

# Classificação do infarto de miocárdio a partir da extração de parâmetros de espaços de fase com o uso dos Descritores de Haralick

Emanuel Thiago A. Silva, Dimas Merêncio da S. Júnior, Rafael Duarte de Sousa e Carlos Danilo M. Regis.

**Resumo**—A detecção de infarto do miocárdio pode ser feita pela avaliação qualitativa da reconstrução do espaço de fase (REF) de sinal para determinar o caos do sinal. O presente trabalho tem como objetivo comparar o uso de descritores com os parâmetros usualmente utilizados para quantificar o caos por meio do desempenho de redes neurais treinadas com as características extraídas pelos descritores de Haralick. O melhor resultado obtido teve como métricas uma acurácia de 70,31% e sensibilidade de 69,76%.

**Palavras-Chave**—Infarto do miocárdio, Eletrocardiograma, Vetocardiograma, Reconstrução do Espaço de Fase, Descritores de Haralick

**Abstract**—The detection of the acute myocardial infarction can be made by qualitative evaluation of the signal's phase space reconstruction (PSR) to define how chaotic this signal is. This work has the purpose to compare the use of texture descriptors with the parameters usually used to quantify the chaos using Neural Networks trained with characteristics extracted by descriptors.

**Keywords**—Myocardial Infarction, Electrocardiogram, Vectorcardiogram, Phase Space Reconstruction, Haralick Features

## I. INTRODUÇÃO

De acordo com a organização mundial da saúde, as doenças cardiovasculares, as quais incluem o infarto de miocárdio (MI) foram, em 2019, a principal causa de mortes no mundo [1]. O diagnóstico do MI é usualmente feito com o exame do eletrocardiograma (ECG) ou vetocardiograma (VCG) [2]. Além deles, informações adicionais acerca do sinal podem ser extraídas a partir da reconstrução do espaço de fase, método pelo qual pode ser gerada uma imagem que permite a avaliação do caos do sinal de forma qualitativa, sendo ela baseada na morfologia do espaço de fase obtido [3].

O presente trabalho tem como objetivo avaliar o uso do Descritor de Haralick para a extração de parâmetros de imagens de espaço de fase reconstruídos, sendo essa avaliação feita por meio da comparação do desempenho de redes neurais treinadas com os parâmetros apresentados por [3], [4], com redes treinadas com parâmetros retornados por este descritor.

## II. RECONSTRUÇÃO DO VETOCARDIOGRAMA PELO MÉTODO DE KORS

As três derivações ortogonais de um sinal de VCG ( $V_X, V_Y$  e  $V_Z$ ) podem ser obtidas a partir de um sinal de ECG usual de 12 derivações por um método baseado em regressão linear cujo os coeficientes para essa operação foram apresentados por Kors [5]. Dessa forma, as três derivações de VCG são obtidas para cada instante de tempo por meio da multiplicação

da matriz contendo esses coeficientes por um vetor contendo as derivações I, II, V1, V2, V3, V4, V5 e V6 do ECG naquele instante de tempo, sendo esse processo apresentado na Equação 1.

$$\begin{bmatrix} V_X \\ V_Y \\ V_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{18} \\ a_{21} & \dots & a_{28} \\ a_{31} & \dots & a_{38} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} I \\ \vdots \\ V6 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

## III. RECONSTRUÇÃO DO ESPAÇO DE FASE

O espaço de fase de um sistema é um espaço que contém todos os estados que esse sistema pode assumir em cada instante de tempo [3]. De acordo com a teoria elaborada por Takens [6], é possível reconstruir o espaço de fase com  $d$  dimensões de um sistema com base na série temporal de um sinal gerado por esse sistema por meio da aplicação de atrasos nessa série temporal [3], como apresentado na Equação 2 [7].

$$X_n = [x_n \ x_{n-\tau} \ \dots \ x_{n-(d-1)\tau}], \quad n = (1 + (d-1)\tau) \dots N. \quad (2)$$

Na qual  $x_n$  é a  $n$ -ésima amostra na série temporal com  $N$  amostras que corresponde ao sinal,  $\tau$  é o tempo de atraso aplicado no sinal para a reconstrução do espaço de fase e  $d$  é a dimensão do espaço de fase. Considerando  $d = 2$ , como já empregado por [3], o espaço de fase consiste em gerar um gráfico do sinal original ( $x(t)$ ) no eixo das abscissas e sua versão atrasada por um tempo  $\tau$  ( $x(t + \tau)$ ) no eixo das ordenadas.

## IV. DESCRITORES DE HARALICK

Os descritores de Haralick [8] são constituídos por 14 medidas matemáticas e são utilizados para o cálculo de textura da imagem. Essas medidas utilizam a matriz de co-ocorrência [9], que é formada pela distribuição de *pixels* determinada pela textura da imagem.

Essa matriz é constituída por elementos que relacionam a frequência que ocorre em um determinado tom de cinza,  $X$ , em relação a outro  $Y$ , que são separados por uma distância  $d$ , nos ângulos de  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $315^\circ$ . Isso porque a textura da imagem está diretamente relacionada a distribuição espacial média dos tons de cinza da imagem. E o descritor se baseia na repetição do tom de cinza nessa imagem [10].

As características da descrição são retiradas da matriz de co-ocorrência, podendo também ser utilizadas para análise e

classificação de imagens, pois são uma assinatura do padrão definido pela região em estudo [8].

Os descritores de Haralick são: Segundo Momento Angular, Contraste, Variância, Homogeneidade, Soma das Médias, Soma das Variâncias, Soma das Entropias, Entropia, Variância da Diferença, Entropia da Diferença, Energia, Probabilidade Máxima e Diferenças de Ordem K.

## V. MATERIAIS E MÉTODOS

A Figura 1 apresenta os passos para a execução do trabalho. Os sinais de eletrocardiograma foram obtidos da base de dados pública PTB-XL [11], sendo utilizados 2038 sinais, sendo 1019 sinais da classe "Normal" e 1019 da classe patológica "Infarto do Miocárdio na Parede Anterior (AMI, *Anterior Myocardial Infarction*)".

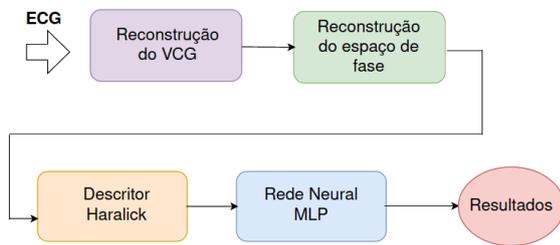


Fig. 1. Descrição dos métodos.

Após a leitura do ECG, é realizada a reconstrução do sinal de VCG por meio do método de reconstrução descrito por Kors com os coeficientes utilizados por Cortez [5]. Para cada derivação ortogonal do VCG foi gerado o seu espaço de fase reconstruído considerando um tempo de atraso de 0.01s e apresentado no formato de imagem de tamanho  $512 \times 512$  pixels.

A partir das imagens geradas pelo espaço de fase reconstruído foi aplicado o descritor de Haralick para cada uma dessas imagens. Os parâmetros de saída dos descritores Haralick (Seção IV), são inseridos na rede neural MLP (*Perceptron Multicamadas*, em inglês *Multilayer Perceptron*), para avaliar o seu potencial de identificação da patologia.

Para analisar os resultados foram usadas as seguintes métricas: Função de perdas (FP), Acurácia (ACC), Sensibilidade (SEN), Especificidade (ESP) e AUC.

## VI. RESULTADOS

Nesta seção são apresentados os resultados da identificação do infarto do miocárdio usando espaço de fase e os descritores de Haralick, conforme mostrado na Tabela I.

TABELA I

TABELA DE RESULTADOS COM O DESCRITOR DE HARALICK

Distância	ACC.	F.P.	SEN.	ESP.	AUC
10	0,6734	0,6563	0,6654	0,7143	0,6332
8	0,7031	0,6945	0,6976	0,7043	0,7021
6	0,6064	0,6232	0,6073	0,5814	0,5952
5	0,6209	0,6269	0,6341	0,6052	0,6083
2	0,6425	0,6354	0,6782	0,6048	0,6242

Na Tabela I são apresentados os resultados obtidos em função da distância usada para obter a matriz de co-ocorrência com ângulos de  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $315^\circ$ . A partir desses resultados é possível observar que a eficiência da rede é bem diferente a partir dessa distância em relação a distância usada, sendo a melhor observada a partir de testes a 8.

O trabalho [4], avaliou a identificação da mesma patologia e usando o mesmo banco utilizando como entrada da rede parâmetros extraídos do espaço de fase. Este trabalho que utilizou os descritores de Haralick mostraram resultados melhores para alguns parâmetros e piores para outros. Na acurácia houve um aumento de 64,95% para 70,31%, na sensibilidade houve uma redução de 81,92% para 69,76%, na especificidade uma redução de 74,51% para 70,43%, e no AUC um aumento de 70,19% para 70,21%.

## VII. CONCLUSÕES

Esse trabalho consiste no estudo do uso dos descritores de Haralick sobre as imagens do espaço de fase reconstruído para sinais das derivações ortogonais de VCG, para que, com o uso de aprendizado de máquina, se possa diagnosticar um paciente automaticamente por meio do ECG.

Seus resultados, com acurácia de 70,31% e sensibilidade de 69,76%, comparados com [4], mostraram melhoras em alguns pontos, mostrando que o uso dos descritores de Haralick pode ser útil para tal aplicação.

## REFERÊNCIAS

- [1] W. H. Organization, "Cardiovascular diseases (cvds)," Available in: [https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)), 2017, accessed: August 2021.
- [2] R. Walsh, *Hurst's the Heart Manual of Cardiology*. McGraw-Hill Education, 2012.
- [3] M. Roopaei, R. Boostani, R. R. Sarvestani, M. A. Taghavi, and Z. Azimifar, "Chaotic based reconstructed phase space features for detecting ventricular fibrillation," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 5, no. 4, pp. 318–327, 2010.
- [4] R. D. de Sousa, J. R. Barbosa, A. B. S. de Oliveira, and C. D. M. Regis, "Analysis of the optimal time delay for reconstruction of phase space of vcg signals to identify anterior wall infarction," *Sociedade Brasileira de Telecomunicações*, 2021.
- [5] J. Kors, G. Van Herpen, A. Sittig, and J. Van Bommel, "Reconstruction of the frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods," *European Heart Journal*, vol. 11, no. 12, pp. 1083–1092, 1990.
- [6] F. Takens, "Detecting strange attractors in turbulence," in *Dynamical systems and turbulence, Warwick 1980*. Springer, 1981, pp. 366–381.
- [7] M. W. Zimmerman, R. J. Povinelli, M. T. Johnson, and K. M. Ropella, "A reconstructed phase space approach for distinguishing ischemic from non-ischemic st changes using holter ecg data," in *Computers in Cardiology, 2003*. IEEE, 2003, pp. 243–246.
- [8] R. M. Haralick, K. Shanmugam, and I. H. Dinstein, "Textural features for image classification," *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*, no. 6, pp. 610–621, 1973.
- [9] C. C. Gotlieb and H. E. Kreyzig, "Texture descriptors based on co-occurrence matrices," *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 51, no. 1, pp. 70–86, 1990.
- [10] E. D. G. Freitas, "Segmentação de regiões de avc isquêmicos em imagens de tc por meio da classificação de textura," Master's thesis, 2016.
- [11] P. Wagner, N. Strodthoff, R.-D. Bousseljot, D. Kreiseler, F. I. Lunze, W. Samek, and T. Schaeffter, "PtB-xl, a large publicly available electrocardiography dataset," *Scientific Data*, vol. 7, no. 1, pp. 1–15, 2020.