

# IDENTIFICAÇÃO, CLASSIFICAÇÃO E CORREÇÃO DE INTERVALOS ANÔMALOS PARA ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Marcos Vinícius Albuquerque da Silva, João Luiz Azevedo de Carvalho

Grupo de Processamento Digital de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica  
Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil, 70910-900  
marcosvinicius09@gmail.com, joaoluiz@pgea.unb.br

**Resumo:** A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é uma importante técnica não invasiva que mostra a relação entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. A presença de arritmias ou erros de detecção de batimentos cardíacos afeta a análise do sinal de VFC. Portanto, a identificação e correção de intervalos anômalos são de fundamental importância. Os principais erros que podem afetar a análise do sinal de VFC são os batimentos ectópicos, os falsos positivos e os falsos negativos. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo que identifique, classifique e corrija cada um desses tipos de anomalias. Os métodos propostos foram avaliados usando sinais obtidos de um banco de dados, nos quais foram artificialmente inseridos intervalos anômalos, de forma a permitir quantificar o desempenho dos mesmos. Os resultados obtidos validam o método proposto, o qual tem grande facilidade de implementação, se comparado a outros métodos existentes na literatura.

**Palavras-chave:** VFC, variabilidade da frequência cardíaca, correção de batimentos ectópicos.

**Abstract:** *Heart rate variability (HRV) is an important non-invasive technique that shows the relationship between sympathetic and parasympathetic influences on the heart rate. The presence of arrhythmias or heartbeat detection errors affects the analysis of the HRV signal, and the identification and correction of anomalous intervals is of fundamental importance. The main types of errors that may affect the analysis of HRV are ectopic beats, false positives, and false negatives. The objective of this work is to develop an algorithm to identify, classify and correct each of these types of errors. The proposed methods were evaluated using signals obtained from a database in which anomalous intervals were artificially inserted, allowing the quantification of the method's performance. The results validate the proposed method, which is easy to implement, compared to other existing methods from the literature.*

**Keywords:** *HRV, heart rate variability, ectopic beat correction.*

## Introdução

A variabilidade da frequência cardíaca é uma importante técnica não invasiva, que mostra a relação entre as influências simpática e

parassimpática no ritmo cardíaco [1]. Por meio dessa técnica, pode-se avaliar o controle do sistema nervoso autônomo sobre diversas funções do organismo e identificar disfunções.

Para que se possa obter resultados precisos, esta técnica requer uma série de intervalos RR composta somente por intervalos associados a batimentos cardíacos normais. A presença de arritmias ou erros de detecção de batimentos afeta a análise do sinal e, por consequência, gera um diagnóstico impreciso. Portanto, a identificação e correção de intervalos anômalos são de fundamental importância na análise da variabilidade da frequência cardíaca, já tendo sido investigada em trabalhos anteriores [2-5].

Os principais erros que podem afetar a análise do sinal RR são os batimentos ectópicos (seguidos de pausa compensatória ou não compensatória), os falsos positivos e os falsos negativos. Batimentos ectópicos são contrações prematuras que não tem relação com a atuação do sistema nervoso. Falsos positivos e falsos negativos são erros relacionados à detecção das ondas R. Quando um batimento cardíaco não é detectado, têm-se um falso negativo. Quando se detecta um batimento cardíaco que não ocorreu, têm-se um falso positivo.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo que identifique, classifique e corrija cada um desses tipos de anomalias. Os métodos propostos foram avaliados usando sinais obtidos de um banco de dados, nos quais foram artificialmente inseridos intervalos anômalos, de forma a permitir quantificar o desempenho dos mesmos.

## Materiais e métodos

O trabalho será dividido em três partes distintas, que representam os processos de identificação, classificação e correção.

**Identificação** – Existem diversos métodos para identificação de intervalos anômalos [2-4]. O método utilizado neste trabalho é o proposto por Liu *et al.* [4], que utiliza a média do sinal aplicada ao filtro descrito por McNames *et al.* [5]. Esse filtro pode ser descrito por

$$D(n) = \frac{|x(n) - x_m|}{1,48 \times \text{med}\{|x(n) - x_m|\}}, \quad (1)$$

em que  $\text{med}\{\cdot\}$  denota o operador mediana,  $x(n)$  é a série de intervalos RR,  $x_m$  é a mediana de  $x(n)$ , isto é,  $x_m = \text{med}\{x(n)\}$  e  $D(n)$  é a saída do filtro.

Caso o valor de  $D(n)$  seja maior que um determinado limiar  $\tau$ , o intervalo RR referente é considerado anômalo. É utilizada uma janela deslizante, que melhora a atuação do filtro. O tamanho da janela é de 50 amostras e o limiar utilizado é  $\tau = 100$ , conforme sugerido por Liu *et al.* [4]. Este método busca identificar intervalos anômalos, entretanto não os classifica.

**Classificação** – Cada tipo de anomalia possui características e comportamentos diferentes entre si [3].

Um falso positivo ocorre quando o detector de ondas R acusa a existência de um batimento cardíaco que não aconteceu. Em geral, um falso positivo resulta em dois intervalos de curta duração consecutivos no sinal RR. A soma desses dois intervalos tipicamente equivale a um intervalo normal.

Um falso negativo ocorre quando o detector de ondas R não acusa a existência de um batimento cardíaco que aconteceu. Em geral, um falso negativo resulta em um intervalo de longa duração no sinal RR. Esse intervalo tipicamente equivale a dois intervalos normais.

Um batimento ectópico seguido de pausa compensatória geralmente ocorre quando acontece um batimento ventricular prematuro, pois a atividade elétrica desse batimento não é conduzida em direção ao átrio e, assim, não reinicializa o nódo sinoatrial. Em geral, esse tipo de batimento prematuro resulta em um intervalo de curta duração (correspondente ao batimento prematuro) seguido de um intervalo de longa duração (a pausa compensatória). A soma desses dois intervalos tipicamente equivale a soma de dois intervalos normais.

Um batimento ectópico seguido de pausa não compensatória geralmente ocorre quando acontece um batimento atrial prematuro, pois a atividade elétrica desse batimento atinge o nódo sinoatrial e reinicializa sua temporização. Em geral, esse tipo de batimento prematuro resulta em um intervalo de curta duração seguido por um intervalo normal.

O método de classificação proposto utiliza *splines* cúbicas. A razão do seu uso é sua fácil implementação, sendo disponível no Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, EUA). Este é um método de interpolação que utiliza polinômios de 3ª ordem que passem por pontos consecutivos do sinal. As *splines* cúbicas são usadas para calcular novos valores nos instantes em que intervalos foram identificados como anômalos. A seguir, os valores anômalos são comparados a esses valores interpolados. Com isso, é feita uma classificação, utilizando os seguintes critérios:

- falso positivo: a duração do intervalo anômalo e a do intervalo consecutivo são menores que a dos intervalos interpolados;
- falso negativo: a duração do intervalo anômalo é maior do que a do intervalo interpolado.

- batimento ectópico seguido de pausa compensatória: a duração do intervalo anômalo é menor do que a do intervalo interpolado, e a do intervalo consecutivo é maior do que a do intervalo interpolado; e
- batimento ectópico de pausa não compensatória: a duração do intervalo anômalo é menor do que a do intervalo interpolado.

**Correção** – Uma vez detectados e classificados os intervalos anômalos, o sinal RR é corrigido. Nota-se que cada tipo de erro possui um determinado comportamento. Esse fato faz com que o processo de correção seja único para cada tipo de anomalia.

O intervalo associado a um falso positivo é somado ao seu intervalo posterior, gerando um único intervalo. Os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa não compensatória são excluídos e o sinal é deslocado de forma a se manter a simetria do mesmo. Os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa compensatória ou a falsos negativos são corrigidos por meio de interpolação por *splines* cúbicas. De forma a se manter a simetria do sinal, deve-se estimar o instante de ocorrência do batimento cardíaco que foi sujeito à anomalia. No caso dos falsos negativos, o batimento ocorrerá em um tempo igual à subtração entre a amplitude após a aplicação das *splines* e antes da aplicação da mesma. De forma análoga, é feito com os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa compensatória, com a ressalva de que as *splines* cúbicas serão aplicadas ao intervalo associado à pausa compensatória. Com a duração do novo intervalo, obtêm-se a duração e posição no tempo do intervalo anterior, dada a simetria de um sinal RR normal.

**Avaliação dos métodos propostos** – Os métodos propostos foram testados no software Matlab. Foram usadas duas bases de dados para os testes. A primeira consistiu em 50 sinais RR reais, livres de intervalos anômalos, compostas por sinais de indivíduos saudáveis [6,7], indivíduos com doença de Chagas (formas digestiva e cardíaca) [7] e indivíduos com pressão alta leve ou moderada [8]. Detalhes sobre os protocolos experimentais utilizados são fornecidos nas referências [6-8]. Esses sinais foram utilizados para permitir avaliar também os métodos de correção das anomalias. Para isso, foram artificialmente inseridas anomalias de cada uma das classes, de forma aleatória. Os métodos foram testados para os 50 sinais, cada um com 1 dos 4 tipos de erros, totalizando 4 erros por sinal. Finalmente, os métodos de detecção e classificação foram testados em 25 sinais com arritmias reais, obtidos da base de dados de arritmias MIT-BIH [9]. A detecção das ondas R nesses sinais foi feita de forma automática, usando a ferramenta ECGLab [10].

## Resultados

A Tabela 1 mostra o resultado dos algoritmos propostos para os 50 sinais RR reais com intervalos anômalos artificialmente introduzidos. Para as anomalias do tipo falso positivo, 48 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas pelo algoritmo de identificação; para as anomalias do tipo falso negativo, todas as 50 anomalias introduzidas foram identificadas; para as anomalias do tipo ectópico com pausa compensatória, 48 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas; entretanto, para as anomalias do tipo ectópico com pausa não compensatória, somente 26 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas. Em nenhum sinal, houve a identificação de um intervalo normal como sendo anômalo. Os algoritmos de classificação e correção funcionaram corretamente em 100% dos casos, para os quatro tipos de anomalia (todos os intervalos anômalos foram corretamente classificados e corrigidos).

Tabela 1 - Porcentagem de precisão na identificação de anomalias.

tipo do erro	erros identificados	percentual de acerto
falso positivo	48	96%
falso negativo	50	100%
ectópico com pausa compensatória	48	96%
ectópico com pausa não compensatória	26	52%

Alguns dos resultados obtidos são mostrados nas Figuras 1, 2 e 3.

As Figuras 1 e 2 apresentam sinais RR reais com quatro anomalias (uma de cada tipo) introduzidas artificialmente em cada sinal, e o sinal RR obtido após identificação, classificação e correção pelos métodos propostos. Para o sinal na Figura 1, todas as anomalias foram identificadas, classificadas e corrigidas adequadamente. Já o sinal da Figura 2 ilustra a deficiência do método proposto na identificação de batimentos ectópicos com pausa não compensatória.

A Figura 3 apresenta o resultado da aplicação dos métodos propostos ao sinal no. 234 da base de dados de arritmias MIT-BIH, que possui intervalos anômalos reais (não foram introduzidas anomalias artificialmente). Nota-se que o método foi capaz de corrigir três falsos negativos, entretanto alguns intervalos anômalos não foram identificados pelo algoritmo. Isso ocorre porque o trecho em questão apresenta diversas anomalias consecutivas. Para contornar esse problema, basta aplicar o algoritmo várias vezes, até que as anomalias sejam corrigidas. Entretanto, para

sinais com muitas anomalias consecutivas, o trecho em questão pode ser excluído sem prejuízos consideráveis para análise da VFC [1].

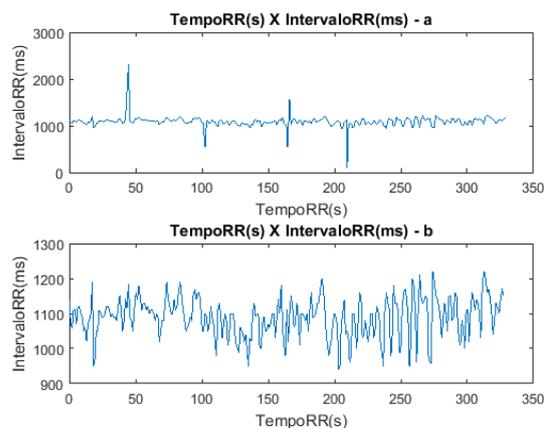


Figura 1 – Sinal RR real com intervalos anômalos inseridos artificialmente (a) e sinal corrigido (b).

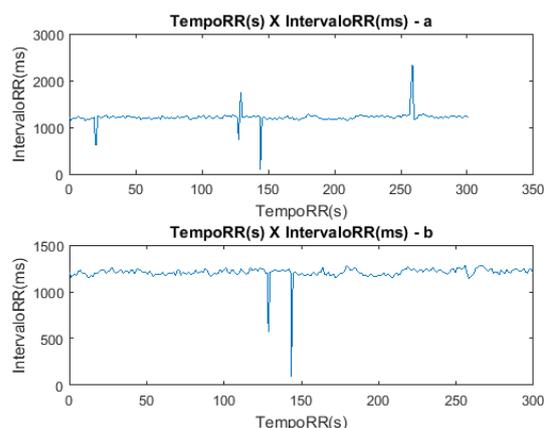


Figura 2 - Sinal RR real com batimentos anômalos inseridos artificialmente (a) e sinal corrigido (b).

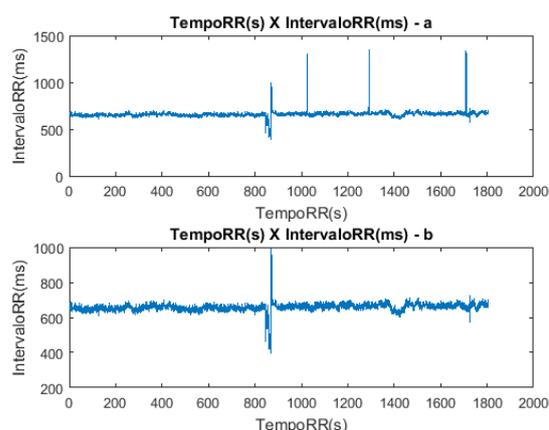


Figura 3 – Sinal no. 234 da base de dados de arritmia do MIT-BIH (a) e sinal corrigido pelo método proposto (b).

Para efeito comparativo, a Tabela 2 apresenta os valores de porcentagem de identificação e correção de batimentos errôneos de acordo com os métodos propostos por Mateo *et al.* [2] e Citi *et al.* [3]. Tais

métodos não fazem consideração aos intervalos ectópicos sem pausa compensatória. Nota-se que o método proposto apresenta resultados semelhantes para os falso positivos e falso negativos e um melhor resultado para ectópicos com pausa compensatória.

Tabela 2 - Porcentagem de precisão na identificação e correção de anomalias para os métodos de Mateo *et al.* [2] e Citi *et al.* [3].

tipo do erro	Mateo <i>et al.</i> [2]	Citi <i>et al.</i> [3]
falso negativo	95,7	100
falso positivo	99,7	100
ectópico com pausa compensatória	40,2	40,9
ectópico com pausa não compensatória	-	-

### Conclusão

Este trabalho apresentou uma nova forma de se tratar intervalos anômalos na análise da variabilidade da frequência cardíaca. O método foi testado com sinais da base de dados de arritmia MIT-BIH e também com sinais RR com intervalos anômalos inseridos artificialmente. Os resultados obtidos validam o método proposto, já que foram semelhantes ou melhores do que os demais métodos apresentados. Também pode-se levar em consideração a inclusão dos batimentos ectópicos com pausa não compensatória no método, já que este é desconsiderado nos demais.

### Agradecimentos

M. V. A. da Silva recebeu bolsa de iniciação científica do CNPq.

### Referências

- [1] Malik M, Camm AJ. *Heart Rate Variability*, Armonk, NY: Futura, 1995.
- [2] Mateo J, Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal, *IEEE Trans Biomed Eng* 50: 334-343, 2003.
- [3] Citi L, Brown E, Barbieri R. A real-time automated point process method for detection and correction of erroneous and ectopic heartbeats, *IEEE Trans Biomed Eng* 59: 2828-2837, 2012.
- [4] Liu CY, Li LP, Zhao LN, Zheng DC, Li P, Liu CC. A combination method of improved impulse rejection filter and template matching for identification of anomalous intervals in electrocardiographic RR sequences. *J Med Bio Eng* 32:245-250, 2012.

- [5] McNames J, Thong T, Aboy M. Impulse rejection filter for artifact removal in spectral analysis of biomedical signals, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1:145-148, 2004.
- [6] Jesus PC. *Considerações Metodológicas e Caracterização de Procedimentos Implicados nas Análises Temporal e Espectral da Variabilidade da Frequência Cardíaca para Avaliação Clínica da Função Autonômica Cardíaca*, Dissertação de Mestrado, Departamento de Clínica Médica, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 1996.
- [7] Correia Filho D. *Avaliação Clínico-Funcional, Bioquímica e Imunológica do Sistema Nervoso Autônomo em Residentes em Área Endêmica da Doença de Chagas*, Tese de Doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil, 2000.
- [8] Junqueira Jr LF, Oliveira LC, Pereira F, Jesus PC, Carvalho H. Depressed Sympathetic and Enhanced Parasympathetic Reflex Responses of Heart Rate in Arterial Hypertension, *Rev Fed Arg Cardiol* 30:357-358, 2001.
- [9] Mark R, Moody G. *MIT-BIH Arrhythmia Database*, 1997. Available: <http://ecg.mit.edu/>
- [10] Carvalho JLA, da Rocha AF, Nascimento FAO, Souza Neto J, Junqueira Jr LF. Development of a Matlab software for analysis of heart rate variability, *Proc 6th Int Conf Signal Proc* 2:1488-1491, 2002.