



# Trabalho Prático 2

## Detection of heart rhythm

Filipa Costa | 2013148125  
Márcia Rocha | 2013155636

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica  
Informática Clínica e Sistemas de Tele-Saúde

**Novembro 2017**

# Deteção de picos R

Para a deteção de picos R utilizou-se o algoritmo de Pan-Tompkins. É aplicado ao sinal ECG um filtro passa-banda (filtro passa-baixo seguido de filtro passa-alto) para eliminar a frequência das ondas P, T e ruído. Posteriormente o sinal passa por uma diferenciação para salientar o complexo QRS seguido de uma potenciação para que os valores sejam todos não-negativos. No final, é aplicado um filtro de média móvel para eliminar ruído do sinal. A filtragem é feita com a função `filtfilt()` para que não ocorra distorção em fase.

Nos conjuntos de dados utilizados para detecção de PVC e AF, o *output* deste algoritmo corresponde quase na totalidade com o número de picos R verdadeiro, aparecendo estes, no entanto, alguns índices antes. Além disso, alguns picos não eram de todo detectados e isto, em conjunto com o desfasamento mencionado, irá introduzir erros significativos nas classificações seguintes. Por este motivo, este algoritmo não vai ser considerado para detetar PVC uma vez que iria influenciar os resultados.

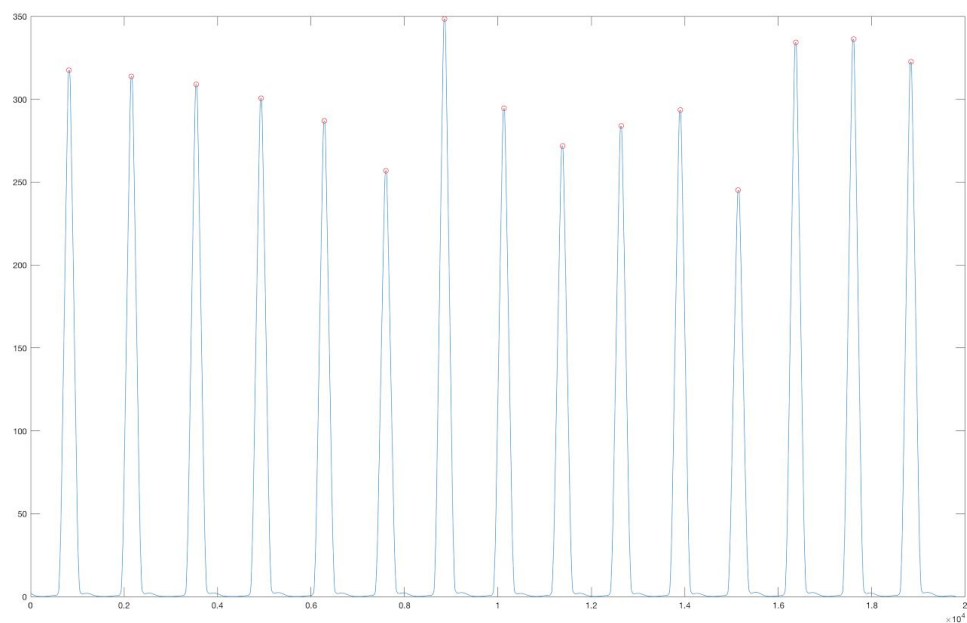


Fig 1 - Picos R detectados no sinal ecg.dat

# Deteção de PVC

Para detectar as contrações ventriculares prematuras foram seguidas duas abordagens: cálculo da largura dos picos R e distância entre 2 picos consecutivos.

## Cálculo de largura do PVC

A fórmula para cálculo da largura dos picos foi a distância entre o valor mínimo à direita do pico R e o valor mínimo à esquerda do pico R. Para encontrar os valores mínimos, estabeleceu-se uma margem de 50 pontos para cada lado do pico. Definiu-se um *threshold* de 60% da máxima distância encontrada ao longo de todo o sinal como sendo a linha de decisão entre acontecimento PVC e não-PVC.

## Análise das distâncias

Uma vez que quando ocorre PVC as distâncias entre picos R são mais irregulares (considerando uma dada janela de tempo), analisou-se as distâncias entre os picos R, a sua média e desvio padrão em janelas de 10 segundos. Como o tamanho das janelas tem influência sobre o valor da média e desvio padrão, que serão usados para estabelecer um *threshold*, foram testadas janelas diferentes, considerando mais e menos segundos; no entanto, esta foi a que apresentou melhores resultados. Analisando os desvios padrão e média para cada janela foi então criada uma regra: se uma janela tem desvio padrão superior a 45 e, dentro desta janela, a distância entre picos obtida for superior ao valor da média somada a um quarto do desvio padrão, então temos um PVC. Se a janela tem um desvio padrão menor, então não há muita variação entre as distâncias e consideramos que a janela contém apenas picos normais.

Os resultados dos dois métodos estão na tabela 1.

	Análise da largura de picos		Análise das distâncias entre picos	
	Sensibilidade	Especificidade	Sensibilidade	Especificidade
DPVC_116	0.991	0.998	0.514	0.974
DPVC_201	0.051	0.457	0.753	0.710
DPVC_221	0.972	0.544	0.849	0.765
DPVC_233	0.229	0.132	0.614	0.939
DPVC_119	1.000	0.959	0.885	0.911
DPVC_203	0.050	0.370	0.419	0.608
DPVC_223	0.304	0.863	0.533	0.954
DPVC_106	0.554	0.846	0.768	0.887
DPVC_200	0.065	0.918	0.735	0.841
DPVC_210	0.124	0.272	0.550	0.875
DPVC_228	0.749	0.889	0.878	0.829

Tabela 1 - Resultados de sensibilidade e especificidade obtidos.

## Discussão de resultados

O primeiro método apresenta bons resultados apenas para metade dos pacientes. Isto deve-se, em grande parte, ao facto de alguns picos R estarem mal detetados, como se pode observar na figura 2 (assinalados a vermelho na figura), faz com que seja impossível ter bons resultados com este método.

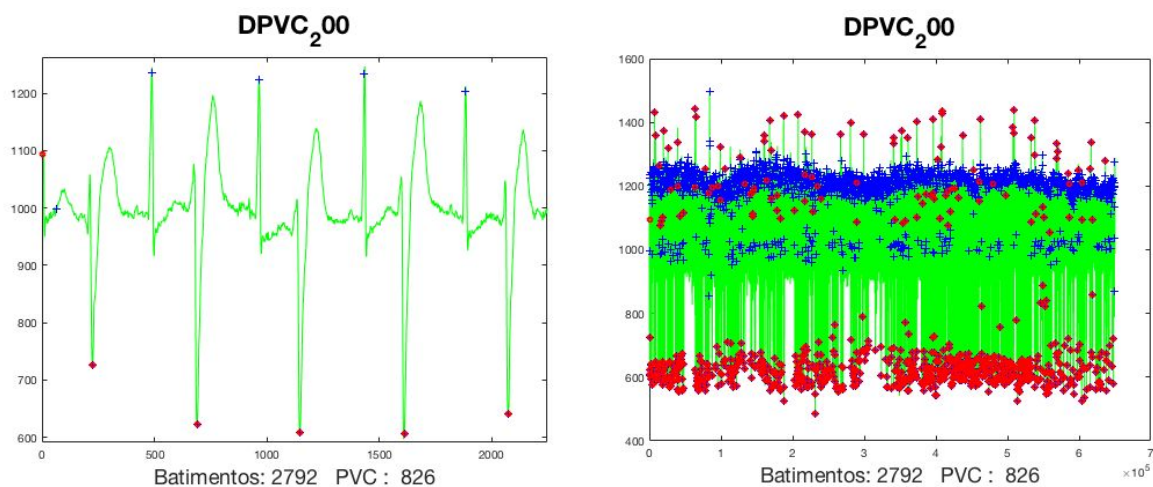


Fig 1. - O primeiro gráfico é uma parte do segundo gráfico, com mais zoom. Os dois gráficos representam o ECG do Paciente DPVC\_220

O segundo método de classificação já apresenta resultados que fazem mais sentido no contexto do problema. Não foi possível obter uma sensibilidade satisfatória para todos os pacientes devido ao número de falsos negativos, uma vez que os valores do *threshold* obtidos para um conjunto de dados podem não ser generalizáveis. Mudando este valor, é possível obter uma melhor especificidade mas em detrimento do valor da sensibilidade. Além disso, quando se ignoram janelas que contenham valores de distâncias menores que o limite estabelecido, podem estar a ser ignorados acontecimentos PVC pontuais nessas janelas.

# Deteção de AF

A fibrilação atrial (AF) é um ritmo cardíaco anormal caracterizado por batimentos rápidos e irregulares dos átrios.

As suas principais características são:

1. Ritmo Cardíaco Irregular
2. Ausência de Ondas P
3. Análise da Atividade Auricular

Neste trabalho foi estudado se as duas primeiras características servem para detectar uma AF. Para avaliar a performance dos classificadores, calcularam-se métricas como a sensibilidade e especificidade. Como as *labels* fornecidas para depois comparar com os resultados obtidos neste trabalho estavam por pontos, foi necessário converter os valores das labels por janelas com o mesmo número de pontos que o nosso *output*, assumindo que se houvesse um ponto considerado como AF no *ground truth*, a janela seria toda considerada AF.

## 1. Ritmo Cardíaco Irregular

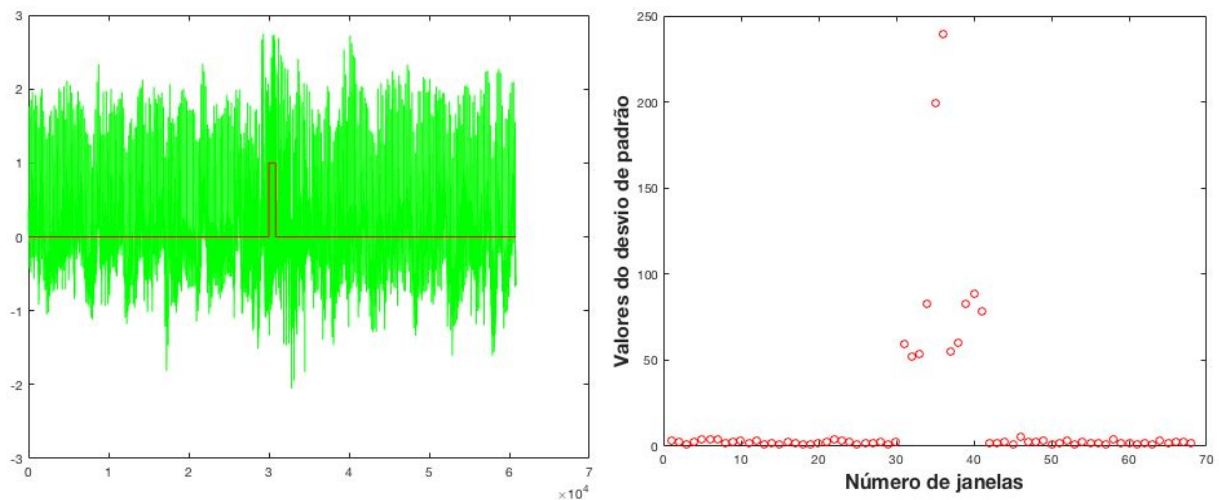
A fibrilação auricular afeta a posição dos picos R tornando irregular a distância entre eles numa dada janela de tempo. Através da deteção dos picos R, podemos calcular as distâncias temporais entre eles. Como a classificação do sinal em AF foi feita por janelas de cerca de 7 segundos (875 pontos) e não por picos (como no caso PVC), calculou-se o desvio

padrão das distâncias em cada janela e quando o desvio padrão das distâncias entre os picos dessa janela era muito elevado, estava presente uma AF, pois isto é um indicador de que os valores são irregulares (e se distanciam da média). Trata-se de uma abordagem das características temporais.



**Fig 3.** - Exemplo de uma AF

No segundo gráfico da figura 2, pode-se observar que há os valores do desvio padrão são elevados entre a 32ª janela e a 40ª janela, isto é, entre os 28000 pontos e 35000 pontos, aproximadamente, o que se pode confirmar no primeiro gráfico da imagem onde ocorre uma AF perto dos 30000 pontos.



**Fig 4.** - O primeiro gráfico representa o sinal ECG e a classificação da AF e o segundo gráfico representa os valores do desvio padrão obtidos em janelas de 900 pontos ao longo do sinal. Estes dois gráficos são relativos ao episódio 1 do paciente 05261

De forma a escolher o melhor valor do *threshold* e de número de pontos por janela foram feitas várias combinações entre os números de pontos por janelas (125, 375, 625, 875, 1125, 1500, 2000, 3000) e valores de threshold (de 1 a 20) e testados para os vários sinais de ECG dos diferentes pacientes.

Os valores que obtiveram melhores resultados na classificação, no geral, foi :

- *Threshold* : 13
- Número de pontos por janela: 875 pontos (isto é, 7 segundos)

Os resultados obtidos para a classificação do sinal em AF ou normal, através da irregularidade dos pontos R são apresentados na tabela abaixo.

Paciente	Episódio	Sensibilidade	Especificidade
04043	1	0.968	0.925
	2	1.000	0.910
	3	0.950	0.606
	4	0.875	0.455
04048	1	1.000	0.924
	2	1.000	0.955
	3	1.000	0.909
04746	1	1.000	0.970
	2	1.000	0.940
	3	1.000	0.940
05261	1	1.000	0.864
	2	1.000	0.866
	3	1.000	0.621
	4	1.000	0.773
08219	1	0.930	0.030
	2	0.981	0.194
	3	0.940	0.364
	4	0.959	0.364

Tabela 2 - Resultados de sensibilidade e especificidade obtidos para o 1º método.

## 2. Ausência de Ondas P

Outra maneira de detetar uma AF é através da ausência de ondas P, ou seja, analisando a componente auricular do sinal.

Para analisar a ocorrência ou não de uma onda P antes de cada complexo QRS, partiu-se da deteção dos picos R e estudou-se o intervalo de tempo antes de um pico R, que num ECG normal, é suposto ocorrer uma onda P. Assim, se houver um pico R que não esteja associado a uma onda P, é classificado como uma AF.

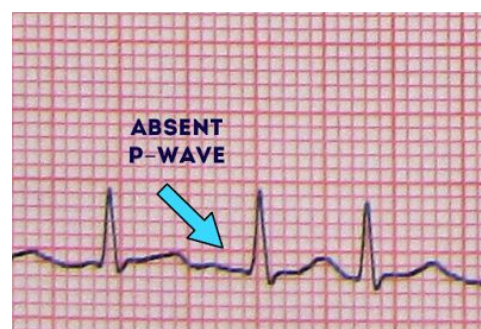
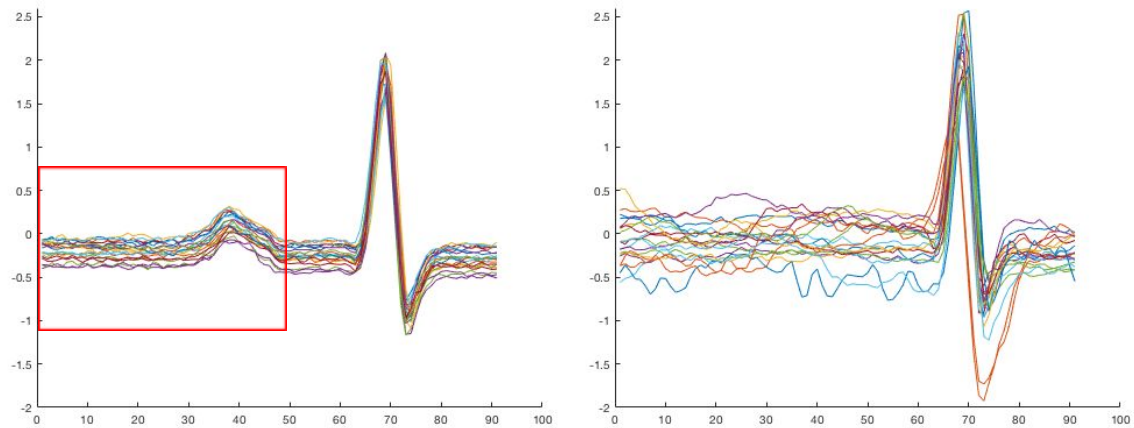


Fig 5. - Exemplo da ausência de uma onda P antes de um complexo QRS



Através da análise de várias ondas P (Fig. 6), em partes do ECG designadas por normais, dos vários pacientes, determinou-se que o intervalo de tempo em que a onda P ocorre é  $[pico\_R - 70; pico\_R - 20]$  (caixa vermelha).



**Fig 6.** - O primeiro gráfico representa um conjunto de várias ondas P antecedidas pelo o complexo QRS, retiradas de uma parte do ECG normal, onde se consegue observar nitidamente a ocorrência das ondas P. O segundo gráfico representa uma parte do ECG anormal, em que não dá para observar nitidamente as ondas P. Estes dois gráficos foram retirados no mesmo paciente.

Para determinar se existia ou não uma onda P, foi calculada a média das diferenças entre o valor máximo e mínimo das ondas P por janela. Se esse valor fosse superior a um *threshold* de 55% (melhor valor encontrado ao longo do estudo) do que o valor máximo obtido pelas médias dessa janela, então era classificado como AF. O *threshold* definido não podia ser um valor fixo, pois através da análise dos sinais dos vários pacientes observou-se que o tamanho das ondas P variava muito de paciente para paciente.

Deste modo, os valores escolhidos na classificação, no geral, foi :

- *Threshold* :  $0.55 * \text{valor máximo das médias das diferenças}$ ;
- Número de pontos por janela: 875 pontos (isto é, 7 segundos)

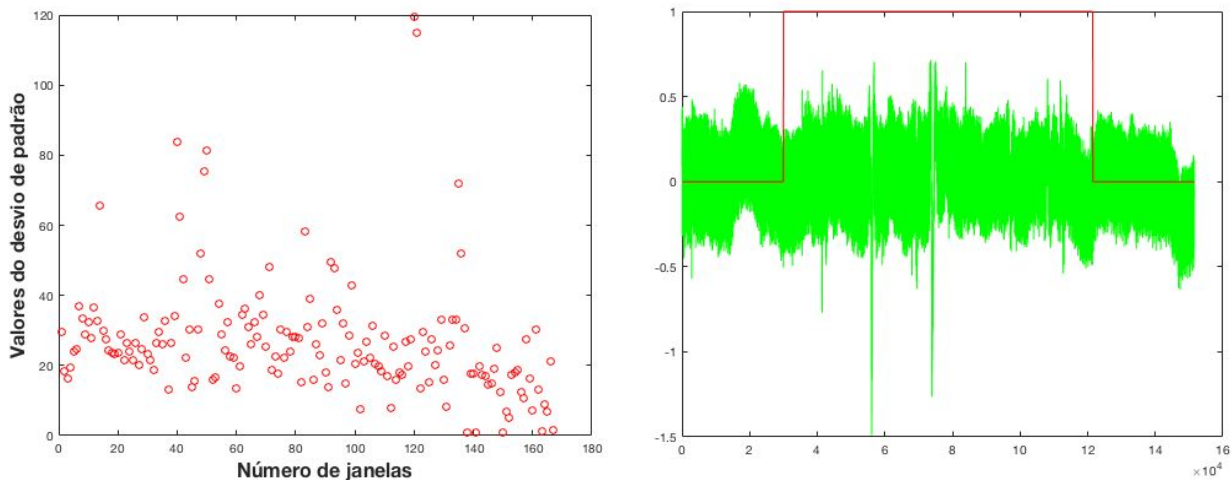
Os resultados obtidos para a classificação do sinal em AF ou normal, através da presença ou não das ondas P são apresentados na tabela abaixo.

Paciente	Episódio	Sensibilidade	Especificidade
04043	1	0.992	0.132
	2	1.00	0.897
	3	0.975	0.612
	4	0.925	0.507
04048	1	0.207	0.836
	2	0.700	0.894
	3	0.714	0.149
04746	1	0.500	0.806
	2	0.000	1.000
	3	0.625	0.515
05261	1	1.000	0.030
	2	1.000	0.765
	3	0.800	0.806
	4	0.947	0.358
08219	1	0.876	0.603
	2	0.905	0.701
	3	0.957	0.731
	4	0.918	0.716

Tabela 3 - Resultados de sensibilidade e especificidade obtidos para o 2º método.

## Discussão de resultados

É importante referir que os resultados obtidos em ambos os classificadores partiram da deteção dos picos R, descrita na primeira seção, por isso todos os resultados foram influenciados por isso, visto que não se conseguiu detetar a 100% todos os picos R.



**Fig 7.** - O primeiro gráfico representa os valores do desvio padrão obtidos em janelas de 900 pontos ao longo do sinal e o segundo gráfico representa o sinal ECG e a classificação "verdadeira" em AF ou Normal. Estes dois gráficos são relativos ao paciente 08219.

Os resultados obtidos pelo primeiro método de classificação, no geral, são muito bons, exceto no último paciente (paciente 08219) que é classificado todo como AF, demonstrando que o classificador é adequado para a resolução do nosso problema. Os maus resultados no último paciente são explicados por este ter muitos e muito longos episódios de fibrilação atrial, sendo que o próprio ritmo cardíaco, fora desses episódios, é anormal, tornando a classificação difícil. Verifica-se na Fig.7 que quando o sinal ECG é considerado normal os valores do desvio padrão são muito altos na mesma, ou seja, a irregularidade entre os picos R é alta. É possível que haja overfitting e os dados estejam demasiado especializados para estes dados e que, como tal, o algoritmo não tenha uma boa capacidade de generalização.

Relativamente ao segundo método de classificação proposto, os resultados obtidos, no geral, demonstram que este também é um classificador adequado para a resolução do nosso problema.

Os pacientes que obtiveram resultados piores, foram o 04048 e o 04746. O motivo destes resultados prende-se no facto do intervalo de tempo estabelecido como a ocorrência da onda P não seja efetivamente quando a onda P ocorre. Outra razão é o facto de os picos R não estarem a ser bem detetados e por isso as janelas obtidas não vão corresponder de facto às ondas P. Pode-se observar na figura 8, em que o pico R foi detetado no ponto 100 e claramente observa-se que ele se encontra antes, fazendo com a janela da onda P seja mal obtida (caixa vermelha).

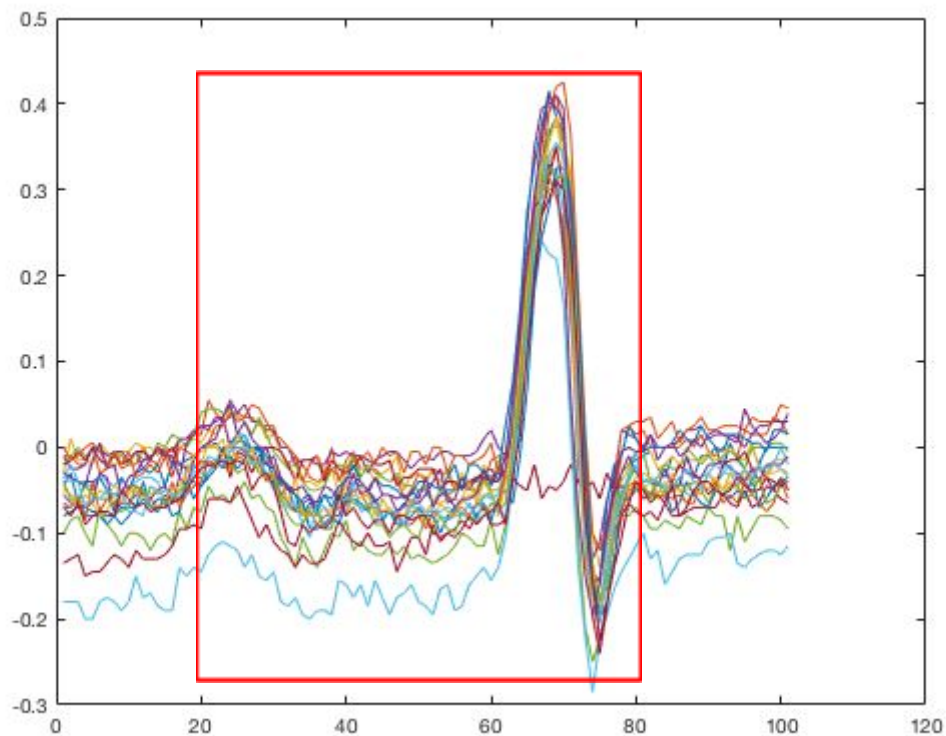


Fig 8. - O gráfico obtido por parte de ECG do episódio 2 do paciente 04746.

## Conclusões

Os algoritmos elaborados não são robustos. Para criar um algoritmo com a aplicação clínica de detectar PVC e AF seriam necessárias utilizar mais *features* na análise do ECG e tratá-las de outra forma. Teoricamente, a análise das larguras dos picos R permitiria obter bons resultados na deteção de PVC mas como o conjunto de dados é muito grande, o cálculo da largura verdadeira implicaria um processamento muito pesado.

Em ambos os algoritmos, a análise do sinal por janelas implica uma desvantagem - a janela pode não ser correcta e cortar o sinal numa parte de interesse para uma classificação. No entanto, não podem ser desprezados os bons resultados que ocorreram. Apesar de terem sido feitos testes para decidir qual o melhor valor de *threshold* para cada método, pode não ter sido encontrado o valor mais fino para este limite, o que levou a um aumento do número de falsos positivos ou falsos negativos detetados.