, P. R. M., and Lima, R. C. F. (2013a). Estimation of breast tumor thermal properties using infrared images. *Signal Processing*, 93:2851–2863.
- Bezerra, L. A., Oliveira, M. M., Araújo, M. C., Viana, M. J. A., Santos, L. C., Santos, F. G. S., Rolim, T. L., Lyra, P. R. M., Lima, R. C. F., Borschartt, T. B., Resmini, R., and Conci, A. (2013b). Infrared imaging for breast cancer detection with proper selection of properties: From acquisition protocol to numerical simulation. In Ng, E. Y. K., Acharya, U. R., Rangayyan, R. M., and Suri, J. S., editors, *Multimodality Breast Imaging: Diagnosis and Treatment*, volume 1. SPIE PRESS.
- da Cunha Queiroz, K. F. F. (2014). Análise da repetitividade e melhoria de segmentação semiautomática de rois em imagens termográficas de mama. Trabalho de conclusão de curso (Monografia) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2014.
- de Souza, R. M. C. R. (1999). Classificação de imagens sar baseada em uma abordagem simbólica. Master's thesis, Universidade Federal de Pernambuco, Recife.
- Diday, E. and Noirhomme-Fraiture, M. (2008). *Symbolic Data Analysis and the SODAS Software*. John Wiley and Sons, England.
- Francis, S. V. and Sasikala, M. (2013). Automatic detection of abnormal breast thermograms using asymmetry analysis of texture features. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 37(1):17–21.
- Hayward, J. (1987). Uma visão global do problema. In MONTORO, A. F., GIANNOTTI FILHO, O., FERREIRA, C. A., VALENTE, C. A., PETRILLI, C., POSSIK, R. A., and MÉLEGA, J. M., editors, *Alternativas Diagnósticas e Terapêuticas no Câncer de Mama*, chapter 1, pages 3–11. BRADEPCA/CNPQ, São Paulo.
- INCA (2007). *Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil*. Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil.

- INCA (2009). *Estimativas 2010: Incidência de Câncer no Brasil*. Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil.
- INCA (2011). *Estimativas 2012: Incidência de Câncer no Brasil*. Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil.
- INCA (2014). *Estimativas 2014: Incidência de Câncer no Brasil*. Ministério da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil.
- Kapoor, P. and Prasad, S. V. A. V. (2010). Image processing for early diagnosis of breast cancer using infrared images. *Proceedings of the 2010 IEEE Computer and Automation Engineering 2nd International Conference*, 3:564–566.
- Kuruganti, P. T. and Qi, H. (2002). Asymmetry analysis in breast cancer detection using thermal infrared images. In *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, TX, USA.
- Lahiri, B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., and Philip, J. (2012). Medical applications of infrared thermography. *Infrared Physics & Technology*, 55:221–235.
- Lu, J., Plataniotis, K. N., Venetsanopoulos, A. N., and Wang, J. (2005). An efficient kernel discriminant analysis method. *Pattern Recognition*, 38:1788–1790.
- Mookiah, M. R. K., Acharya, U. R., and Ng, E. (2012). Data mining technique for breast cancer detection in thermograms using hybrid feature extraction strategy. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, 9(2):151–165.
- Ng, E. Y. K. (2009). A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*, 48:849–859.
- Ng, E. Y. K., Kee, E., and Acharya, R. U. (2005). Advanced technique in breast thermography analysis. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*.
- Ng, E. Y. K. and Sudarshan, N. M. (2004). Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer. *BMC Cancer*, 4.
- Oliveira, M. M. (2012). Development of a protocol and construction of a mechanical apparatus for standardizing the acquisition of breast thermographic images. Master's thesis, Federal University of Pernambuco, Brazil. In Portuguese.
- Schaefer, G., Závisek, M., and Nakashima, T. (2009). Thermography based breast cancer analysis using statistical features and fuzzy classification. *Pattern Recognition*, 47:1133–1137.
- Tan, T., Quek, C., Ng, G., and Ng, E. (2007). A novel cognitive interpretation of breast cancer thermography with complementary learning fuzzy neural memory structure. *Expert Systems with Applications*.
- Tang, X., Ding, H., Yuan, Y.-e., and Wang, Q. (2008). Morphological measurements of localized temperature increase amplitudes in breast infrared thermograms and its clinical application. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3:312–318.