

# **Fronteiras das ciências da saúde**

**Tópicos atuais e perspectivas**

**Volume I**

**Aris Verdecia Peña**  
Organizadora



2023

**Aris Verdecia Peña**  
Organizadora

**Fronteiras das ciências da saúde:  
tópicos atuais e perspectivas  
Volume I**



Pantanal Editora

2023

Copyright© Pantanal Editora

**Editor Chefe:** Prof. Dr. Alan Mario Zuffo

**Editores Executivos:** Prof. Dr. Jorge González Aguilera e Prof. Dr. Bruno Rodrigues de Oliveira

**Diagramação:** A editora. **Diagramação e Arte:** A editora. **Imagens de capa e contracapa:** Canva.com. **Revisão:** O(s) autor(es), organizador(es) e a editora.

### Conselho Editorial

#### Grau acadêmico e Nome

Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos  
Profª. MSc. Adriana Flávia Neu  
Profª. Dra. Allys Ferrer Dubois  
Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior  
Profª. MSc. Aris Verdecia Peña  
Profª. Arisleidis Chapman Verdecia  
Prof. Dr. Arinaldo Pereira da Silva  
Prof. Dr. Bruno Gomes de Araújo  
Prof. Dr. Caio Cesar Enside de Abreu  
Prof. Dr. Carlos Nick  
Prof. Dr. Claudio Silveira Maia  
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos  
Prof. Dr. Cristiano Pereira da Silva  
Profª. Ma. Dayse Rodrigues dos Santos  
Prof. MSc. David Chacon Alvarez  
Prof. Dr. Denis Silva Nogueira  
Profª. Dra. Denise Silva Nogueira  
Profª. Dra. Dennyura Oliveira Galvão  
Prof. Dr. Elias Rocha Gonçalves  
Prof. Me. Ernane Rosa Martins  
Prof. Dr. Fábio Steiner  
Prof. Dr. Fabiano dos Santos Souza  
Prof. Dr. Gabriel Andres Tafur Gomez  
Prof. Dr. Hebert Hernán Soto Gonzáles  
Prof. Dr. Hudson do Vale de Oliveira  
Prof. MSc. Javier Revilla Armesto  
Prof. MSc. João Camilo Sevilla  
Prof. Dr. José Luis Soto Gonzales  
Prof. Dr. Julio Cezar Uzinski  
Prof. MSc. Lucas R. Oliveira  
Profª. Dra. Keyla Christina Almeida Portela  
Prof. Dr. Leandro Argentel-Martínez  
Profª. MSc. Lidiene Jaqueline de Souza Costa Marchesan  
Prof. Dr. Marco Aurélio Kistemann  
Prof. MSc. Marcos Pisarski Júnior  
Prof. Dr. Marcos Pereira dos Santos  
Prof. Dr. Mario Rodrigo Esparza Mantilla  
Profª. MSc. Mary Jose Almeida Pereira  
Profª. MSc. Núbia Flávia Oliveira Mendes  
Profª. MSc. Nila Luciana Vilhena Madureira  
Profª. Dra. Patrícia Maurer  
Profª. Dra. Queila Pahim da Silva  
Prof. Dr. Rafael Chapman Auty  
Prof. Dr. Rafael Felipe Ratke  
Prof. Dr. Raphael Reis da Silva  
Prof. Dr. Renato Jaqueto Goes  
Prof. Dr. Ricardo Alves de Araújo (*In Memoriam*)  
Profª. Dra. Sylvana Karla da Silva de Lemos Santos  
MSc. Tayronne de Almeida Rodrigues  
Prof. Dr. Wéverson Lima Fonseca  
Prof. MSc. Wesclen Vilar Nogueira  
Profª. Dra. Yilan Fung Boix  
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme

#### Instituição

OAB/PB  
Mun. Faxinal Soturno e Tupanciretã  
UO (Cuba)  
IF SUDESTE MG  
Facultad de Medicina (Cuba)  
ISCM (Cuba)  
UFESSPA  
UEA  
UNEMAT  
UFV  
AJES  
UFGD  
UEMS  
IFPA  
UNICENTRO  
IFMT  
UFMG  
URCA  
ISEPAM-FAETEC  
IFG  
UEMS  
UFF  
(Colômbia)  
UNAM (Peru)  
IFRR  
UCG (México)  
Rede Municipal de Niterói (RJ)  
UNMSM (Peru)  
UFMT  
SED Mato Grosso do Sul  
IFPR  
Tec-NM (México)  
Consultório em Santa Maria  
UFJF  
UEG  
FAQ  
UNAM (Peru)  
SEDUC/PA  
IFB  
IFPA  
UNIPAMPA  
IFB  
UO (Cuba)  
UFMS  
UFPI  
UFG  
UEMA  
IFB  
UFPI  
FURG  
UO (Cuba)  
UFT

Conselho Técnico Científico  
- Esp. Joacir Mário Zuffo Júnior  
- Esp. Maurício Amormino Júnior  
- Lda. Rosalina Eufrausino Lustosa Zuffo

Ficha Catalográfica

**Catalogação na publicação**  
**Elaborada por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166**

F935

Fronteiras das ciências da saúde: tópicos atuais e perspectivas - Volume I / Aris Verdecia Peña (Organização). – Nova Xavantina-MT: Pantanal, 2023.  
56p. ; il.

Livro em PDF

ISBN 978-65-85756-16-7

DOI <https://doi.org/10.46420/9786585756167>

1. Saúde. I. Peña, Aris Verdecia (Organização). II. Título.

CDD 613

Índice para catálogo sistemático

I. Saúde



Nossos e-books são de acesso público e gratuito e seu download e compartilhamento são permitidos, mas solicitamos que sejam dados os devidos créditos à Pantanal Editora e também aos organizadores e autores. Entretanto, não é permitida a utilização dos e-books para fins comerciais, exceto com autorização expressa dos autores com a concordância da Pantanal Editora.

**Pantanal Editora**

Rua Abaete, 83, Sala B, Centro. CEP: 78690-000.  
Nova Xavantina – Mato Grosso – Brasil.  
Telefone (66) 99682-4165 (Whatsapp).  
<https://www.editorapantanal.com.br>  
[contato@editorapantanal.com.br](mailto:contato@editorapantanal.com.br)

## **Apresentação**

A coletânea **Fronteiras das Ciências da Saúde: Tópicos Atuais Perspectivas – Volume I**, apresenta um compêndio de três capítulos cujas pesquisas se debruçaram sobre o tema ansiedade, e um capítulo sobre reconhecimento de arritmias cardíacas.

A ansiedade é hoje um dos sintomas mais frequentes nas consultas na maioria dos centros de saúde. Um fenômeno multicausal que envolve pacientes, independe da idade, mas tem uma frequência mais acentuada entres jovens e adultos.

Depois da pandemia de Covid-19, dos fenômenos climáticos extremos, das guerras e das crises globais, muitas pessoas têm experimentado ansiedade com todas estas ameaças, o que pode acarretar no desenvolvimento de doenças graves, podendo até levar a morte.

Nesta nova coletânea os(as) autores(as) discutem alguns medicamentos acessíveis da medicina tradicional, que podem efetivamente combater e atenuar os efeitos da ansiedade. Entretanto, é importante lembrar da avaliação do paciente pela psicologia, pela psiquiatria e seu posterior acompanhamento para terapias de grupo, terapias de casal, terapias familiares a fim de tentar resolver os problemas ou pelo menos saber enfrentá-los e poder canalizá-los.

Além das discussões acima mencionadas, no quarto capítulo o autor descreve uma nova metodologia matemático/computacional para o reconhecimento de arritmias cardíacas. Um assunto muito importante, já que problemas cardíacos estão entre as principais causas de óbitos no mundo.

Agradecemos a todos os autores por suas contribuições e esperamos que os leitores usufruam de uma boa leitura.

**A organizadora**

## Sumário

<b>Apresentação .....</b>	<b>4</b>
<b>Capítulo I.....</b>	<b>6</b>
Avaliação do potencial antidepressivo do látex de <i>Himatanthus drasticus</i> (Mart.) Plumel e fração isolada, através do teste de nado forçado.....	6
<b>Capítulo II .....</b>	<b>19</b>
Avaliação do potencial antidepressivo e ansiolítico do látex de <i>Himatanthus drasticus</i> (Mart.) Plumel e fração isolada, através do teste de campo aberto.....	19
<b>Capítulo III.....</b>	<b>31</b>
Avaliação do potencial ansiolítico do látex de <i>himatanthus drasticus</i> (Mart.) Plumel e fração isolada, através do teste de labirinto em cruz elevado.....	31
<b>Capítulo IV .....</b>	<b>40</b>
Decomposição em Valores Singulares em Multirresolução na Classificação de Arritmias Cardíacas .	40
<b>Índice Remissivo .....</b>	<b>55</b>
<b>Sobre a organizadora .....</b>	<b>56</b>

# Decomposição em Valores Singulares em Multirresolução na Classificação de Arritmias Cardíacas

Recebido em: 28/11/2023

Aceito em: 06/12/2023

 10.46420/9786585756167cap4

Bruno Rodrigues de Oliveira 

## INTRODUÇÃO

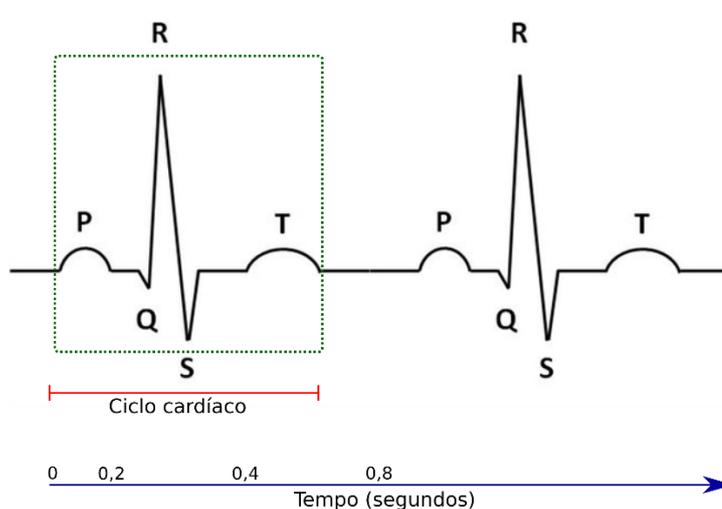
O coração, composto por quatro câmaras (dois átrios superiores e dois ventrículos inferiores), desempenha um papel crucial no sistema circulatório. O átrio direito recebe sangue através das veias cava superior e inferior, enquanto o átrio esquerdo recebe sangue das veias pulmonares. Esses átrios bombeiam o sangue para os ventrículos direito e esquerdo, respectivamente, os quais, por sua vez, impulsionam o sangue para as artérias pulmonar e aórtica. A atividade de bombeamento mais vigorosa é executada pelos ventrículos, considerados bombas principais, enquanto os átrios são considerados bombas secundárias, responsáveis por alimentar os ventrículos (Guyton & Hall, 2006).

O coração funcionalmente dividido em direito e esquerdo possui responsabilidades específicas. O coração direito bombeia o sangue para os pulmões, enquanto o coração esquerdo recebe o sangue oxigenado dos pulmões e o distribui para os órgãos sistêmicos, incluindo o próprio coração. Em condições normais, o Nódulo SA é o marco-passo cardíaco, gerando impulsos elétricos que se propagam através de sinapses sincronizadas. Este impulso chega ao Nódulo Atrioventricular (AV), onde há um retardo de aproximadamente 130 ms (milessegundo) para permitir a contração dos átrios antes dos ventrículos. O impulso continua seu caminho através das fibras de Purkinge, um sistema de células de condução rápida, que o distribui às células ventriculares (Mohrman, 2011). O impulso elétrico gerado no Nódulo SA atinge as paredes externas dos átrios entre 30 e 90 ms, chega ao Nódulo AV após cerca de 30 ms, sofre um retardo de aproximadamente 100 ms antes de alcançar as paredes dos ventrículos, que ocorre em cerca de 170 a 190 ms. Finalmente, atinge a superfície pericárdica após aproximadamente 200 a 210 ms (Guyton & Hall, 2006).

Além do Nódulo SA, as fibras do Nódulo AV e do sistema de Purkinge também têm capacidade excitatória, sendo consideradas marca-passos latentes. A frequência de impulsos elétricos rítmicos emitidos por essas fibras varia entre 40 a 60 bpm e 15 a 40 bpm, respectivamente, enquanto a do Nódulo SA é geralmente em torno de 70 a 80 bpm (batimentos por minuto) (Guyton & Hall, 2006). Em situações normais, as células do Nódulo SA assumem a função de marca-passo cardíaco devido à sua despolarização mais rápida. No entanto, em condições anômalas, como a presente pesquisa aborda, pode

ocorrer a ativação de marca-passos ectópicos, onde outras células cardíacas assumem essa função devido a bloqueios ou descargas elétricas inadequadas (Costanzo, 2014).

O Eletrocardiograma (ECG) é uma representação gráfica no tempo das alterações do potencial elétrico gerado pelas células cardíacas. Este sinal resulta da soma dos potenciais elétricos individuais produzidos pelo miocárdio (Mohrman, 2011; Guyton & Hall, 2006) e é registrado por meio de eletrodos posicionados em locais específicos. A onda R, refletindo o pico de voltagem durante a despolarização ventricular, é a de maior amplitude no ECG, e compõe o complexo QRS. A onda P representa a despolarização atrial, sendo mais suave e de menor amplitude devido à menor velocidade de propagação nos átrios. Da mesma forma, a onda T, refletindo a repolarização ventricular, tem amplitude menor pela volta ao potencial de repouso (Mohrman, 2011). A figura a seguir ilustra as formas das ondas características encontradas nos sinais de ECG, com destaque para um ciclo cardíaco (início da onda P até o fim da onda T).



Fonte: De Oliveira (2020).

Devido à dissipação parcial do potencial elétrico até a superfície corporal, os potenciais de ação medidos pelos eletrodos são significativamente reduzidos. Para eletrodos nos braços ou em um braço e uma perna, os potenciais medidos são aproximadamente 1 a 1,5 mV (micro volt) para o complexo QRS, 0,1 a 0,3 mV para a onda P e 0,2 a 0,3 mV para a onda T (Guyton e Hall, 2006).

O registro do ECG pode ser realizado em diferentes regiões do corpo, sendo cada combinação de eletrodos designada como uma derivação. A derivação bipolar dos membros, utilizando eletrodos nos braços e pernas (punhos e tornozelos), é uma das derivações convencionais, formando o Triângulo de Einthoven, onde cada derivação mede a diferença de potencial entre os vértices desse triângulo. As derivações apresentam características distintas no sinal de ECG devido à posição dos eletrodos.

O ritmo cardíaco desempenha um papel crucial no funcionamento do coração e, por consequência, no sistema cardiovascular. As arritmias, caracterizadas por ritmos anormais, são

primariamente atribuídas a três causas principais: 1) ritmo não normal do marca-passo sinusal, 2) bloqueios do impulso elétrico e 3) marca-passo ectópico (Guyton & Hall, 2006).

A Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) estabelece um padrão classificatório para diferentes batimentos cardíacos, amplamente utilizado em pesquisas relacionadas ao eletrocardiograma e reconhecimento de arritmias (AAMI, 1987).

Bloqueio de ramo: resultante do bloqueio dos ramos direito e esquerdo do feixe de His, leva o músculo ventricular a conduzir o impulso elétrico, resultando no alargamento do complexo QRS no ECG, com duração superior a 120 ms em bloqueios totais e entre 100 a 120 ms em bloqueios parciais (Loscalzo, 2013). Outras características incluem uma onda S mais proeminente e possivelmente inversão da onda T (Hess, 2002).

O escape atrial: ocorre quando um foco atrial assume a função de marca-passo devido a anormalidades no Nódulo SA, drogas, ou bloqueio do impulso elétrico (Woods et al., 2005), resultando em um batimento fora do Nódulo SA. Similarmente, o escape atrioventricular envolve o Nódulo AV assumindo a função de marca-passo devido à bradicardia sinusal, bloqueio do impulso elétrico ou parada sinusal, compensando a falha do Nódulo SA.

As contrações prematuras, que ocorrem antes do tempo normal ditado pelo Nódulo SA, podem ser atriais, atrioventriculares, supraventriculares e ventriculares. Contrações Prematuras Atriais apresentam padrões específicos no ECG, como antecipação temporal do início das ondas características, leves mudanças no segmento PR e uma pausa compensatória devido ao Nódulo SA reassumir a função de marca-passo (Guyton & Hall, 2006).

As Contrações Prematuras Atrioventriculares podem resultar em diferentes manifestações no ECG dependendo da localização das células juncionais que despolarizam (Netter, 2015). Já as Contrações Prematuras Ventriculares ocorrem quando um foco ectópico abaixo do Nódulo AV assume a função de marca-passo nos ventrículos, podendo resultar de reentrada ou anomalias na geração de potenciais de ação do Nódulo SA ou AV (Guyton & Hall, 2006). As Contrações Prematuras Supraventriculares, ocorrendo nos átrios ou Nódulo AV, são caracterizadas por uma pausa não-compensatória no ECG, com intervalo RR menor que o normal devido à despolarização prematura do Nódulo SA (Woods et al., 2005).

Por fim, o Escape Ventricular ocorre quando um foco ectópico ventricular assume a função de marca-passo, resultando em um ritmo idioventricular com frequência cardíaca de 20 a 40 bpm, podendo ser causado por anormalidades na geração de potenciais de ação ou bloqueio total do impulso elétrico no Nódulo AV (Aehlert, 2018). A morfologia alargada do complexo QRS, semelhante a um bloqueio de ramo, é observada mesmo na ausência de bloqueio total do Nódulo AV, caso o foco do escape esteja no início do tronco do feixe de His.

Vários métodos têm sido propostos nas últimas décadas para o reconhecimento de arritmias cardíacas utilizando algoritmos computacionais. Estes métodos propõe-se a auxiliar os cardiologistas na

árdua tarefa de classificação das arritmias presentes em um sinal de ECG, o qual pode ter durações longas, como de mais de 24 horas, nos casos dos registros realizados por monitoramento ambulatorial com dispositivos Holter.

Neste trabalho é investigada a utilização da MRSVD para extração de atributos dos sinais de ECG. Estes atributos são empregados em métodos de aprendizado de máquina para a obtenção de modelos para classificação de arritmias cardíacas. Pretende-se, portanto, verificar a viabilidade destes atributos para esta classificação com foco maior nos atributos e não no aprendizado de máquina.

## DECOMPOSIÇÃO EM VALORES SINGULARES EM MULTIRRESOLUÇÃO

A Decomposição em Valores Singulares em Multirresolução, denominada em inglês como *Multiresolution Singular Value Decomposition* (MRSVD), foi concebida por Kakarala e Ogunbona (2001) e tem sido empregada em diversas aplicações, notadamente na inserção de marcas d'água em imagens (Ganic & Eskicioglu, 2004), compressão de imagens (Ashin, Morimoto & Vaillancourt, 2005), encriptação de imagens e reconhecimento facial (Bhatnagar et al., 2014), avaliação da qualidade de imagens (Saha, Bhatnagar & Wu, 2012) e detecção de complexos QRS no eletrocardiograma (ECG) (Oliveira, Duarte & Vieira Filho, 2015) e remoção de ruído de sinais de ECG (De Oliveira & Duarte, 2022).

A MRSVD encontra inspiração na Análise Multirresolução proposta por Mallat (2009), que estabelece os fundamentos da Transformada Wavelet Discreta (Discrete Wavelet Transform – DWT). A semelhança entre MRSVD e DWT reside na aplicação de um banco de filtros de dois canais para a obtenção da decomposição dos sinais. No entanto, a MRSVD diferencia-se ao derivar os filtros de aproximação e detalhes a partir dos sinais analisados em cada nível de decomposição, enquanto a DWT emprega filtros fixos em todos os níveis. Adicionalmente, a DWT pode ser implementada utilizando diversas bases, que podem ser ortogonais ou não. Por outro lado, a MRSVD utiliza exclusivamente bases ortogonais resultantes da decomposição em valores singulares.

Seja  $A \in \mathbb{R}^{m \times n}$  uma matriz real. A Decomposição em Valores Singulares (DVS ou SVD em inglês) dela é dada por  $A = U\Sigma V^T$ , onde  $U \in \mathbb{R}^{m \times m}$  e  $V \in \mathbb{R}^{n \times n}$  são matrizes ortogonais e  $\Sigma$  uma matriz de elementos não-nulos. Estes são os valores singulares  $\sigma(i) = \sqrt{\lambda(i)}$ , sendo que  $\lambda(i)$  são os autovalores da decomposição espectral dos produtos da matriz pela sua transposta, ou seja,  $AA^T$  e  $A^T A$ , associados aos autovetores à esquerda  $u_i \in U$  e à direita  $v_i \in V$ . Os valores singulares são ordenados de tal maneira que  $\sigma(1) \geq \sigma(2) \geq \dots \geq \sigma(r) > 0$ , e  $r = \min(m, n)$  é o posto da matriz  $A$ .

Na MRSVD a DVS é aplicada sucessivamente sobre sinais resultantes das decomposições anteriores. Estes sinais têm, por definição, resoluções cada vez menores devido ao processo de subamostragem. Ou seja, a cada novo nível de decomposição, o sinal tem metade das amostras do nível anterior. Logo, para um sinal de comprimento  $N$ , no  $l$ -ésimo nível de resolução tem-se  $N/2^l$  amostras.

Para aplicar a MRSVD em um sinal  $y(t)$  faz-se necessário o seguinte procedimento. Para  $L$  níveis de decomposição toma-se  $\phi_0(t) = y(t)$ ,  $N_l = N/2^l$  e  $l = 1, 2, \dots, L$ , faz-se:

$$Y_l = \begin{bmatrix} \phi_{l-1}(1) & \phi_{l-1}(3) & \phi_{l-1}(5) & \phi_{l-1}(7) & \dots & \phi_{l-1}(2N_l - 1) \\ \phi_{l-1}(2) & \phi_{l-1}(4) & \phi_{l-1}(6) & \phi_{l-1}(8) & \dots & \phi_{l-1}(2N_l) \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\bar{Y}_l = Y_l H_{N_l} \quad (2)$$

$$\bar{Y}_l = U_l S_l V_l^T \quad (3)$$

$$\tilde{Y}_l = U_l^T \bar{Y}_l \quad (4)$$

$$\phi_l = \tilde{Y}_l(1, \cdot) \quad (5)$$

$$\psi_l = \tilde{Y}_l(2, \cdot) \quad (6)$$

onde  $\phi_l$  e  $\psi_l$  são denominadas, respectivamente, de componentes de aproximação e detalhes, em analogia a nomenclatura adotada na DWT.

As equações (1)-(6) podem ser resumidas na transformação  $Y \rightarrow \{\phi_L, \{\psi_l\}_{l=1}^L, \{U_l\}_{l=1}^L\}$ . Portanto, a fim de reconstruir  $Y$  é necessário empregar as componentes de aproximação  $\phi_L$ , detalhes  $\{\psi_l\}_{l=1}^L$  e dos filtros de decorrelação  $\{U_l\}_{l=1}^L$ . Esta operação inversa (reconstrução) é obtida implementando as equações (7)-(10).

$$\tilde{Y}_q = \begin{bmatrix} \phi_q \\ \psi_q \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\bar{Y}_q = U_q^T \tilde{Y}_q \quad (8)$$

$$\bar{Y}_q + \mu_q = Y_q \quad (9)$$

$$\phi_{q-1} = [Y_q(1, 1), Y_q(2, 1), Y_q(1, 2), Y_q(2, 2), \dots, Y_q(1, 2N_q), Y_q(2, 2N_q)] \quad (10)$$

Mais detalhes sobre a MRSVD, incluindo sua implementação computacional, podem ser encontradas em Kakarala e Ogunbona (2001) e De Oliveira e Duarte (2022).

## MÉTODO PROPOSTO

Para treinamento e teste dos modelos de aprendizado de máquina juntamente com os atributos extraídos empregando a MRSVD, foi utilizada a base de dados MIT/BHI Arrhythmia Database (ARDB) que contém 48 registros de meia hora de gravações de Eletrocardiograma (ECG) de dois canais, obtidos de 47 sujeitos estudados pelo Laboratório de Arritmias do Beth Israel Hospital em Boston (BIH) entre 1975 e 1979. Vinte e três gravações foram escolhidas aleatoriamente a partir de um conjunto de 4000 gravações de ECG ambulatorial de 24 horas coletadas de uma população mista de pacientes internados e pacientes ambulatoriais. As 25 gravações restantes foram selecionadas do mesmo conjunto para incluir arritmias menos comuns, mas clinicamente significativas, que não estariam bem representadas em uma amostra aleatória pequena. Os registros foram digitalizados a 360 Hz por canal, com resolução de 11 bits em uma faixa de 10 mV. Dois ou mais cardiologistas anotaram independentemente cada registro,

localizando as ondas R e desacordos foram resolvidos para obter as anotações de referência legíveis por computador para cada batimento (aproximadamente 110.000 anotações no total).

Existem algumas etapas comumente empregadas para a implementação de sistemas de reconhecimento de arritmias cardíacas. Uma delas é a detecção dos complexos QRS. Entretanto, como a base de dados ARDB já possui as anotações das localizações das ondas R, esta etapa não será implementada aqui. Portanto, os segmentos de ECG utilizados para o processamento (extração de atributos) serão calculados como  $0,75 \times 360$ , o que equivale a 270 amostras para cada ciclo cardíaco, sendo que o ponto médio desses segmentos é a localização da onda R associada. O valor 0,75 corresponde a duração (em segundos) média de um ciclo cardíaco, enquanto que 360 representa a taxa de amostragem dos sinais de ECG.

A Tabela 1 exibe a quantidade de batimentos por registro ECG considerando as arritmias de acordo com a AAMI, conforme discriminadas no Quadro 1 onde as letras entre parênteses designam os tipos dos batimentos cardíacos e as letras maiúsculas na primeira linha designam as classes dos batimentos. Foi mantida as nomenclaturas em inglês, pois é o padrão adotado em todas as pesquisas relacionados ao tema investigado.

Nota-se no Quadro 1 que a classe “N” ou “Normal” compreende vários tipos de batimentos cardíacos além do “batimento normal” também designado pela letra “N”.

**Quadro 1.** Classes de batimentos cardíacos pela AAMI. Fonte: Luz et al. (2013).

The AAMI heartbeat class	N	SVEB	VEB	F	Q
Description	Any heartbeat not in the S, V, F, or Q class	Supraventricular ectopic beat	Ventricular ectopic beat	Fusion beat	Unknown beat
MIT-BIH heartbeat types (code)	Normal beat (N) Left bundle branch block beat (L) Right bundle branch block beat (R) Atrial escape beat (e) Nodal (junctional) escape beat (j)	Atrial premature beat (A) Aberrated atrial premature beat (a) Nodal (junctional) premature beat (J) Supraventricular premature beat (S)	Premature ventricular contraction (V) Ventricular escape beat (E)	Fusion of ventricular and normal beat (F)	Paced beat (P) Fusion of paced and normal beat (f) Unclassified beat (U)

Na Tabela 1 observa-se que a quantidade de batimentos cardíacos tanto para batimento da classe N (conforme Quadro 1) como para os arrítmicos (classes SVEB, VEB, F e Q) variam de paciente para paciente. Tanto que alguns pacientes sequer apresentam certos tipos de arritmias. Esta distribuição é esperada dada a seleção que foi realizada dos pacientes para compor a base de dados. Entretanto, ela pode enviesar os modelos de aprendizado de máquina se considerarmos a classificação de cada uma das classes separadamente. Isto ocorreria, pois, algumas arritmias tem poucos batimentos, como as do tipo “J”, e “e”, por exemplo. Por este motivo, optou-se nesta pesquisa por separar os batimentos cardíacos em duas classes maiores: “Normal” (N) que engloba todos os batimentos da classe “N” de acordo com o Quadro 1, e “Anormal” (O) que consistiria de todos os demais batimentos.

**Tabela 1.** Quantidade de batimentos cardíacos para cada um dos registros da base ARDB. Fonte: Goldberger et al. (2000).

Registro	Classes de batimentos cardíacos															Total
	N	L	R	e	j	A	a	J	S	V	E	F	P	f	U	
100	2239	0	0	0	0	33	0	0	0	1	0	0	0	0	0	2273
101	1860	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	2	1865
102	99	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0	2028	56	0	2187
103	2082	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2084
104	163	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	1380	666	18	2229
105	2526	0	0	0	0	0	0	0	0	41	0	0	0	0	5	2572
106	1507	0	0	0	0	0	0	0	0	520	0	0	0	0	0	2027
107	0	0	0	0	0	0	0	0	0	59	0	0	2078	0	0	2137
108	1740	0	0	0	1	4	0	0	0	17	0	2	0	0	0	1763
109	0	2492	0	0	0	0	0	0	0	38	0	2	0	0	0	2532
111	0	2123	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	2124
112	2537	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2539
113	1789	0	0	0	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	1795
114	1820	0	0	0	0	10	0	2	0	43	0	4	0	0	0	1879
115	1953	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1953
116	2302	0	0	0	0	1	0	0	0	109	0	0	0	0	0	2412
117	1534	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1535
118	0	0	2166	0	0	96	0	0	0	16	0	0	0	0	0	2278
119	1543	0	0	0	0	0	0	0	0	444	0	0	0	0	0	1987
121	1861	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1863
122	2476	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2476
123	1515	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	1518
124	1531	0	0	0	5	2	0	29	0	47	0	5	0	0	0	1619
200	1743	0	0	0	0	30	0	0	0	826	0	2	0	0	0	2601
201	1625	0	0	0	10	30	97	1	0	198	0	2	0	0	0	1963
202	2061	0	0	0	0	36	19	0	0	19	0	1	0	0	0	2136
203	2529	0	0	0	0	0	2	0	0	444	0	1	0	0	4	2980
205	2571	0	0	0	0	3	0	0	0	71	0	11	0	0	0	2656
207	0	1457	86	0	0	107	0	0	0	105	105	0	0	0	0	1755
208	1586	0	0	0	0	0	0	0	2	992	0	373	0	0	2	2955
209	2621	0	0	0	0	383	0	0	0	1	0	0	0	0	0	3005
210	2423	0	0	0	0	0	22	0	0	194	1	10	0	0	0	2650
212	923	0	1825	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2748
213	2641	0	0	0	0	25	3	0	0	220	0	362	0	0	0	3251
214	0	2003	0	0	0	0	0	0	0	256	0	1	0	0	2	2262
215	3195	0	0	0	0	3	0	0	0	164	0	1	0	0	0	3363
217	244	0	0	0	0	0	0	0	0	162	0	0	1542	260	0	2208
219	2082	0	0	0	0	7	0	0	0	64	0	1	0	0	0	2154
220	1954	0	0	0	0	94	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2048
221	2031	0	0	0	0	0	0	0	0	396	0	0	0	0	0	2427
222	2062	0	0	0	212	208	0	1	0	0	0	0	0	0	0	2483
223	2029	0	0	16	0	72	1	0	0	473	0	14	0	0	0	2605
228	1688	0	0	0	0	3	0	0	0	362	0	0	0	0	0	2053
230	2255	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	2256
231	314	0	1254	0	0	1	0	0	0	2	0	0	0	0	0	1571
232	0	0	397	0	1	1382	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1780
233	2230	0	0	0	0	7	0	0	0	831	0	11	0	0	0	3079
234	2700	0	0	0	0	0	0	50	0	3	0	0	0	0	0	2753
<b>Total</b>	<b>76584</b>	<b>8075</b>	<b>5728</b>	<b>16</b>	<b>229</b>	<b>2546</b>	<b>150</b>	<b>83</b>	<b>0</b>	<b>7130</b>	<b>106</b>	<b>803</b>	<b>7028</b>	<b>982</b>	<b>33</b>	<b>109495</b>

Visto que a quantidade de níveis de decomposição da MRSVS deve ser escolhida *a priori*, optou-se por realizar uma análise frequencial dos batimentos cardíacos a fim de descobrir, por inspeção do intervalo de frequência, quais são as bandas de maior interesse para a extração dos atributos. Para tanto foram selecionados segmentos de cada tipo de batimento cardíaco de acordo com o Quadro 1 de todos os registros da base de dados ARDB. Após foi calculado o sinal médio sobre o qual foi obtida a Densidade Espectral de Potência (*Power Spectral Density* (PSD)) para análise das frequências.

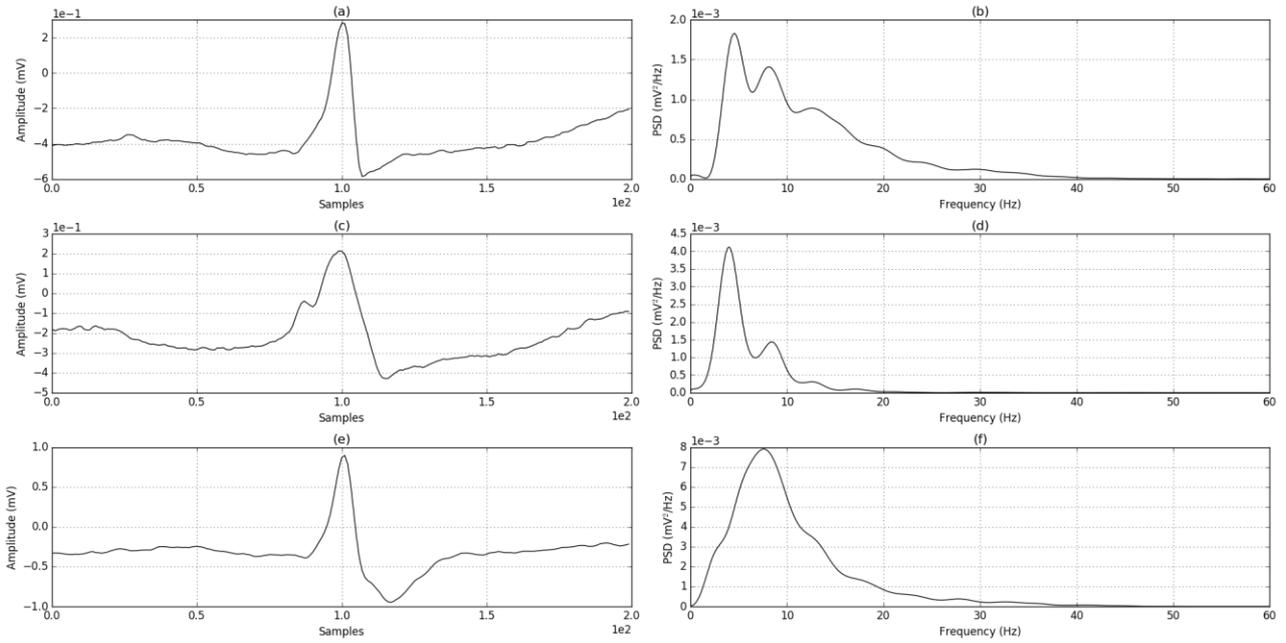
Após essas análises prévias, realizou-se a escolha da quantidade de níveis de decomposição e também das componentes de aproximação e detalhes utilizadas para comporem os atributos fornecidos ao método de aprendizado de máquina.

Como o propósito deste trabalho é investigar a viabilidade da utilização das componentes em multirresolução da MRSVD, optou-se por empregar um algoritmo de aprendizado de máquina simples, denominado de K-Nearest Neighbours (KNN) que é um método supervisionado de classificação e regressão amplamente utilizada nas mais diversas tarefas. No KNN, cada instância de dados é representada como um ponto em um espaço n-dimensional, onde n é o número de características (atributos). O algoritmo opera com base na proximidade espacial, classificando ou prevendo um novo ponto de dados com base na maioria dos k vizinhos mais próximos. Na fase de treinamento, o algoritmo armazena os pontos de dados do conjunto de treinamento. Durante a fase de teste, para classificar ou prever uma nova instância, o KNN calcula a distância entre a nova instância e todos os pontos de treinamento. A métrica de distância comumente usada é a distância euclidiana. Os k vizinhos mais próximos da nova instância são selecionados, e a classe mais frequente é atribuída à nova instância. O valor de  $k$  é um hiper-parâmetro ajustável, geralmente escolhido empiricamente ou através de técnicas como validação cruzada. Como aqui não se pretende ajustar o algoritmo de aprendizado de máquina, mas apenas verificar a viabilidade dos atributos da MRSVD, então optou-se por fixar  $k = 1$ .

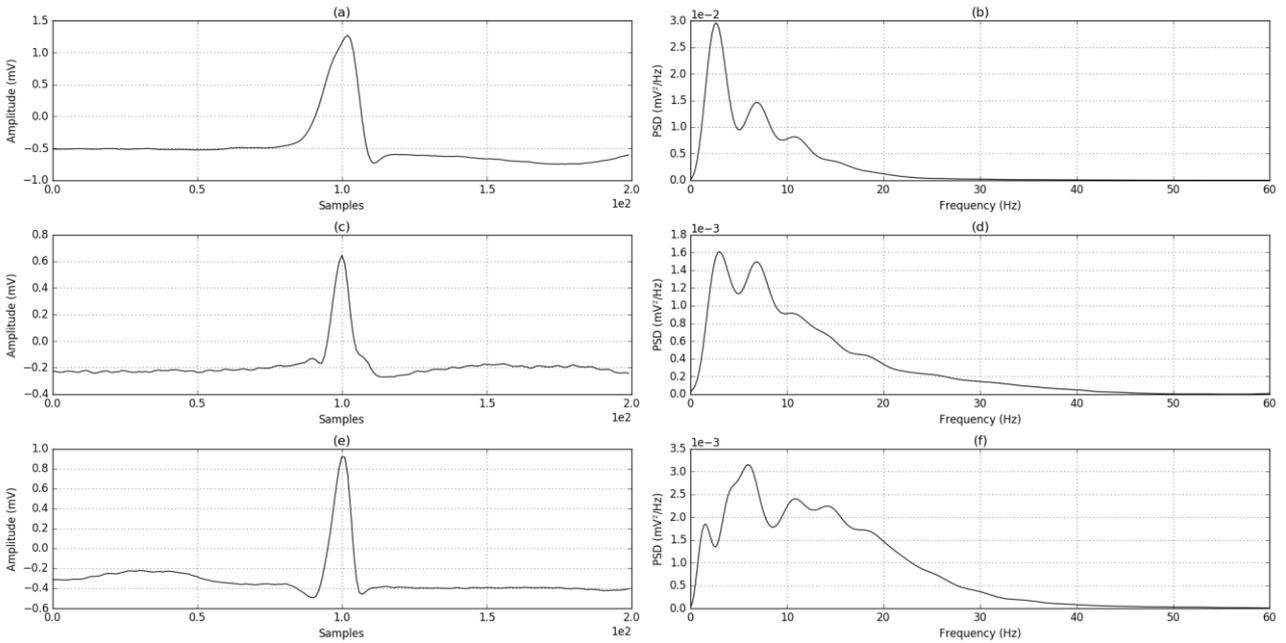
Para as implementações computacionais foram utilizados a linguagem de programação Python para extração dos atributos e o software Weka para o aprendizado de máquina. De todos os dados da base ARDB, 50% foram utilizados na etapa de treinamento e 50% na etapa de teste do KNN.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

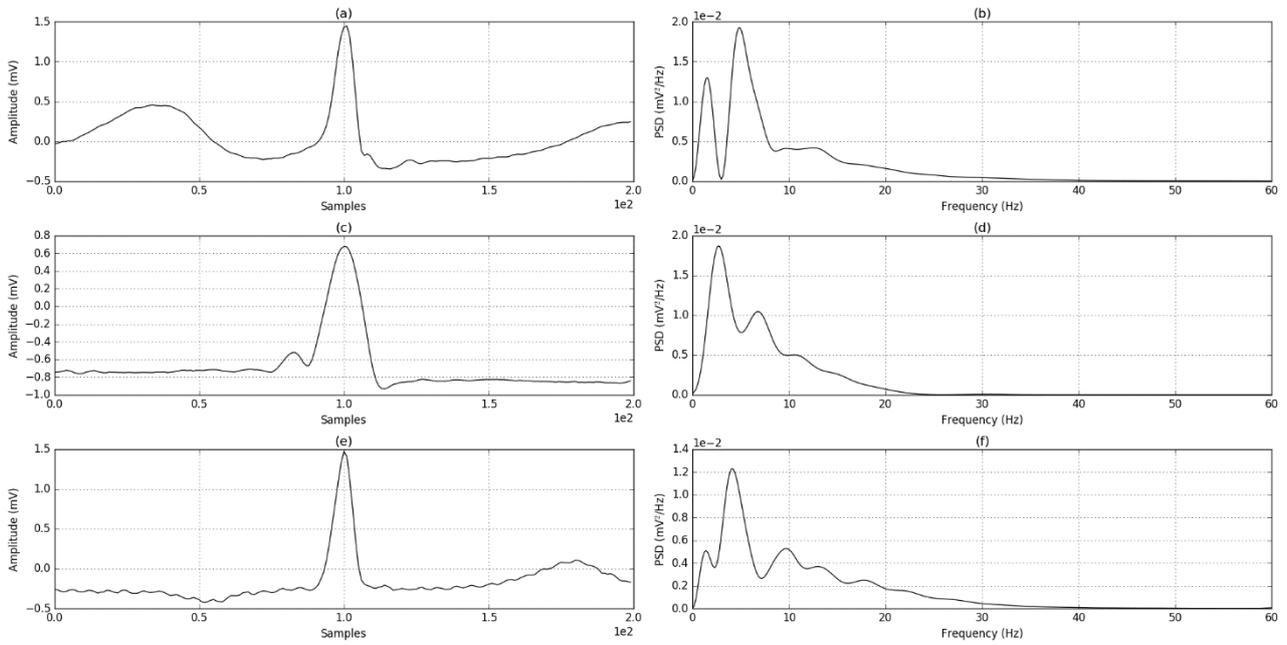
As Figuras 1 a 5 mostram os batimentos médios para cada tipo de batimento cardíaco discriminado no Quadro 1 e também os PSD de cada um deles. Analisando estas figuras, pode-se destacar os intervalos de frequências aproximados para cada tipo de batimento, considerando como PSD mínimo o valor de  $2 \times 10^{-4} \text{ mV}^2/\text{Hz}$ , como aqueles apresentados na Tabela 2, de onde pode-se observar que a frequência mínima é 0,02 Hz para arritmia do tipo “P” (*paced beat*), e a máxima é 35,80 Hz para arritmia do tipo “a” (*aberrated atrial premature beat*).



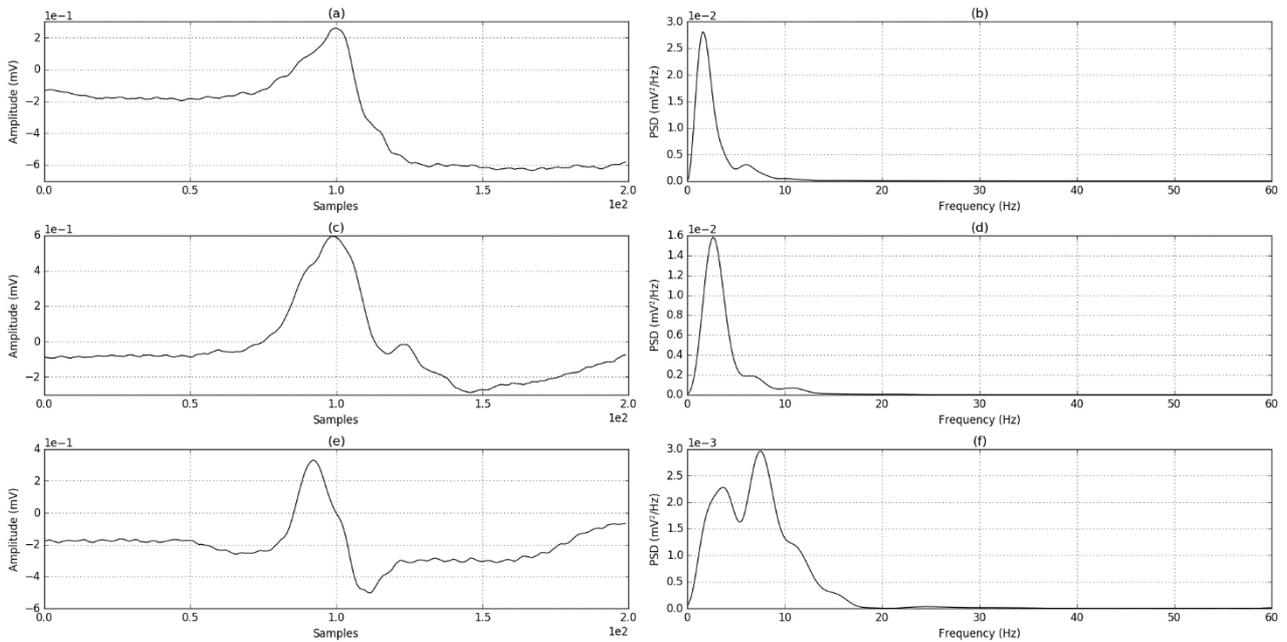
**Figura 1.** Batimentos das classes “N” (a), “L” (c) e “R” (e), e seus respectivos espectros de frequências (b), (d) e (f).



**Figura 2.** Batimentos das classes “e” (a), “j” (c) e “A” (e), e seus respectivos espectros de frequências (b), (d) e (f).



**Figura 3.** Batimentos das classes “a” (a), “J” (c) e “S” (e), e seus respectivos espectros de frequências (b), (d) e (f).



**Figura 4.** Batimentos “V” (a), “E” (c) e “F” (e), e seus respectivos espectros de frequências (b), (d) e (f).

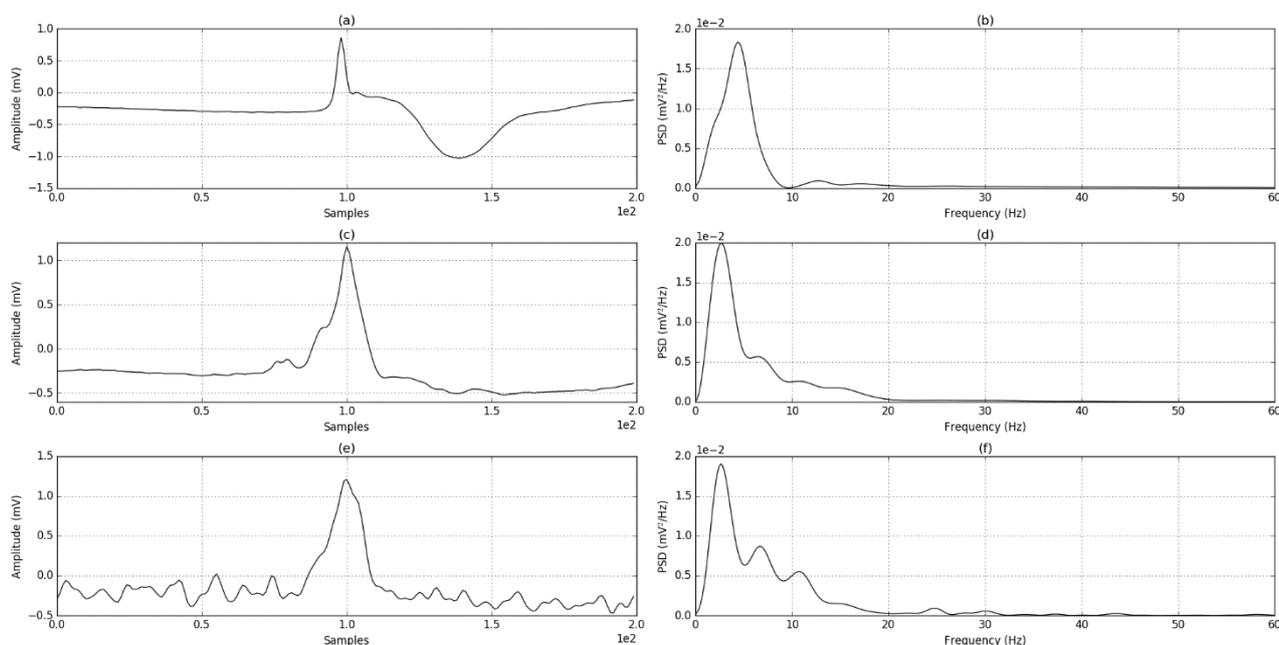


Figura 5. Batimentos “P” (a), “F” (c) e “U” (e), e seus respectivos espectros de frequências (b), (d) e (f).

Tabela 2. Intervalo de frequências aproximados mais relevantes de cada tipo de batimento cardíaco.

Classe batimento	Intervalo de frequência (Hz)
N	2,50 – 24,50
L	1,20 – 13,70
R	0,60 – 30,50
e	0,03 – 30,00
j	0,80 – 26,40
A	0,25 – 33,00
a	0,05 – 35,80
J	0,05 – 22,45
S	0,15 – 34,10
V	0,03 – 12,25
E	0,18 – 13,00
F	0,37 – 16,05
P	0,02 – 9,05
f	0,09 – 21,00
	0,04 – 20,50
U	20,80 – 26,16
	27,20 – 31,48
Mínimo e Máximo Geral	0,02 – 35,80

Como já mencionado a cada novo nível de decomposição o sinal é subamostrado, tomando-se metade de suas amostras. Logo, pelo Teorema de Nyquist, a cada nível de decomposição tem-se a seguinte cobertura de frequência pela MRSVD (Tabela 3), considerando um banco de filtros ideal e que a taxa de amostragem dos sinais de ECG da base de dados ARDB é de 360 Hz.

**Tabela 3.** Intervalos de frequência ideal dos filtros de decomposição da MRSVD.

Nível de decomposição	Intervalo frequência (Hz)	
	Aproximação	Detalhes
1	0 – 90	90 – 180
2	0 – 45	45 – 90
3	0 – 22,5	22,5 – 45
4	0 – 11,25	11,25 – 22,5
5	0 – 5,625	5,625 – 11,25

Assim, confrontando os intervalos de frequências das Tabelas 2 e 3, nota-se que a componente de aproximação no 2º nível de decomposição (0 – 45 Hz), contém todas as informações frequenciais necessárias para expressar qualquer das arritmias consideradas, de um modo aproximado ao menos. Já a componente de detalhe, neste mesmo nível, contém informações de alta frequência, e pode conter ruídos como de 60/50Hz típicos de sinais de ECG quando de sua aquisição. No entanto, no 3º, 4º e 5º nível de decomposição, as componentes de detalhes têm informações frequenciais relevantes para alguns batimentos.

O Quadro 2 mostra a intersecção das tabelas anteriores em relação ao conteúdo de frequência. Na coluna Batimento\*, consta os batimentos cujo conteúdo de frequência está amplamente coberto na sub-banda de decomposição, ou seja, apenas se todas as frequências daquele batimento estão no intervalo de frequências da sub-banda. Na coluna Batimento°, constam os batimentos onde parte do seu conteúdo de frequência é abrangido pelo intervalo da sub-banda de detalhes.

**Quadro 2.** Resumo do conteúdo informacional (frequencial) encontrado em cada uma das componentes da MRSVD.

Nível dec.	Intervalo frequência (Hz)			
	Aproximação	Batimento*	Detalhes	Batimento°
1	0 – 90	Todos e ruído	90 – 180	Só ruído
2	0 – 45	Todos sem ruído típico	45 – 90	Só ruído
3	0 – 22,5	L, V, E, F, P, f, U (parte)	22,5 – 45	N, R, e, j, A, a, J, S, U (parte)
4	0 – 11,25	P	11,25 – 22,5	Todos, exceto P
5	0 – 5,625	Nenhum	5,625 – 11,25	Todos

Nos experimentos a seguir será testada a seleção da componente de aproximação no segundo nível de resolução da MRSVD para induzir o modelo de aprendizado de máquina utilizando o algoritmo KNN.

Para ter um resultado de controle (um modelo de comparação) sem as informações adicionais fornecidas pela MRSVD, primeiramente as amostras puras dos sinais de ECG são utilizadas para treinamento e teste do algoritmo KNN. Atuando assim, tem-se resultados de performance basilares que servirão para comparação com os resultados obtidos ao empregar os atributos da MRSVD.

Os resultados fornecidos pelo Weka estão discriminados a seguir. Foram mantidas as notações em inglês para padronização das comparações dos resultados.

Correctly Classified Instances	9795	97.95%					
Incorrectly Classified Instances	205	2.05%					
=== Detailed Accuracy By Class ===							
	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	ROC Area	Class
	0.986	0.027	0.973	0.986	0.980	0.979	N
	0.973	0.014	0.986	0.973	0.979	0.979	O
Weighted Avg.	0.980	0.021	0.980	0.980	0.979	0.979	
=== Confusion Matrix ===							
	N	O					
	4953	69	N				
	136	4842	O				

Os resultados mostram que apenas utilizando o KNN para classificação das arritmias, sem qualquer processamento dos segmentos de ECG, o que equivale a utilizar 270 amostras, 97,95% dos segmentos (batimentos cardíacos) de ECG foram classificados corretamente. A precisão (*Precision*) para classe “Normal” foi de 97,30% e para a classe “Anormal” foi 98,60%. Observa-se ainda na matriz de confusão que 136 batimentos arrítmicos foram classificados erroneamente como batimentos normais, e 69 normais foram classificados como arrítmicos. Estes valores são importantes, pois retratam a confiabilidade do modelo aprendido. Esta também pode ser extraída das taxas de Verdadeiros Positivos (TP) e Verdadeiros Negativos (FP), que em média foram de 98% e 2%, respectivamente. Em linhas gerais o algoritmo tem baixas taxas de erros, tanto falsos positivos como para falsos negativos.

Os próximos resultados são obtidos utilizando apenas a componente de aproximação da MRSVD no segundo nível de resolução. Esta escolha decorre da análise anterior, donde constatou-se que esta componente, neste nível, abrange a maior parte da informação frequencial dos batimentos cardíacos e também não inclui as faixas de frequências de ruídos típicos encontrados nos sinais de ECG. Isto tanto para os batimentos “Normais” quanto os “Anormais”. A utilização desta componente resulta em um segmento de 44 amostras apenas.

Correctly Classified Instances	9870	98.70%					
Incorrectly Classified Instances	130	1.30%					
=== Detailed Accuracy By Class ===							
	TP Rate	FP Rate	Precision	Recall	F-Measure	ROC Area	Class
	0.991	0.017	0.983	0.991	0.987	0.987	N
	0.983	0.009	0.991	0.983	0.987	0.987	O
Weighted Avg.	0.987	0.013	0.987	0.987	0.987	0.987	
=== Confusion Matrix ===							
	N	O					
4976	46	N					
84	4894	O					

Utilizando a componente de aproximação mencionada os resultados gerais melhoram em relação à utilização das amostras sem qualquer transformação. A quantidade de segmentos corretamente classificados aumentou para 98,70%, enquanto que o percentual das classificações incorretas teve redução. Também se observa que ocorreram menos classificações equivocadas, pois agora apenas 84 segmentos da classe “Anormal” foram classificados como pertencente à classe “Normal”. Enquanto que somente 46 amostras da classe “Normal” foram equivocadamente classificadas.

Estes resultados mostram, portanto, a viabilidade da aplicação da MRSVD para classificação de arritmias cardíacas. Embora tenha havido incremento da complexidade computacional ao inserir a MRSVD para extração de atributos, deve ser notado que a quantidade de atributos foi reduzida de 270 para apenas 44. Logo o aprendizado do modelo para classificação terá um decréscimo da complexidade, uma vez que teremos um espaço de aprendizado de menor dimensão [veja sobre maldição da dimensionalidade (Berisha et al., 2021)].

Mostrada a viabilidade da aplicação da MRSVD para extração de atributos, trabalhos futuros podem ser desenvolvidos objetivando encontrar algoritmos de aprendizado de máquina que melhor se adequem aos tipos de atributos fornecidos pela MRSVD. Esta mudança na abordagem do aprendizado também possibilitará testar outras componentes, como as de detalhes, para compor os vetores de atributos. Pois, pela análise discriminada no Quadro 1, certas arritmias poderiam melhor ser identificadas utilizando outras componentes em outros níveis de resolução.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aehlert, B. (2018). *ACLS: Suporte Avançado de Vida em Cardiologia*. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Ashin, R., Morimoto, A., Vaillancourt, R. (2005). Image compression with multiresolution singular value decomposition and other methods. *Mathematical and Computer Modelling*, 41, 773-790.
- Berisha, V., Krantsevich, C., Hahn, P. R., Hahn, S., Dasarathy, G., Turaga, P., Liss, J. (2021). Digital medicine and the curse of dimensionality. *NPJ digital medicine*, 4(1), 153.

- Bhatnagar, G., Saha, A., Wu, Q. J., Atrey, P. K. (2014). Analysis and extension of multiresolution singular value decomposition. *Information Sciences*, 277, 247-262. DOI: 10.1016/j.ins.2014.02.018
- Costanzo, L. S. (2014). *Fisiologia*. 5. ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
- De Oliveira, B. R. (2020). Reconhecimento de Contração Prematura Ventricular utilizando separação cega de fontes e comitê de máquinas bayesianas. Tese de Doutorado. UNESP/Ilha Solteira. [https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/194111/oliveira\\_br\\_dr\\_ilha.pdf?sequence=3](https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/194111/oliveira_br_dr_ilha.pdf?sequence=3)
- De Oliveira, B. R., Duarte, M. A. Q. (2022). Decomposição em Valores Singulares em Multirresolução: Introdução e aplicação em Eletrocardiograma (ECG). *Ciência em Foco Volume VII*, 6, 114-130. DOI: <https://doi.org/10.46420/9786581460228cap8>
- Ganic, E., Eskicioglu, A. M. (2004). Robust DWT-SVD domain image watermarking: embedding data in all frequencies. In *Proceedings of the 2004 Workshop on Multimedia and Security*, 166-174.
- Goldberger, A. et al. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation [Online]*. 101(23): e215–e220.
- Guyton, A. C., Hall, J. E. (2006). *Tratado de fisiologia médica*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Hess, M. L. (2002). *Doenças cardíacas: primeiros cuidados*. Barueri: Manole.
- Kakarala, R., Ogunbona, P.O. (2001). Signal analysis using a multiresolution form of the singular value decomposition. *IEEE Transactions on Image processing*, 10(5), 724-735.
- Loscalzo, J. (2013). *Medicina cardiovascular de Harrison*. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed e McGraw-Hill.
- Luz, E. J. D. S., Nunes, T. M., De Albuquerque, V. H. C., Papa, J. P., Menotti, D. (2013). ECG arrhythmia classification based on optimum-path forest. *Expert Systems with Applications*, 40(9), 3561-3573.
- Mallat, S. G. (2009). A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. In *Fundamental Papers in Wavelet Theory*, 494-513. Princeton University Press.
- Mohrman, D. E. (2011). *Fisiologia cardiovascular*. 6. ed. Porto Alegre: McGraw-Hill.
- Netter, F. H. (2015). *Coleção Netter de Ilustrações Médicas: Sistema Cardiovascular*. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Oliveira, B. R., Duarte, M. A. Q., Vieira Filho, J. (2015). Detecção de complexos QRS do ECG pela decomposição em valores singulares em multirresolução. *Anais da IX ENAMA*, 4-6.
- Woods, S. L., Froelicher, E. S. S., Motzer, S. U. (2005). *Enfermagem em cardiologia*. Barueri: Manole.

## Índice Remissivo

### A

ansiolítico, 14, 19, 21, 26, 31, 32, 37  
antidepressivo, 6, 7, 9, 14, 19

### C

ciclo cardíaco, 41, 45

### E

ECG, 41, 42, 43, 44, 45, 51, 52, 53, 54, 55

### L

Labirinto em Cruz Elevado, 32, 34, 35  
látex, 6, 9, 10, 12, 13, 15, 16, 17, 19, 21, 22, 23,  
24, 26, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37

### M

MRSVD, 43, 44, 47, 51, 52, 53, 54

### P

produtos naturais, 19, 25

### S

sinal, 41, 43, 44, 46, 51

### T

teste de Campo Aberto, 21  
teste de Nado Forçado, 12, 15

### V

Valores Singulares, 40, 43, 54

## Sobre a organizadora



 **Aris Verdecia Peña**

Médica, graduada em Medicina (1993) pela Universidad de Ciencias Médica de Santiago de Cuba. Especialista em Medicina General Integral (1998) pela Universidad de Ciencias Médica de Santiago de Cuba. Especializada em Medicina en Situaciones de Desastre (2005) pela Escola Latinoamericana de Medicina em Habana. Diplomada em Oftalmología Clínica (2005) pela Universidad de Ciencias Médica de Habana. Mestrado em Medicina Natural e Bioenergética (2010), Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba, Cuba. Especializada em Medicina Familiar (2016) pela Universidade de Minas Gerais, Brasil. Profesora e Instructora da Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba (2018). Ministra Cursos de pós-graduação: curso Básico Modalidades de Medicina Tradicional em urgências e condições de desastres. Participou em 2020 na Oficina para Enfrentamento da Covi-19. Atualmente, possui 11 artigos publicados, e doze organizações de e-books.



**Pantanal Editora**  
Rua Abaete, 83, Sala B, Centro. CEP: 78690-000  
Nova Xavantina – Mato Grosso – Brasil  
Telefone (66) 99682-4165 (Whatsapp)  
<https://www.editorapantanal.com.br>  
[contato@editorapantanal.com.br](mailto:contato@editorapantanal.com.br)