

João Victor Sousa

Título do seu TCCe

Ilhéus - Bahia

2025

João Victor Sousa

Título do seu TCCe

Trabalho apresentado ao Curso de Y da Universidade X como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel.

Universidade Estadual de Santa Cruz
Curso de Graduação em Ciência da Computação

Orientador: Otacílio José Pereira

Ilhéus - Bahia
2025

Resumo

Escreva aqui o resumo do seu trabalho. Inclua objetivos, metodologia, resultados e conclusões.

Palavras-chave: palavra1. palavra2. palavra3.

Sumário

Sumário	3	
Lista de tabelas	4	
Lista de ilustrações	5	
1	INTRODUÇÃO	7
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1	Funcionamento do coração	8
2.2	O eletrocardiograma	10
2.3	Arritmias	11
2.3.1	Arritmias clínicas	11
2.3.2	Padrões de classificação para algoritmos (AAMI)	11
3	METODOLOGIA	13
3.1	O banco de dados	14
3.2	Pré-processamento	15
3.2.1	Features	15
3.3	Arquiteturas	16
3.4	Estratégia de avaliação	18
3.4.1	Métricas	19
3.5	Tipos de redes usadas	22
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	23
4.1	Resultados do modelo GRU	23
4.2	Resultados do modelo híbrido GRU e CNN	29
5	ANÁLISE DE ERROS NO PIOR <i>FOLD</i>	36
5.1	Análise de erros do modelo híbrido CNN com GRU	36
6	CONCLUSÃO	41
	REFERÊNCIAS	42

Lista de tabelas

Tabela 1	–	Mapeamento das anotações originais do MIT-BIH para as classes AAMI.	14
Tabela 2	–	Particionamento inter-paciente proposto por Chazel et al.	18
Tabela 3	–	Exemplo de matriz de confusão binária	21
Tabela 4	–	Resultados do GRU (N vs. V) na validação	23
Tabela 5	–	Resultados do GRU (N vs. V) no treino	23
Tabela 6	–	Resultados do modelo híbrido CNN e GRU (N vs. V) na validação . .	30
Tabela 7	–	Resultados do modelo híbrido CNN e GRU (N vs. V) no treino	30
Tabela 8	–	Total dos erros e acertos por paciente no <i>fold</i> de validação	36

Lista de ilustrações

Figura 1 – Sistema de condução do coração	9
Figura 2 – Exemplo de ECG com sua morfologia destacada	10
Figura 3 – Esquema a metodologia adotada.	13
Figura 4 – Arquitetura GRU pura.	16
Figura 5 – Arquitetura híbrida CNN e GRU.	17
Figura 6 – Curva ROC de um Classificador Perfeito: Comparação com Modelo Aleatório.	20
Figura 7 – Curva Precisão–Recall de um Classificador Perfeito: Comparação com Baseline.	21
Figura 8 – Métricas do modelo 4 por fold <i>fold</i>	24
Figura 9 – Matriz de confusão do modelo 4 em seu melhor <i>fold</i>	25
Figura 10 – Matriz de confusão do modelo 4 em seu pior <i>fold</i>	26
Figura 11 – Curva <i>ROC</i> modelo 4 em seu melhor <i>fold</i>	26
Figura 12 – Curva <i>ROC</i> do modelo 4 em seu melhor <i>fold</i>	27
Figura 13 – Curva precisão vs <i>recall</i> do modelo 4 em seu pior <i>fold</i>	28
Figura 14 – Curva precisão vs <i>recall</i> do modelo 4 em seu melhor <i>fold</i>	29
Figura 15 – Métricas do modelo híbrido CNN com GRU por <i>fold</i>	30
Figura 16 – Matriz de confusão modelo 5 em seu melhor <i>fold</i>	31
Figura 17 – Matriz de confusão modelo 5 em seu melhor <i>fold</i>	32
Figura 18 – Curva <i>ROC</i> modelo 5 em seu melhor <i>fold</i>	32
Figura 19 – Curva precisão vs <i>recall</i> do modelo 5 em seu melhor <i>fold</i>	33
Figura 20 – Curva <i>ROC</i> modelo 5 em seu pior <i>fold</i>	34
Figura 21 – Curva precisão vs <i>recall</i> do modelo 5 em seu melhor <i>fold</i>	34
Figura 22 – Matriz de confusão do paciente 203	37
Figura 23 – ECG normal do paciente 203: erro e acerto	37
Figura 24 – ECG normal do paciente 119.	38
Figura 25 – ECG normal do paciente 203: acerto e erro	39
Figura 26 – ECG arritmico do paciente 119.	39

Lista de Siglas

AUC	Area Under Curve
AP	Average Precision
RNN	Redes Neurais Recorrentes
CNN	Redes Neurais Convolucionais
LSTM	Long Short-Term Memory
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
GRU	Gated Unit Recurrent
ECG	Eletrocardiograma
TP	Verdadeiro Positivo
FP	Falso Positivo
TN	Verdadeiro Negativo
FN	Falso Negativo

1 Introdução

Texto da introdução.

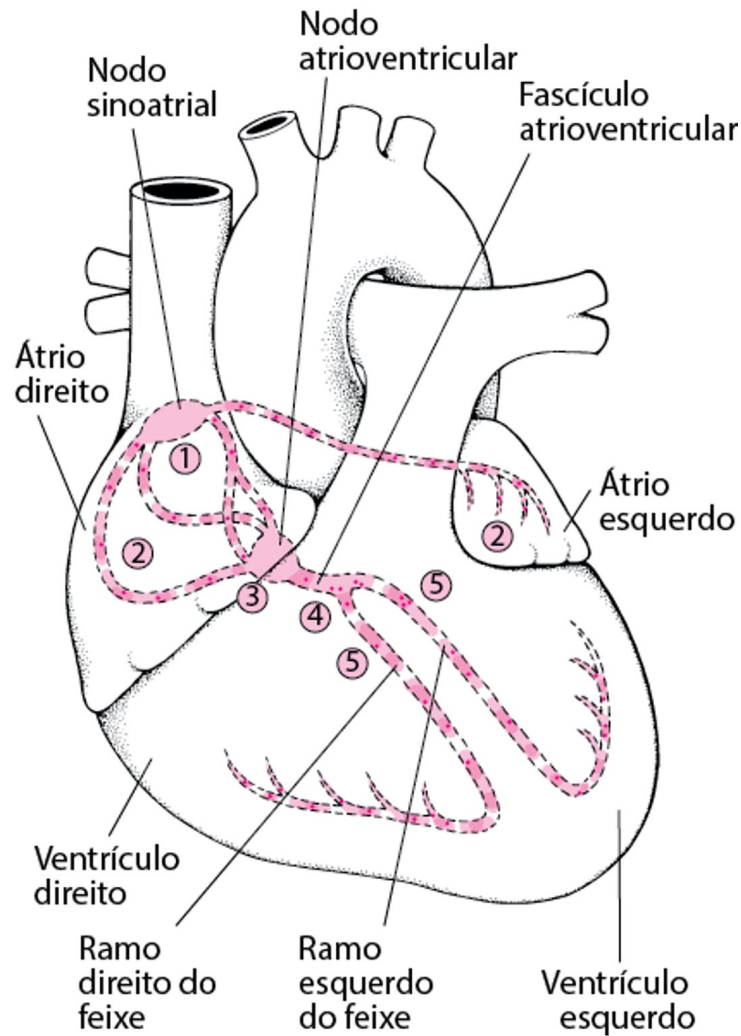
2 Fundamentação Teórica

2.1 Funcionamento do coração

O coração é um órgão muscular composto por quatro câmaras — átrio direito e esquerdo, e ventrículo direito e esquerdo — que se contraem de forma rítmica, bombeando sangue para o corpo. Essas contrações são controladas por correntes elétricas que percorrem o coração de maneira precisa e em velocidade controlada.

Na figura 1, o sistema de condução elétrico do coração é ilustrado.

Figura 1 – Sistema de condução do coração



Fonte: Adaptado de Mitchell (2025)

Segundo Mitchell (2025), o batimento cardíaco normal se inicia no nódulo sinusal (1), localizado no átrio direito, que atua como o marcapasso natural do coração. A corrente elétrica propaga-se do átrio direito para o esquerdo (2), promovendo sua contração e o bombeamento do sangue para os ventrículos. Em seguida, o impulso atinge o nódulo atrioventricular (3) — conexão entre os átrios e ventrículos — onde é temporariamente retardado, permitindo que os átrios se contraíam completamente e encham as câmaras inferiores.

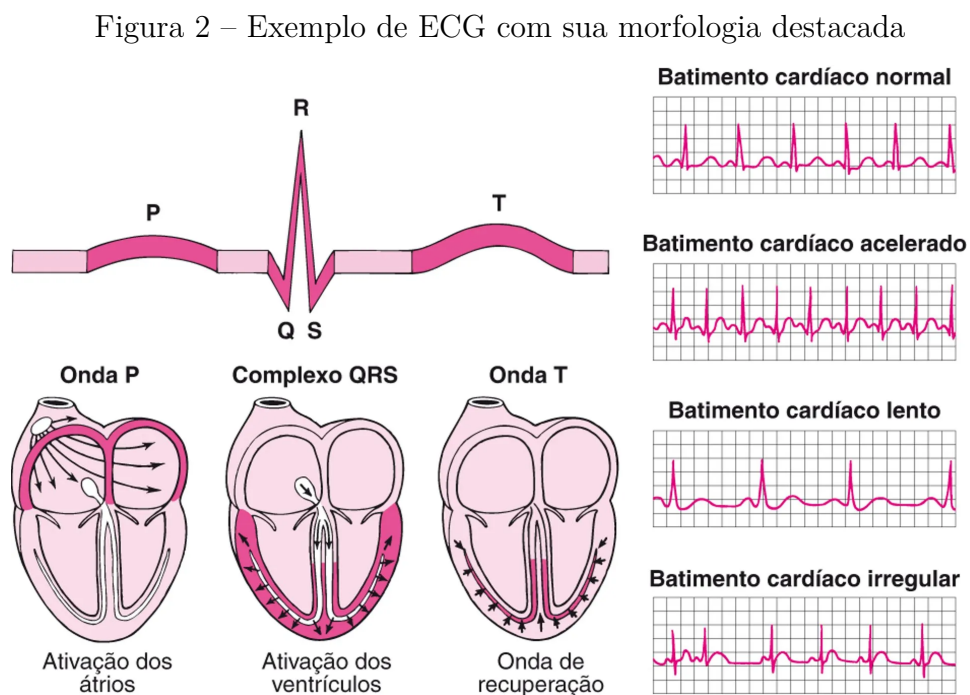
Posteriormente, a corrente percorre o feixe de His (4), que se divide e conduz o impulso para ambos os ventrículos (5), promovendo sua contração e o bombeamento do sangue para o restante do corpo.

2.2 O eletrocardiograma

O eletrocardiograma, ECG, é um exame não invasivo usado para medir a atividade elétrica do coração. Ele é feito a partir do contato de eletrodos, chamados de derivações ou *leads*, sobre a pele. A quantidade de eletrodos varia, mas geralmente são 12 (CASCINO; SHEA, 2025).

Ao registrar a magnitude e direção da corrente, as derivações geram uma onda que representa a atividade elétrica do coração. O passo a passo descrito em 2.1 é refletido em sua morfologia.

Na figura 2, um ECG de um batimento, observe que ele é subdividido em: onda P, complexo QRS e onda T (CASCINO; SHEA, 2025). Note que cada uma dessas partes se refere a um estágio do batimento.



Fonte: Adaptado de Cascino e Shea (2025)

Dentre as doenças que podem ser diagnósticas via ECG estão as arritmias cardíacas.

2.3 Arritmias

2.3.1 Arritmias clínicas

As arritmias são alterações no ritmo cardíaco que podem ter diversas causas, incluindo alterações hormonais, uso de medicamentos, toxinas (como álcool ou cafeína), anomalias eletrolíticas ou doenças cardíacas. Segundo Mitchell (2025), em adultos em repouso, a frequência cardíaca normal varia entre 60 e 100 batimentos por minuto (bpm). Frequências mais baixas, conhecidas como bradicardia sinusal, são comuns em atletas, crianças pequenas, adolescentes, jovens adultos e durante o sono. Por outro lado, a taquicardia sinusal ocorre quando a frequência se eleva, podendo ser observada durante o esforço físico, doenças, estimulação neural simpática ou emoção intensa.

Variações no ritmo cardíaco são fenômenos fisiológicos normais. Durante a respiração, por exemplo, é comum que a frequência aumente e diminua levemente — comportamento conhecido como arritmia sinusal respiratória. O autor ainda observa que um ritmo cardíaco perfeitamente regular pode indicar patologias no sistema nervoso autônomo, como ocorre em casos de diabetes avançado. Dessa forma, ainda não existe um indicador global e definitivo do que seria um ritmo sinusal considerado saudável. As arritmias podem ser classificadas de forma simplificada em três tipos principais:

1. Taquicardia: frequência excessivamente rápida;
2. Bradicardia: frequência excessivamente lenta;
3. Irregular: quando os impulsos percorrem o coração por vias irregulares.

2.3.2 Padrões de classificação para algoritmos (AAMI)

A AAMI define cinco classes de arritmia: normal (N), ventricular (V), supraventricular (S), fusão (F) e não classificado (Q) (SILVA et al., 2025; SAADATNEJAD; OVEISI; HASHEMI, 2020).

As arritmias ventriculares incluem, por exemplo, as contrações prematuras ventriculares (PVCs) e os batimentos de escape. De acordo com Sattar e Hashmi (2025), as PVCs são batimentos originários dos ventrículos que podem ocorrer mesmo em indivíduos saudáveis. Sua morfologia é variável, dependendo da origem do impulso, de doenças estruturais ou ainda de uso de medicamentos. Quando frequentes, podem causar fadiga e

palpitações, evoluindo para disfunções ventriculares e, em alguns casos, representando a primeira manifestação de cardiopatias estruturais.

Mitchell (2024b) cita ainda outras causas potenciais de PVCs, como doenças da artéria coronária (especialmente durante ou após infarto), dilatação ventricular decorrente de insuficiência cardíaca e alterações nas válvulas cardíacas. Em pacientes com doenças estruturais, as PVCs podem progredir para arritmias mais graves, como taquicardia ventricular (VT) e fibrilação ventricular (FV), que representam risco de morte súbita.

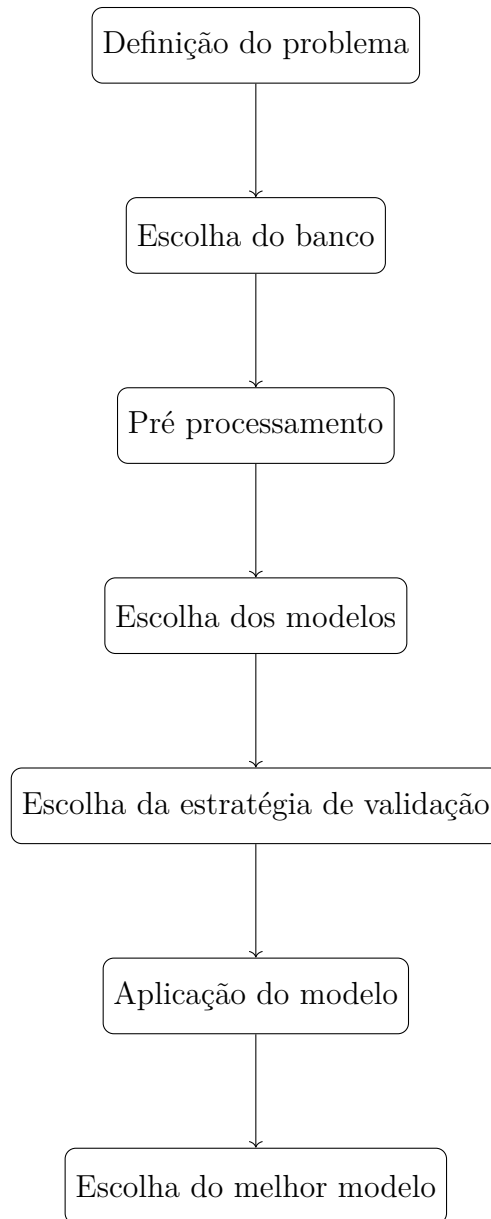
Mitchell (2024a), Mitchell (2024c) descrevem tanto a fibrilação quanto a taquicardia ventricular como arritmias originadas nos ventrículos. A fibrilação ventricular (FV) é caracterizada por batimentos rápidos e desordenados, resultantes de sinais elétricos caóticos nos ventrículos. Essa condição leva à perda de consciência em poucos segundos e à morte caso não haja intervenção imediata, configurando-se como um tipo de parada cardíaca. Entre suas causas estão afogamentos, choques elétricos e falha cardíaca.

A taquicardia ventricular (TV), por outro lado, produz uma frequência cardíaca de até 120 bpm e é formada por uma sequência de contrações ventriculares prematuras (PVCs). Quando persiste por mais de 30 segundos, recebe a denominação de taquicardia sustentada. Costuma ocorrer em indivíduos com alterações estruturais cardíacas, como infarto do miocárdio, falha cardíaca ou cardiomiopatia. Os sintomas incluem fraqueza, tontura e desconforto torácico. Caso persista por mais de 30 segundos, o tratamento é indicado mesmo na ausência de sintomas, uma vez que pode evoluir para fibrilação ventricular.

3 Metodologia

A metodologia é esquematizada na figura 3 que ilustra o fluxo de trabalho. Esse processo envolve a definição do problema, a escolha do banco, o pré-processamento, escolha das estratégias de validação, e aplicação do modelo, culminando na escolha do melhor modelo.

Figura 3 – Esquema a metodologia adotada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Cada um desses passos introduz considerações, e as decisões tomadas influenciam nos passos seguintes. Por exemplo, a escolha do banco impacta diretamente em quais tipos

de pré-processamento necessário, como a limpeza. Contudo, antes mesmo da escolha do banco, é necessário definir qual o problema, visto que as anotações presentes podem limitar o escopo dos problemas resolvidos.

Nas seções subsequentes, detalha-se as decisões adotadas em cada etapa da metodologia, bem como os critérios considerados para tais escolha

3.1 O banco de dados

Optou-se pelo *MIT-BIH Arrhythmia Database* (MOODY; MARK, 2005). Segundo Moody (1997), o banco é composto por 58 registros de eletrocardiograma (ECG), cada um com 30 minutos de duração. Os 23 primeiros registros, de 100 a 124, foram selecionados aleatoriamente a partir de um conjunto de 4000 gravações de 24 horas realizadas em pacientes ambulatoriais do Beth Israel Deaconess Medical Center. Os 25 registros, 200 até 234, restantes foram escolhidos de modo a incluir arritmias raras e com formato complexo, mas clinicamente significativas. Cada uma das anotações foram feitas com por três cardiologistas independentes. Os sinais foram coletados com duas derivações; uma superior e outra inferior. A superior é majoritariamente utilizando a derivação MLII (modified limb II) que é feita com o eletrodo no peito. Em alguns casos, foi utilizado as derivações V1 (ou mais raramente, V2, V3 e V4); que também são obtidas com os eletrodos no peito.

Neste trabalho, foi utilizado somente a derivação superior, pois permite uma melhor visão do complexo QRS (MOODY, 1997).

Na tabela 1, é detalhado o mapeamento entre as classes originais de batimentos para as cinco definidas pela AAMI.

Tabela 1 – Mapeamento das anotações originais do MIT-BIH para as classes AAMI.

Anotação Original	Classe AAMI
N, e, j, L, R	N (Normal)
A, a, J, S	S (Supraventricular)
V, E	V (Ventricular)
F, f	F (Fusão)
Q, ?, /	Q (Desconhecida)

Fonte: Adaptado de Silva et al. (2025).

O objetivo foi a detecção de batimentos da classe V que compreende: contração prematura ventricular (ou PVC, classe V) e batimento ventricular de escape, classe E, (MOODY, 1997). Segundo Sattar e Hashmi (2025), PVCs são batimentos originários dos ventrículos e podem ocorrer em indivíduos saudáveis, sua morfologia é variada, dependendo da origem, ou a doença estrutural ou ainda o medicamento usado. Ainda segundo o autor, caso ocorram frequentemente, elas podem causar sintomas como fadiga e palpitações e podem evoluir para disfunções ventriculares; sendo também, muitas vezes, a primeira manifestação de doenças estruturais do coração.

O MIT-BIH é um banco aberto e muito utilizado para a classificação de arritmias, permitindo uma comparação com demais trabalhos. Além de ser recomendado pela AAMI.

3.2 Pré-processamento

Antes de usar o sinal do ECG como entrada, ele precisou passar por uma etapa de pré-processamento que consistiu em uma limpeza de ruídos e segmentação. Para a diminuição do ruído, foi utilizando um filtro passa-alta de ordem 5 de 0,5 hz, seguido por uma filtragem de linha de energia de 60hz. Isso foi importante para remover ruídos musculares e ruídos oriundos da alimentação dos aparelhos.

Em seguida, os batimentos foram segmentados em batimentos individuais. Nas duas etapas foram utilizadas a biblioteca NeuroKit2 (MAKOWSKI et al., 2021)

3.2.1 Features

A única *feature* usada foi o intervalo RR que é calculado da seguinte forma:

$$\text{pré RR intervalo} = R_{i-1} - R_i \quad (3.1)$$

$$\text{pós RR intervalo} = R_i - R_{i+1} \quad (3.2)$$

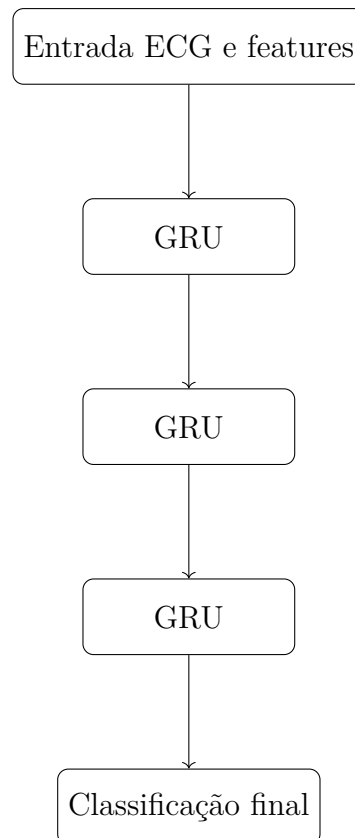
Esses intervalos correspondem ao intervalo entre o batimento i e o anterior e posterior, respectivamente.

3.3 Arquiteturas

Foram testadas dois tipos de arquiteturas, uma é o uso de RNNs puras e a outra é uma arquitetura híbrida com CNNs.

A primeira arquitetura de pura é composta por três camadas de GRUs com 256 unidades ocultas. Essa arquitetura foi utilizada em Narotamo et al. (2024), onde obteve o melhor desempenho. A diferença é que nesse trabalho, além da rede receber o sinal do ECG, ela também recebeu os intervalos RRs pré e pós:

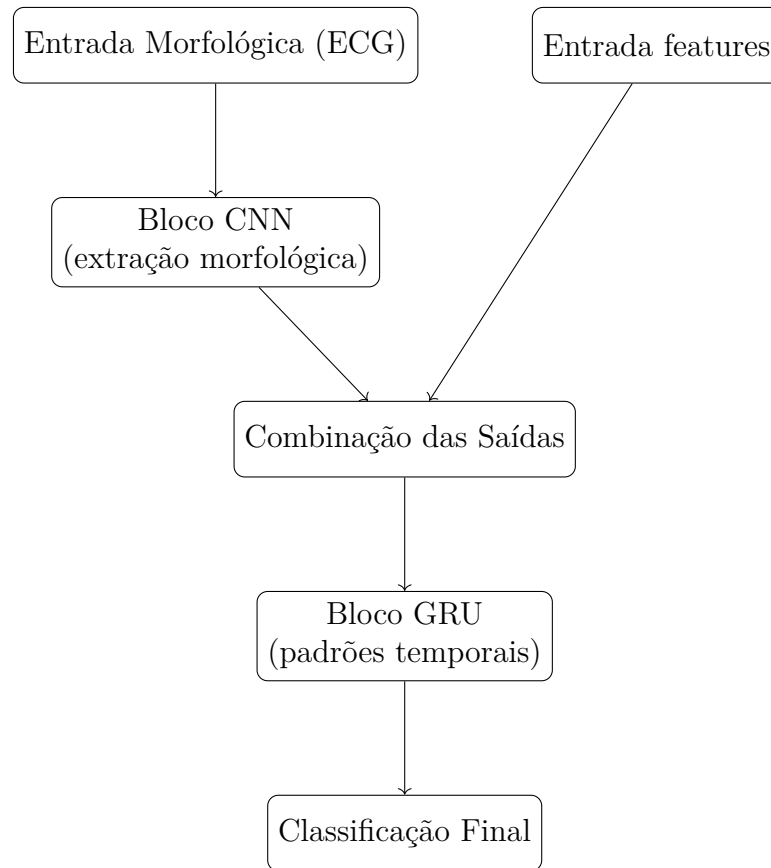
Figura 4 – Arquitetura GRU pura.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A segunda rede é uma híbrida de CNN com GRU:

Figura 5 – Arquitetura híbrida CNN e GRU.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O bloco de CNN precisou ser aplicado em cada batimento dentro da sequência. Trata-se de duas camadas de CNN com 32 e 64 filtros respectivamente e cada uma seguida por uma camada de *batch normalization* e *global max pooling* para evitar sobre ajuste e reduzir as *features* respectivamente.

Enquanto que a rede da figura 4 recebeu o ECG concatenado com as *features*, a rede híbrida as recebeu separadas, sendo conectadas após o processamento das CNNs.

Ambos os modelos recebem uma sequência de 16 batimentos junto com as *features* RR.

Para otimização do processo de treinamento, foram utilizados os mecanismos de *early stopping* e *reduce on plateau*, responsáveis por limitar o número de épocas e ajustar dinamicamente a taxa de aprendizagem, respectivamente.

3.4 Estratégia de avaliação

Os dados foram particionados seguindo a estratégia inter-paciente proposta por Chazel et al. (apud Silva et al. (2025)), na qual batimentos de um mesmo paciente não podem aparecer simultaneamente nos conjuntos de treinamento e validação. O objetivo é garantir a capacidade de generalização do modelo para diferentes pacientes. Além disso, conforme recomendado pela AAMI, registros de pacientes com marcapasso foram excluídos.

Nesta divisão, o banco costuma ser dividido em Ds1 e Ds2. O primeiro costuma ser usado para treino e o segundo para teste. Os registros 101, 106, 108, 109, 112, 114, 115, 116, 118, 119, 122, 124, 201, 203, 205, 207, 208, 209, 215, 220, 223 e 230 formam o DS1. Os demais (100, 103, 105, 111, 113, 117, 121, 123, 200, 202, 210, 212, 213, 214, 219, 221, 222, 228, 231, 232, 233 e 234), o Ds2

Note que o conjunto Ds1 inclui 12 registros que são resultados da seleção aleatória e 22 dos registros com as morfologias complexas. Já no Ds2 possui oito dessa primeira seleção e 22 da segunda; sendo mais desafiador e feito para testar a capacidade de generalização do modelo.

Na tabela 2, é mostrado a distribuição das cinco classes nos dois conjuntos.

Tabela 2 – Particionamento inter-paciente proposto por Chazel et al.

Conjunto	N	SVEB	VEB	F	Q	Total
DS1	45 866	944	3 788	415	8	51 021
DS2	44 259	1 837	3 221	388	7	49 712
Total	90 125	2 781	7 009	803	15	100 733

Fonte: Adaptado de Silva et al. (2025).

Como pode ser observado, as classes são desbalanceadas dentro do mesmo conjunto, porém, balanceada entre eles.

A avaliação foi feita utilizando uma avaliação cruzada no conjunto Ds1 inicialmente com duas partições (dois *folds*) e, posteriormente, com cinco partições (cinco *folds*) nos modelos finais, utilizando o particionados inter-paciente. Esta estratégia permite avaliar o modelo com ECGs de pacientes para o qual ele não foi treinado; sendo mais próximo de um contexto clínico e expõe o modelo a mais variação.

Outra estratégia ser o particionamento intra-paciente, onde batimentos de um mesmo paciente podem aparecer tanto no treino quanto na validação. Essa estratégia seria

mais adequada para um modelo personalizado, por exemplo.

3.4.1 Métricas

As métricas utilizadas para avaliar o desempenho dos modelos foram: sensibilidade, precisão, acurácia, *F1-score*, AUC (*Area Under the Curve*) e AP (textitAverage Precision). Esses dois últimos são exibidos juntos ao gráficos *ROC* e *PR*, respectivamente.

A sensibilidade representa a capacidade do modelo em identificar corretamente as classes positivas, isto é, os batimentos arrítmicos. Sua equação é dada por:

$$\text{Sensibilidade} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.3)$$

em que TP são os verdadeiros positivos e FN os falsos negativos.

A precisão, por sua vez, indica a proporção de batimentos classificados como arrítmicos que realmente pertencem a essa classe:

$$\text{Precisão} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.4)$$

onde FP representa os falsos positivos. Precisão e sensibilidade estão relacionadas por um *trade-off*. No contexto médico, prioriza-se elevada sensibilidade, ainda que à custa de menor precisão, uma vez que falsos negativos são mais prejudiciais que falsos positivos.

O *F1-score* é a média harmônica entre precisão e sensibilidade, buscando um equilíbrio entre ambas:

$$F1\text{-score} = \frac{2 \cdot \text{Precisão} \cdot \text{Sensibilidade}}{\text{Precisão} + \text{Sensibilidade}} \quad (3.5)$$

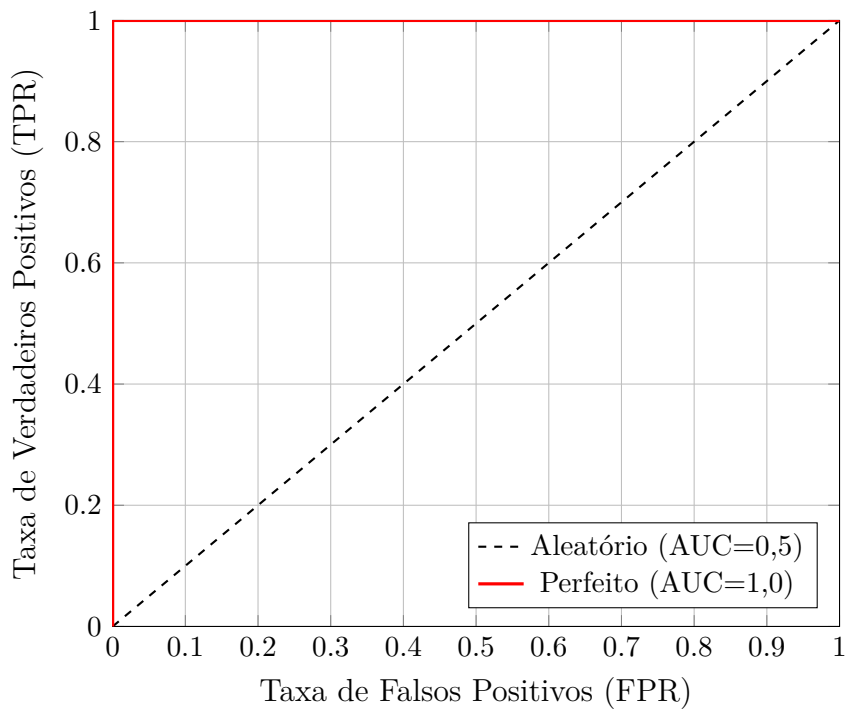
A acurácia corresponde ao acerto global do modelo, considerando tanto as classes positivas quanto as negativas:

$$\text{Acurácia} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3.6)$$

A AUC mede a capacidade do modelo em separar as classes positivas das negativas, variando entre 0 e 1. Valores próximos de 1 indicam separação perfeita, enquanto 0,5 corresponde a um modelo com desempenho equivalente ao acaso, o *baseline*.

Essa métrica é calculada a partir da área sob a curva ROC. Na Figura 6, é ilustrado a curva ROC de um classificador perfeito.

Figura 6 – Curva ROC de um Classificador Perfeito: Comparação com Modelo Aleatório.



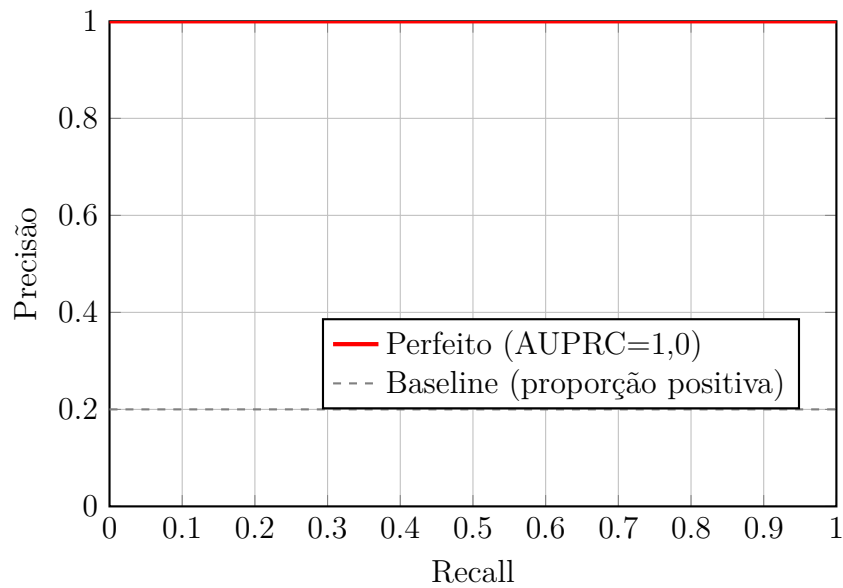
Fonte: Elaborado pelo autor.

A curva vermelha representa um classificador perfeito com TPR, sinônimo de *recall*, sempre igual a um. O raciocínio é que para aumentar o *recall*, a quantidade de classes negativas que são classificadas como positivas, calculada por FPR, aumenta. Entretanto, para um classificador perfeito, esse *trade-off* não existe.

A linha tracejada representa um classificador aleatório, o *baseline*. Neste caso, por exemplo, para achar 60% das classes positivas, cerca de 0,6 de *recall*, o modelo classificaria 60% das classes negativas como positivas.

Já a curva PR, Precisão vs *Recall* representa a precisão em função do *recall*. Na figura Figure 6, é ilustrada a curva PR de um classificador perfeito.

Figura 7 – Curva Precisão–Recall de um Classificador Perfeito: Comparação com Baseline.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Como há uma relação de *trade-off* entre a precisão e o *recall*, conforme ajusta-se o limiar de decisão para aumentar o *recall*, a precisão tende a cair. Entretanto, assim como ocorre na ROC, esse *trade-off* não existe para um classificador perfeito; ou seja, a precisão é sempre 100% independente do valor do *recall*.

Já a linha tracejada, marca o desempenho de um classificador aleatório; o *baseline*. A linha corresponde a frequência da classe positiva, isto é, o classificador aleatório sempre tem uma precisão igual a frequência da classe positiva. AP é o análogo da AUC para esta curva.

Na tabela 3 é ilustrada a matriz de confusão.

Tabela 3 – Exemplo de matriz de confusão binária

Classe Verdadeira	Classe Predita	
	Positiva	Negativa
Positiva	TP	FN
Negativa	FP	TN

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em sentido anti-horário, a partir do canto superior esquerdo temos:

1. TP *true positive*, quantos casos positivos foram corretamente classificados;
2. FN *false negative*, quantos casos positivos foram incorretamente classificados;
3. FP *false positive*, quantos casos negativos foram incorretamente classificados;

4. TN *true negative*, quantos casos negativos foram incorretamente classificados.

Essas métricas mostram o desempenho do modelo em perspectivas diferentes, precisão, *recall*, *f1 score* e acurácia, mostram o desempenho do modelo para um determinado limiar. Neste trabalho, foi escolhido como 50%. Já as curvas PR e ROC mostram o impacto no desempenho do modelo para diferentes limiares e a matriz de confusão permite visualizar os tipos de erros e acertos individualmente.

3.5 Tipos de redes usadas

Inicialmente, foram escolhidas redes neurais recorrentes (RNNs) e seus subtipos, como LSTM e GRU. Segundo James et al. (2023), esse tipo de rede apresenta grande potencial para lidar com dados sequenciais, como no processamento de linguagem natural, previsão de preços e outros tipos de séries temporais. Como o componente temporal é relevante para o diagnóstico das arritmias, optou-se por esse tipo de modelo.

Além das RNNs, foram utilizadas redes neurais convolucionais (CNNs), conhecidas por sua habilidade em reconhecer padrões em diferentes domínios James et al. (2023). Em particular, CNNs unidimensionais (1D-CNNs) têm se mostrado eficazes na análise de sinais fisiológicos, sendo amplamente aplicadas à classificação de ECG (NAROTAMO et al., 2024).

A motivação para essa combinação está na complementaridade entre os modelos: enquanto as RNNs são eficazes na captura de dependências temporais, as CNNs se destacam na identificação de características morfológicas do sinal.

4 Resultados e discussões

4.1 Resultados do modelo GRU

A seguir, os resultados alcançados pelo modelo descrita em 4:

Tabela 4 – Resultados do GRU (N vs. V) na validação

Métrica	Média	Desvio Padrão
Precisão	0.8515	0.1825
<i>Recall</i>	0.8039	0.0795
<i>F1-Score</i>	0.8060	0.0760
Acurácia	0.9640	0.0278

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na tabela 4, tem-se as métricas médias com seus respectivos desvio padrão na *cross-validação* de cinco *folds*. Os resultados indicam que o modelo achou aproximadamente 80% dos casos positivos, com um desvio padrão relativamente baixo, indicando boa estabilidade. Além disso, a precisão do modelo foi maior que seu *recall*, indicando um perfil mais conservador na classificação.

A seguir os resultados no treino:

Tabela 5 – Resultados do GRU (N vs. V) no treino

Métrica	Média	Desvio Padrão
Precisão	0.9872	0.0121
<i>Recall</i>	0.9782	0.0150
F1-Score	0.9827	0.0134
Acurácia	0.9969	0.0024

Fonte: Elaborado pelo autor.

Comparando os resultados do treino na tabela 7 com os resultados da validação na tabela 6, observa-se um diferença substancial; evidenciando sobreajuste, isto é, o modelo apresentou uma baixa capacidade de generalização para pacientes não vistos.

Esse fenômeno ocorre pois modelos com alta flexibilidade como redes neurais conseguem se ajustar intimamente com os dados de treino caso eles não sejam representativos da população, eles podem aprender ruído e particularidades dessa amostra ao invés de padrões generalizáveis. No contexto do MIT-BIH, o desbalanceamento das classes pode ter causado isso. Como há poucos exemplos da classe positiva, é fácil para o modelo memorizar padrões morfológicos e rítmicos das arritmias do conjunto de treino, falhando ao encontrar variações dessas instâncias em pacientes diferentes.

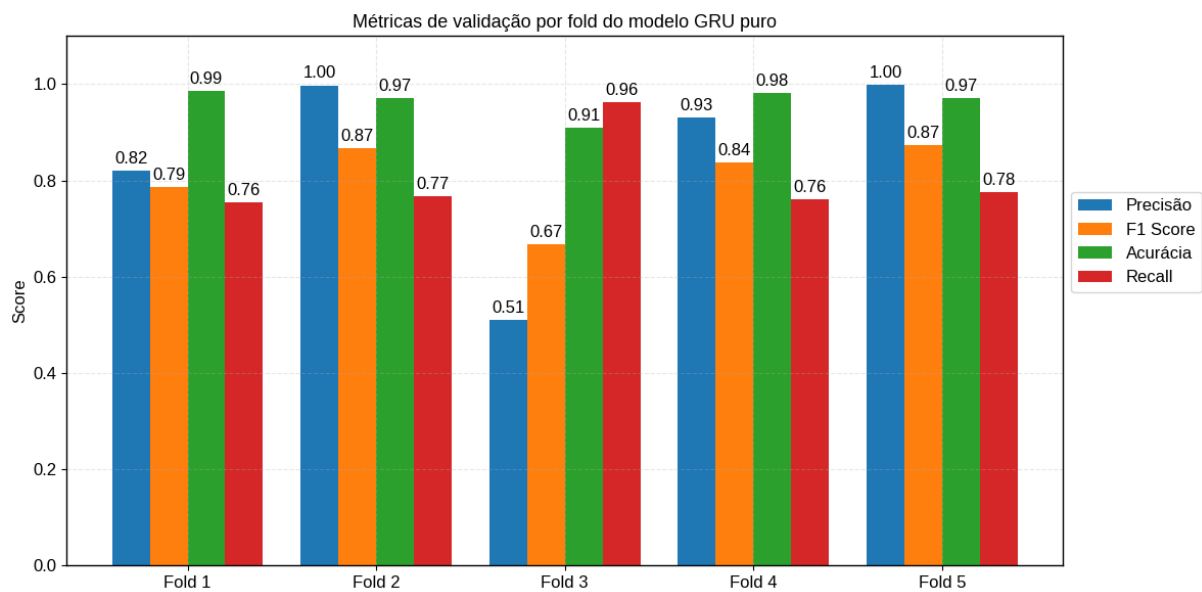
Outra evidência é a diferença entre a acurácia média do conjunto de treino em relação ao conjunto de validação. Observa-se uma diferença significativamente menor. Esta métrica é dominada pela classe negativa, indicando que o modelo conseguiu aprender padrões mais generalizáveis ao ser exposto a mais exemplos dessa classe.

Diferente da acurácia, as demais métricas são muito mais sensíveis ao desempenho na classe positiva.

O particionamento usado torna a tarefa de generalização mais desafiadora, pois o modelo é avaliado com ECGs não vistos durante o treino.

Na figura 8, estão os resultados alcançados pelo modelo em cada *fold* na validação:

Figura 8 – Métricas do modelo 4 por *fold*



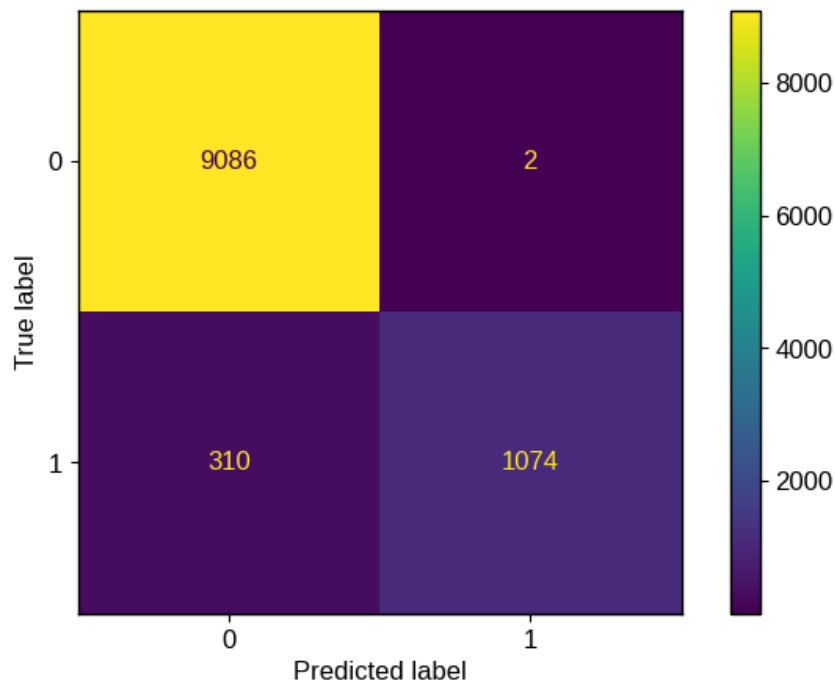
Fonte: Elaborado pelo autor.

No *fold* três, o modelo obteve sua menor precisão, aproximadamente 0,51 porém obteve um alto *recall*, aproximadamente 0,96. Essa discrepância sugere que neste *fold*, havia batimentos normais que fugiam do padrão aprendido no treino, fazendo com que o modelo confundisse eles com batimentos da classe V. Nos demais *folds*, a precisão foi maior que o *recall*, sugerindo a presença de arritmias com características mais sutis, que fizeram com que o modelo as confundisse com batimentos normais.

Considerando o *f1-score*, o terceiro *fold* foi eleito o pior. Como o *fold* cinco empatou com o segundo por esse mesmo critério, como desempate, aquele com o maior *recall*, o quinto, foi considerado o melhor.

Na figura 9, está a matriz de confusão do modelo em seu melhor *fold*:

Figura 9 – Matriz de confusão do modelo 4 em seu melhor *fold*



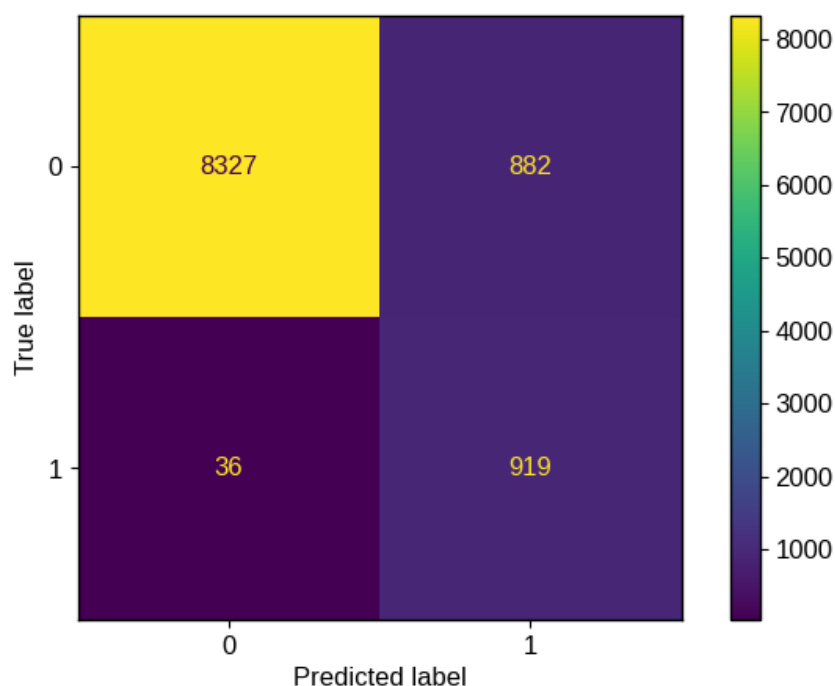
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na matriz, é possível ver o desbalanceamento das classes. Neste *fold*, o número de sequencias pertencentes a classe negativa é 9.088, enquanto que 1.384 pertencem a positiva; ou seja, aproximadamente, 13,21% de todas as sequencias são da classe positiva.

A maioria dos erros cometidos são de falsos negativos; o modelo classificou 310 sequencias arrítmicas como normais e apenas duas normais como arrítmicas. Algo que já era evidenciado no gráfico 8, pois sua precisão foi maior que seu *recall*.

Na figura 10, é dada a matriz de confusão no pior *fold*

Figura 10 – Matriz de confusão do modelo 4 em seu pior *fold*

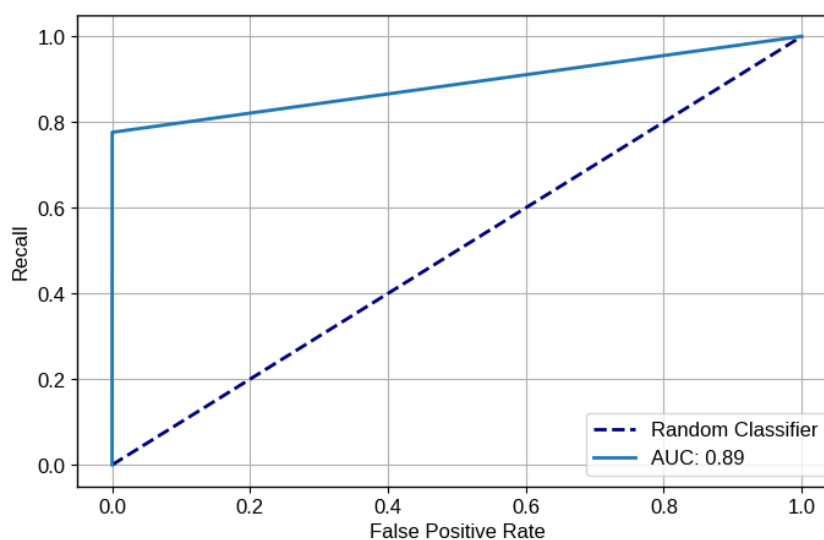


Fonte: Elaborado pelo autor.

Aqui o desbalanceamento foi mais severo; havia 9.209 classes negativas e 955 classes positivas; 9,39% aproximadamente. Neste *fold*, a situação se inverte: a maioria dos erros foram de falsos positivos, confirmando o que foi visto no gráfico 8.

A seguir, na figura 18, a curva ROC no melhor *fold*:

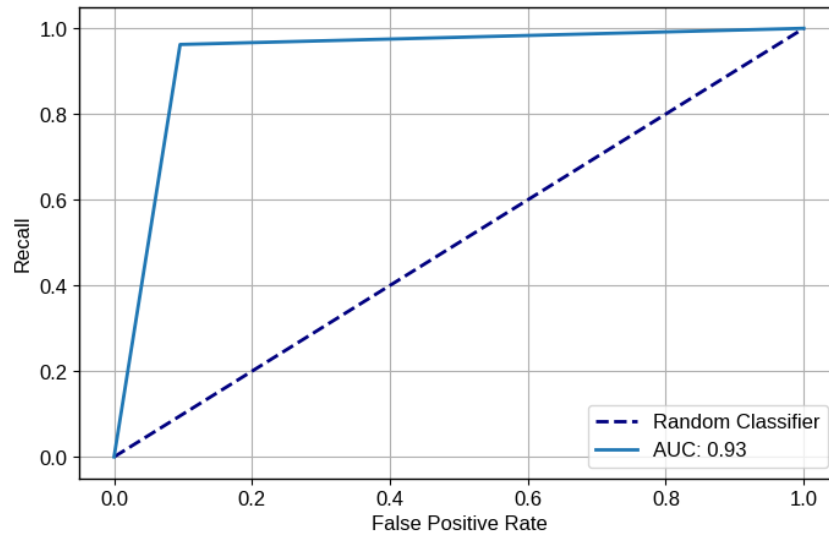
Figura 11 – Curva ROC modelo 4 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando que o *baseline*, um classificador aleatório, tem um *ROC* de 0,5, o melhor foi significativamente melhor.

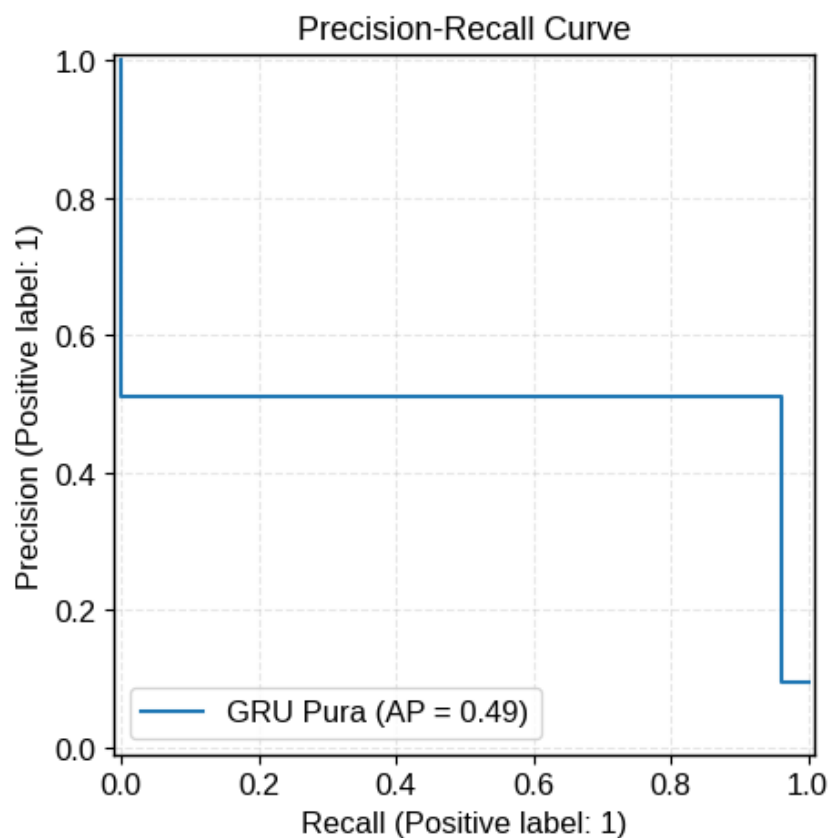
Figura 12 – Curva *ROC* do modelo 4 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

No pior fold, 12, o modelo ainda conseguiu manter uma performance satisfatória, com um *ROC* de 0,87. Entretanto, devido ao desbalanceamento dos conjuntos, o desempenho pode ser melhor analisado com a curva PR:

Figura 13 – Curva precisão vs *recall* do modelo 4 em seu pior *fold*

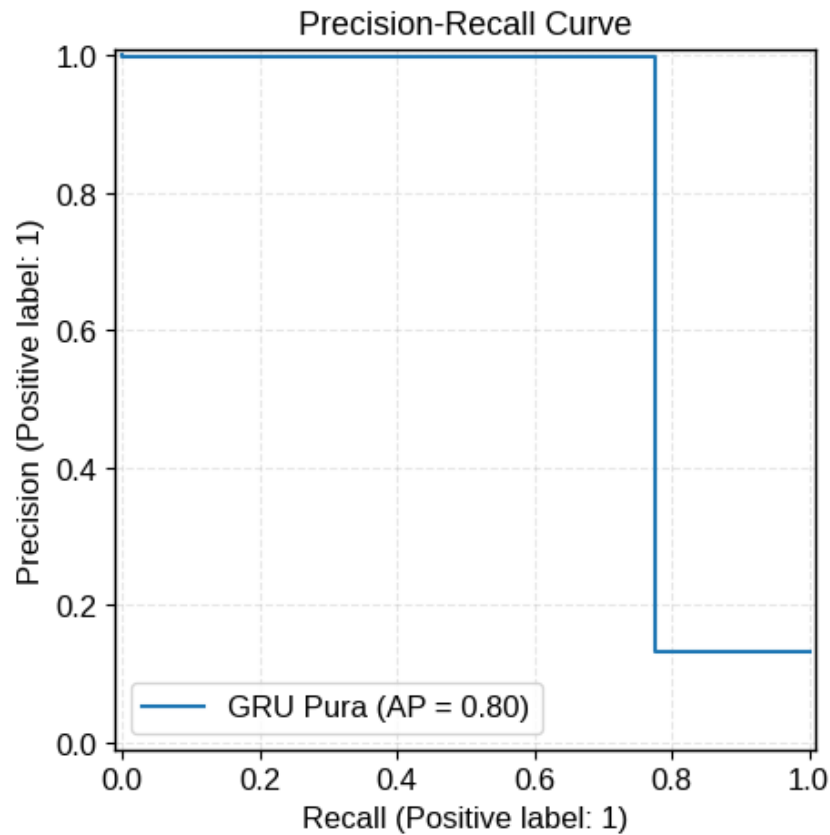


Fonte: Elaborado pelo autor.

Nesse gráfico, o *baseline* não é fixo, mas igual a prevalência da classe positivos. No pior *fold*, a proporção foi de aproximadamente 9,39%, contrastando com o 49% alcançado pelo modelo. Entretanto, a precisão foi baixa. Pelo gráfico, é possível ver que, por exemplo, seria possível ter um recall de 80% porém com uma precisão menor que 60%.

No melhor caso:

Figura 14 – Curva precisão vs *recall* do modelo 4 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

Nesse *fold*, o modelo alcançou um *AP* de 80%, enquanto que a proporção de casos positivos foi de 13,21%. No melhor caso, entretanto, o modelo para ter 80% de *recall*, teria que baixar sua precisão para menos de 20%.

Apesar do desbalanceamento, o modelo alcançou resultados satisfatórios, considerando o extremo desbalanceamento do conjunto.

4.2 Resultados do modelo híbrido GRU e CNN

O modelo híbrido apresentou resultado superior em relação ao modelo descrito em 4. Na tabela 6 abaixo, é possível ver que o modelo obteve média maior em todas as métricas. Apesar disso, o modelo obteve um desvio padrão maior no *recall* e *F1-score*.

Tabela 6 – Resultados do modelo híbrido CNN e GRU (N vs. V) na validação

Métrica	Média	Desvio Padrão
Precisão	0.8800	0.1684
<i>Recall</i>	0.8726	0.0857
<i>F1-Score</i>	0.8593	0.0866
Acurácia	0.9730	0.0258

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na tabela 7, é possível observar que ainda há *overfit* porém a diferença entre os resultados do treino e validação do modelo 5 é menor quando comparado com o modelo 4. Por exemplo, a diferença percentual entre o *f1-score* do primeiro modelo foi de aproximadamente 9,56% enquanto que para o segundo, foi de, aproximadamente, 17,98%

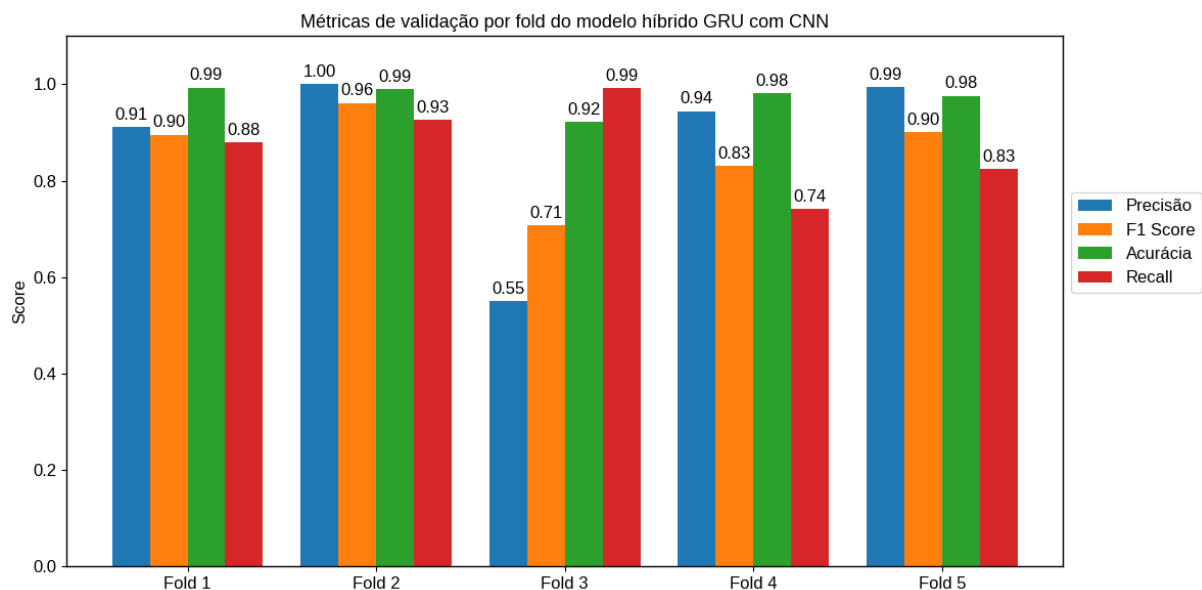
Tabela 7 – Resultados do modelo híbrido CNN e GRU (N vs. V) no treino

Métrica	Média	Desvio Padrão
Precisão	0.9698	0.0180
<i>Recall</i>	0.9313	0.0268
<i>F1-Score</i>	0.9502	0.0222
Acurácia	0.9915	0.0035

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na figura 15, estão os resultados obtidos pelo modelo híbrido em cada *fold*.

Figura 15 – Métricas do modelo híbrido CNN com GRU por *fold*



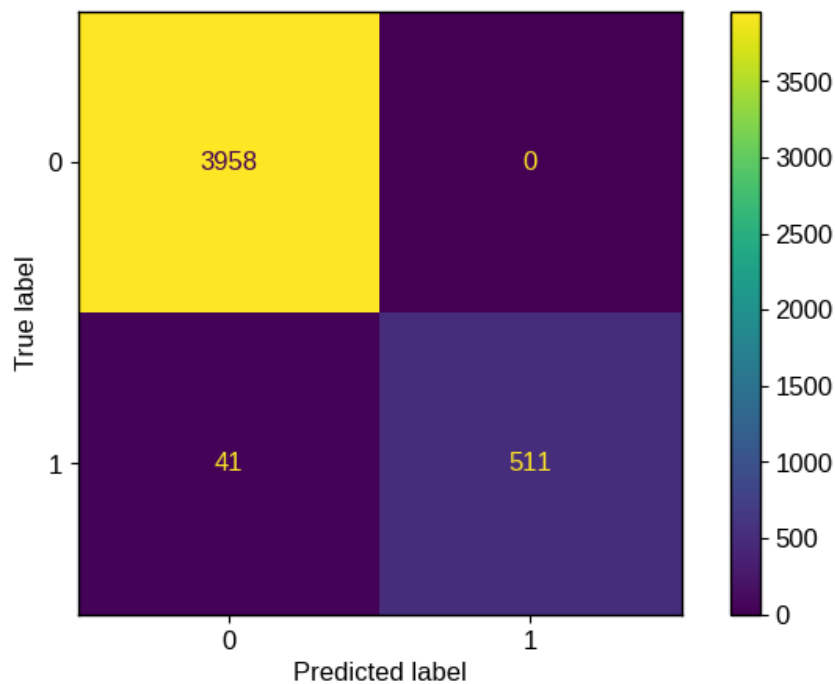
Fonte: Elaborado pelo autor.

O modelo manteve a tendência de ter uma precisão acima da acurácia na maioria dos *folds*. É possível observar também que o modelo obteve um *recall* maior que o modelo GRU puro em todos os *folds* e uma precisão, no geral, maior ou igual. Sendo as exceções, os *folds* quatro e cinco, porém a diferença foi de, aproximadamente, 0,01 pontos percentuais.

A seguir, o desempenho do modelo em seu melhor e pior *fold*. Repetindo os critérios descritos na seção 4.1, o melhor *fold* foi o segundo e o pior foi o terceiro.

Na figura 16, é ilustrada a matriz de confusão do modelo em seu melhor *fold*:

Figura 16 – Matriz de confusão modelo 5 em seu melhor *fold*

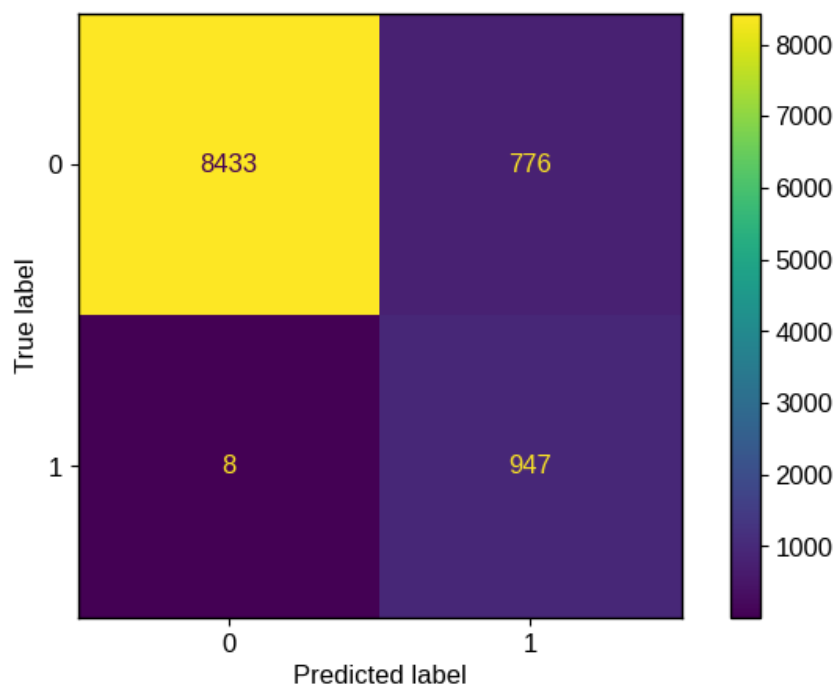


Fonte: Elaborado pelo autor.

Como pode ser visto no gráfico; o modelo não cometeu nenhum erro de falso positivo e errou 41 arritmias, classificando-as como batimentos normais.

Na matriz de confusão do pior *fold*, ilustrado na figura 17, novamente, a situação se inverte; a quantidade de erros de falsos negativos foi menor que as de falsos positivos, refletindo em um *recall* maior que a precisão; como pode ser observado no gráfico 15.

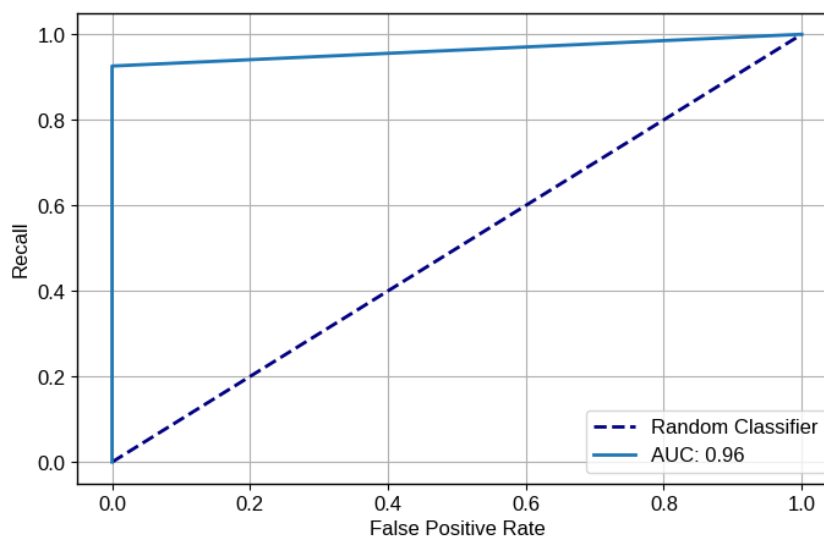
Figura 17 – Matriz de confusão modelo 5 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

No melhor, o modelo híbrido obteve um AP de 0,96, como pode ser visto na figura 18:

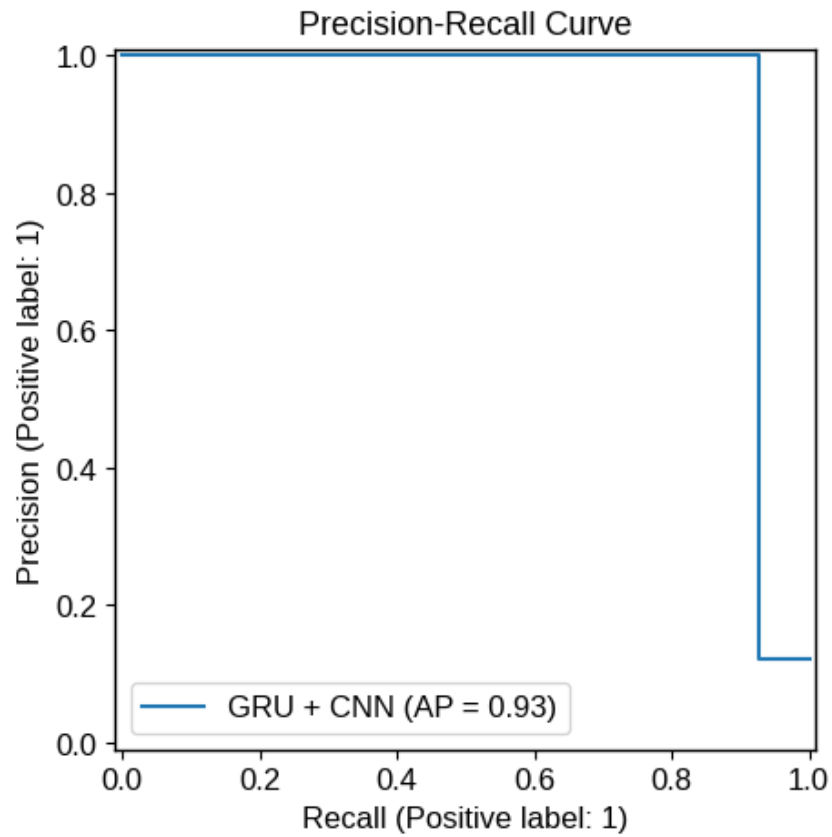
Figura 18 – Curva *ROC* modelo 5 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando a curva PR, o AP também foi maior:

Figura 19 – Curva precisão vs *recall* do modelo 5 em seu melhor *fold*

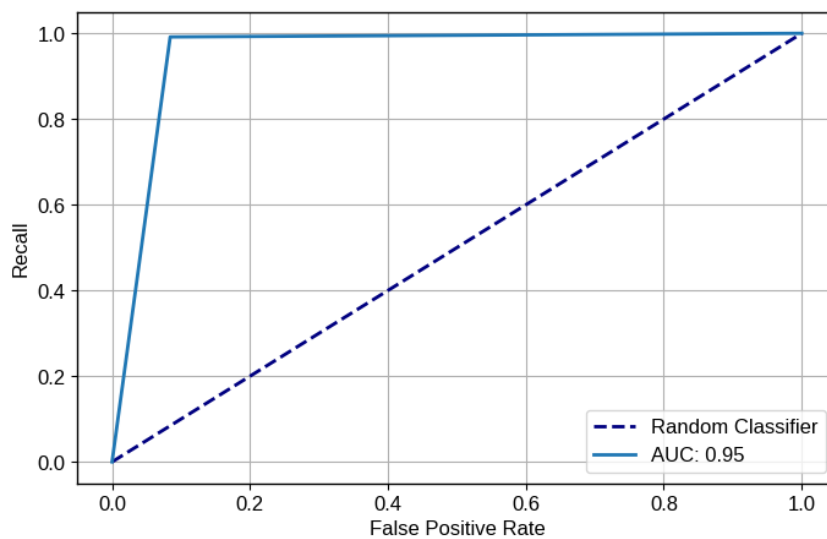


Fonte: Elaborado pelo autor.

Pelo gráfico 19, nesse *fold*, o modelo conseguiria manter um *recall* de até 80% enquanto sua precisão permanece em torno de quase 100%, desempenho superior ao modelo GRU puro.

A curva *ROC* desse modelo no pior *fold* é descrita a seguir:

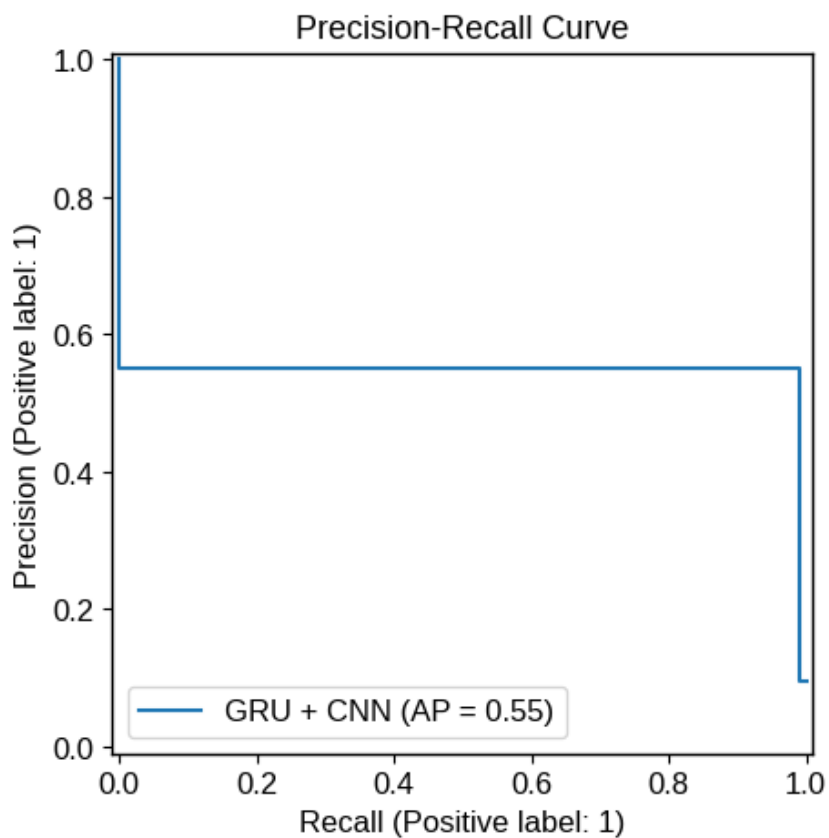
Figura 20 – Curva *ROC* modelo 5 em seu pior *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

O AP foi de 0,87, igual ao obtido no modelo GRU puro. Já a curva PR descrita na figura

Figura 21 – Curva precisão vs *recall* do modelo 5 em seu melhor *fold*



Fonte: Elaborado pelo autor.

Nesse cenário, o modelo conseguiria manter um *recall* de até 80% com um pouco menos de 60% de precisão.

De modo geral, os modelos exibiram um perfil semelhante em seu pior e melhor caso. No pior, a sensibilidade foi maior, resultados em maiores erros de falso positivo, como resultado, o *recall* foi alto e a precisão foi baixa. No melhor caso, houve um equilíbrio maior e, apesar do *recall* mais baixo, a alta precisão aumentou o *f1-score*.

Em contextos médicos, é preferível um *recall* maior, pois falsos negativos são mais danosos que um falso positivo; isto é, é melhor dizer que um batimento normal é arritmico do que o contrário. Entretanto, uma precisão muito baixa pode indicar que o modelo é tão bom quanto um modelo aleatório; o que o tornaria inútil.

Como evidenciado pelo AP, ambos os modelos se saíram bem melhor do que esse *baseline*.

5 Análise de erros no pior *fold*

Pelos critérios adotados, o terceiro *fold* foi o de pior desempenho em ambos os modelos. Como o recall foi superior à precisão, supõe-se que a causa esteja relacionada à presença de batimentos normais com características morfológicas atípicas, o que pode ter confundido os modelos. Para fins de ilustração, apresenta-se a seguir uma breve análise de erros do desempenho do melhor modelo em seu cenário mais desafiador. Devido a essa limitação, os resultados discutidos não permitem conclusões generalizáveis, servindo apenas como apoio à interpretação dos achados.

5.1 Análise de erros do modelo híbrido CNN com

Na tabela 8 a seguir, é possível ver que a maioria dos erros foi oriunda de um paciente, o 203.

Tabela 8 – Total dos erros e acertos por paciente no *fold* de validação

Pacientes	Erros	Acertos
119	0	1972
203	772	2186
205	11	2616
209	1	2606

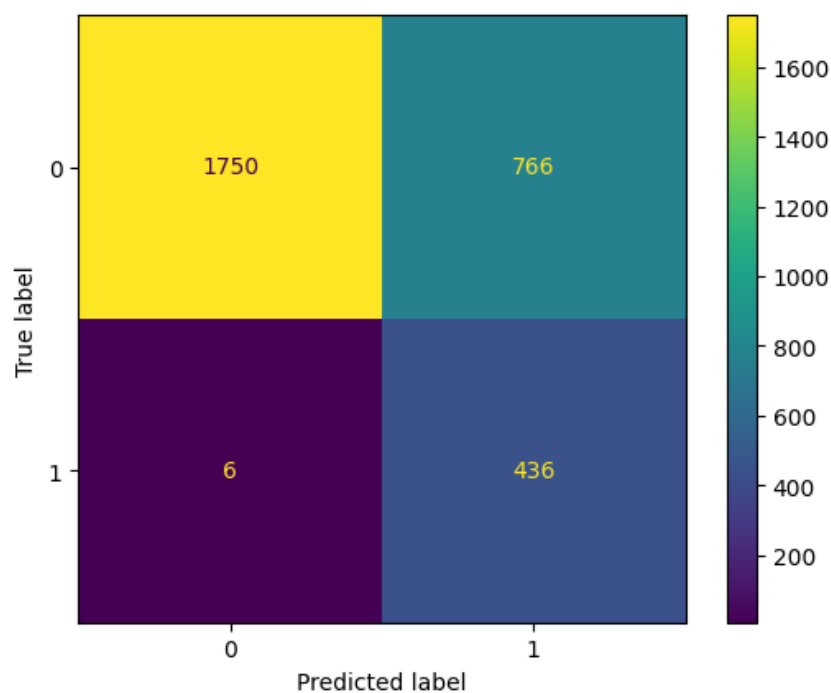
Fonte: Elaborado pelo autor.

Aproximadamente, 98,46% de todos os erros foram desse paciente. O modelo errou em torno de 35,31% de seus batimentos. Conforme visto na figura 17, a maioria desses erros são de falsos positivos.

Segundo as anotações do MIT-BIH, disponíveis em (MOODY, 1997), o paciente 203 é considerado como muito difícil. As anotações ainda citam a presença de mudança de morfologia no complexo QRS e contrações ventriculares prematuras (PVC) de múltiplas formas.

Na figura 22, é mostrada a matriz de confusão desse paciente.

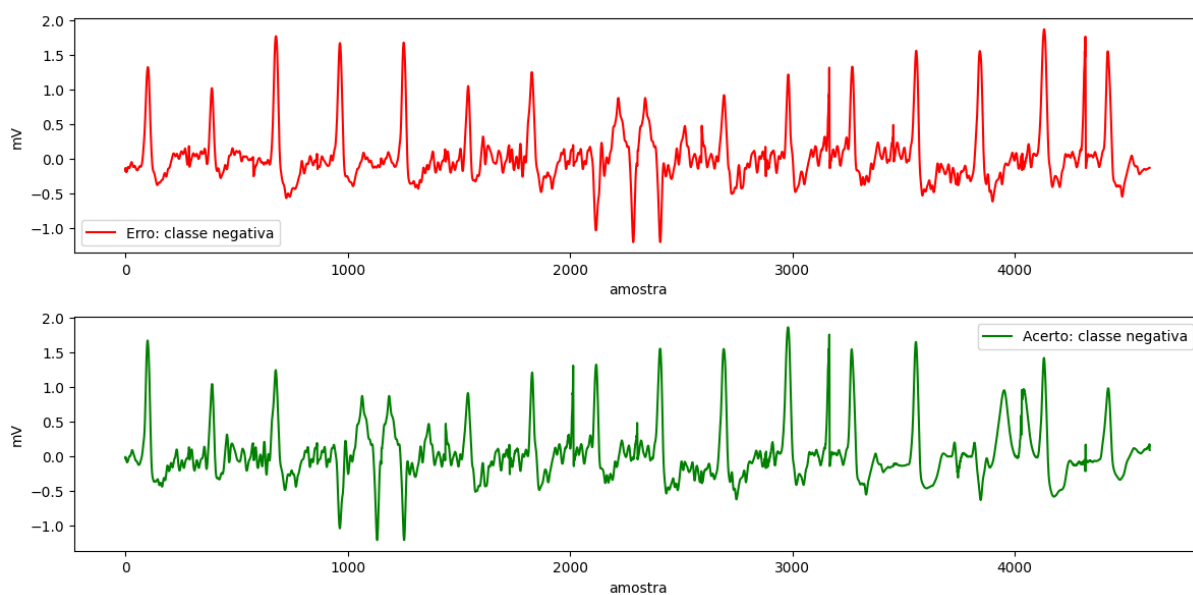
Figura 22 – Matriz de confusão do paciente 203



Fonte: Elaborado pelo autor.

O modelo confundiu seis batimentos ventriculares como normais e 766 normais como ventriculares. Na figura 23, é ilustrado duas sequencias desse paciente, na primeira uma sequencia normal classificada como arritmica e na segunda uma normal corretamente classificada.

Figura 23 – ECG normal do paciente 203: erro e acerto

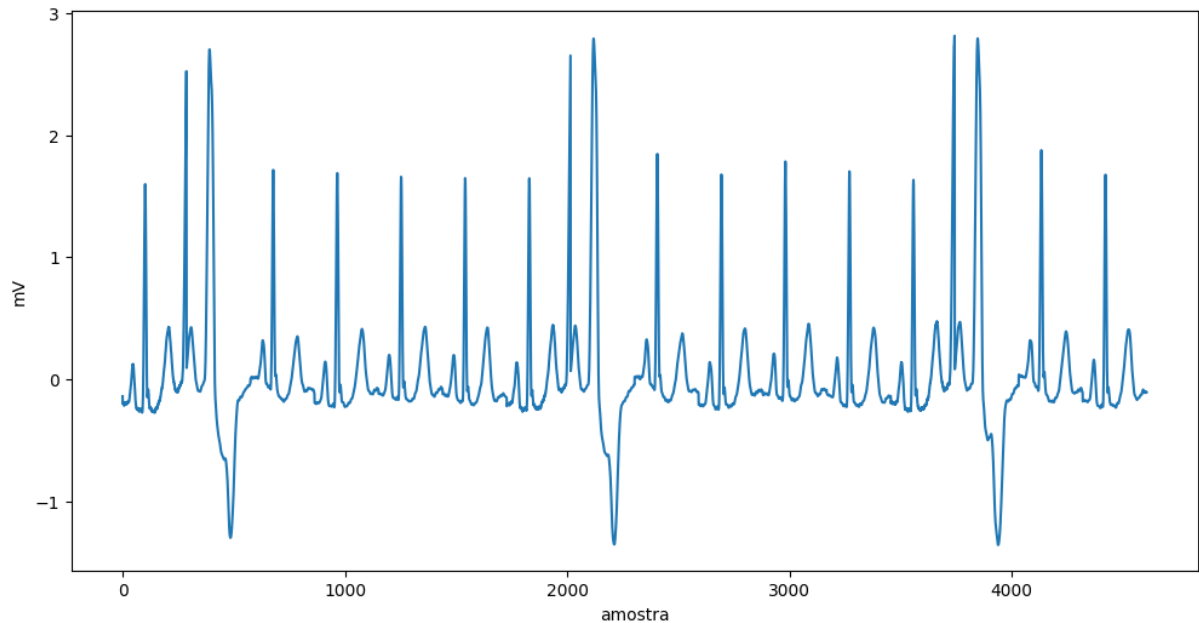


Fonte: Elaborado pelo autor.

É possível observar a forte presença de ruído em ambos os casos. E a presença de batimentos com a morfologia bem deformada; após a amostra 2000 no primeiro gráfico e após a amostra 1000 no segundo.

Para comparação, na figura 24, paciente para o qual o modelo não cometeu erros, abaixo é ilustrado uma sequência normal.

Figura 24 – ECG normal do paciente 119.



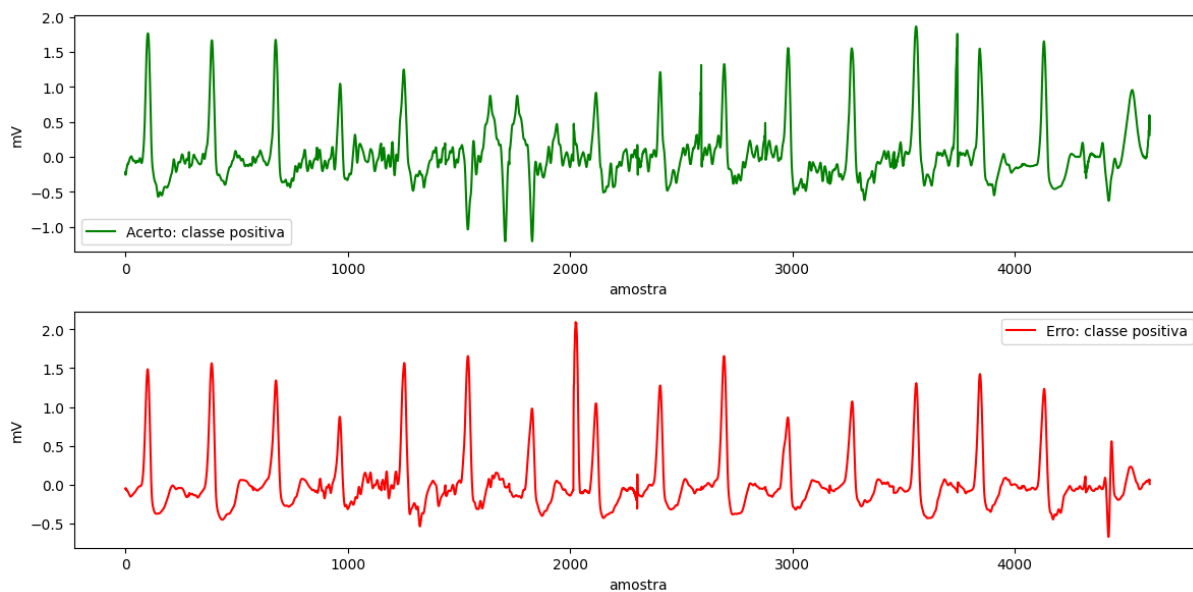
Fonte: Elaborado pelo autor.

É possível notar uma sequência mais limpa e com o complexo QRS com morfologia usual. Note em torno da amostra 2000 uma contração prematura ventricular usual.

Na figura 25 é ilustrado duas sequências arrítmicas do paciente 203, a primeira o modelo acertou e a segunda ele errou:

Em ambos os casos, é observável o ruído presente na figura 23. O último batimento da sequência também apresenta uma morfologia diferente da usual.

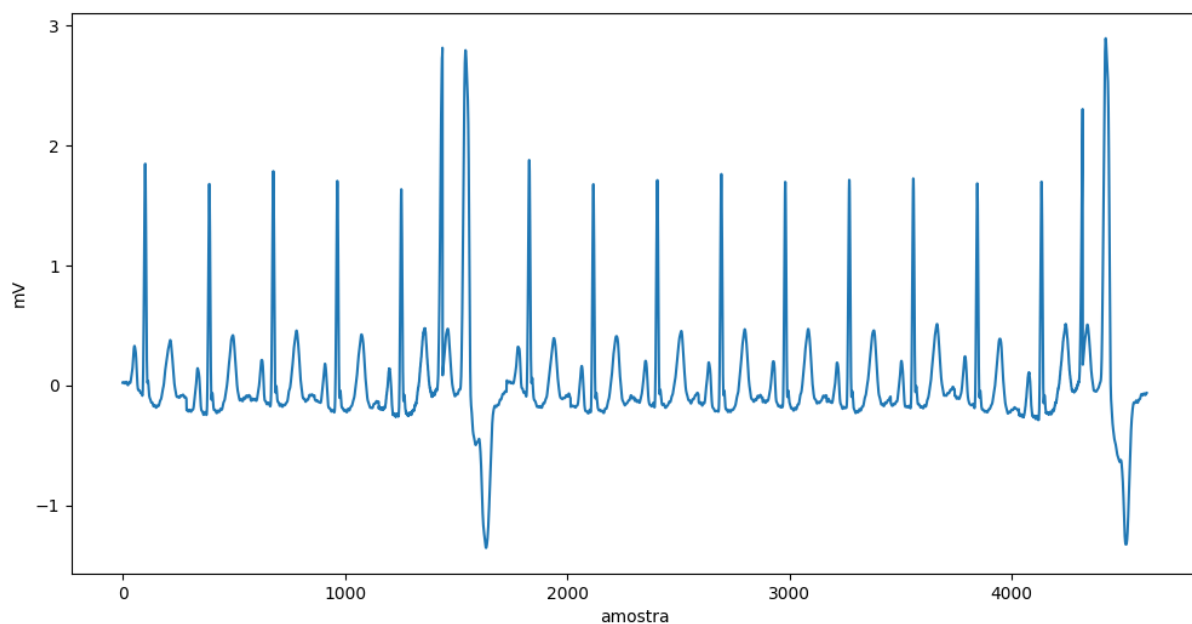
Figura 25 – ECG normal do paciente 203: acerto e erro



Fonte: Elaborado pelo autor.

Já na figura 26, é ilustrada uma sequencia arritmica do paciente 119. Observe no último batimento, uma arritmia ventricular com uma forma bem definida.

Figura 26 – ECG arritmico do paciente 119.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Apesar das diferenças naturais entre ECGs de pacientes diferentes, pelo o que foi visto no gráfico e o que está registrado nas anotações do MIT-BIH; o ECG desse

paciente possui muito ruído e QRS com morfologia mais diferente, especialmente quando comparando com as do paciente 119; essas diferenças pode ter levado o modelo ao erro. Apesar de que, por ser pouca interpretabilidade, não é possível fazer uma afirmação.

6 Conclusão

Texto da conclusão.

Referências

CASCINO, T.; SHEA, M. J. *Eletrocardiograma (ECG)*. 2025. MSD Manual de Medicina. Revisado por Jonathan G. Howlett. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/pt/casa/dist%C3%BArbios-do-cora%C3%A7%C3%A3o-e-dos-vasos-sangu%C3%ADneos/diagn%C3%B3stico-de-dist%C3%BArbios-do-cora%C3%A7%C3%A3o-e-dos-vasos-sangu%C3%ADneos/eletrocardiograma>>.

JAMES, G. et al. *An Introduction to Statistical Learning: with applications in Python*. Cham: Springer, 2023. Disponível em: <<https://www.statlearning.com/>>. Acesso em: 28 ago. 2025.

MAKOWSKI, D. et al. NeuroKit2: A python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behavior Research Methods*, Springer Science and Business Media LLC, v. 53, n. 4, p. 1689–1696, feb 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.3758%2Fs13428-020-01516-y>>.

MITCHELL, L. B. Web Page, *Ventricular Fibrillation*. MSD Manual, 2024. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/home/heart-and-blood-vessel-disorders/abnormal-heart-rhythms/ventricular-fibrillation>>.

MITCHELL, L. B. *Ventricular Premature Beats*. 2024. Disponível na versão para leigos. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/home/heart-and-blood-vessel-disorders/abnormal-heart-rhythms/ventricular-premature-beats>>.

MITCHELL, L. B. Web Page, *Ventricular Tachycardia*. MSD Manual, 2024. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/home/heart-and-blood-vessel-disorders/abnormal-heart-rhythms/ventricular-tachycardia>>.

MITCHELL, L. B. *Visão Geral das Arritmias*. 2025. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/pt/profissional/doen%C3%A7as-cardiovasculares/vis%C3%A3o-geral-de-arritmias-e-doen%C3%A7as-de-condu%C3%A7%C3%A3o/vis%C3%A3o-geral-das-arritmias?query=arritmia>>.

MOODY, G. B. *MIT-BIH Arrhythmia Database Directory*. 1997. Recurso online. Revisado em 24 de junho de 2010. Disponível em: <<https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/intro.htm>>.

MOODY, G. B.; MARK, R. G. *MIT-BIH Arrhythmia Database*. 2005. Disponível em: <<https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>>. Acesso em: 28 set. 2025.

NAROTAMO, H. et al. Deep learning for ecg classification: A comparative study of 1d and 2d representations and multimodal fusion approaches. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier, 2024.

SAADATNEJAD, S.; OVEISI, M.; HASHEMI, M. Lstm-based ecg classification for continuous monitoring on personal wearable devices. *IEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, v. 24, n. 2, 2020.

SATTAR, Y.; HASHMI, M. F. Premature ventricular complex. *StatPearls [Internet]*, StatPearls Publishing, Treasure Island, FL, 2025. Última atualização: 16 de fevereiro de 2025. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547713/>>.

SILVA, G. A. L. et al. *A Systematic Review of ECG Arrhythmia Classification: Adherence to Standards, Fair Evaluation, and Embedded Feasibility*. 2025. ArXiv:2503.07276v1. Acesso em: 28 set. 2025.