

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

MÉTODO PARA PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE SINAIS DE  
ELETROCARDIOGRAMAS ATRAVÉS DE PREMISSAS GEOMÉTRICAS

por

Daiane Pioli dos Santos

Dissertação para obtenção do Título de  
Mestre em Engenharia

Porto Alegre, abril de 2018

MÉTODO PARA PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE SINAIS DE  
ELETROCARDIOGRAMAS ATRAVÉS DE PREMISAS GEOMÉTRICAS

por

Daiane Pioli dos Santos  
Engenheira Mecânica

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da  
Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos  
requisitos necessários para a obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Rogério José Marczak

Aprovada por:

Profa. Dra. Monalise Costa Batista Berbert..... UFCSPA  
Prof. Dr. Tiago Becker..... DEMEC/UFRGS  
Prof. Dr. Paulo Smith Schneider..... PROMEC/UFRGS

Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler  
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 19 de abril de 2018

## **AGRADECIMENTOS**

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de estudos.

Ao meu orientador, professor Rogério Marczak, de ideais criativas e inovadoras, por acreditar e investir na multidisciplinaridade, e principalmente pelos anos de convívio e de amizade.

À minha irmã, Michelle, pela incansável ajuda nos temas referentes à medicina. E à minha irmã, Daniele, por todo apoio.

À minha mãe, Loini, por sua inesgotável energia positiva.

Ao amigo André Weijh, pela alegria contagiante, coleguismo e força transmitida desde o primeiro semestre de faculdade.

E a todos os amigos e professores pelos momentos e conhecimentos compartilhados.

Obrigada!

## **RESUMO**

A interpretação dos gráficos gerados em exames com eletrocardiogramas (ECG) requer profissionais da área da saúde treinados para identificar as oscilações elétricas que resultam da atividade do coração. Ainda assim, pequenas alterações podem não ser percebidas, ou desprezadas, eliminando chances potenciais de detecção de patologias em estágios iniciais. A grande maioria dos procedimentos automatizados para a análise de ECGs é baseada em técnicas de filtragem digitais e estatísticas, nas quais geralmente se verifica a desvantagem não apenas do custo computacional, como também a perda da qualidade do sinal e o consequente comprometimento das informações extraídas. O presente trabalho lança mão de filtros com premissas geométricas que preservam essas informações e ainda contribuem para a redução no número de pontos redundantes contidos em um ECG. Também propõe a criação de uma identidade cardíaca capaz de traduzir o padrão morfológico único e característico de cada paciente. Foram analisados ECGs de 52 indivíduos saudáveis, e a redução de pontos alcançada foi de mais de 95%. Por fim, o desenvolvimento de uma ferramenta gráfica apresentou uma nova abordagem que viabiliza tanto uma análise personalizada do ECG, como também um acompanhamento da condição cardíaca ao longo da vida.

Palavras-chave: Eletrocardiograma; automatização do ECG; identidade cardíaca.

## **ABSTRACT**

An interpretation of the graphs generated on electrocardiograms exams (ECG) requires trained healthcare professionals to identify the electrical oscillations that result from heart activity. Even so, small changes can not be perceived, and clinical changes may be neglected, eliminating potential chances of detection of pathologies still in early stages. The large majority of automated procedures for analysis of ECGs are based on digital and statistical filtering techniques, in which it usually occurs beyond computational cost, loss of signal quality and the resulting compromise of extracted information. The present work makes use of filters with geometric premises that preserve this information and also contribute to the reduction in the number of redundant points contained in an ECG. It also proposes the creation of a cardiac identity capable of translating the unique and characteristic morphological pattern of each patient. ECGs were analyzed from 52 healthy individuals, and the reduction of points achieved was greater than 95%. Finally, the development of a graphical tool presented a new approach that enables both a personalized ECG analysis and a monitoring of the cardiac condition throughout life.

Keywords: Electrocardiogram; ECG automation; cardiac identity.

# ÍNDICE

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1	Precursos do eletrocardiograma, seu histórico e evolução.....	2
1.2	Problema Técnico.....	6
1.3	Objetivos .....	7
1.4	Estrutura do trabalho .....	8
<b>2</b>	<b>O CORAÇÃO E O ELETROCARDIOGRAMA .....</b>	<b>9</b>
2.1	Anatomia e eletrofisiologia do coração.....	9
2.2	Eletrocardiograma .....	12
<b>3</b>	<b>PRÉ PROCESSAMENTO DO SINAL ELÉTRICO.....</b>	<b>18</b>
3.1	Técnicas empregadas na literatura .....	18
3.2	Algoritmos de generalização de curvas.....	21
3.3	Remoção da flutuação na linha de base do sinal .....	24
<b>4</b>	<b>MÉTRICAS PARA A AVALIAÇÃO DO ECG .....</b>	<b>29</b>
4.1	Diretrizes estabelecidas para análise de eletrocardiogramas de repouso .....	29
4.2	Métricas adotadas para a identificação automática das ondas .....	31
4.2.1	Superposição dos batimento cardíacos .....	31
4.2.2	Criação da identidade cardíaca e identificação das ondas principais.....	33
4.2.3	Análise de medições futuras .....	39
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>41</b>
5.1	Algoritmos de generalização de curvas – Pré processamento da derivação DII.....	43
5.2	Algoritmos de generalização de curvas – Pré processamento da derivação DI .....	50
5.3	Remoção da flutuação na linha de base – Pré processamento da derivação DII.....	56
5.4	Considerações sobre a etapa de pré processamento do sinal.....	62
5.5	Superposição dos batimentos cardíacos – Processamento da derivação DII .....	62
5.6	Considerações sobre a superposição dos batimentos cardíacos .....	65
5.7	Identidade cardíaca e automatização da análise das características do ECG .....	66
5.8	Considerações sobre a identificação das ondas principais e a análise do ECG.....	73
5.9	Ferramenta gráfica para a gestão da condição cardíaca .....	74
5.10	Observações sobre a ferramenta gráfica desenvolvida.....	80
<b>6</b>	<b>APLICAÇÕES .....</b>	<b>81</b>

<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>84</b>
7.1 Sugestões para trabalhos futuros .....	85
<b>APÊNDICE A – Resultados da etapa de pré processamento e das características padrão do ECG para o total de sinais analisados. ....</b>	<b>91</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Voluntário do primeiro tele-ECG, no ano de 1905, no Hospital Acadêmico em Leiden, Holanda [Hjelm e Juliusw, 2005].	4
Figura 1.2– Eletrocardiograma utilizado por Eithoven e Lewis em 1911 [Giffoni e Torres, 2010].	5
Figura 1.3 – Derivações com eletrodos em combinação. (a) Derivações bipolares DI, DII, e DIII, (b) Derivações unipolares aVR, aVL, e aVF.	5
Figura 2.1 – Corte transversal do coração (Adaptado [Pastore et al., 2016]).	9
Figura 2.2 – Esquemática do sistema elétrico de condução cardíaco [Pastore et al., 2016].	10
Figura 2.3 – Relação temporal entre o potencial de ação das células marca-passo (vermelho) e das células musculares (azul) do coração (Adaptado [Guyton e Hall, 2006]).	11
Figura 2.4 – Ilustração esquemática dos possíveis posicionamentos dos eletrodos em branco.	13
Figura 2.5 – Visualização tridimensional do coração a partir das doze derivações padrão. À esquerda: Plano frontal. À direita: Plano horizontal. Derivações DI e aVL compõe a descrição da parede lateral alta; DII, DII e aVF: parede inferior; V1 e V2: área septal; V3 e V4: parede inferior; V5 e V6: parede lateral.	13
Figura 2.6 – Padrão morfológico do batimento cardíaco de acordo com cada derivação [Braunwald et al., 2013].	14
Figura 2.7 – Traçado característico do ECG normal para a derivação DII [Reisner et al., 2006].	15
Figura 2.8 – Exemplos de configurações do complexo <i>QRS</i> normal. (a) Complexo <i>QRS</i> formado pelas ondas <i>Q</i> , <i>R</i> , (b) Complexo <i>QRS</i> formado pela onda <i>R</i> , (c) Complexo <i>QRS</i> formado pelas ondas <i>R</i> , <i>S</i> , (d) Complexo <i>QRS</i> formado pelas ondas <i>QRS</i> , (e) Complexo <i>QRS</i> formado pelas ondas <i>R</i> , <i>S</i> , <i>R'</i> , (f) Complexo <i>QRS</i> formado pelas ondas <i>R</i> , <i>S</i> , <i>R'</i> , <i>S'</i> . (Adaptado [Pastore et al., 2016]).	16
Figura 3.1 – Esquemática da remoção de ondas de interesse para posterior remoção das deflexões na LB (adaptado de [Kim et al., 2009b]). (a) Ilustração do delay (vermelho), identificação dos pontos de mínimo do sinal de entrada (em azul) e do sinal de inclinação média (em preto), e a intersecção entre o sinal de inclinação média e o sinal de entrada,	



(b) Remoção dos pontos contidos entre os dois mínimos do sinal de entrada, (c) Conexão entre o sinal de entrada e o remanescente.....	19
Figura 3.2 – Comparação entre as distorções apresentadas por diferentes técnicas na correção da LB [Satija et al., 2016]. Em azul o sinal ECG original, e em vermelho o sinal ECG após a correção. Gráfico superior: Distorção apresentada com o uso da transformada de Wavelet, Gráfico do meio: Distorção apresentada com o uso da decomposição empírica dos modos, Gráfico inferior: Resultados com menor distorção através da proposta de Satija. ....	20
Figura 3.3 – Ilustração das ondas principais e os respectivos pontos principais.....	22
Figura 3.4 – Ilustração do algoritmo de Douglas Peucker (Adaptado [Marczak e Cardoso, 2005]).....	23
Figura 3.5 – Ilustração do algoritmo de Visvalingam (Adaptado [Marczak e Cardoso, 2005]). ....	24
Figura 3.6 – Ilustração do sinal deflexão a partir de um sinal de entrada. (a) SE, com os pontos de picos e vales destacados na cor laranja, os quais são temporariamente excluídos do SE, (b) SDE, (c) Pontos em azul adicionados ao SDE garantindo o limite temporal estabelecido em 0,33s entre dois pontos consecutivos, (d) SDL, (e) Comparação entre os pontos do SDE e do SDV, (f) SD. ....	26
Figura 3.7 – Caso ilustrativo do processo de remoção da deflexão. (a) SD segmentado em blocos com as respectivas amplitudes médias ilustradas, (b) Subtração da deflexão no SE, (c) SR obtido na correção da LB.....	28
Figura 4.1– Ilustração esquemática da superposição de três batimentos. (a) Identificação dos picos $R$ (marcador vermelho), (b) Identificação do ponto inicial das ondas $P$ (marcador azul), (c) Superposição dos batimentos centralizados no pico $R_1$ . ....	33
Figura 4.2 – Ilustração do agrupamento realizado pelo algoritmo K-means. (a) Nuvem de pontos com três centroides posicionados de maneira aleatória, (b) Associação dos pontos ao centroide inicialmente mais próximo, (c) Passo iterativo da redefinição da posição do centroide de acordo com a média dos pontos associados, (d) Configuração final. ....	35
Figura 4.3 – Formação da identidade cardíaca. (a) Ilustração dos centroides obtidos via K-means (marcador vermelho) para três batimentos superpostos, (b) Identidade cardíaca. ....	36

Figura 4.4 – Identificação dos pontos formadores das ondas principais. (a) Pontos iniciais e finais adjacentes aos pontos de extremo, (b) Ponto $P_i$ e ponto $T_f$ não adjacentes aos pontos de extremos destas ondas, (c) Ponto $Q_i$ adicionado.....	38
Figura 5.1 – Exame ECG impresso: Derivação DII aparece repetida ao final do exame com duração temporal média de 10 segundos (Adaptado [Pastore et al., 2016]). .....	42
Figura 5.2 – Pré processamento dos trinta segundos iniciais do sinal original <i>PTB 284</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) em comparação à resposta obtida pelo algoritmo de DP (azul), (c) Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul). .....	44
Figura 5.3 –Pré processamento do sinal original <i>PTB 284</i> através de algoritmos GC. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul) (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).....	45
Figura 5.4 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 276</i> através de algoritmos de GC. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve todos os pontos remanescentes em DP.....	46
Figura 5.5 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 247</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).....	47
Figura 5.6 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 170</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo. ....	48
Figura 5.7 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 165</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul). ....	49
Figura 5.8 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 284</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos	

remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo. ....	51
Figura 5.9 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 276</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul). ....	52
Figura 5.10 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 247</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul). ....	53
Figura 5.11 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 170</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo. ....	54
Figura 5.12 – Ilustração do pré processamento do sinal original <i>PTB 165</i> através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo. ....	55
Figura 5.13 – Metodologia inicial para remover as deflexões na LB do sinal <i>PTB 284</i> . (a) Sinal de entrada (vermelho), e sinal deflexão de entrada (preto, com marcador circular cinza), (b) Sinal de entrada (vermelho), sinal deflexão de entrada (preto, com marcador circular cinza), e Pontos deflexão, (c) Sinal deflexão dentro do limite temporal. ....	57
Figura 5.14 – Metodologia inicial para remover as deflexões na LB do sinal <i>PTB 284</i> . (a) Sinal deflexão dentro do limite temporal (preto, com marcador circular azul) formado com os pontos deflexão, e pontos virtuais criados (verde), (b) Sinal deflexão formado com os pontos virtuais, (c) Ênfase para a importância do sinal deflexão (verde) frente ao sinal deflexão dentro do limite temporal (preto, com marcador circular azul), e o sinal de entrada (vermelho) para comparação (vermelho). ....	58
Figura 5.15 – Remoção das deflexões na LB do sinal <i>PTB 284</i> . (a) Sinal de entrada, (b) Sinal resultante, (c) Sinal de entrada (vermelho) e sinal resultante (azul), (d) Ênfase nos primeiros 5 segundos: Sinal de entrada (vermelho) e o sinal resultante (azul). ....	59

Figura 5.16 – Correção da LB do sinal <i>PTB 276</i> . (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.....	60
Figura 5.17 Correção da LB do sinal <i>PTB 247</i> . (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.....	60
Figura 5.18 – Correção da LB do sinal <i>PTB 170</i> (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.....	61
Figura 5.19 – Correção da LB do sinal <i>PTB 165</i> . (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.....	61
Figura 5.20 – Superposição do sinal <i>PTB 284</i> . (a) Identificação de <i>R</i> e de <i>P<sub>i</sub></i> , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).....	63
Figura 5.21 – Superposição do sinal <i>PTB 276</i> . (a) Identificação de <i>R</i> e de <i>P<sub>i</sub></i> , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa). .....	63
Figura 5.22 – Superposição do sinal <i>PTB 247</i> . (a) Identificação de <i>R</i> e de <i>P<sub>i</sub></i> , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).....	64
Figura 5.23 – Superposição do sinal <i>PTB 170</i> . (a) Identificação de <i>R</i> e de <i>P<sub>i</sub></i> , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).....	64
Figura 5.24 – Superposição do sinal <i>PTB 165</i> . (a) Identificação de <i>R</i> e de <i>P<sub>i</sub></i> , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).....	65
(b)Figura 5.25 – Sinal <i>PTB 284</i> , derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. .....	67
Figura 5.26 – Sinal <i>PTB 284</i> , derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ..	67
Figura 5.27 –Sinal <i>PTB 276</i> , derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ..	68
Figura 5.28 –Sinal <i>PTB 276</i> , derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ...	68
Figura 5.29 –Sinal <i>PTB 247</i> , derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ..	69
Figura 5.30 –Sinal <i>PTB 247</i> , derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ...	69
Figura 5.31 – Sinal <i>PTB 170</i> , derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. .	70
Figura 5.32 – Sinal <i>PTB 170</i> , derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ..	70
Figura 5.33 – Sinal <i>PTB 165</i> , derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. .	71
Figura 5.34 – Sinal <i>PTB 165</i> , derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original. ..	71
Figura 5.35 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca. Sinal <i>PTB 284</i> – derivação DII. (a) Sinal original, (b) Sinal resultante, (c) Comparação entre o	

primeiro segundo do sinal original (vermelho) e os pontos finais após o pré processamento com os algoritmos de generalização de curvas (azul), (d) Identidade cardíaca, (e) Comparação entre a identidade cardíaca padrão (preto) com a gerada em uma nova medição (verde), (f) Quadro dos resultados medidos, comparação entre valores medidos para a identidade cardíaca padrão, e valores da nova medição.....	75
Figura 5.36 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca. Ilustração dos resultados gráficos.....	76
Figura 5.37 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca. Ilustração dos resultados numéricos dispostos em uma tabela.....	77
Figura 5.38 – Resposta Gráfica do sinal <i>PTB 276</i> : Comparação da nova medição com sua IC. ....	78
Figura 5.39 – Resposta Gráfica do sinal <i>PTB 247</i> : Comparação da nova medição com sua IC. ....	78
Figura 5.40 – Resposta Gráfica do sinal <i>PTB 170</i> : Comparação da nova medição com sua IC. ....	79
Figura 5.41 – Resposta Gráfica do sinal <i>PTB 165</i> : Comparação da nova medição com sua IC. ....	79

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Características padrão do ECG normal implementadas no algoritmo.....	31
Tabela 5.1 – Desenvoltura da etapa de pré processamento quanto a redução do excesso de informação contida no ECG original através do algoritmo de Douglas Peucker e do refino via algoritmo de Visvalingam para a derivação DII .....	50
Tabela 5.2 – Desenvoltura da etapa de pré processamento quanto a redução do excesso de informação contida no ECG original através do algoritmo de Douglas Peucker e do refino via algoritmo de Visvalingam para a derivação DI.....	56
Tabela 5.3 – Análise das características padrão do ECG para a identidade cardíaca: Derivação DII.....	72
Tabela 5.4 – Análise das características padrão do ECG para a identidade cardíaca: Derivação DI.....	72
Tabela A.1 – Redução dos pontos através do algoritmo de Douglas Peucker e do algoritmo de Visvalingam.....	91
Tabela A.2 – Resultados obtidos na análise dos 52 eletrocardiogramas – Derivação DII. ....	94
Tabela A.3 – Resultados obtidos na análise dos 52 eletrocardiogramas – Derivação DI. ....	96
Tabela A.4 – Amplitude de valores das características analisadas nos 52 eletrocardiogramas – Derivação DII. ....	98
Tabela A.5 – Amplitude de valores das características analisadas nos 52 eletrocardiogramas – Derivação DI. ....	99

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AHA	<i>American Heart Association</i>
Ca <sup>++</sup>	Cálcio
DP	Douglas Peucker
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência cardíaca
FIERGS IEL	Federação das Indústrias do Estado do Rio Grande do Sul, e Instituto Euvaldo Lodi
GC	Generalização de curvas
IC	Identidade cardíaca
InCor	Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
IoT	Internet das Coisas
K <sup>+</sup>	Potássio
LB	Linha de base
Na <sup>+</sup>	Sódio
OMS	Organização Mundial da Saúde
P	Ponto de máximo da onda P
Pf	Ponto final da onda P
Pi	Ponto inicial da onda P
Q	Ponto de máximo da onda Q
Qi	Ponto inicial da onda Q
QTc	Intervalo QT corrigido
S	Ponto de máximo da onda S
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
SD	Sinal deflexão
SDE	Sinal deflexão de entrada
SDL	Sinal deflexão dentro do limite temporal
SE	Sinal de entrada
SEBRAE	Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas
Sf	Ponto final da onda S
SR	Sinal resultante

T	Ponto de máximo da onda T
Tf	Ponto final da onda T
Ti	Ponto inicial da onda T
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UTI	Unidade de Tratamento e Terapia Intensiva
VV	Visvalingam



# 1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), doenças cardiovasculares são a principal causa de morte no mundo. Em 2012 a estimativa foi de 17,5 milhões de mortes por estas doenças, somando 31% do total de óbitos registrados [World Health Organization, 2015].

Muito esforço tem sido empregado para a diminuição desse número expressivo, mediante campanhas de conscientização por hábitos de vida mais saudáveis, e pesquisas científicas que não somente buscam entender os fatores que influenciam no desenvolvimento da doença, como também desenvolver tecnologias e métodos alternativos para um diagnóstico mais preciso.

A análise e interpretação das informações contidas em um eletrocardiograma (ECG) – exame que fornece por meio de gráficos a avaliação elétrica do músculo cardíaco em ação – faz parte do cotidiano do cardiologista, por ser este um exame primário e básico na identificação de diversas patologias que afetam o coração. A interpretação do ECG é usualmente visual, e de responsabilidade médica. No entanto, há um interesse em automatizar essa interpretação a fim de facilitar o diagnóstico médico. Diferentes modelos matemáticos implementados a algoritmos computacionais foram propostos para a identificação de características de interesse e cardiopatias específicas [Thakor et al., 1984; Pahlm e Sörnmo, 1987; Sun et al., 2002; Arif et al., 2012; Chen et al., 2015; Thulasi Prasad e Varadarajan, 2015; Satija et al., 2016].

Em centros de saúde mais modernos é comum o uso de softwares que apontam, com certa acurácia, os trechos do ECG que contêm batimentos fora da normalidade esperada, principalmente em se tratando de identificação automática de arritmias cardíacas. Esse tipo de ferramenta tem por finalidade o auxílio para a análise visual do exame, e não substitui o parecer médico [Guyton e Hall, 2006; Kligfield et al., 2007; Braunwald et al., 2013; Lacordaire et al., 2011].

Apesar dos avanços obtidos na interpretação digital dos gráficos, ainda faz-se necessário aprimorar a capacidade de extrair informações úteis da morfologia do ECG [Zewdie e Xiong, 2016]. Além disso, a maioria dos estudos baseia-se em recomendações consensuais e não em dados obtidos de pacientes, sendo a individualidade do paciente pouco abordada [Lacordaire et al., 2011].

Para a realização deste trabalho fez-se necessária a utilização de um banco de dados internacional contendo eletrocardiogramas de pacientes anônimos. O banco de dados utilizado está disponível na plataforma online Physionet [Goldberger et al., 2000], a qual é amplamente utilizada para validações de novas metodologias, tanto de processamento de sinais eletrocardiográficos, como de extração das características analisadas em um exame de ECG [Chazal et al., 2004; Zewdie e Xiong, 2016; Gothwal et al., 2011; Safdarian et al., 2014; Farina e Dössel, 2007].

### **1.1 Precusores do eletrocardiograma, seu histórico e evolução**

Os primeiros registros de monitoramento cardíaco por meio de uma tecnologia são atribuídos ao médico francês René Laennec, inventor do estetoscópio em 1819. Até o final do século XIX, outras tecnologias também foram empregadas para a avaliação do coração, como o esfigmomanômetro, aparelho utilizado para aferir pressão, e a máquina de raio-x [Fye, 1994].

Em 1843, o fisiologista alemão Emil DuBois-Reymond, considerado fundador da eletrofisiologia, descreveu o potencial de ação elétrica que acompanhava cada contração muscular, confirmando a descoberta do ano anterior, do físico italiano Carlo Matteuci, sobre a existência de atividade elétrica na contração muscular em coração de rãs [Fye, 1994].

O primeiro eletrocardiograma humano foi registrado pelo fisiologista francês Augustus D. Waller, no final da década de 1880, em experimentos na St. Mary's Hospital School, em Londres. Waller utilizou os eletrômetros capilares inventados pelo francês Gabriel Lippman, em meados de 1870. No entanto, oficialmente foi apenas em 1902, que o fisiologista alemão Willem Eithoven apresentou o aperfeiçoamento do eletrômetro capilar, corrigindo a limitação de sensibilidade e frequência que reconheceu existir naquele equipamento. Para tanto, ele elaborou um galvanômetro de corda, formado por “um finíssimo filamento de quartzo recoberto por prata, esticado em um campo magnético criado por um eletroímã, onde mesmo a corrente elétrica fraca de um potencial cardíaco seria capaz de mover o filamento” [Giffoni e Torres, 2010]. O filamento de quartzo captava a magnitude e direção da corrente elétrica, e a relação entre amplitude do movimento e tensão elétrica era controlada pela tensão do filamento. As sombras geradas nessa dinâmica eram projetadas em um filme fotográfico que passava à 25mm/s, velocidade igual a maioria dos eletrocardiógrafos

atuais. Essa invenção revolucionou e consolidou a eletrocardiografia, e rendeu a Eithoven o prêmio Nobel de fisiologia e medicina em 1924 [Kligfield, 2002; Hjelm e Juliusw, 2005; Fye, 1994; Giffoni e Torres, 2010].

Além do galvanômetro de corda, Eithoven criou seu próprio eletrocardiógrafo, com massa total de 270kg, instalado em seu laboratório, a uma distância de 1,5km do Hospital Acadêmico. A solução para conseguir utilizar seu equipamento em pacientes internados a essa distância, foi proposta por seu colega, Johannes Bosscha: Eithoven transmitiu com êxito, em 1905, os impulsos elétricos dos pacientes hospitalizados até seu laboratório por meio de cabos da linha telefônica, surgindo o primeiro Tele-eletrocardiograma. No hospital o paciente colocava seus dois braços, ou um braço e uma perna, em um recipiente com solução salina, com eletrodos ligados aos cabos, como ilustra a Figura 1.1 [Hjelm e Juliusw, 2005]. Mais tarde, criou-se o padrão de utilizar três membros (dois braços e uma perna) para obtenção do ECG (Figura 1.2).

A partir de então, o desenvolvimento desse equipamento e a técnica para a análise da dinâmica cardíaca continuou progredindo. A comercialização de equipamentos mais compactos, viáveis de serem instalados em quarto de hospitais, remonta à década de 1920. Alguns anos mais tarde, surgiu o eletrocardiógrafo portátil de apenas 27kg. Na década de 1930, o eletrocardiógrafo já tinha reduzido mais 15kg, totalizando 12kg, e o registro do ECG direto em papel, ao invés do processamento em filme fotográfico, contribuiu para sua larga disseminação. Cursos e pós-graduações foram criados para formação de profissionais aptos a trabalhar com essa tecnologia, [Giffoni e Torres, 2010; Fye, 1994]. Nessa época, muitas pesquisas foram realizadas para entender as informações contidas no gráfico do ECG. Em comum, todas traziam a observação da morfologia das ondas registradas nos gráficos e o significado de mudanças mais significativas. Thomas Lewis, considerado o sucessor de Eithoven, dedicou-se à compreensão das arritmias. Foi conclusivo que as três derivações padrão (DI, DII, DIII) introduzidas por Eithoven em 1912, ilustradas na Figura 1.3a, eram satisfatórias para identificar arritmias, porém inadequadas para identificação de outras anormalidades, como, por exemplo, o infarto do miocárdio [Fye, 1994; Giffoni e Torres, 2010].

Frank Wilson, em 1934, introduziu as derivações unipolares, VF, VL, VR, onde um eletrodo era o explorador, e outro o neutro. Em 1938 a *American Heart Association* juntamente com a *Cardiac Society of Great Britain* publicaram recomendações de localização

de mais 6 derivações unipolares nomeadas de V1 a V6, para avaliação das paredes precordiais do coração. E, em 1942, as derivações unipolares de Wilson foram aprimoradas por Emanuel Goldberger, e denominadas aVF, aVL, aVR (Figura 1.3). Em conjunto com as 3 derivações de Eithoven, estas constituem as 12 derivações conhecidas e utilizadas até hoje: DI, DII, DIII, V1 a V6, aVF, aVL, aVR [Giffoni e Torres, 2010].



Figura 1.1 – Voluntário do primeiro tele-ECG, no ano de 1905, no Hospital Acadêmico em Leiden, Holanda [Hjelm e Juliusw, 2005].

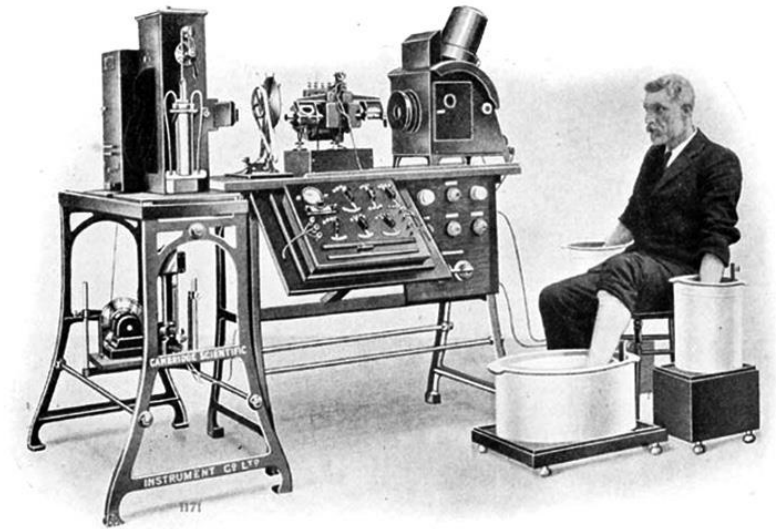


Figura 1.2– Eletrocardiógrafo utilizado por Eithoven e Lewis em 1911 [Giffoni e Torres, 2010].

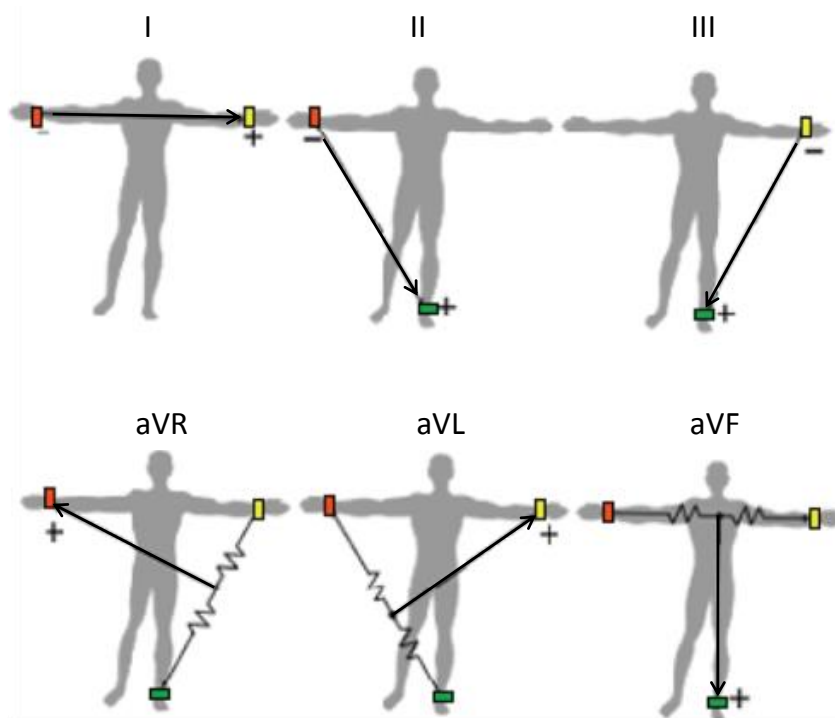


Figura 1.3 – Derivações com eletrodos em combinação. (a) Derivações bipolares DI, DII, e DIII, (b) Derivações unipolares aVR, aVL, e aVF.

Todas essas descobertas abriram portas para novas tecnologias. Em 1949, surgiu o monitoramento por Holter, monitor cardíaco portátil que hoje grava 24 horas, ou mais, de atividade cardíaca medida por até 8 eletrodos. Criado pelo biofísico Norman Holter, é utilizado para observar arritmias cardíacas ocasionais, que dificilmente seriam identificadas em um espaço de tempo menor. Inicialmente, o Holter gravava apenas uma hora de atividade cardíaca, e demandava tempo consideravelmente grande para sua análise. Devido aos avanços tecnológicos computacionais, foi possível a semi-automatização via algoritmos de análise de frequência cardíaca. No entanto, o resultado automatizado pode ser comprometido devido à presença de ruídos no sinal, sendo, nesse caso, mandatório a edição manual [Lagerholm e Peterson, 2000].

A primeira análise por meio de algoritmos computacionais, substituindo a análise 100% humana, ocorreu em 1978, quando o médico Michel Mirowski junto de alguns colegas, patenteou um circuito de transistor que detectava mudanças anormais no ritmo cardíaco de cachorros [Mirowski et al., 1978; Jenkins, 2009].

Desde 1987, com a combinação de algoritmos computacionais e o aperfeiçoamento da tecnologia sem fio, o ECG de 12 derivações pode ser transmitido de lugares remotos aos consultórios para avaliação médica. Inicialmente essa transmissão era realizada por meios de disquetes. Apenas em 1999, pesquisadores texanos demonstraram que o diagnóstico via dispositivos eletrônicos e sem fio, do tipo palm-top, ilustravam corretamente o ECG, podendo ser utilizados em substituição ao ECG gravado em papel [Pettis et al., 1999; Jenkins, 2009].

Novas tecnologias surgiram, como, entre outras, o exame de imagem, permitindo a visualização tridimensional do coração e seu sistema arterial; a eletrocardiografia de alta resolução (ECGAR), que registra os sinais de baixa amplitude facilitando o prognóstico de corações que sofreram ou que possuam tendências ao infarto agudo do miocárdio [Giffoni e Torres, 2010]. Todavia, o estudo do ECG segue em pauta nas pesquisas científicas, e a tendência é a de automatizar a análise e a interpretação dos sinais elétricos registrados em um exame de eletrocardiograma.

## **1.2 Problema Técnico**

O gráfico do ECG de repouso é cíclico e estável para um coração saudável, e o padrão morfológico varia de indivíduo para indivíduo, o que faz o sinal elétrico do coração ser

entendido como sinal biométrico, pode ser utilizado para identificação das pessoas como seres únicos [Biel et al., 2001]. Uma vez gerado o padrão cardíaco pessoal, este se mantém ao longo de grandes períodos, e, por isso, pode se tornar uma ferramenta útil para a verificação e para a gestão de mudanças no estado cardíaco. Ainda, o monitoramento da atividade cardíaca pode ajudar a prever situações de emergência [Annam e Surampudi, 2016; Lacordaire et al., 2011], ganhando tempo para a correção e reversão de um possível problema com potencial para o pior diagnóstico. No entanto, apesar da frequência mínima de amostragem ser considerada 500Hz [Kligfield et al., 2007], o número de pontos gravados no exame de ECG retrata um alto grau de informação, e, conseqüentemente, um elevado custo computacional para o processamento dos dados.

Seria possível, então, simplificar o sinal original do ECG a poucos pontos de forma a obter um esqueleto que representasse os pontos fundamentais para diferenciar uma pessoa de outra, e ainda assim preservar as informações que o ECG contém? É esta questão que esse trabalho se propõe a responder.

### **1.3 Objetivos**

Através do processamento e análise de sinais eletrocardiográficos disponíveis no banco de online da Physionet [Goldberger et al., 2000], e com base nas diretrizes estabelecidas pela Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) para análise e emissão de laudos eletrocardiográficos [Pinho et al., 2016; Pinho et al., 2006], pretende-se desenvolver um algoritmo computacional completamente automatizado, descartando qualquer necessidade de interferência manual ao longo do processamento dos dados, e que seja capaz de:

- Filtrar o sinal original do ECG a fim de reduzir o excesso de pontos iniciais, diminuindo a memória necessária para o posterior processamento das informações e armazenamento de dados;
- Remover as deflexões indesejadas na linha isométrica, causadas por artefatos como interferência eletromagnética, movimentos musculares, respiração do paciente, entre outros. Essas deflexões desviam o sinal da linha de base dificultando a análise visual e automatizada do ECG;

- Criar a identidade cardíaca (IC) de um indivíduo saudável através da máxima redução de pontos do sinal adquirido no ECG;
- Identificar as ondas principais – P, Q, R, S e T – na identidade cardíaca;
- Comparar uma nova medição com a identidade cardíaca previamente estabelecida.

Assim, estima-se criar uma ferramenta que represente um passo à frente na automatização da resposta quanto a normalidade da atividade cardíaca através das informações extraídas de um ECG; que seja robusta na identificação das ondas principais, e sutil na preservação dos pontos fundamentais; veloz no processamento de dados, possibilitando a implementação futura em plataformas online e dispositivos móveis para a análise do coração em tempo real. E, por fim, que seja capaz de registrar os resultados, formando um histórico cardíaco.

#### **1.4 Estrutura do trabalho**

O capítulo 2 deste trabalho apresenta uma rápida abordagem sobre o funcionamento do coração e do eletrocardiograma.

O capítulo 3 consta o detalhamento para o pré processamento do sinal original do ECG.

A criação da IC, bem como as métricas adotadas para a identificação das ondas principais e as diretrizes para a classificação do ECG estão apresentadas no capítulo 4.

A metodologia proposta é aplicada a casos reais e resultados são apresentados no capítulo 5.

No capítulo 6 são abordadas algumas das potenciais aplicações do algoritmo desenvolvido.

Conclusões deste trabalho estão descritas no capítulo 7.



## 2 O CORAÇÃO E O ELETROCARDIOGRAMA

### 2.1 Anatomia e eletrofisiologia do coração

O coração é um órgão autônomo, isolado do sistema nervoso [Guyton e Hall, 2006; Braunwald et al., 2013; Pastore et al., 2016]. Ele pode ser entendido como uma união entre sistema elétrico, muscular e vascular.

Por intermédio das células auto excitáveis do coração – células marca-passo –, e das fibras nervosas, o sistema elétrico fornece o impulso que estimula os demais sistemas.

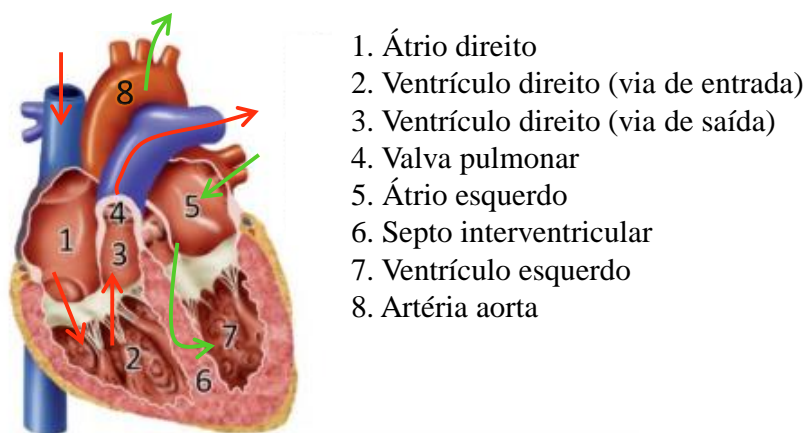
A parcela muscular é responsável pela dinâmica do coração e do sangue através do movimento de contração e de relaxamento do músculo cardíaco (miocárdio).

Enquanto isso, o sistema vascular, composto por veias e artérias coronárias, fica a cargo da nutrição do miocárdio.

O coração é dividido em quatro câmaras, conforme a Figura 2.1: À direita e à frente do tórax ficam o átrio direito e o ventrículo direito; À esquerda e na parte posterior do tórax estão o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo.

Os átrios são as câmaras que recebem o sangue no coração por intermédio das veias, enquanto nos ventrículos ocorre a sua saída através das artérias.

O átrio direito recebe o sangue dos tecidos e se comunica com o ventrículo direito, o qual envia o sangue para os pulmões, onde ocorre a oxigenação do sangue, para que o mesmo volte pelo átrio esquerdo que tem sua comunicação com o ventrículo esquerdo. O ventrículo esquerdo, por fim, bombeia o sangue para todo o organismo através da artéria aorta.



1. Átrio direito
2. Ventrículo direito (via de entrada)
3. Ventrículo direito (via de saída)
4. Valva pulmonar
5. Átrio esquerdo
6. Septo interventricular
7. Ventrículo esquerdo
8. Artéria aorta

Figura 2.1 – Corte transversal do coração (Adaptado [Pastore et al., 2016]).

O impulso elétrico inicial do coração é originado, a cada batimento, no nódulo sinusal – um conjunto de células marca-passo autônomas – e conta com um sistema elétrico de condução, esquematizado na Figura 2.2. O sistema elétrico de condução transmite o impulso para todo o coração em aproximadamente 160 milésimos de segundos, [Guyton e Hall, 2006].

Conforme a Figura 2.2, o feixe internodal de Bachmann conduz o impulso elétrico ao átrio esquerdo, enquanto os feixes internodais anterior, médio e inferior conduzem o impulso ao nódulo atrioventricular, no qual o impulso, após passar pelos átrios, é conduzido para os ventrículos através dos ramos direito e esquerdo das fibras de Purkinje.

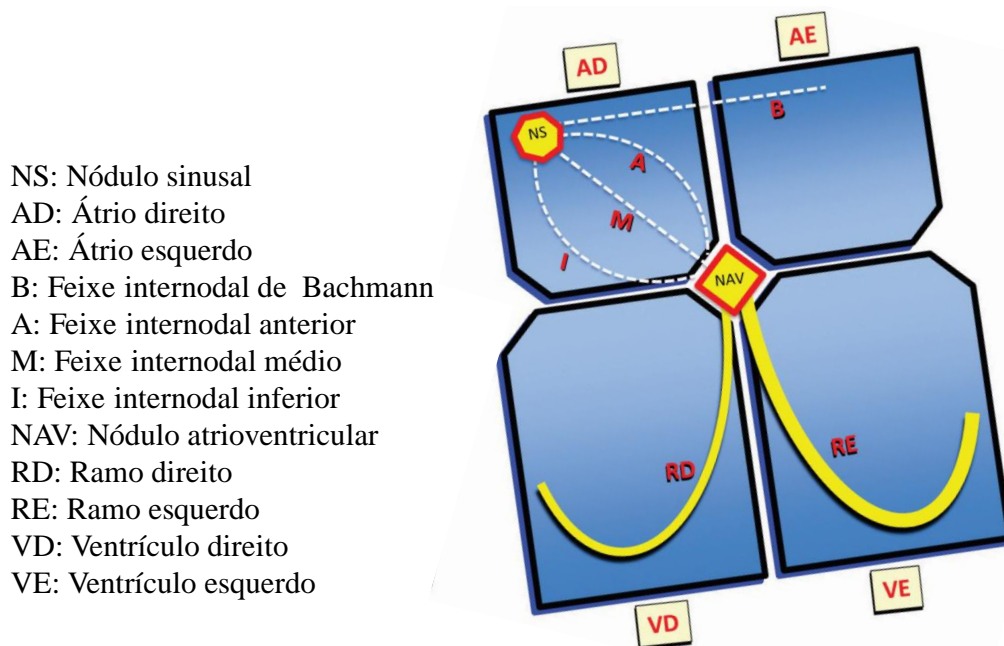


Figura 2.2 – Esquematização do sistema elétrico de condução cardíaco [Pastore et al., 2016].

O estímulo elétrico é uma onda de despolarização que provoca a contração muscular de cada batimento cardíaco, e ocorre graças ao potencial de ação existente do desequilíbrio entre sódio ( $\text{Na}^+$ ) e potássio ( $\text{K}^+$ ) nos meios extra e intracelular das células marca-passo [Guyton e Hall, 2006]. Denomina-se despolarização, pois, no repouso, e, portanto, precedendo ao impulso elétrico, o meio intracelular dessas células está predominantemente negativo em comparação ao meio externo, e é dito polarizado. Nesse momento o interior das células possui maior concentração de  $\text{K}^+$ , enquanto o meio externo tem alta concentração com  $\text{Na}^+$ . Assim, devido ao mecanismo de osmose, há uma tendência para a migração de mais íons positivos para dentro da célula (íons de  $\text{Na}^+$  e de Cálcio ( $\text{Ca}^{++}$ )) tornando a célula menos

polarizada, ou despolarizada. Ao despolarizar, as células marca-passo tem sua polaridade invertida, tornando-se mais positiva que o ambiente extracelular, fato esse que favorece a abertura dos canais de cálcio nas células musculares [Guyton e Hall, 2006]. A contração muscular ocorre, entre outras causas, à medida que íons de Cálcio ( $\text{Ca}^{++}$ ) infiltram-se nos cardiomiócitos. O gradiente de contração muscular tem duração aproximada de 400 milissegundos, sendo mais longo que o impulso elétrico [Braunwald et al., 2013].

A repolarização dos cardiomiócitos coincide com o término da repolarização das células marca-passo, ou seja, ocorre a saída de íons de  $\text{Na}^+$  e  $\text{Ca}^{++}$  do meio intracelular, e o interior das células volta a ser negativo em comparação com o meio externo, propiciando o relaxamento muscular do miocárdio [Reisner et al., 2006; Guyton e Hall, 2006; Braunwald et al., 2013; Pastore et al., 2016].

A Figura 2.3 esquematiza a relação entre a despolarização das células marca-passo com o início da contração muscular; e o final da repolarização das células marca-passo com o início do relaxamento muscular.

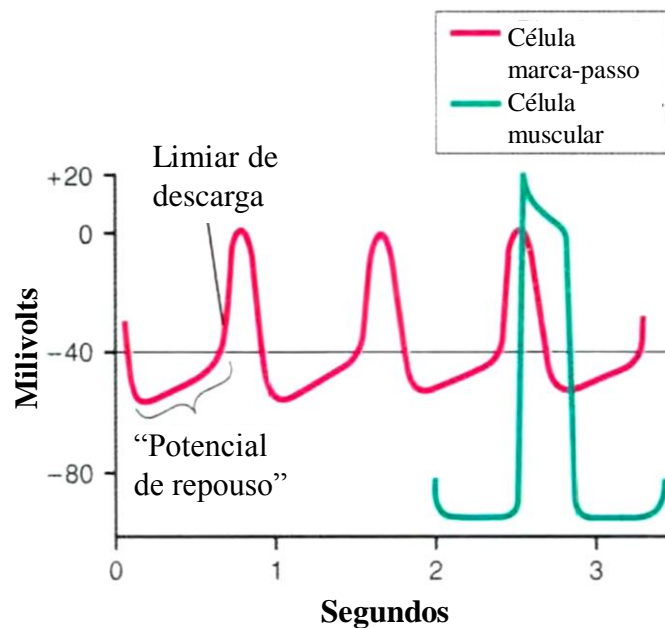


Figura 2.3 – Relação temporal entre o potencial de ação das células marca-passo (vermelho) e das células musculares (azul) do coração (Adaptado [Guyton e Hall, 2006]).

Portanto, a atividade elétrica de um batimento cardíaco e a consequente contração e relaxamento do miocárdio são descritas abaixo, e podem ser observadas acompanhando a Figura 2.1 e a Figura 2.2:

- 1) Onda de despolarização atrial seguida da contração muscular dos átrios;
- 2) Onda de despolarização ventricular seguida da contração ventricular em simultaneidade com a repolarização e o consequente relaxamento atrial;
- 3) Onda de repolarização ventricular seguida do relaxamento muscular dos ventrículos.

## 2.2 Eletrocardiograma

O ECG descreve a passagem do impulso elétrico através das células do coração. No momento do impulso, o coração emite uma corrente elétrica que se propaga aos tecidos adjacentes, da onde uma parcela atinge à superfície do corpo, a qual pode ser capturada com sensores sobre a pele humana [Guyton e Hall, 2006]. Neste caso, os sensores utilizados são os eletrodos, que ligados a um dispositivo eletrônico fazem o registro da atividade elétrica do coração.

O ECG pode ser realizado na condição de repouso ou de esforço. O exame de repouso, ou de rotina, nada mais é do que o exame feito em condições de repouso ou de baixa atividade física; enquanto o ECG de esforço, conhecido também como teste ergométrico, ou teste de estresse, é a avaliação do coração em situações de esforço físico, como na prática de algum esporte. Os dois exames possuem critérios diferentes de análise, pois quando em esforço, o coração trabalha com ritmo acelerado e com mais força, o que deve ser levado em conta no resultado final do exame.

A utilidade clínica do ECG deve-se ao exame ser não invasivo, de baixo custo, reproduzível e com potencial para detectar diversas cardiopatias, como: Arritmias, atrasos da condução, isquemia miocárdica, alterações metabólicas potencialmente letais, e o aumento de risco para a morte súbita [Braunwald et al., 2013; Pinho et al., 2016].

O ECG registra o potencial cardio-elétrico normalmente por meio de dez eletrodos, devidamente posicionados sobre a pele do paciente (Figura 2.4) que permitem registro de 12 derivações eletrocardiográficas: DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6.

A análise conjunta de certas derivações descreve partes distintas do coração, viabilizando um entendimento tridimensional da atividade cardíaca, conforme a Figura 2.5: DI e aVL registram a atividade muscular da parede lateral alta; DII, DIII, e aVF: Parede inferior; V1 e V2: área septal; V3 e V4: Parede anterior; V5 e V6: Parede lateral [Guyton e Hall, 2006].

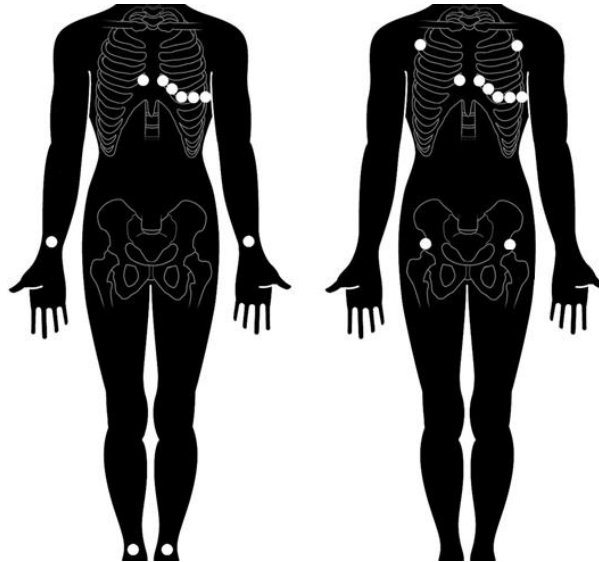


Figura 2.4 – Ilustração esquemática dos possíveis posicionamentos dos eletrodos em branco.

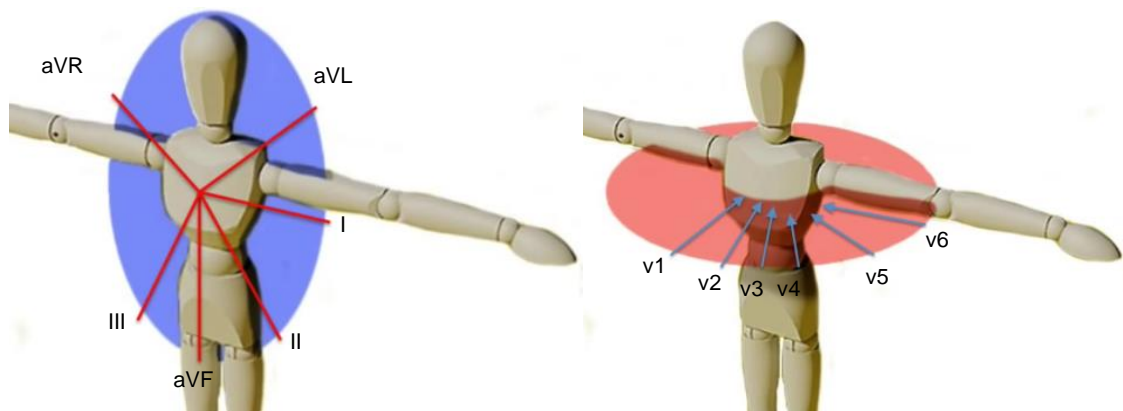


Figura 2.5 – Visualização tridimensional do coração a partir das doze derivações padrão. À esquerda: Plano frontal. À direita: Plano horizontal. Derivações DI e aVL compõe a descrição da parede lateral alta; DII, DIII e aVF: parede inferior; V1 e V2: área septal; V3 e V4: parede anterior; V5 e V6: parede lateral.

Cada derivação possui um padrão morfológico típico (Figura 2.6) que ilustra as ondas de despolarização e repolarização vistas de diferentes posições no espaço tridimensional. Até mesmo as mais pequenas variações morfológicas podem ser indício de anormalidade. No entanto, apesar das ondas de despolarização e de repolarização apresentarem, no estado de normalidade, a mesma direção e sentido para uma mesma derivação, a reprodução do exame eletrocardiográfico para o acompanhamento da condição cardíaca deve contar com o posicionamento dos eletrodos de maneira mais próxima à primeira medição para existir uma padronização nos registros [Braunwald et al., 2013].

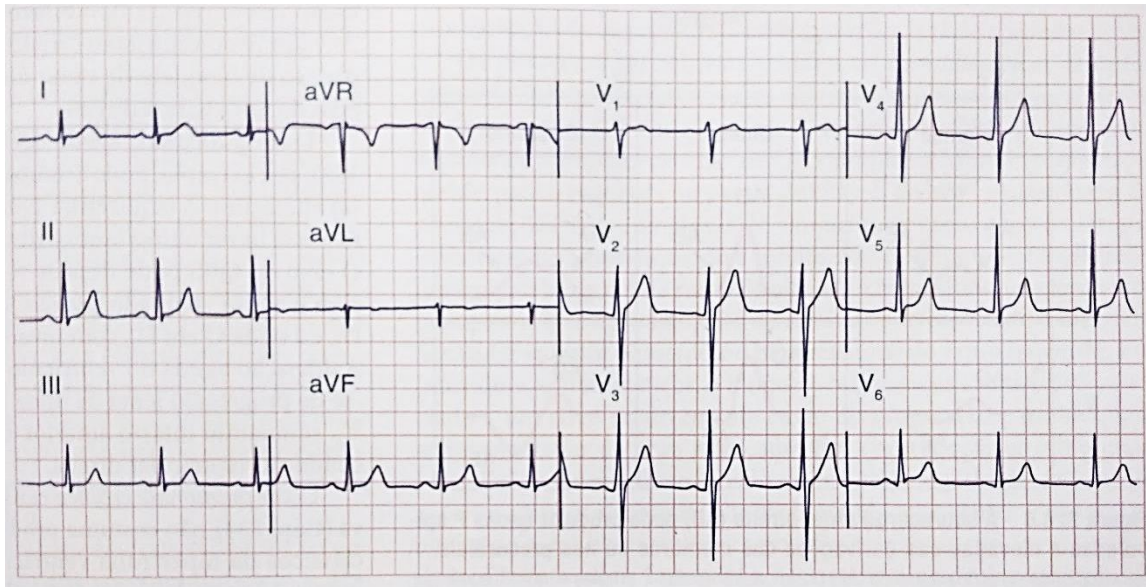


Figura 2.6 – Padrão morfológico do batimento cardíaco de acordo com cada derivação [Braunwald et al., 2013].

As deflexões que caracterizam a morfologia de um batimento cardíaco são denominadas onda *P*, complexo *QRS*, e onda *T* (Figura 2.7), nomenclatura introduzida por Eithoven em 1895 [Fye, 1994].

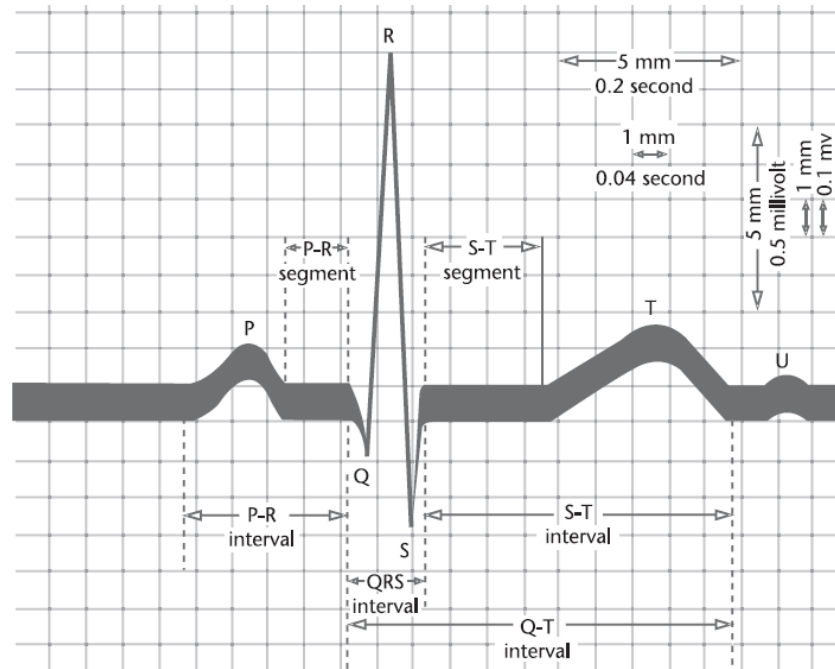


Figura 2.7 – Traçado característico do ECG normal para a derivação DII [Reisner et al., 2006].

A onda *P* representa a despolarização atrial. O complexo *QRS* indica a despolarização ventricular. E a onda *T* a repolarização ventricular. A repolarização atrial ocorre simultaneamente à despolarização ventricular, e é camuflada no traçado eletrocardiográfico pelo complexo *QRS*.

Conforme ilustra a Figura 2.7, além das ondas principais, um batimento cardíaco ainda pode ser dividido em intervalos e segmentos de onda: Intervalos *PR*, *RR* e *QT*; segmentos *PR* e *ST*.

O intervalo *PR* registra o tempo decorrido entre o início da onda *P*, até o início do complexo *QRS*, ou seja, corresponde ao intervalo entre o estímulo inicial dos átrios e o estímulo inicial dos ventrículos.

O intervalo *RR* registra a duração de tempo entre duas ondas *R* consecutivas, ou seja, o intervalo entre dois batimentos cardíacos sucessivos.

O intervalo *QT* registra a duração temporal do início da onda *Q*, até o final da onda *T*, e representa a duração aproximada do movimento mecânico do ventrículo, uma vez que a onda *Q* identifica a despolarização do ventrículo seguida de contração muscular dos ventrículos, e a onda *T* identifica a repolarização dos mesmos, seguida do relaxamento muscular.

Os segmentos não compreendem nenhuma onda, dizem respeito ao segmento existente entre as ondas *PR* e *ST*. O segmento *PR* registra o final da onda *P* até o início da onda *Q*; enquanto que o segmento *ST* registra o final da onda *S* até o início da onda *T*.

É comum a interpretação manual e visual do ECG a partir de gráficos milimetrados, onde as características morfológicas e temporais das ondas registradas nas doze derivações são extraídas com base na escala do gráfico. Portanto, o profissional da saúde deve ter um vasto conhecimento para reconhecer e traduzir o estado cardíaco que o gráfico do ECG indica.

O gráfico do ECG de repouso, para um coração saudável, referente à derivação DII, descreve uma repetição contínua da Figura 2.7. Existem outras morfologias para o complexo *QRS* que também indicam normalidade da atividade cardíaca, conforme ilustrado na Figura 2.8.

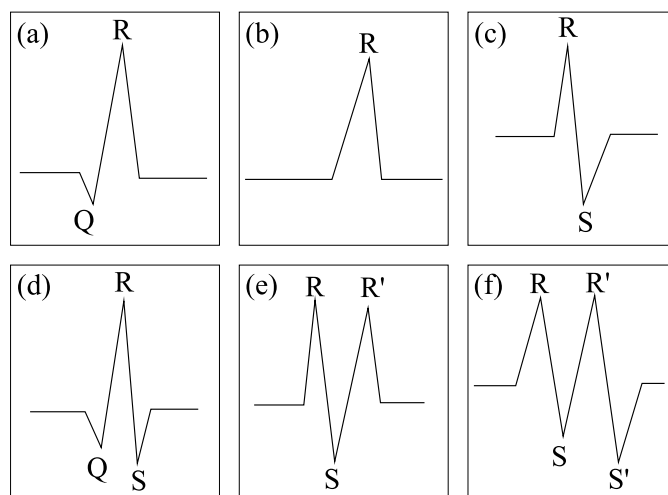


Figura 2.8 – Exemplos de configurações do complexo *QRS* normal. (a) Complexo *QRS* formado pelas ondas *Q*, *R*, (b) Complexo *QRS* formado pela onda *R*, (c) Complexo *QRS* formado pelas ondas *R*, *S*, (d) Complexo *QRS* formado pelas ondas *QRS*, (e) Complexo *QRS* formado pelas ondas *R*, *S*, *R'*, (f) Complexo *QRS* formado pelas ondas *R*, *S*, *R'*, *S'*. (Adaptado [Pastore et al., 2016]).

O ECG realizado em uma avaliação cardiológica anterior pode ser inestimável na comparação com um novo evento, servindo de auxílio para diagnósticos, como infartos antigos e infartos agudos, repolarização precoce e isquemias, aneurisma ventricular, mecanismos das taquicardias supraventriculares, embolismo pulmonar, derrame pericárdico,



distinção entre taquicardia ventricular e taquicardia supraventricular, e outros distúrbios eletrolíticos [Pinho et al., 2006; Braunwald et al., 2013].

A extração automatizada das características morfológicas do potencial cardio-elétrico depende do caso de estudo. Por exemplo, o intervalo *RR* pode ser utilizado para definição do ritmo e frequência cardíaca [Raeiatibanadkooki et al., 2014; Pastore et al., 2016; Pinho et al., 2016; Köhler et al., 2002], sendo útil na identificação de arritmias, assim como o complexo *QRS* [Yeh et al., 2009; Gothwal et al., 2011]. A ausência da onda *P* pode indicar que o indivíduo está sofrendo de uma arritmia em específico: a fibrilação atrial [Carlson et al., 2000; Corino et al., 2016]. Enquanto que o estudo do segmento *ST* e da onda *T* é relevante na identificação de infarto agudo do miocárdio [Filho e Leivas, 2011; Arif et al., 2012; Safdarian et al., 2014; Thulasi Prasad e Varadarajan, 2015]).

As pequenas diferenças e alterações morfológicas do ECG analisadas no domínio do tempo refletem respostas diferentes também no domínio espectral, e por isso, a extração das características também pode ser realizada nesse domínio [Soria e Martínez, 2007; Gothwal et al., 2011; Prakash et al., 2009; Thakor et al., 1984].

A eletrocardiografia computadorizada não só permite a recuperação imediata dos registros de ECG, como também a automatização da interpretação do exame. No entanto, o resultado obtido ainda não é aceito como absoluto, sendo necessária a revisão e interpretação feita por um médico cardiologista [Lacordaire et al., 2011; Braunwald et al., 2013; Kligfield et al., 2007].

### 3 PRÉ PROCESSAMENTO DO SINAL ELÉTRICO

A aquisição de dados no exame de ECG resulta em um sinal original contaminado devido ao ruído existente pela interferência da rede (60Hz) e da radiação eletromagnética, e também devido ao movimento muscular e respiratório do indivíduo que sofre a medição [Sun et al., 2002; Kligfield et al., 2007], sendo estes últimos os maiores responsáveis pelo desalinhamento da linha de base (LB) do sinal elétrico [Pahlm e Sörnmo, 1987]. Portanto, a remoção do ruído e a correção na LB são os primeiros passos no processamento destes sinais, não apenas para facilitar a interpretação visual dos dados, como também para promover uma correta automatização do ECG, [Sun et al., 2002; Chu e Delp, 1989; Pahlm e Sörnmo, 1987; Alsté e Schilder, 1985; Kim et al., 2009a].

#### 3.1 Técnicas empregadas na literatura

Algumas técnicas de pré-processamento comumente aplicadas em sinais biomédicos são os *filtros passa-banda ou rejeita-banda* [Chazal et al., 2004; Thulasi Prasad e Varadarajan, 2015; Lagerholm e Peterson, 2000], os *filtros adaptativos* [Prakash et al., 2009; Chen et al., 2015], e os *filtros morfológicos* [Sun et al., 2002; Kim et al., 2009a; Kim et al., 2009b]. Em comum, todos culminam na distorção do sinal original em pontos fundamentais, [Kim et al., 2009a; Thakor et al., 1984].

Os filtros rejeita-banda são bastante convencionais para a remoção da interferência provocada pela rede elétrica. No entanto, aplicá-los para remoção dos demais ruídos existentes mostrou-se desvantajoso, uma vez que sua utilização pode introduzir consideráveis distorções morfológicas no sinal filtrado [Kim et al., 2009a; Pahlm e Sörnmo, 1987; Thakor et al., 1984], sendo o segmento ST o mais afetado [Kligfield et al., 2007; Pahlm e Sörnmo, 1987].

A *American Heart Association* (AHA) [Kligfield et al., 2007] estipula limites para os valores de frequência-baixa e frequência-alta de corte quando filtros digitais com fase linear são empregados. O motivo deve-se aos valores de distorções admissíveis no sinal. De acordo com a recomendação, valores acima de 0,67Hz não devem ser removidos, bem como valores abaixo de 150Hz, com a ressalva para os exames aplicados em crianças, onde largura da banda deve ser maior que 250Hz.

Kim et al, 2009a e 2009b, contornam a desvantagem do custo computacional através de um método “cirúrgico” de remoção das deflexões na LB. Primeiramente são removidas as deflexões com maior frequência, como o complexo *QRS*, através de um algoritmo que avalia e plota, com um *delay* definido, o valor médio da inclinação entre os pontos que compõe uma sequência ascendente ou descendente do sinal, conforme a Figura 3.1. Quando o traçado dessa média cruza o sinal original, o algoritmo consegue estabelecer os limites iniciais e finais de uma onda característica, e avalia se a mesma pertence a um período e amplitude de interesse. Em caso positivo, a onda característica é eliminada do sinal, e os pontos de corte são conectados por uma semi-reta. Esse procedimento é repetido para eliminar as próximas frequências de maior ordem, como as ondas *P* e *T*. O sinal remanescente é, então, composto pelos pontos que provocam a flutuação na LB. Para remover essa flutuação basta subtrair o sinal remanescente do sinal ECG original. Apesar do método apresentar bons resultados, ainda é necessário interferência manual para a definição do *delay* de acordo com cada sinal a ser processado.

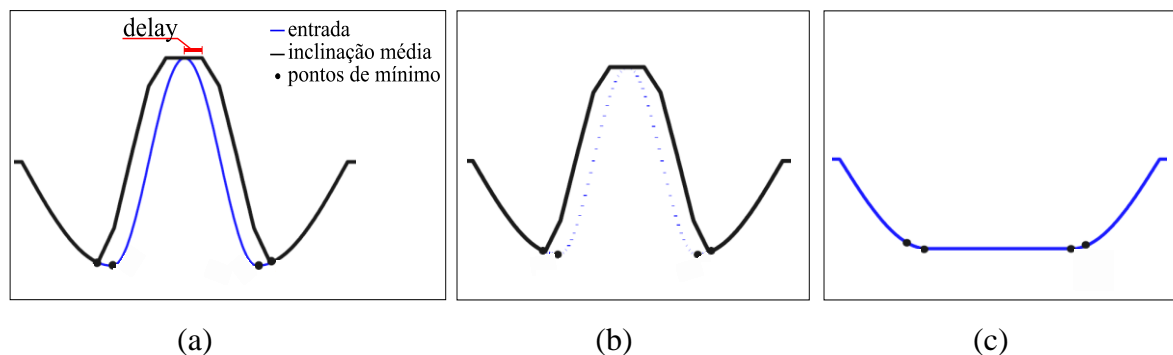


Figura 3.1 – Esquemática da remoção de ondas de interesse para posterior remoção das deflexões na LB (adaptado de [Kim et al., 2009b]). (a) Ilustração do *delay* (vermelho), identificação dos pontos de mínimo do sinal de entrada (em azul) e do sinal de inclinação média (em preto), e a intersecção entre o sinal de inclinação média e o sinal de entrada, (b) Remoção dos pontos contidos entre os dois mínimos do sinal de entrada, (c) Conexão entre o sinal de entrada e o remanescente.

De acordo com Satija et al, 2016, apesar das recentes metodologias propostas na literatura para aprimorar a remoção das deflexões da LB – como: Modelos polinomiais, regressão local com pesos ponderados, decomposição empírica dos modos, filtro digital com

fase linear, banco de filtros não lineares, filtros adaptativos, transformada de wavelet, decomposição de Hilbert –, o sinal final continua apresentando consideráveis distorções. A Figura 3.2 ilustra o resultado quando aplicadas a transformada de wavelet, a decomposição empírica dos modos, e a metodologia proposta por Satija et al em um sinal que necessita pouca correção na LB. Fica claro o nível de distorção inerente às duas primeiras técnicas.

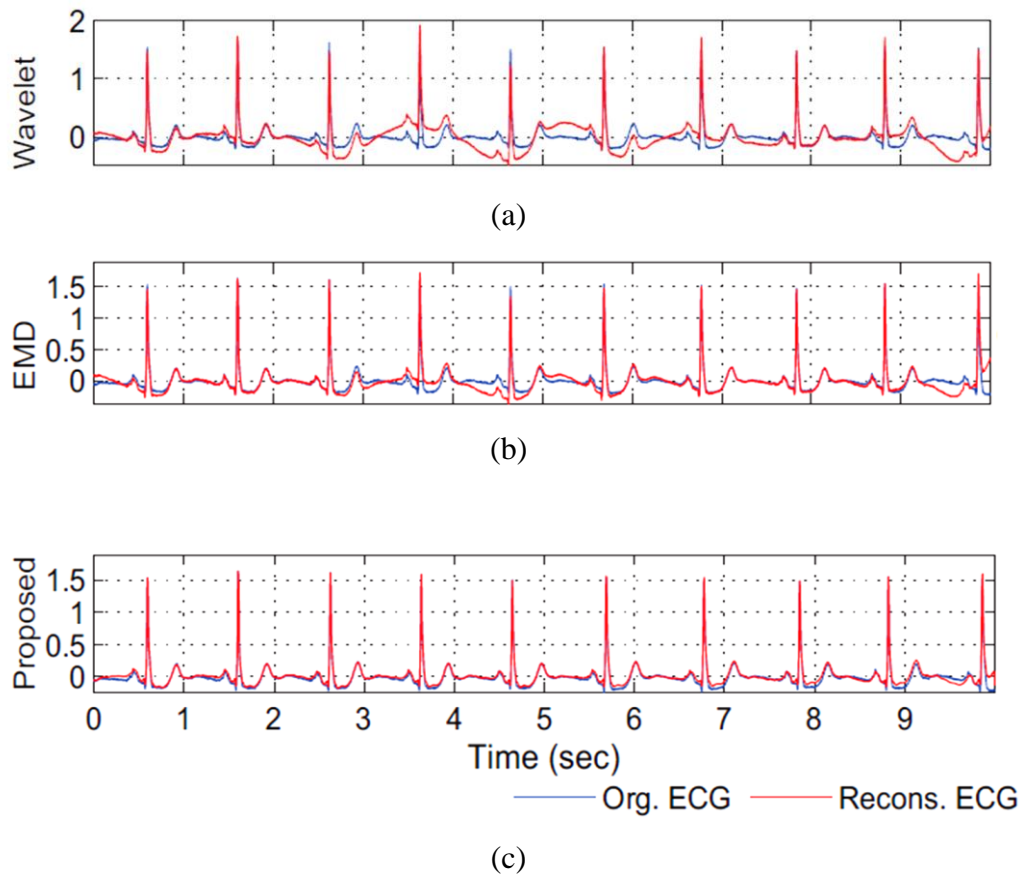


Figura 3.2 – Comparação entre as distorções apresentadas por diferentes técnicas na correção da LB [Satija et al., 2016]. Em azul o sinal ECG original, e em vermelho o sinal ECG após a correção. Gráfico superior: Distorção apresentada com o uso da transformada de Wavelet, Gráfico do meio: Distorção apresentada com o uso da decomposição empírica dos modos, Gráfico inferior: Resultados com menor distorção através da proposta de Satija.

Satija apresenta a correção para a LB através de uma decomposição do ECG com vetores esparsos, os quais são construídos utilizando formas de ondas senoidais com faixa de frequência estabelecida em (0-1)Hz. No entanto, o método exige a construção de um gabarito com padrões de ondas que serve como método de aprendizagem computacional para

identificação das distorções na LB, aumentando o tempo de processamento, e, portanto, sendo nesse aspecto, tão desvantajoso quanto os demais métodos abordados nesse trabalho.

Arif et al., 2012, demonstram a utilização de um algoritmo para redução dos pontos redundantes, ou menos importantes do ECG. Uma redução de até 70% dos pontos é alcançada. No entanto, são ignorados os sinais onde o ruído ou a distorção na LB são mais presentes, devido à dificuldade de extrair as características nessas circunstâncias, e a consequente redução estatística da acurácia do método proposto.

### **3.2 Algoritmos de generalização de curvas**

Algoritmos de generalização de curvas (GC), também conhecidos por algoritmos de simplificação de linhas, são técnicas comuns às aplicações geográficas e cartográficas, pois viabilizam a construção de mapas digitalizados com maior simplicidade, clareza e objetividade, [Douglas e Peucker, 1973; Visvalingam e Whyatt, 1991; Vasconcelos e Sá, 2012; Marczak e Cardoso, 2005]. Apesar de menos comum, essa técnica pode ser aplicada em outros campos, como na simplificação de geometrias otimizadas através de simulação numérica [Marczak e Cardoso, 2005]. No entanto, a aplicação dessa técnica em sinais eletrocardiográficos é, por nós, desconhecida. Seu emprego traz, não apenas agilidade no processamento de dados e enorme redução da memória requerida, como também vantagens visuais.

A metodologia adotada nesse trabalho para o pré-processamento do sinal elétrico original explora as vantagens dessa técnica de filtragem baseada em primitivas geométricas, e que tem a capacidade de preservar as características geométricas e temporais em relação aos pontos principais formadores das onda *P*, *Q*, *R*, *S* e *T*, ilustrados na Figura 3.3. Por meio da generalização, o possível excesso de resolução original e o ruído indesejado são removidos, e os dados remanescentes são suficientes para a construção do sinal a ser analisado.

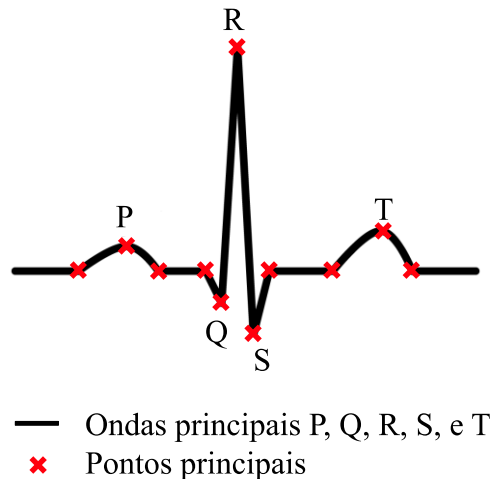


Figura 3.3 – Ilustração das ondas principais e os respectivos pontos principais.

Entre os algoritmos de generalização de linhas, o algoritmo de Douglas-Peucker (DP) é o de maior precisão [Vasconcelos e Sá, 2012; Shi e Cheung, 2006]. Portanto, foi o escolhido para ser aplicado no tratamento inicial dos dados. A resposta obtida é refinada com o emprego do algoritmo de generalização de linhas de Visvalingam (VV), que exclui alguns dos pontos mantidos pelo DP, e geralmente desnecessários na construção do sinal final.

A estratégia para a redução de pontos com o DP é recursiva, conforme ilustra a Figura 3.4. Cada passo processa o intervalo de pontos entre um vértice inicial, definido como âncora, e um vértice final, chamado de flutuante.

No primeiro passo, esses vértices são os pontos inicial e final do polígono. Esse dois vértices estão conectados por um segmento de reta, e as distâncias perpendiculares deste segmento aos demais pontos que formam o polígono original são calculadas. Se nenhuma dessas distâncias perpendiculares excederem a uma tolerância pré-definida, então os dois pontos, âncora e flutuante, são suficientes para descrever o polígono, e encerra-se o algoritmo. Caso exista uma, ou mais distâncias perpendiculares excedentes à tolerância, o vértice mais distante é preservado e torna-se o ponto intermediário necessário para descrever o polígono.

O próximo passo é, então, definido por dois intervalos, as distâncias perpendiculares são agora calculadas para o primeiro intervalo, e para o segundo intervalo, o critério de preservação de pontos necessários para a descrição do polígono é similar ao passo anterior, repete-se o procedimento até que nenhuma distância exceda à tolerância.

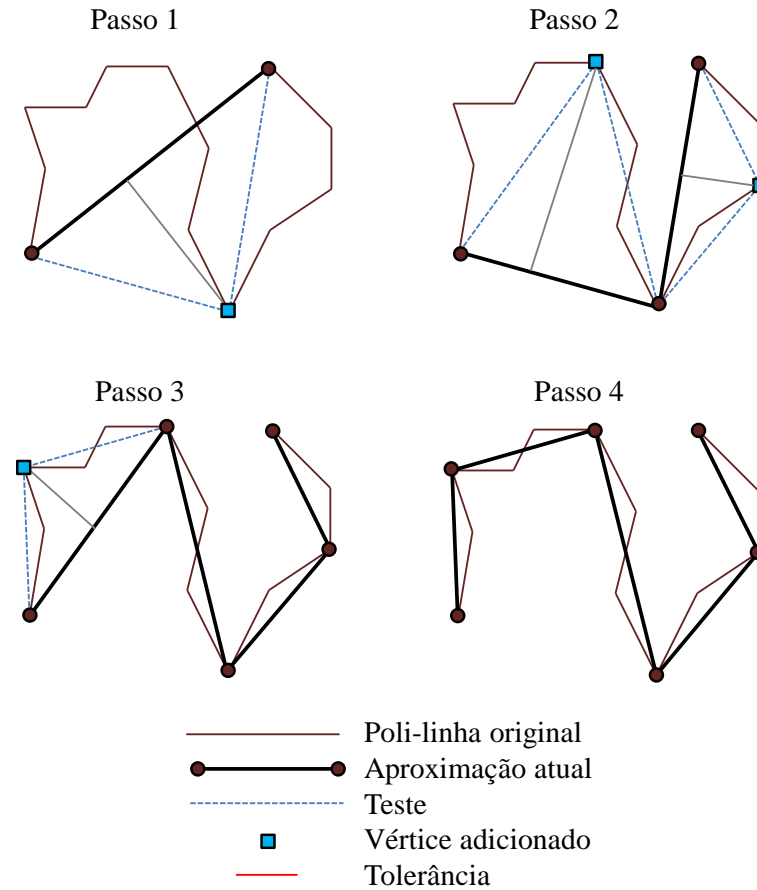


Figura 3.4 – Ilustração do algoritmo de Douglas Peucker (Adaptado [Marczak e Cardoso, 2005]).

A mesma estratégia recursiva se aplica ao algoritmo de Visvalingam, no entanto, aqui a tolerância é dada por uma área efetiva, e o critério passa a ser de descarte de pontos: Quando a área formada por três pontos consecutivos é inferior à da tolerância, então o ponto do meio aos três pontos consecutivos é descartado (Figura 3.5).

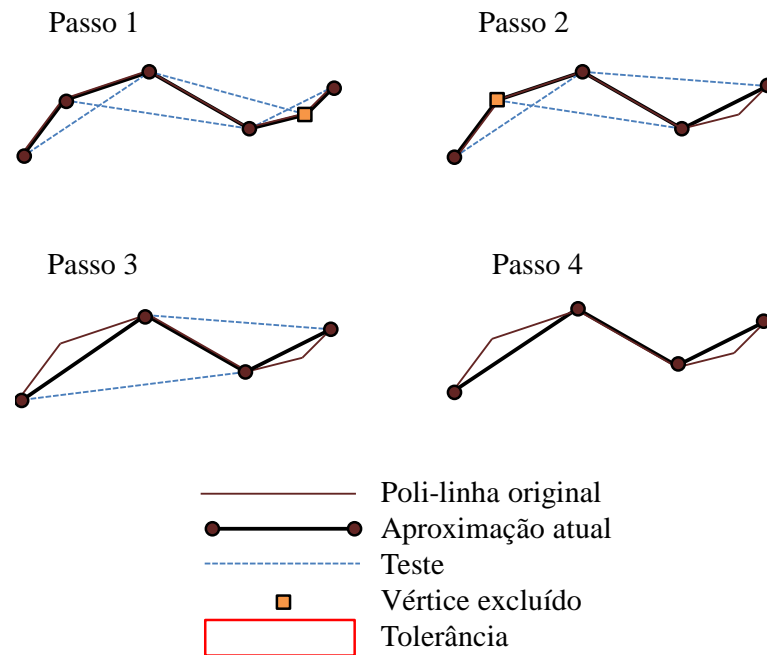


Figura 3.5 – Ilustração do algoritmo de Visvalingam (Adaptado [Marczak e Cardoso, 2005]).

Neste trabalho as tolerâncias foram fixas em 0,022mV para o algoritmo de DP, e em 0,004mV para o de VV. Estes foram os valores testados que melhor abrangeram a totalidade de sinais analisados nesse trabalho sem provocar distorções significativas nos pontos principais.

O sinal obtido ao final dessa primeira etapa de pré processamento com os algoritmos de generalização de curvas é definido como *signal de entrada*, uma vez que esse será o sinal de entrada para a próxima etapa do pré processamento que trata a flutuação na linha de base, e que será descrita na próxima seção.

### 3.3 Remoção da flutuação na linha de base do sinal

A remoção da flutuação na LB devido às deflexões indesejadas é a última etapa do pré processamento do sinal, e ocorre após o pré processamento do sinal original com os algoritmos de generalização, da onde resulta o *signal de entrada* (SE).

A metodologia para remoção da flutuação na LB é empregada sob o *signal de entrada*, e é feita de forma a minimizar distorções no posicionamento relativo entre os pontos cruciais que formam as ondas *P*, *Q*, *R*, *S*, e *T*. A estratégia aqui empregada inspira-se na remoção



cirúrgica proposta por Kim et al [Kim et al., 2009b; Kim et al., 2009a]. No entanto, o algoritmo proposto é completamente diferente. O algoritmo desenvolvido por Kim et al, contava com uma série de passos que dependiam das características temporais e espectrais do sinal de entrada, além de ser dependente da onda de interesse que seria estudada. O algoritmo aqui proposto trata-se também de um método cirúrgico, porém sem qualquer interferência manual. Portanto foi testada a desenvoltura da técnica aqui proposta quanto a independência do sinal de entrada.

Para tanto, a sequência adotada para a correção na linha de base seguiu a lógica ilustrada na Figura 3.6:

Os pontos do *sinal de entrada* (SE) identificados como picos e vales são temporariamente cortados do sinal (Figura 3.6a), e os espaços em aberto são ligados ao sinal remanescente – denominado *sinal deflexão de entrada* (SDE) – por uma linha de menor distância (Figura 3.6b).

Para que a remoção da flutuação seja suave a duração temporal de cada uma das semirretas do SDE, formadas por dois pontos consecutivos, teve o limite estabelecido em 0,33 segundos. Valores abaixo deste refletiriam um excesso de pontos, enquanto que valores acima poderiam comprometer a suavidade do processo.

Há a necessidade, então, de inserir pontos adicionais ao SDE que garantam a restrição temporal de 0,33 segundos (Figura 3.6c). Essa inserção de pontos dá origem a um *sinal deflexão dentro do limite temporal* (SDL), conforme ilustra a Figura 3.6d.

Para assegurar que nenhum dos pontos do SDL sejam pontos formadores das ondas principais (pontos principais), redefine-se o SDL com os pontos vizinhos, mantendo-se apenas o ponto inicial e final do sinal com a posição original (Figura 3.6e). Aos novos pontos é atribuída a nomenclatura de *pontos virtuais*, e ao novo sinal, ilustrado na Figura 3.6f, *sinal deflexão* (SD).

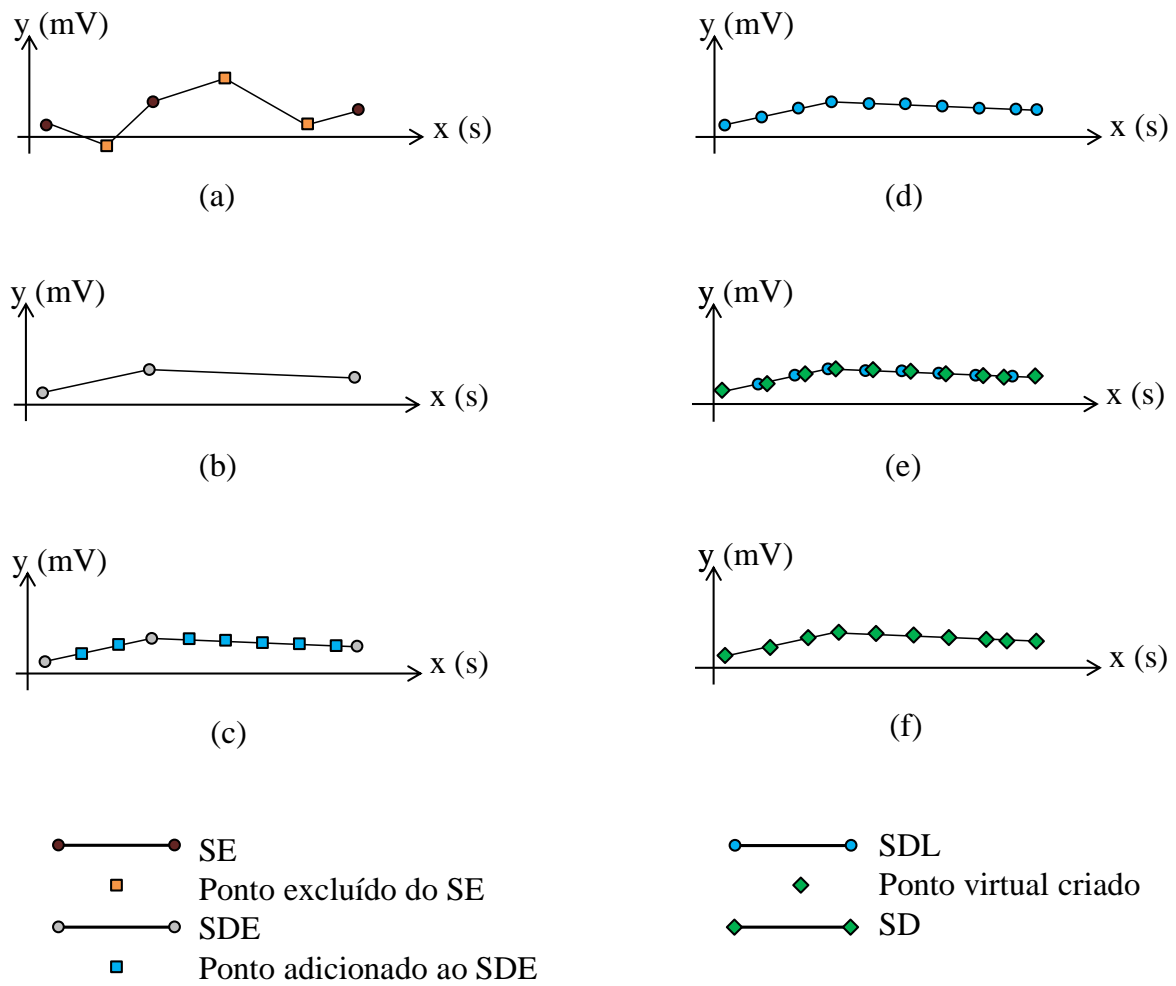


Figura 3.6 – Ilustração do sinal deflexão a partir de um sinal de entrada. (a) SE, com os pontos de picos e vales destacados na cor laranja, os quais são temporariamente excluídos do SE, (b) SDE, (c) Pontos em azul adicionados ao SDE garantindo o limite temporal estabelecido em 0,33s entre dois pontos consecutivos, (d) SDL, (e) Comparação entre os pontos do SDE e do SDV, (f) SD.

Para promover a correção da LB no sinal de entrada é necessário que o *signal deflexão* seja removido, conforme ilustra a Figura 3.7:

A remoção é feita dividindo-se o SD em blocos temporais. Cada semirreta do SD, formada por dois pontos virtuais consecutivos, define um bloco. E cada bloco tem sua amplitude calculada através da média entre as amplitudes dos dois pontos virtuais que o formam (Figura 3.7a). Então, para promover a correção da LB, basta subtrair do *signal de entrada* a amplitude da deflexão respectiva ao bloco temporal a qual o *ponto de entrada*

pertence (Figura 3.7b). O *senal resultante* (SR) é o resultado final do processo implementado (Figura 3.7c). É importante ressaltar que um mesmo bloco temporal pode tanto abrigar um ou mais pontos do SE, como também pode ser um bloco vazio. Os blocos números 4, 6 e 8 da Figura 3.7 ilustram o último caso.

A introdução dos pontos virtuais garante que todos os pontos do SE – incluindo os pontos principais – remanescentes à etapa inicial de corte dos picos e vales (Figura 3.6b) estejam sempre contidos dentro de um único bloco temporal, e jamais façam a interface entre os blocos, conforme ilustra a Figura 3.7b, evitando, assim, a necessidade de interpolação entre as amplitudes de blocos adjacentes para a subtração do sinal deflexão, e consequentemente evitando distorções nas ondas principais.

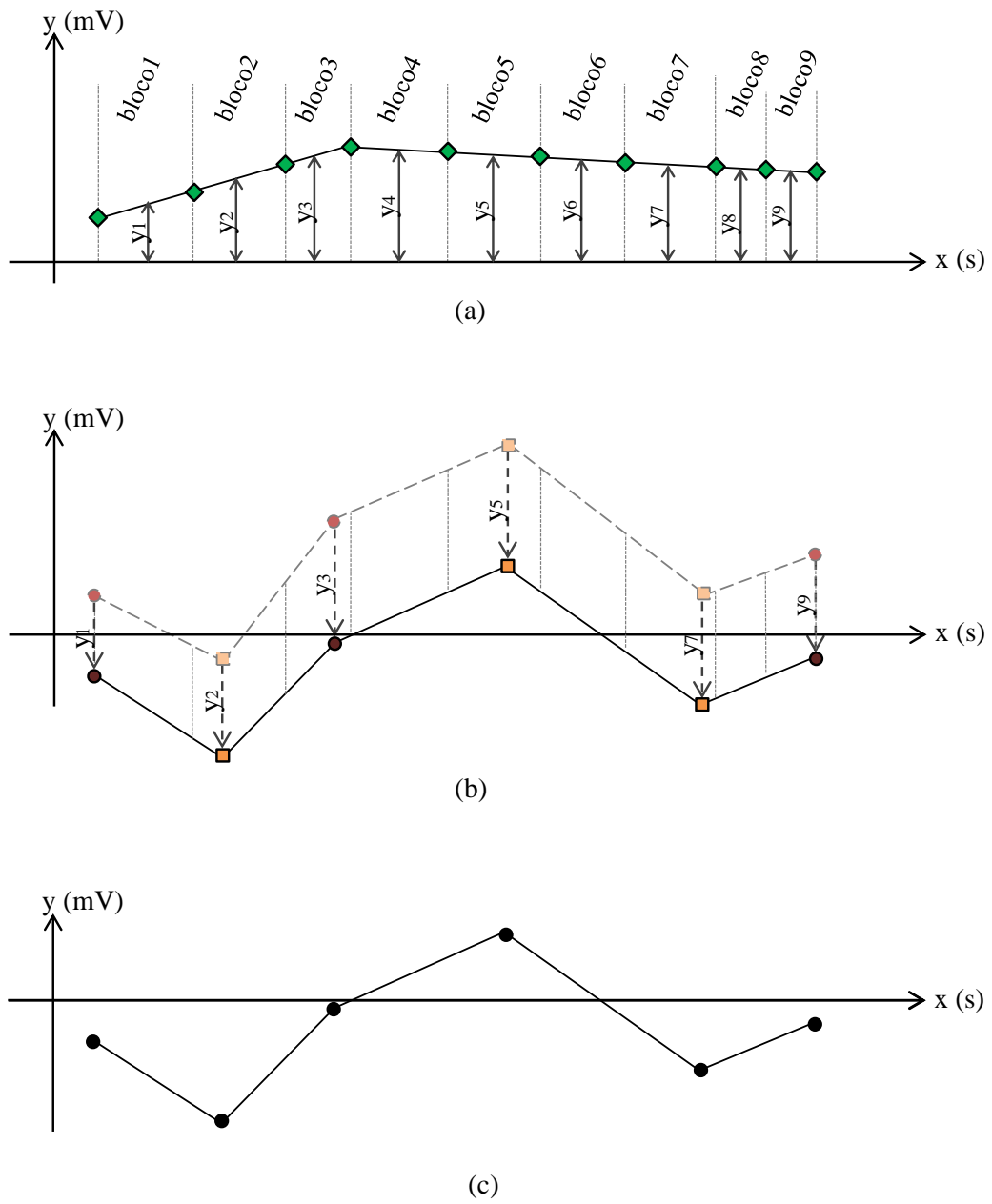


Figura 3.7 – Caso ilustrativo do processo de remoção da deflexão. (a) SD segmentado em blocos com as respectivas amplitudes médias ilustradas, (b) Subtração da deflexão no SE, (c) SR obtido na correção da LB.

## 4 MÉTRICAS PARA A AVALIAÇÃO DO ECG

Para dar início à análise automática do ECG, é preciso primeiro estabelecer diretrizes e métricas adequadas, as quais estão descritas, respectivamente na seção 4.1 e na seção 4.2.

O que se pretende é simplificar ainda mais o sinal, tornando a morfologia característica de apenas um batimento cardíaco suficiente para sinalizar situações eminentes de risco ou emergência. Essa simplificação é possível através da superposição dos batimentos, quando centralizados em uma onda *R*, sem que se perca o registro temporal entre ondas *R* consecutivas, uma vez que esse dado fornece informações valiosas sobre a condição cardíaca. De fato, o que acontece nesse momento antecede a criação de uma identidade cardíaca (IC).

Para a IC ser estabelecida, é necessário, ainda, um refinamento sobre o sinal de superposição dos batimentos, uma vez que este resulta em um sinal com batimentos e pontos sobrepostos e, de certa forma, redundantes, conforme será demonstrado na seção 4.2.1. Para contornar esse viés, o algoritmo K-means é aplicado sobre a superposição.

O algoritmo de K-means é um algoritmo de *clustering*, também conhecido por algoritmo de clusterização ou de agrupamento, que será melhor abordado na seção 4.2.2. Esse algoritmo identifica o ponto central de um agrupamento de pontos, e viabiliza a criação da IC, a qual é definida pelos pontos de centroide do sinal de superposição.

### 4.1 Diretrizes estabelecidas para análise de eletrocardiogramas de repouso

As diretrizes adotadas para a classificação e laudo descritivo do ECG de repouso são as estabelecidas pela SBC [Pinho et al., 2016]:

- 1) Análise do ritmo cardíaco;
- 2) Quantificação da frequência cardíaca (FC);
- 3) Análise da duração, amplitude e morfologia da onda *P*;
- 4) Duração do intervalo *PR*;
- 5) Análise da duração, amplitude e morfologia do *QRS*;
- 6) Análise da repolarização ventricular e descrição das alterações do *ST-T*, *QT*, e *U* quando presentes.
- 7) Determinação do eixo elétrico de *P*, *QRS* e *T*;

O algoritmo desenvolvido é capaz de cumprir com as 5 primeiras diretrizes, e atende parcialmente a sexta, pois apesar de analisar a onda *T* e o segmento *ST*, não faz a descrição completa das alterações, apenas indica possível anormalidade. O estudo da onda *U* foi desprezado por ser uma onda que aparece em situações específicas, como a de baixa frequência cardíaca [Pinho et al., 2016]. Para análise da sétima diretriz seria necessário o estudo simultâneo entre as derivações, e este trabalho conta com a análise minuciosa da derivação DII, uma vez que esta derivação permite obter diversas informações quanto à normalidade do ECG, e a maior parte dos eletrocardiogramas a imprime com maior duração temporal [Pastore et al., 2016; Kligfield et al., 2007]. Além da derivação DII, a análise da derivação DI também foi feita.

É importante mencionar que existe uma diferença conceitual entre ritmo cardíaco e frequência cardíaca, conforme já evidenciam as diretrizes 1 e 2. Frequência cardíaca é definida pelo número de batimentos cardíacos em um intervalo de um minuto, portanto, expressa em batimentos por minutos (bpm); enquanto o ritmo cardíaco traduz a ritmicidade do coração, ou seja, é a comparação do intervalo de tempo entre um batimento e outro, normalmente expresso em milissegundos, além disso, o ritmo cardíaco normal conta com a presença da onda *P* positiva nas derivações DI e DII. Doenças, como arritmias, são identificadas quando o ritmo cardíaco oscila de maneira não convencional. Entre as arritmias, a fibrilação atrial é identificada pela ausência da onda *P* no batimento cardíaco [Pastore et al., 2016; Braunwald et al., 2013; Guyton e Hall, 2006]. É devido a importância da análise do ritmo e da frequência cardíaca que, apesar da proposta de superposição, essa informação temporal não pode ser perdida.

A Tabela 4.1 concentra os limites estabelecidos ([Pinho et al., 2016; Pastore et al., 2016]) e implementados na automatização desenvolvida quanto à amplitude, duração e morfologia características de um ECG normal. Quando houve divergência de limites entre as fontes, o padrão adotado foi o de maior abrangência.

O intervalo *QT* deve ser corrigido, pois é dependente da frequência cardíaca [Pinho et al., 2016; Pastore et al., 2016]. A frequência cardíaca (*FC*) e o intervalo *QT* corrigido (*QT<sub>c</sub>*) são obtidos, segundo Pastore et al, 2016, e Sagie et al., 1992, respectivamente pela Equação 4.1 e pela Equação 4.2.

$$FC = 6 * (n^{\circ} \text{ de ondas } R \text{ em } 10 \text{ segundos}) [bpm] \quad (4.1)$$

$$QTc = \text{intervalo } QT + 0,154(1 - \text{intervalo } RR) [s] \quad (4.2)$$

Tabela 4.1 – Características padrão do ECG normal implementadas no algoritmo.

Objeto de análise	Duração [ms]	Tensão [mV]	Métrica
Ritmo cardíaco	-	-	Espaçamento regular entre os intervalos <i>RR</i> ; Presença da onda <i>P</i>
Frequência cardíaca	-	-	50 a 100 batimentos por minuto
Onda <i>P</i>	<120	<0,25	Positiva em DII
Intervalo <i>PR</i>	120 a 200	-	-
Complexo <i>QRS</i>	<120	<2,00	Pode ser formado pelas ondas <i>QR</i> ; <i>R</i> ; <i>RS</i> ; <i>QRS</i> ; <i>RSR'</i> ; <i>RSR'S'</i>
Onda <i>T</i>	-	-	Positiva em DII e DI; Assimétrica: de início mais lento
Segmento <i>ST</i>	-	<0,10	Nivelado à linha isoeletrica
Intervalo <i>QTc</i>	340 a 470	-	-

## 4.2 Métricas adotadas para a identificação automática das ondas

### 4.2.1 Superposição dos batimento cardíacos

Como após o processamento dos dados o sinal está alinhado à linha isoeletrica, e devido à morfologia característica do ECG, é natural que o primeiro passo para a superposição do sinal seja a identificação do pico *R*, uma vez que este ponto é o de maior amplitude.

A detecção dos picos *R* é obtida pelo critério de maior amplitude recorrente ao sinal. Uma vez obtido o pico *R* de maior amplitude, encontra-se os demais dentro de uma faixa até 40% inferior ao valor de máximo.

A identificação do ponto inicial que forma a onda  $P$  é obtida com o primeiro ponto de uma janela à 260ms à esquerda do pico  $R$ . Com apenas esses dois pontos localizados, a superposição pode tomar forma, conforme a sequência:

- 1 – Identificação dos picos  $R$  ( $R$ ), ilustrado na Figura 4.1a;
- 2 – Registro da posição temporal dos  $R$ ;
- 3 – Cálculo do  $\Delta t$  (intervalo de tempo) entre os  $R$ ;
- 4 – Identificação do ponto inicial das ondas  $P$  ( $P_i$ ), ilustrado na Figura 4.1b;
- 5 – Identificação de cada batimento cardíaco: segmentos  $\overline{P_i P_{i+1}}$ , (Figura 4.1b);
- 6 – Manutenção do primeiro batimento dado pelo segmento  $\overline{P_1 P_2}$  na posição temporal inicial;
- 7 – Deslocamento dos demais segmentos  $\overline{P_i P_{i+1}}$  de forma que o pico  $R$  destes seja deslocado para a posição temporal do pico  $R_1$ , contido no segmento  $\overline{P_1 P_2}$  do passo 6 (Figura 4.1c).



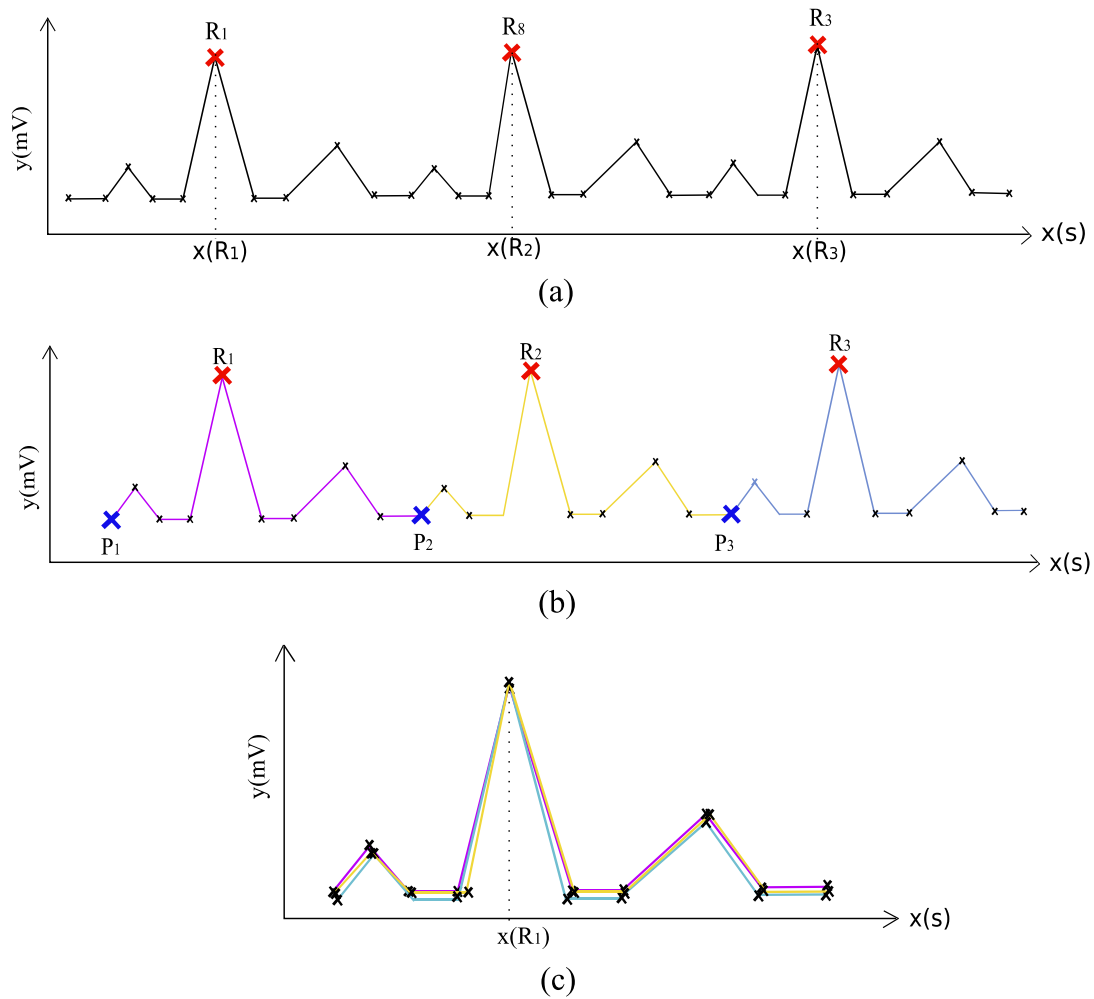


Figura 4.1– Ilustração esquemática da superposição de três batimentos. (a) Identificação dos picos  $R$  (marcador vermelho), (b) Identificação do ponto inicial das ondas  $P$  (marcador azul), (c) Superposição dos batimentos centralizados no pico  $R_1$ .

Após a conclusão da superposição, o próximo passo para atingir o objetivo de tornar a morfologia característica de apenas um batimento suficiente para a análise da condição cardíaca é a definição da IC, ou seja, a definição de um sinal médio correspondente à média da superposição dos batimentos.

#### 4.2.2 Criação da identidade cardíaca e identificação das ondas principais

Para obter a identidade cardíaca, recorreu-se a algoritmos de *clustering* (clusterização ou agrupamento). O método utilizado foi o método hierárquico de clustering denominado K-

means, uma alternativa simples de algoritmo não supervisionado para a resolução de problemas de agrupamento [Macqueen,].

Dada uma nuvem de pontos, o algoritmo K-means é capaz de determinar de maneira iterativa o centroide de uma aglomeração no espaço a partir da definição inicial dos K números de grupos em que a nuvem será particionada. Essa metodologia tenta minimizar o somatório da distância entre todos os  $x$  pontos e aquele que representará o centroide ( $K$ ), conforme a função objetivo:

$$\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^K \|x_i - K_j\|^2 \quad (4.3)$$

A Figura 4.2 traz um exemplo de aplicação do algoritmo de agrupamento K-means à uma nuvem de pontos qualquer, com a predefinição de três agrupamentos e as consequentes três posições espaciais dos centroides como saída.

A sequência abaixo define a metodologia do algoritmo de agrupamento K-means:

- 1 – Definir o número K de grupos;
- 2 – Definir aleatoriamente K pontos no espaço que representarão os K centroides iniciais (Figura 4.2a);
- 3 – Associar cada ponto ao centroide mais próximo (Figura 4.2b);
- 4 – Recalcular a posição dos K centroides pela média dos pontos associados (Figura 4.2c);
- 5 – Repetir o passo 3 e 4 até que a posição dos K centroides não sofra mudanças (Figura 4.2d).

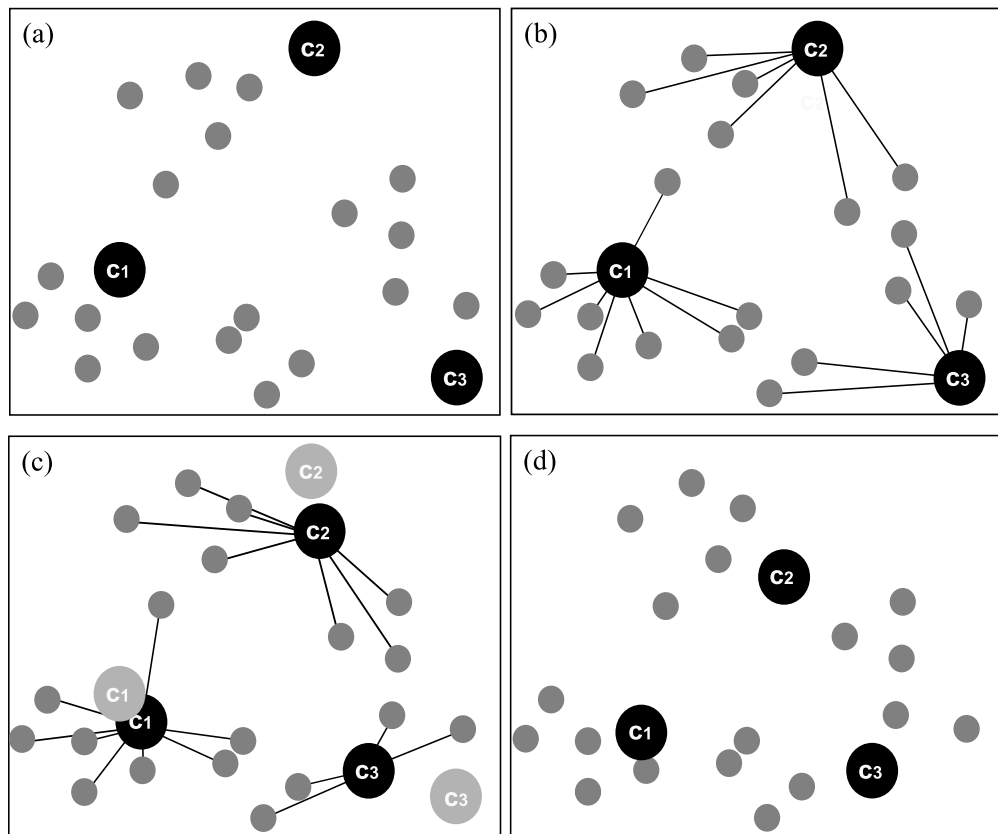


Figura 4.2 – Ilustração do agrupamento realizado pelo algoritmo K-means. (a) Nuvem de pontos com três centroides posicionados de maneira aleatória, (b) Associação dos pontos ao centroide inicialmente mais próximo, (c) Passo iterativo da redefinição da posição do centroide de acordo com a média dos pontos associados, (d) Configuração final.

Conforme já mencionado, a identidade cardíaca é formada apenas com os centroides identificados pelo algoritmo de K-means, conforme exemplifica a Figura 4.3. Nesse momento os demais pontos da superposição são excluídos, e finalmente todas as ondas principais são identificadas. A Figura 4.3a ilustra a superposição de apenas três batimentos cardíacos para a formação da IC (Figura 4.3b), porém, na análise com resultados de ECGs reais, o número de batimentos superpostos é referente aos primeiros trinta segundos de medição.

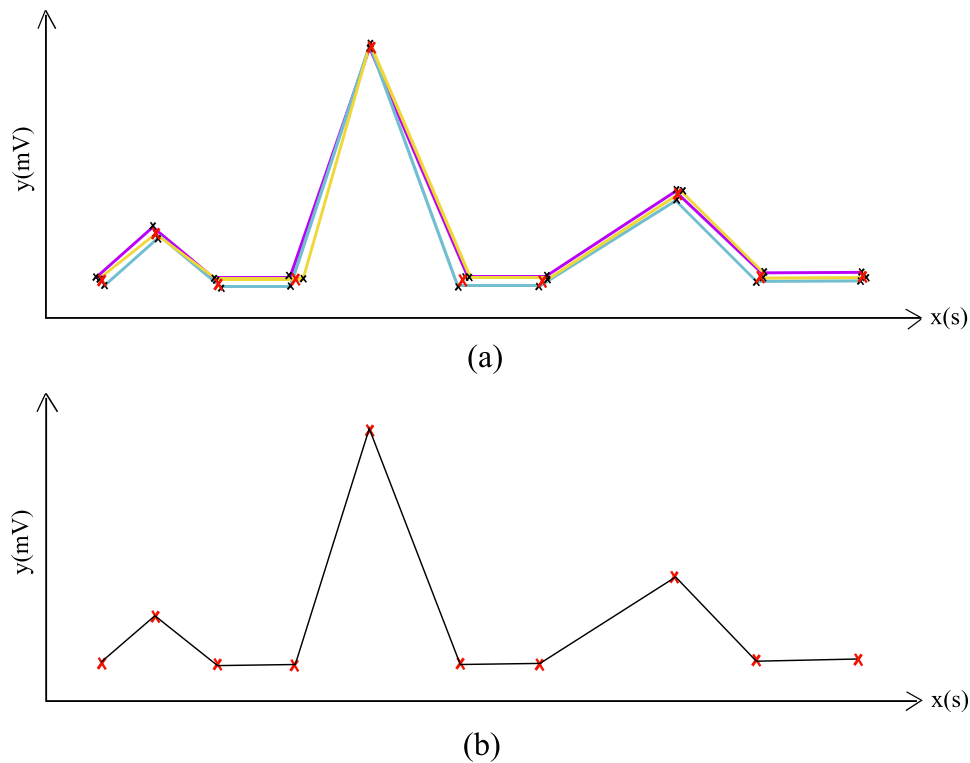


Figura 4.3 – Formação da identidade cardíaca. (a) Ilustração dos centroides obtidos via K-means (marcador vermelho) para três batimentos superpostos, (b) Identidade cardíaca.

A primeira onda a ser identificada na identidade cardíaca é a onda  $R$ , novamente devido a sua maior amplitude.

Conforme a Figura 3.3, tanto a onda  $Q$ , quanto a onda  $S$ , quando presentes, são identificadas através de mínimos locais, respectivamente, à esquerda e a direita de  $R$ . Assim, para a identificação da onda  $Q$  o algoritmo encontra  $x(t)$  tal que:

$$x(t) \in \{R - dt < x(t) < R\} \mid \frac{dx}{dt} = 0 \quad \& \quad \frac{d^2x}{dt^2} > 0 \quad (4.4)$$

E para a identificação da onda  $S$  o algoritmo deve encontrar  $x(t)$  tal que:

$$x(t) \in \{R < x(t) < R + dt\} \mid \frac{dx}{dt} = 0 \quad \& \quad \frac{d^2x}{dt^2} > 0 \quad (4.5)$$

Enquanto isso, as ondas  $P$  e  $T$  são obtidas através dos máximos locais, respectivamente localizados à esquerda e à direita de  $R$ .

Portanto, a identificação da onda  $P$  é obtida encontrando-se  $x(t)$  tal que:

$$x(t) \in \{R - dt < x(t) < R\} \mid \frac{dx}{dt} = 0 \ \& \ \frac{d^2x}{dt^2} < 0 \quad (4.6)$$

E a onda  $T$  é obtida encontrando-se  $x(t)$  tal que:

$$x(t) \in \{R < x(t) < R + dt\} \mid \frac{dx}{dt} = 0 \ \& \ \frac{d^2x}{dt^2} < 0 \quad (4.7)$$

Conforme ilustrado na Figura 4.4, os pontos que estabelecem o início e o final de uma onda são respectivamente indicados com o subíndice “ $i$ ”, e “ $f$ ”.

O ponto que indica o início da onda  $T$  (ponto  $T_i$ ) é criado com base no intervalo entre o ponto  $S_f$  e o ponto imediatamente anterior ao pico  $T$ : O ponto  $T_i$  é definido à uma distância temporal de  $3/4$  do início deste intervalo. Isso faz-se necessário, pois o início da onda  $T$  está sempre no meio de uma reta inclinada no ECG, e o algoritmo não registra esse ponto intermediário, apenas os pontos iniciais e finais dessa inclinação. Quando há ausência de onda  $S$ , o início desse intervalo começa no ponto imediatamente posterior ao pico  $R$ .

Na maioria das vezes, conforme ilustrado na Figura 4.4a, os pontos que indicam o início das ondas  $Q$ , e  $P$  são os pontos imediatamente anterior aos pontos de extremo ( $PE$ ) definidos pela Equação (4.4) e Equação (4.6), respectivamente. Enquanto que os pontos que indicam o final das ondas  $S$ ,  $P$  e  $T$  são os pontos imediatamente posteriores aos pontos de extremo definidos pelas Equação (4.5), Equação (4.6), e Equação (4.7).

No entanto, a identificação destes pontos nem sempre é trivial, pois em alguns casos os pontos adjacentes aos  $PE$  não representam o início, ou o final, de uma das ondas, conforme a Figura 4.4b. Portanto, para resolver esse viés, verifica-se a amplitude dos dois pontos à esquerda do  $PE$  para a correta identificação do início da onda, e a amplitude dos dois pontos à direita dos  $PE$  para a correta identificação do final da onda, conforme o exemplo ilustrado na Figura 4.4b: A definição de  $P_i$  na Figura 4.4b deu-se verificando a amplitude dos dois pontos imediatamente à esquerda do pico  $P$ , o de menor valor foi assumido como ponto inicial. O

mesmo ocorreu com a identificação de  $T_f$ , onde foi verificada a amplitude dos dois pontos à direita de  $T$ , e o de menor amplitude foi identificado como o ponto final dessa onda.

Por fim, se alguma onda principal possuir amplitude muito reduzida em comparação às demais, os algoritmos de generalização de curvas podem interpretar essa onda como ruído do sinal, e acabar por excluir algum de seus pontos formadores. Existem duas alternativas para contornar esse problema: Aumentar a tolerância desses algoritmos conforme o sinal; ou re-adicionar o ponto principal, que havia sido excluído, diretamente na IC. A primeira opção implicaria em ajuste manual do algoritmo e, por isso, é descartada. Portanto, conforme a Figura 4.4c, o ponto principal que havia sido excluído é adicionado novamente na IC de maneira automatizada. No exemplo ilustrado na Figura 4.4c isso torna-se possível, uma vez que a onda  $Q$  foi identificada através da Equação (4.4). Assim, basta adicionar o ponto  $Q_i$ .

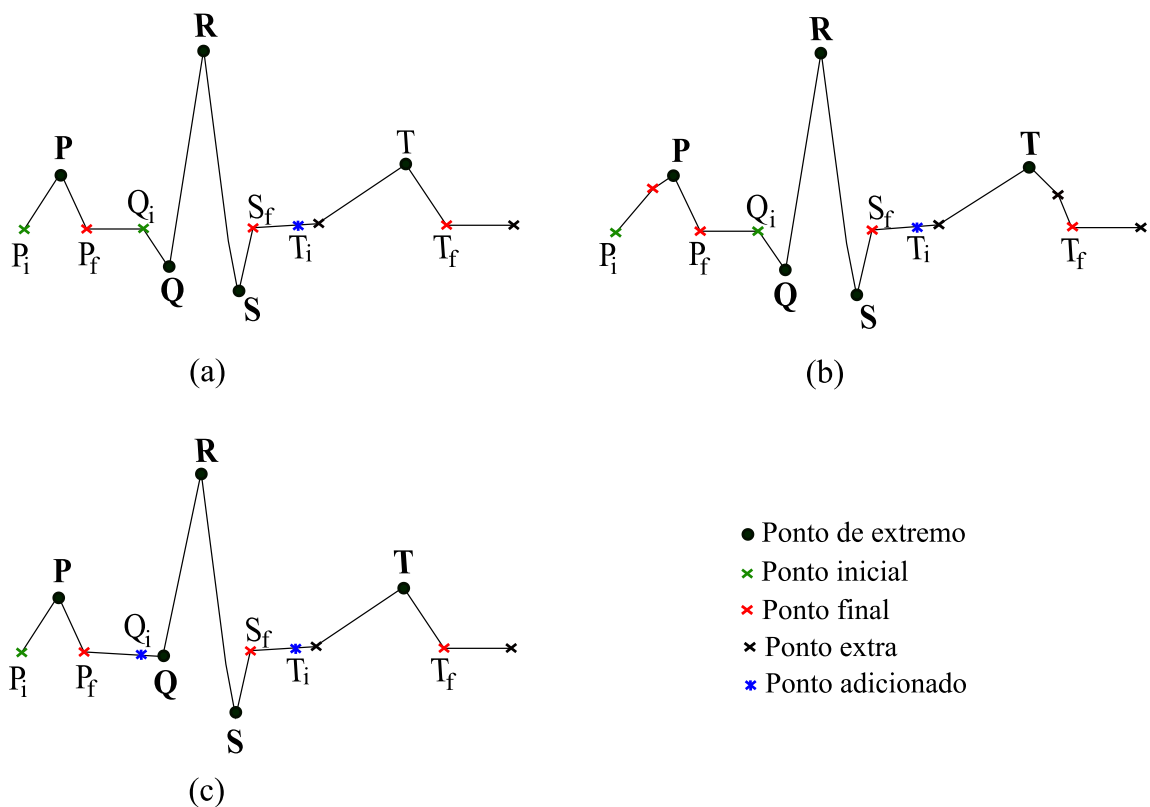


Figura 4.4 – Identificação dos pontos formadores das ondas principais. (a) Pontos iniciais e finais adjacentes aos pontos de extremo, (b) Ponto  $P_i$  e ponto  $T_f$  não adjacentes aos pontos de extremos destas ondas, (c) Ponto  $Q_i$  adicionado.

### 4.2.3 Análise de medições futuras

A criação da identidade cardíaca pode tornar viável uma comparação direta do padrão cardíaco de um indivíduo com uma nova medição de ECG realizada. Assim, pequenas alterações clínicas tem chances de serem identificadas com base no padrão estabelecido inicialmente e com base em tendências anteriores, como no caso da formação de um histórico de medições.

Para viabilizar uma comparação inicial e promover a gestão da situação cardíaca, uma ferramenta gráfica foi criada, capaz de:

- Ler o sinal original;
- Realizar o processamento do sinal;
- Criar a IC;
- Identificar as ondas principais da IC;
- Analisar a IC de acordo com as características padrão do ECG normal, apresentadas na seção 4.1.;
- Sinalizar se as características analisadas estão dentro do padrão do ECG normal;
- Salvar o padrão gráfico e os valores numéricos gerados na análise da IC;
- Realizar processamento de uma nova medição, viabilizando uma comparação imediata da morfologia e das características extraídas do ECG abordadas nesse trabalho;
- Salvar a nova medição para criação de um histórico.

Neste trabalho o tempo de medição do novo sinal processado e analisado para comparação com a IC foi estabelecido em 10 segundos, uma vez que o tempo total de gravação do banco de dados utilizado é de 60 segundos. Maiores detalhes sobre o banco de dados utilizado serão melhor abordados na seção seguinte.

É importante ressaltar que o ECG impresso para a avaliação médica tem duração média de 2 segundos para cada derivação.

Como o banco de dados utilizado não continha exames do mesmo paciente em diferentes datas, foi necessário utilizar o mesmo exame que gerou a IC para verificar a condição cardíaca futura. Para tanto, conforme será abordado na seção seguinte, a IC foi gerada com os primeiros 30 segundos da gravação. Enquanto que as medições futuras podem

ser geradas com os próximos segundos: ou seja, com o período de gravação de 30 a 40 segundos, de 40 a 50 segundos, ou de 50 a 60 segundos.



## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os métodos anteriormente descritos foram aplicados ao banco de dados *PTB diagnostic ECG database* [Bousseljot et al.,] disponível online pela Physionet [Goldberger et al., 2000], para os primeiros trinta segundos da amostra. O banco de dados *PTB* dispõe o diagnóstico tanto de pacientes em estado saudável, como com complicações cardíaca, e conta com dados numéricos para as doze derivações padrão. Esse banco de dados contém o registro de pacientes anônimos, tanto homens, como mulheres, com idade entre 17 a 87 anos.

O sinal original referente ao banco de dados utilizado tem frequência de amostragem de 1000Hz, por tanto, para cada segundo de exame são registrados mil pontos de amostragem.

Para a verificação do desempenho da metodologia proposta foram analisados todos os 52 eletrocardiogramas de pacientes diagnosticados como saudáveis do banco de dados *PTB* para a derivação DII e DI, totalizando 104 sinais analisados.

A análise das demais derivações contribuiria para ter-se a visão geral do coração. No entanto, o estudo das derivações de forma separada também pode ser realizado para a identificação de anormalidades cardíacas.

Dentre as dez derivações padrão, a derivação DII foi escolhida, pois é a que melhor representa o sentido fisiológico da despolarização, sendo, por este motivo, a derivação que aparece no final do ECG reimpressa com duração temporal superior às demais (Figura 5.1). Já a derivação DI foi escolhida pensando em trabalhos futuros, uma vez que pode ser utilizada para identificar doenças como fibrilação atrial [Guyton e Hall, 2006; Braunwald et al., 2013], tendo a vantagem de posicionamento estratégico dos eletrodos.

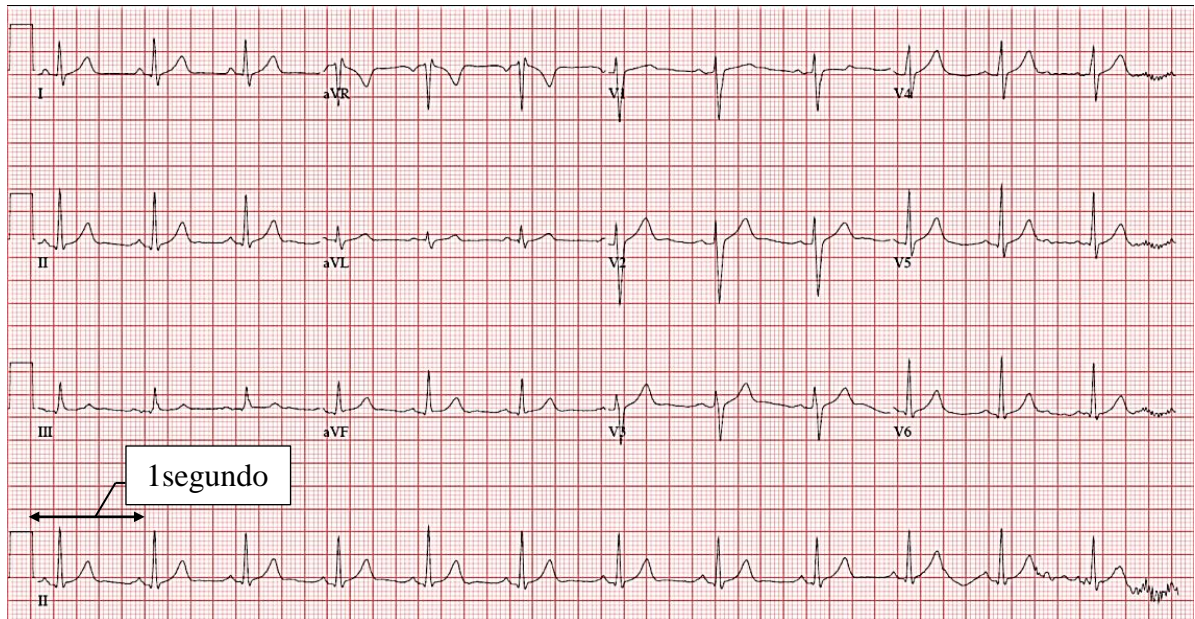


Figura 5.1 – Exame ECG impresso: Derivação DII aparece repetida ao final do exame com duração temporal média de 10 segundos (Adaptado [Pastore et al., 2016]).

Nessa seção são apresentados os resultados obtidos para a derivação DII e DI de 5 do total de 52 eletrocardiogramas analisados. A escolha desses 5 eletrocardiogramas decorreu da seguinte forma:

- *PTB 284*: Sinal aleatório cuja morfologia do complexo *QRS* contempla as ondas *Q*, *R* e *S* para a derivação DII;
- *PTB 276*: Sinal aleatório cuja morfologia do complexo *QRS* contempla as ondas *R* e *S* para a derivação DII;
- *PTB 247*: Sinal aleatório cuja morfologia do complexo *QRS* contempla as ondas *Q* e *R* para derivação DII;
- *PTB 170*: Sinal cujo pré processamento de dados apresentou a menor redução de pontos para a derivação DII;
- *PTB 165*: Sinal cujo pré processamento de dados apresentou a maior redução de pontos para a derivação DII;

Conforme já indicado na seção 2, e ilustrado na Figura 2.8, as morfologias apresentadas nos sinais *PTB 284*, *PTB 276* e *PTB 247* são possíveis configurações que o *QRS* pode assumir dentro da normalidade. As morfologias apresentadas na Figura 2.8 (e) e (f), não

estão presentes em nenhum dos 52 sinais do banco de dados estudado nesse trabalho, e, portanto, o algoritmo não foi testado para essas configurações.

Resultados numéricos registrados para as duas derivações dos 52 eletrocardiogramas analisados estão contidos no Apêndice A.

## 5.1 Algoritmos de generalização de curvas – Pré processamento da derivação DII

Os resultados obtidos para a derivação DII através do tratamento do sinal via algoritmos de generalização de curvas (GC) são ilustrados da Figura 5.2 à Figura 5.6.

A Figura 5.2 retrata resultados para o sinal *PTB 284*, e é a única que mostra os trinta segundos da amostra, as demais se restringem a ilustração de, no máximo, cinco segundos para melhor visualização dos resultados. A Figura 5.3 retrata, novamente o sinal *PTB 284*, a fim de oferecer uma melhor visualização do pré processamento desse sinal com a ilustração de apenas cinco segundos de amostra.

A Figura 5.4, Figura 5.5, Figura 5.6 e Figura 5.7 ilustram os resultados gráficos obtidos para os sinais *PTB 276*, *PTB 247*, *PTB 170*, e *PTB 165*, respectivamente. Enquanto a Tabela 5.1 expressa esses resultados de forma numérica. O número de pontos remanescentes após o processamento é uma característica inerente ao sinal original. A redução de pontos obtida pelo algoritmo ficou entre 97,6% a 99,1%.

A análise da Figura 5.5c permite acompanhar um exemplo em que o segmento *PR* não é identificado na proximidade do tempo de 1,25s . No entanto, isso não implica que os demais batimentos desse sinal apresentem essa dificuldade de identificação, conforme ilustra a mesma figura milésimos de segundos anterior ao tempo de 1,90s, onde o segmento *PR* é bem definido.

A Figura 5.6a ilustra um sinal original com ruído de alta frequência quando comparada às demais figuras dessa seção, isso reflete em um sinal original de baixa qualidade, que impacta visualmente na resposta do pré processamento, porém, nesse caso não atrapalha a análise das características do ECG, conforme será demonstrado na seção 5.7. No entanto, o ideal seria realizar uma nova medição, a fim de se obter melhor qualidade do sinal.

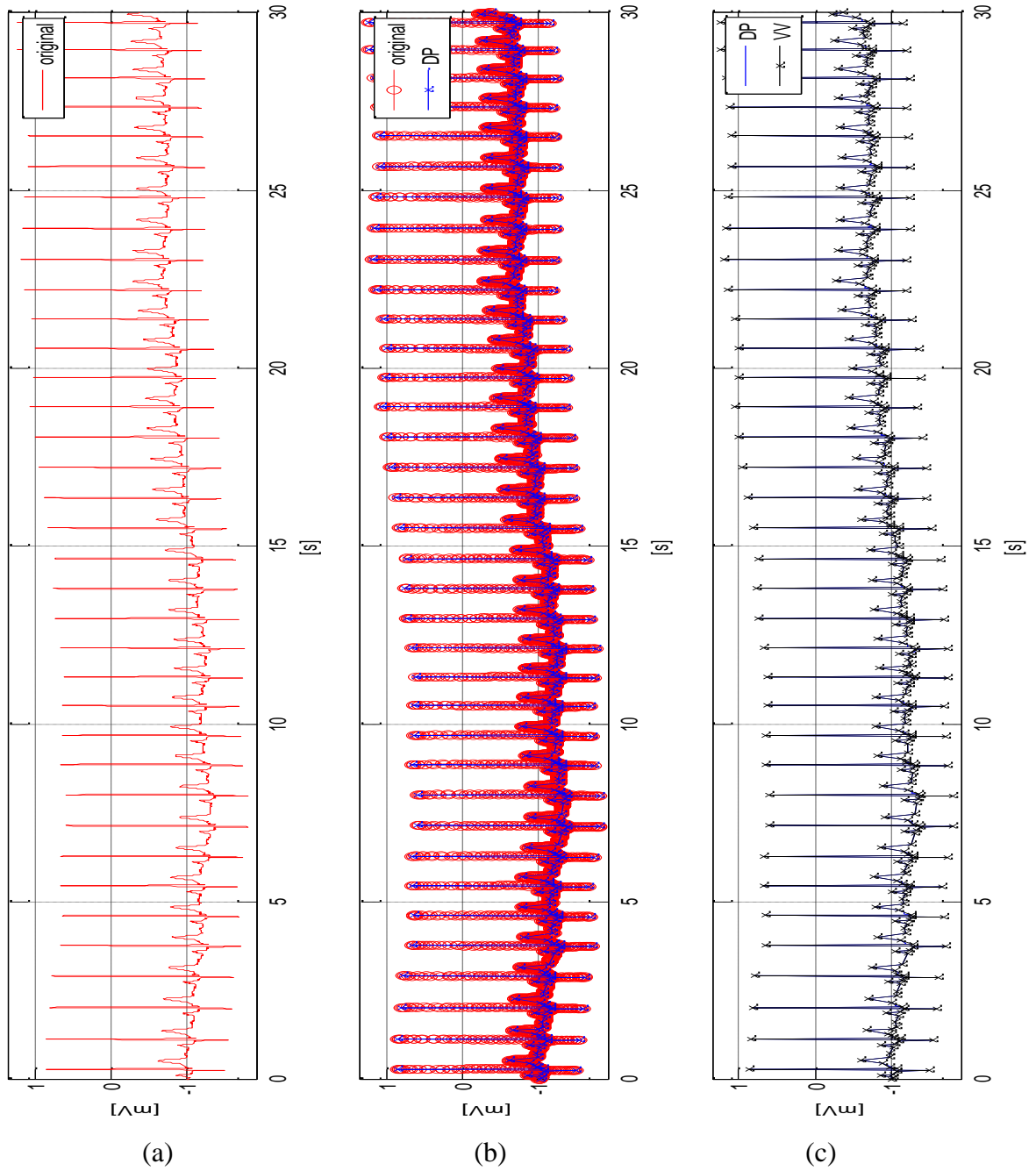
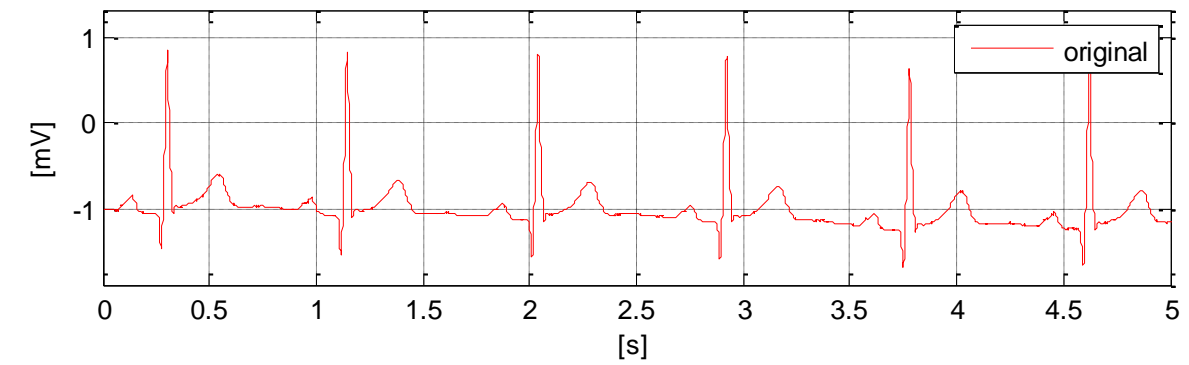
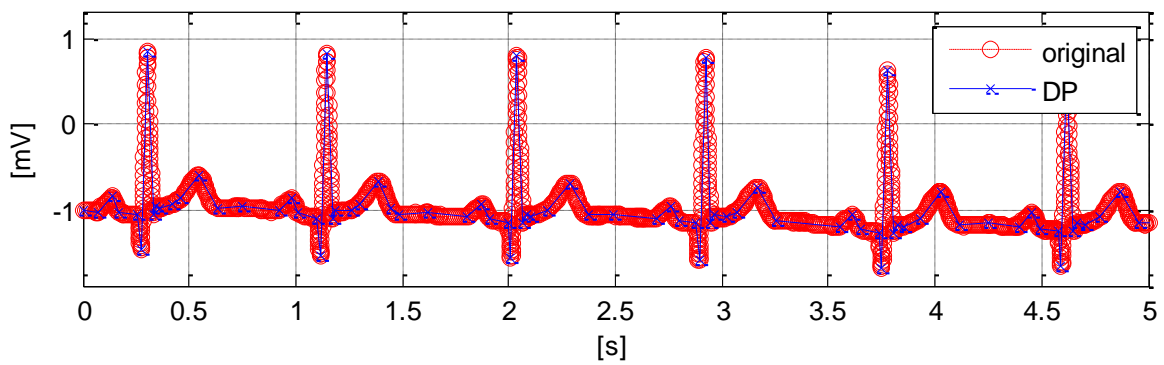


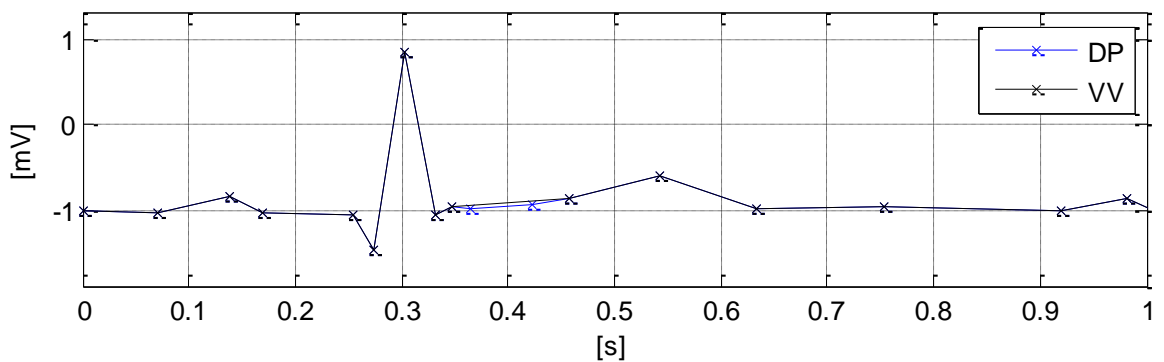
Figura 5.2 – Pré processamento dos trinta segundos iniciais do sinal original *PTB 284* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) em comparação à resposta obtida pelo algoritmo de DP (azul), (c) Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).



(a)

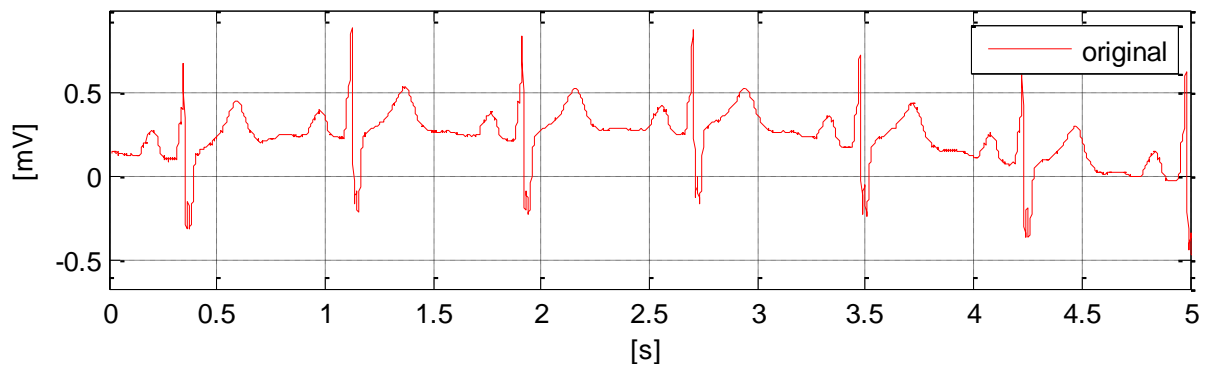


(b)

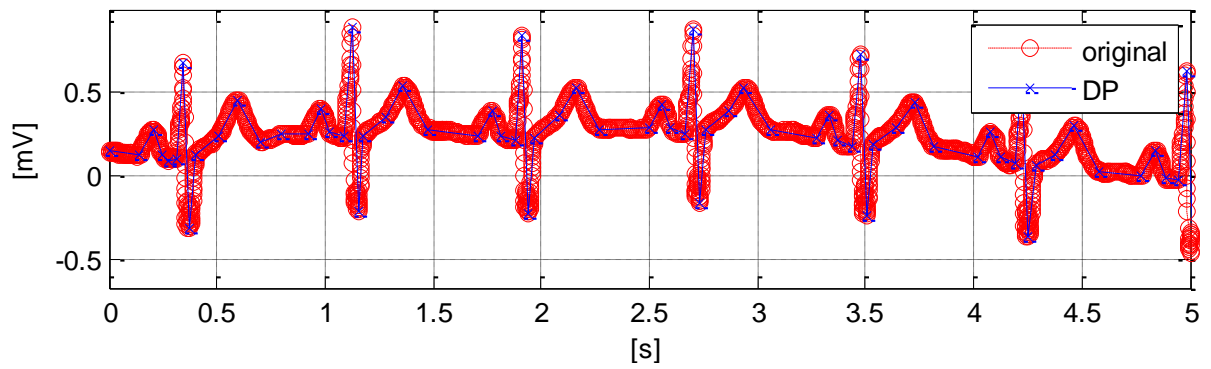


(c)

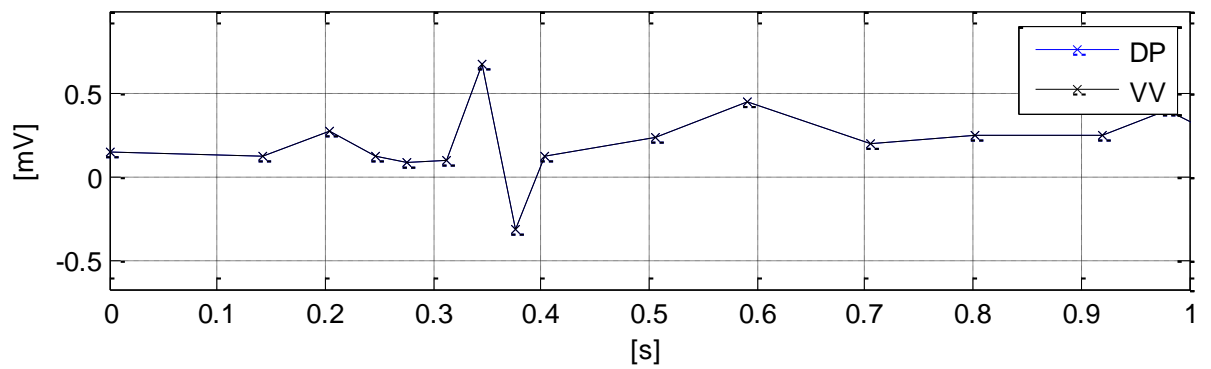
Figura 5.3 –Pré processamento do sinal original *PTB 284* através de algoritmos GC. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul) (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).



(a)

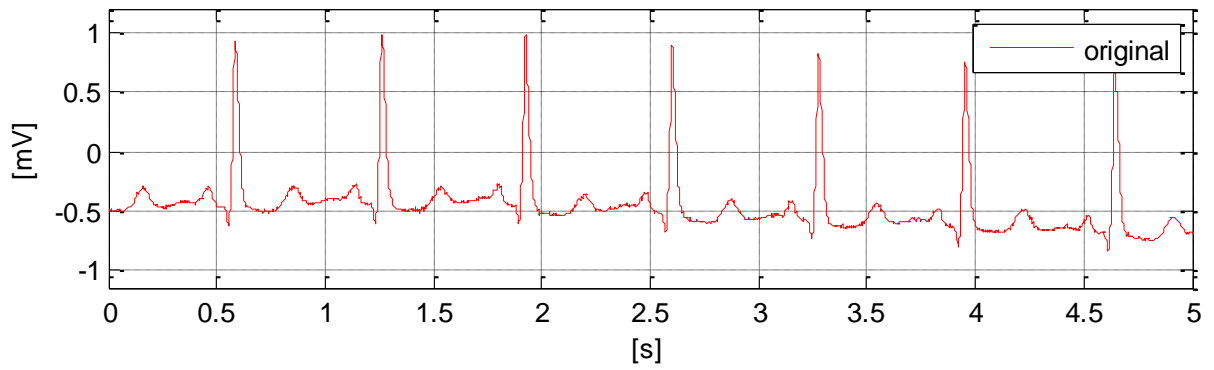


(b)

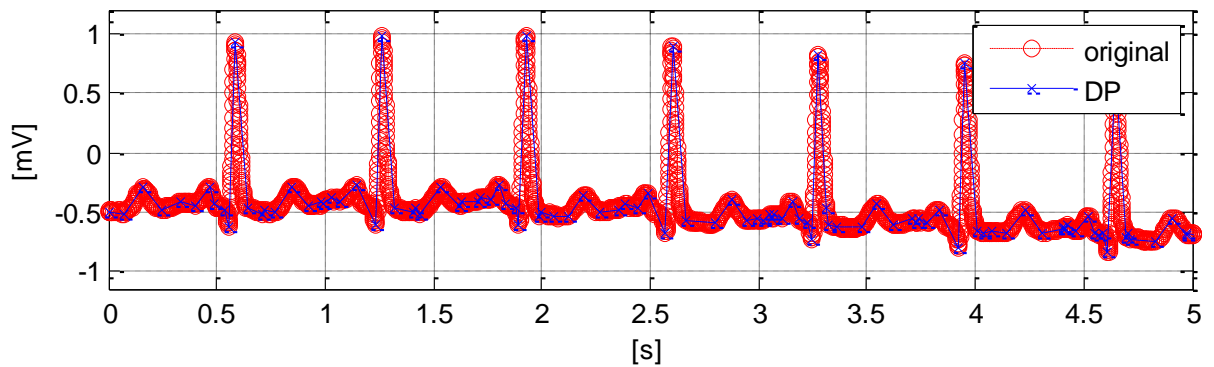


(c)

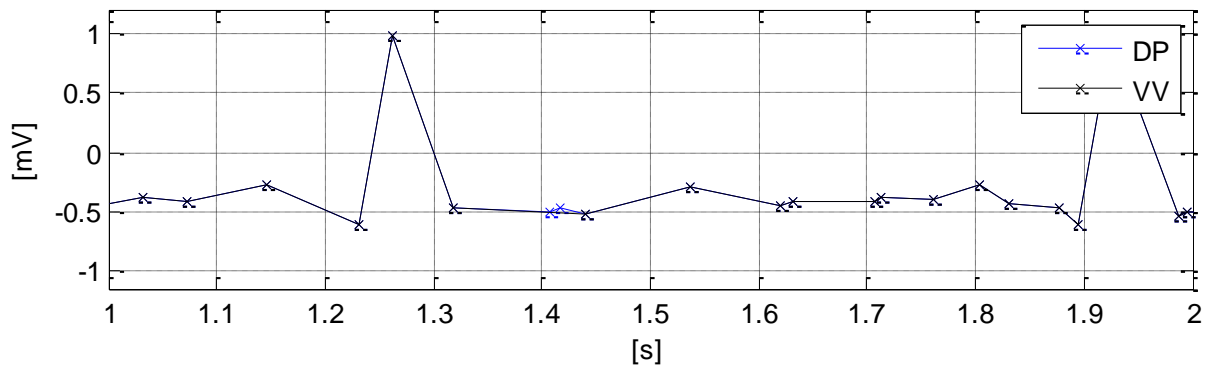
Figura 5.4 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 276* através de algoritmos de GC. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve todos os pontos remanescentes em DP.



(a)

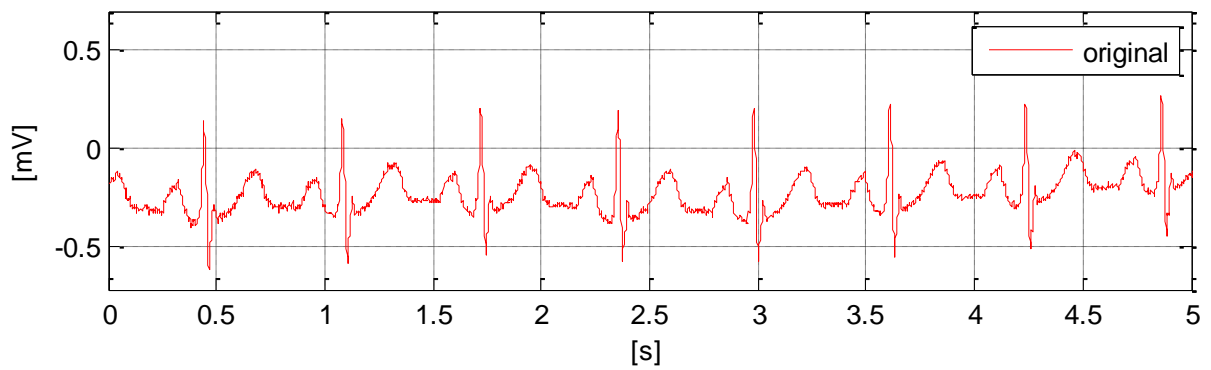


(b)

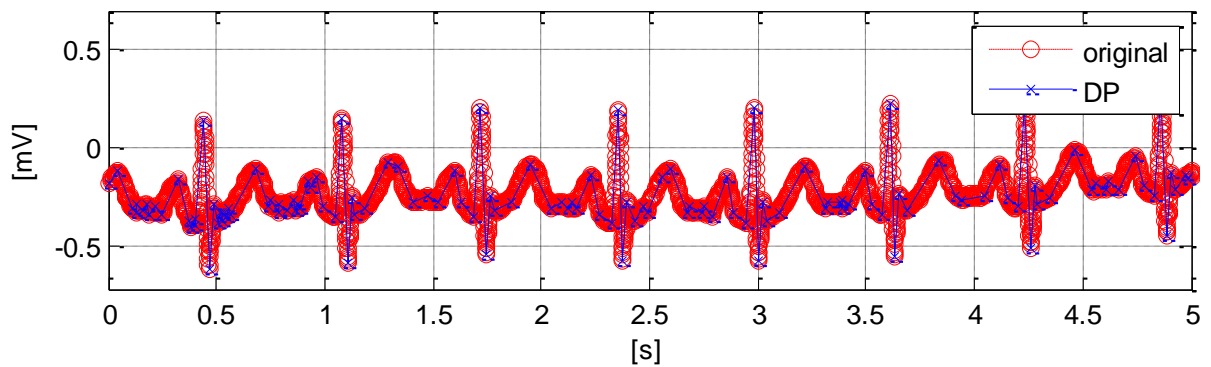


(c)

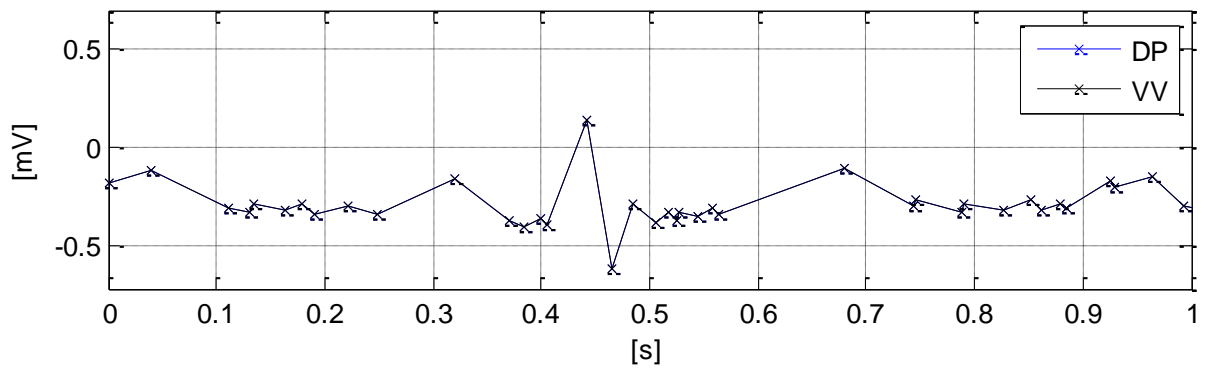
Figura 5.5 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 247* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).



(a)



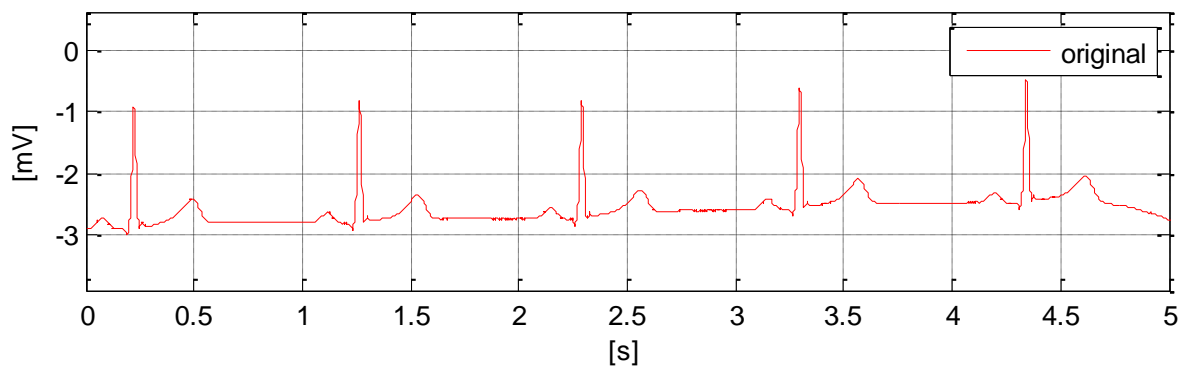
(b)



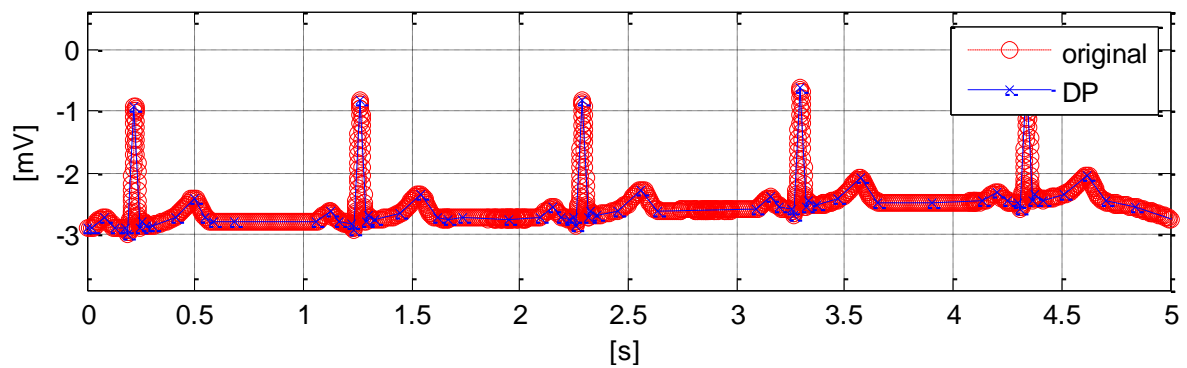
(c)

Figura 5.6 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 170* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo.

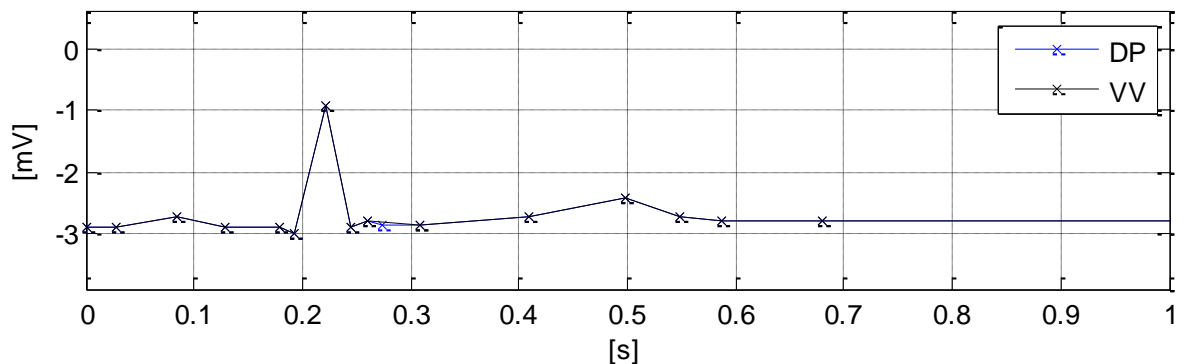




(a)



(b)



(c)

Figura 5.7 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 165* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).

Tabela 5.1 – Desenvoltura da etapa de pré processamento quanto a redução do excesso de informação contida no ECG original através do algoritmo de Douglas Peucker e do refino via algoritmo de Visvalingam para a derivação DII

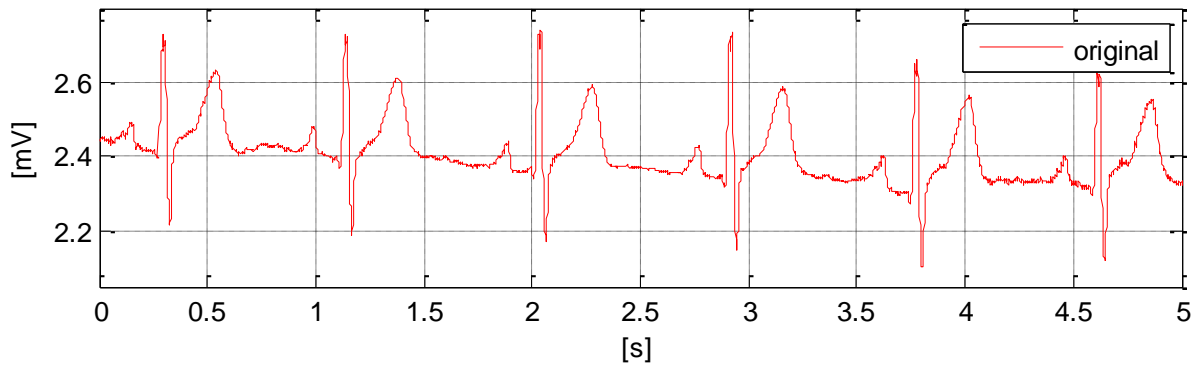
Paciente	Sinal original [nº de pontos]	DP [nº de pontos remanescentes]	VV [nº de pontos remanescentes]	Redução dos pontos [%]
165	30000	364	264	99,1
170	30000	723	721	97,6
247	30000	680	573	98,1
276	30000	403	403	98,7
284	30000	479	428	98,6

## 5.2 Algoritmos de generalização de curvas – Pré processamento da derivação DI

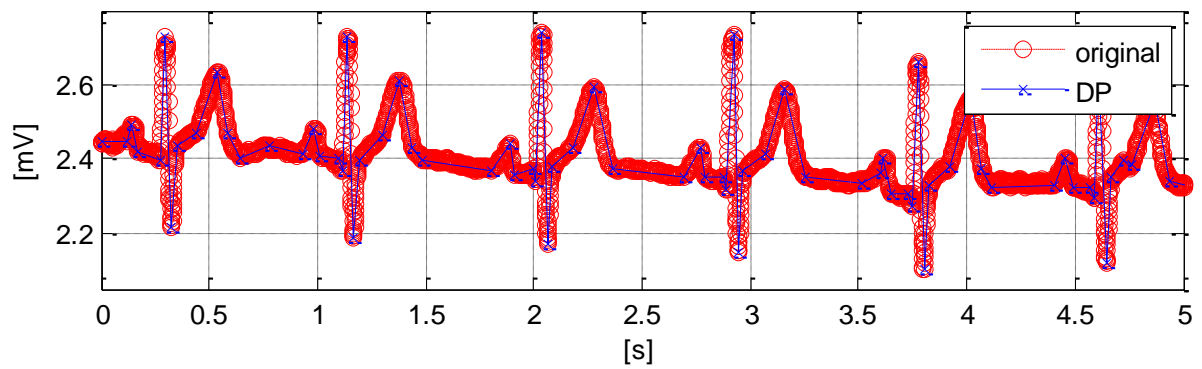
A título de comparação dos resultados apresentados na seção 5.1 a derivação DI do banco de dados *PTB* também foi analisada, e, portanto, seguem os resultados ilustrados na Figura 5.8 à Figura 5.12 para a etapa de pré processamento com algoritmos de generalização de curvas referente aos sinais dos mesmos pacientes (*PTB 284*, *PTB 276*, *PTB 247*, *PTB 170* e *PTB 165*).

A Tabela 5.2 mostra os valores referentes à redução de pontos atingida para a derivação DI. Para os sinais apresentados nessa seção, a redução apresentada ficou entre 97,9% a 99,1%. Como pode ser percebido analisando a Tabela 5.3 da subseção anterior, e a Tabela 5.2 dessa subseção, a mudança de derivação altera o número de pontos remanescentes.

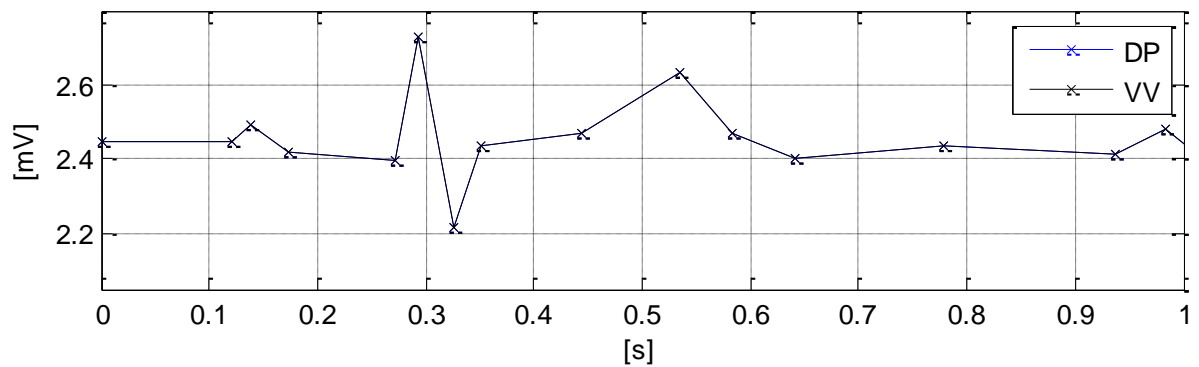
A análise conjunta dos resultados ilustrados nesta subseção, com os da subseção anterior, mostram uma pequena diferença morfológica devido à mudança da derivação estudada, em conformidade com a teoria apresentada na seção 2.2 e ilustrada na Figura 2.6.



(a)

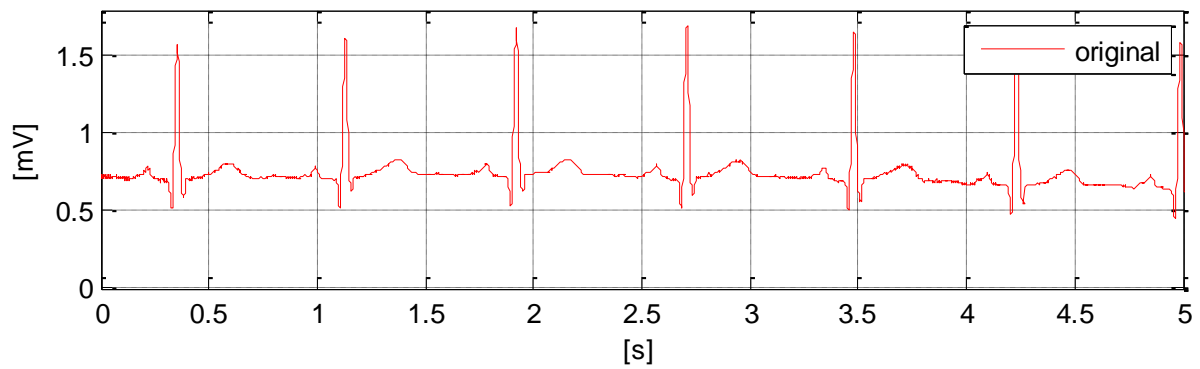


(b)

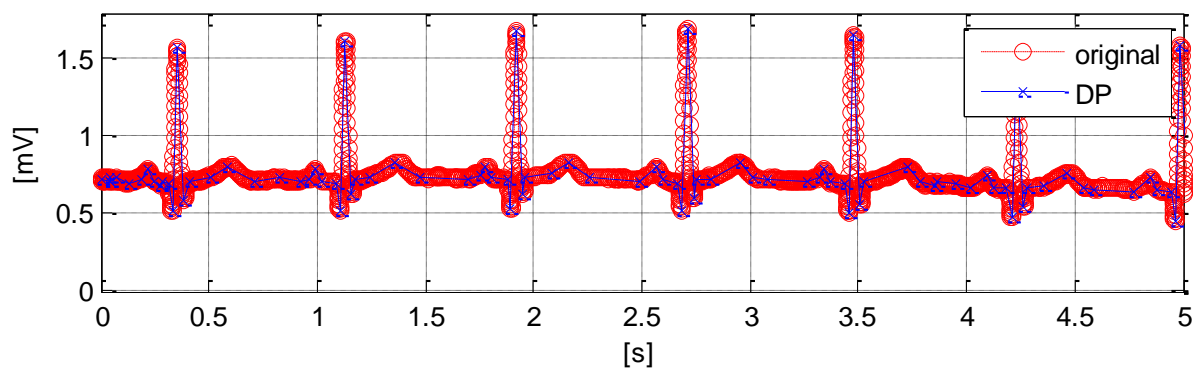


(c)

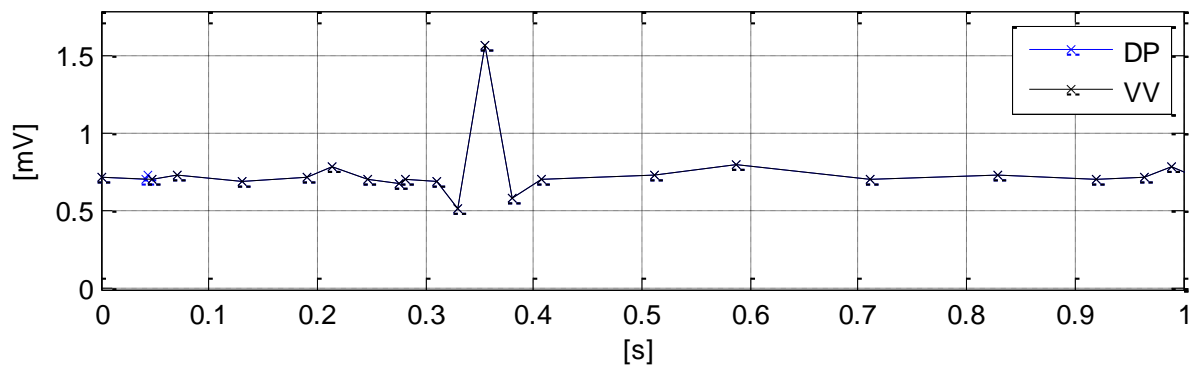
Figura 5.8 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 284* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo.



(a)

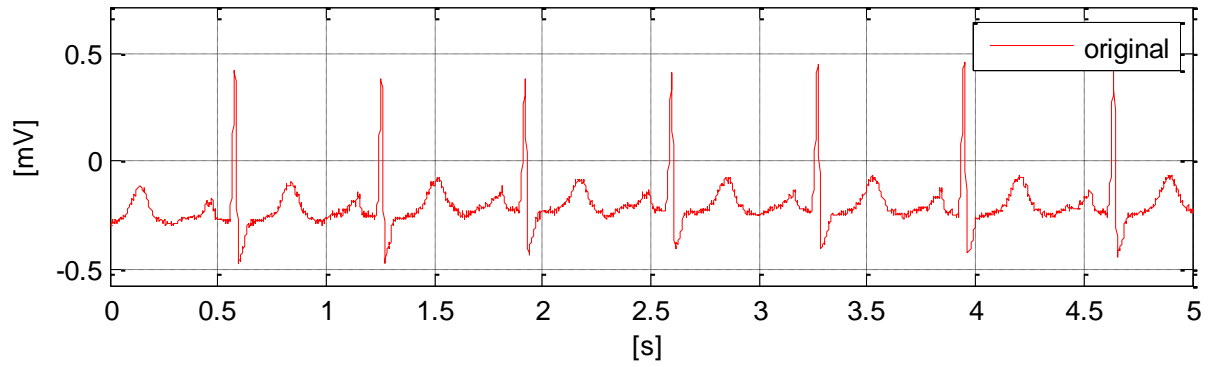


(b)

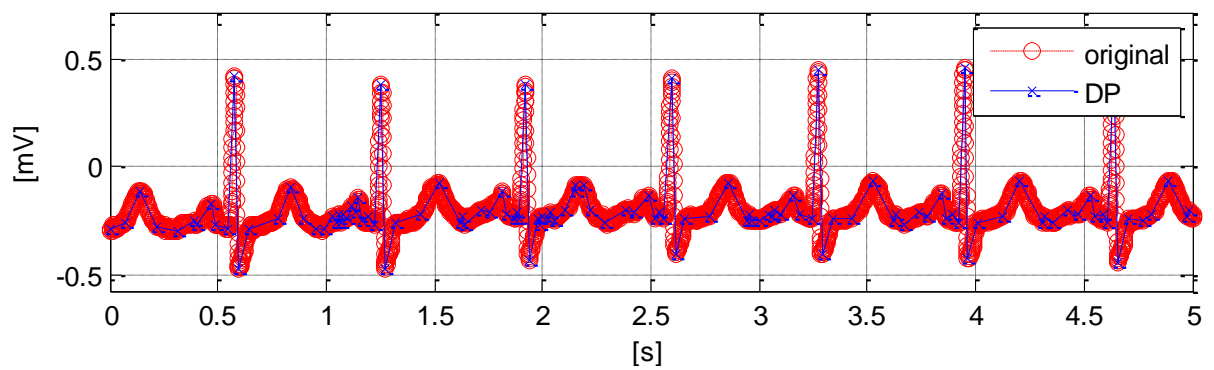


(c)

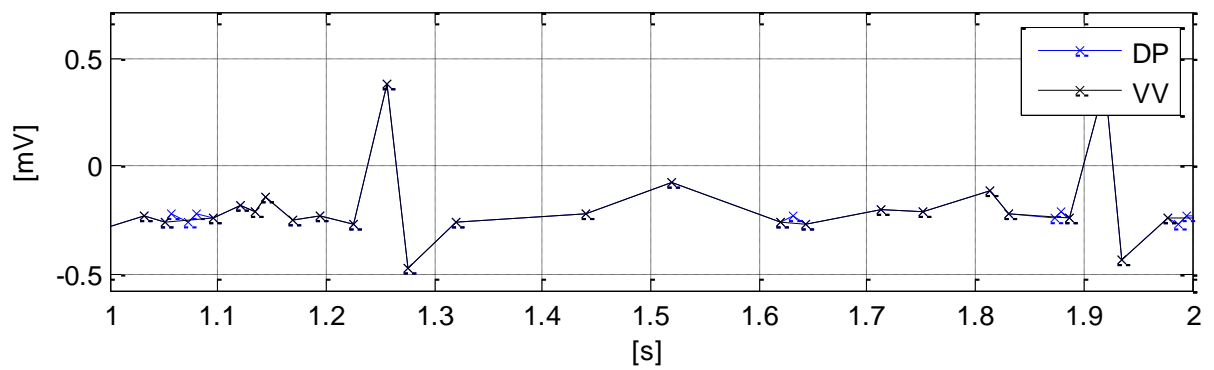
Figura 5.9 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 276* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).



(a)

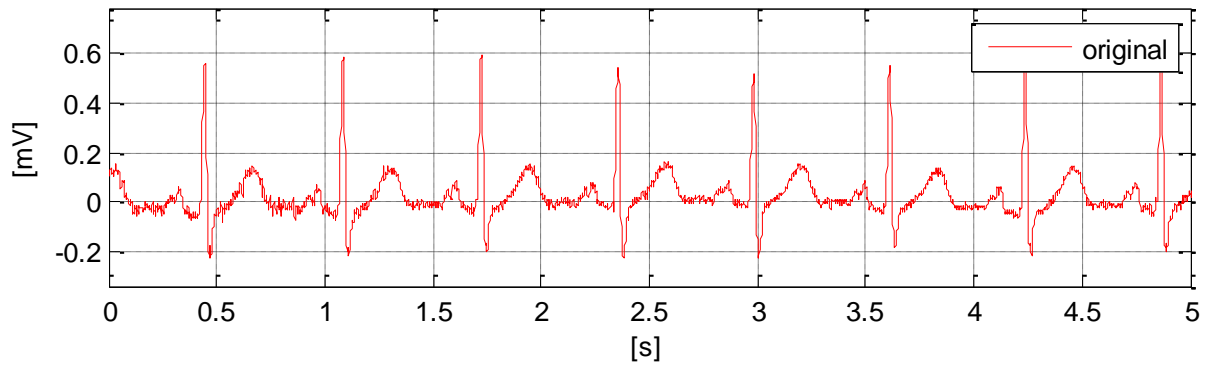


(b)

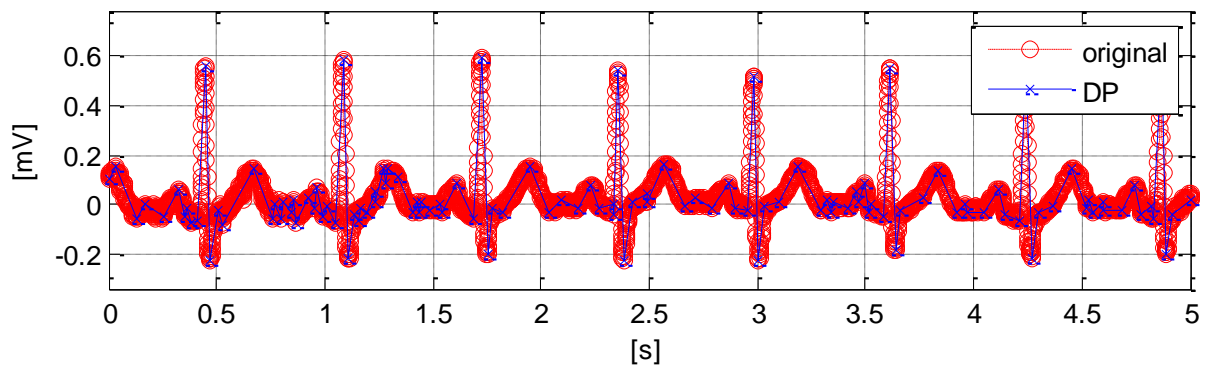


(c)

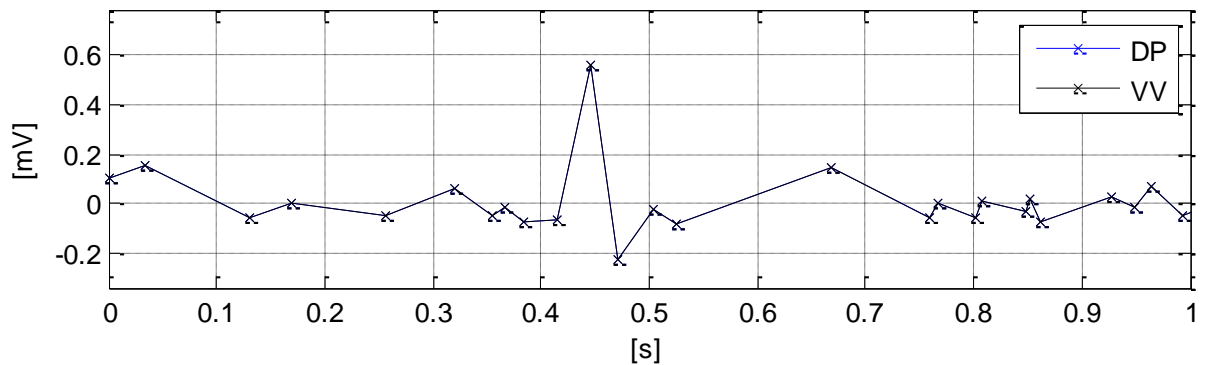
Figura 5.10 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 247* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase em um segundo: Refino da redução de pontos via algoritmo de VV (preto), em comparação ao resultado por DP (azul).



(a)

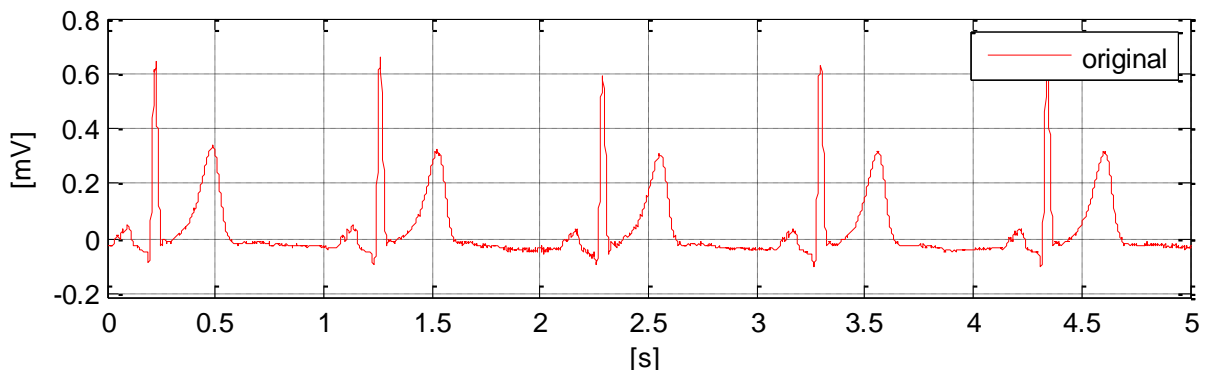


(b)

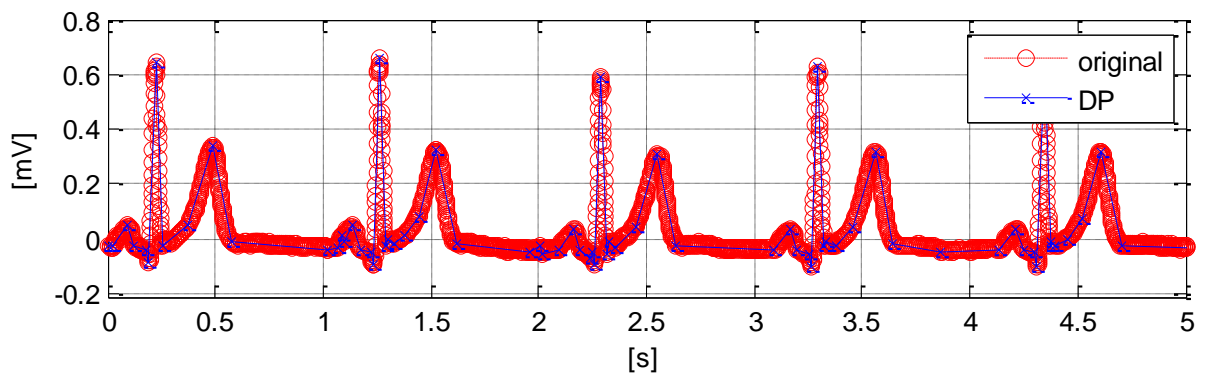


(c)

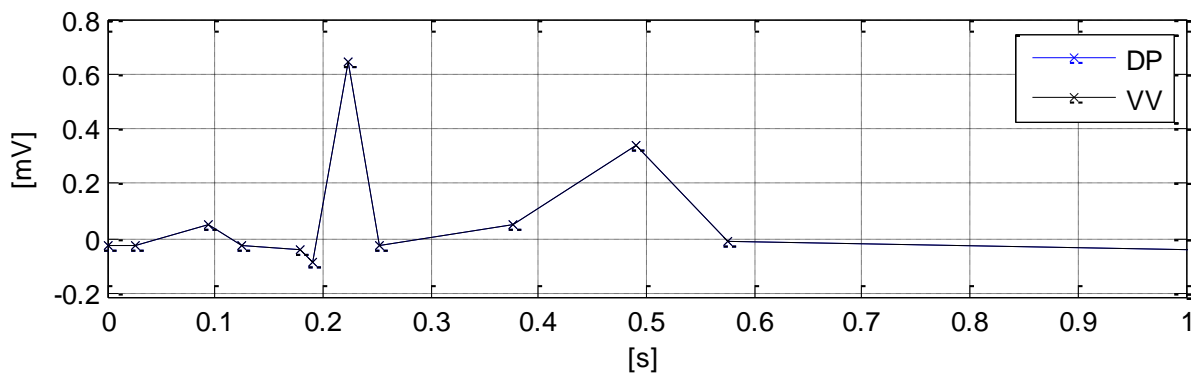
Figura 5.11 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 170* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.12 – Ilustração do pré processamento do sinal original *PTB 165* através de algoritmos de generalização de curvas. (a) Sinal original, (b) Sinal original (vermelho) e pontos remanescentes após DP (azul), (c) Ênfase no primeiro segundo: O algoritmo de VV manteve os pontos remanescentes em DP para este intervalo de tempo.

Tabela 5.2 – Desenvoltura da etapa de pré processamento quanto a redução do excesso de informação contida no ECG original através do algoritmo de Douglas Peucker e do refino via algoritmo de Visvalingam para a derivação DI

Paciente	Sinal original [nº de pontos]	DP [nº de pontos remanescentes]	VV [nº de pontos remanescentes]	Redução dos pontos [%]
165	30000	468	465	98,5
170	30000	489	479	98,4
247	30000	500	493	98,4
276	30000	410	369	98,8
284	30000	279	279	99,1

### 5.3 Remoção da flutuação na linha de base – Pré processamento da derivação DII

Essa seção traz, por simplificação, apenas o tratamento da flutuação na linha de base da derivação DII. No entanto, o tratamento da linha de base (LB) pode ser aplicado à qualquer derivação, sem nenhuma restrição.

Os resultados apresentados Figura 5.13 e na Figura 5.15 são referentes à metodologia apresentada na seção 3.3 e inspirados nas sequências ilustradas na Figura 3.6 e na Figura 3.7.

A Figura 5.13 e a Figura 5.14 ilustram a metodologia inicial para a remoção da LB do sinal *PTB 284*. A Figura 5.13 contém o tratamento do sinal para a obtenção dos pontos deflexão (Figura 5.13b) que compõe o sinal deflexão dentro do limite temporal (Figura 5.13c), enquanto a Figura 5.14 ilustra a evolução do tratamento até a obtenção do sinal deflexão (Figura 5.14b). Além disso, a Figura 5.14c demonstra a importância dos pontos virtuais, conforme a teoria apresentada na seção 3.3, para evitar distorções que sejam prejudiciais a extração das características do ECG. Por fim a Figura 5.15 ilustra a correção da LB e representa o encerramento da etapa de pré processamento.

Demais figuras apresentadas nessa seção (Figura 5.16, Figura 5.17, Figura 5.18 e Figura 5.19) referem-se aos sinais *PTB 276*, *PTB 247*, *PTB 170*, *PTB 165*, e ilustram diretamente a comparação entre o *sinal de entrada*, advindo do pré processamento do *sinal original* com os algoritmos de generalização de curvas, e o *sinal resultante* (SR), advindo da própria correção da LB.



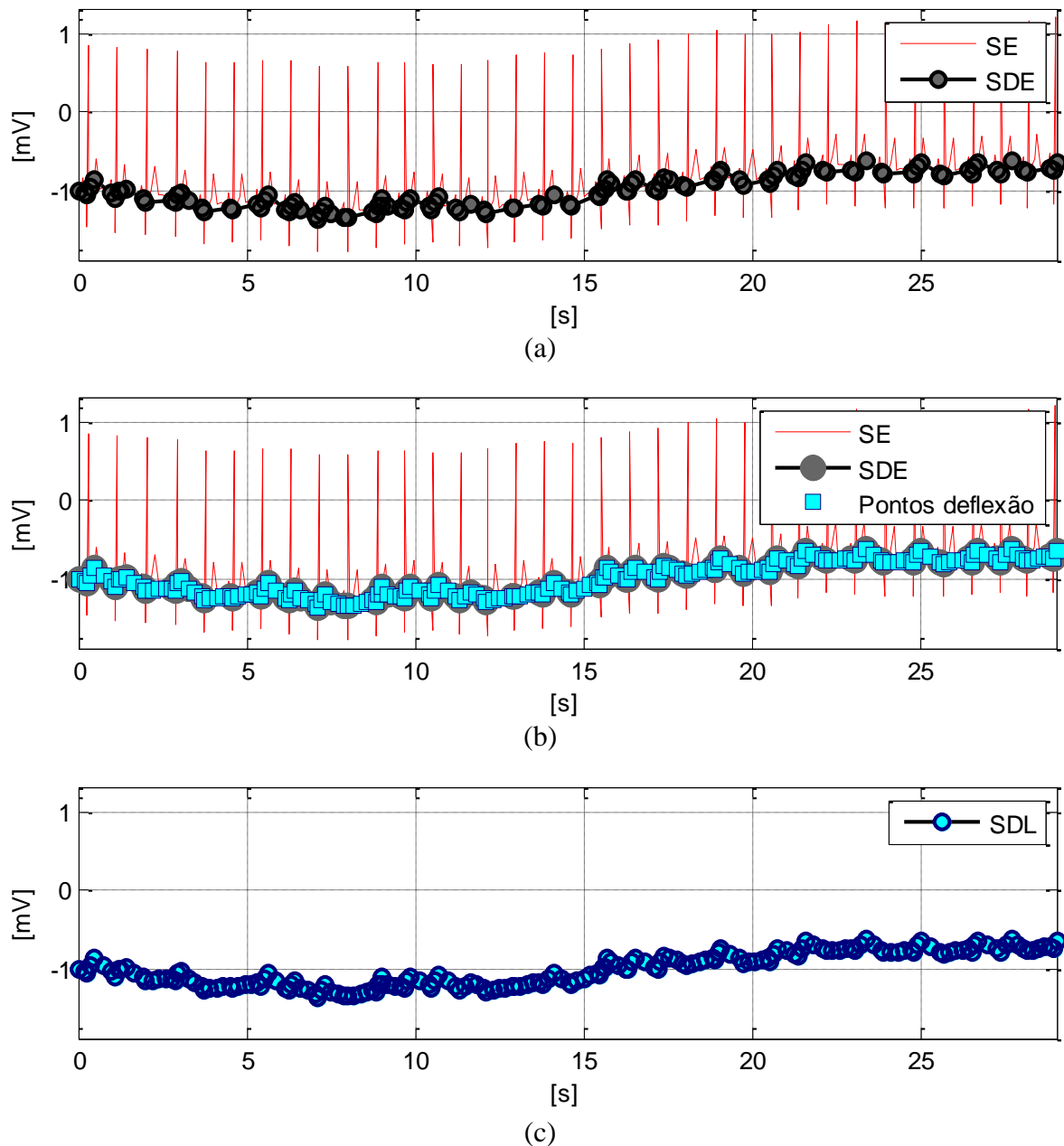


Figura 5.13 – Metodologia inicial para remover as deflexões na LB do sinal *PTB 284*. (a) Sinal de entrada (vermelho), e sinal deflexão de entrada (preto, com marcador circular cinza), (b) Sinal de entrada (vermelho), sinal deflexão de entrada (preto, com marcador circular cinza), e Pontos deflexão, (c) Sinal deflexão dentro do limite temporal.

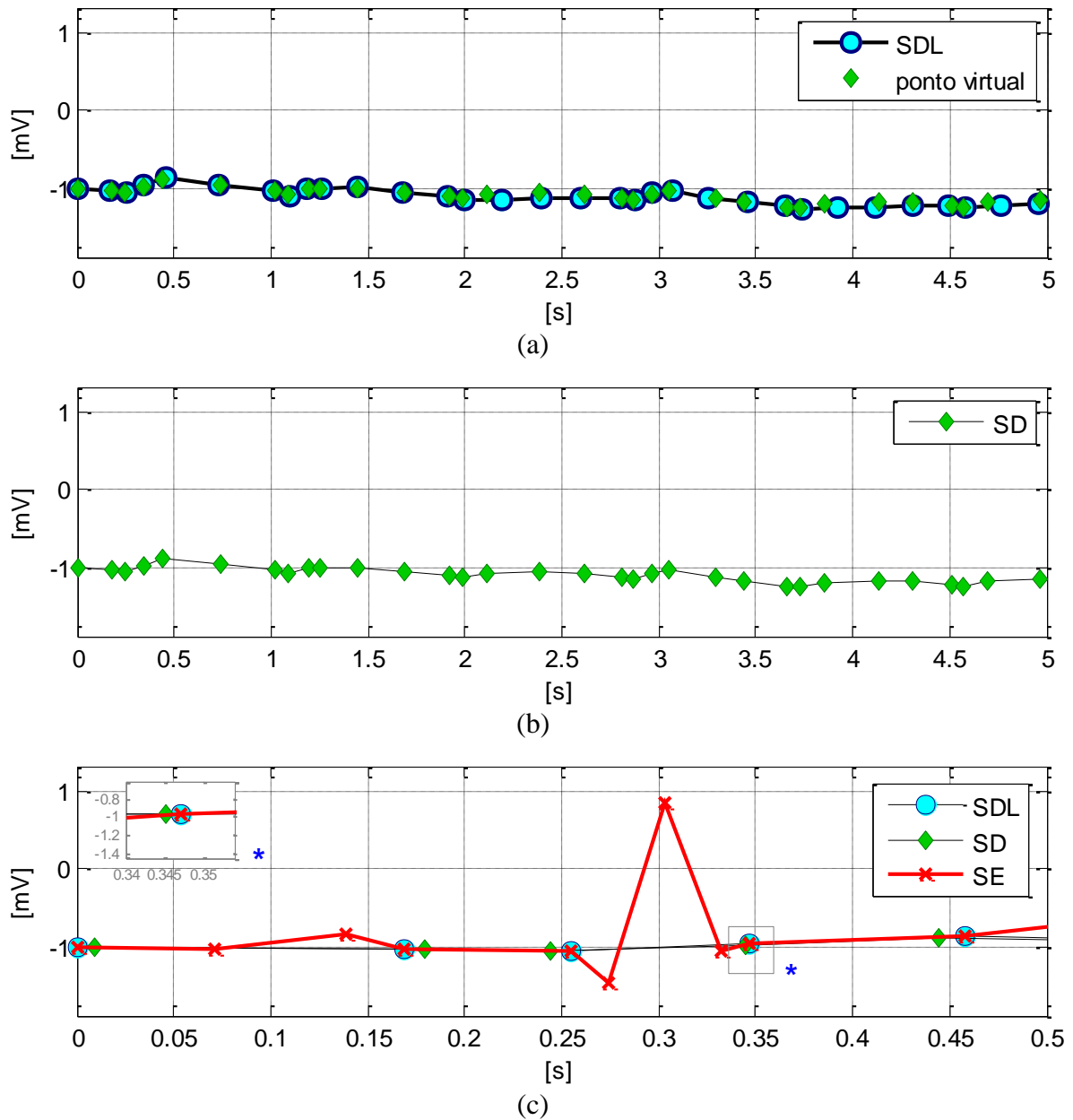


Figura 5.14 – Metodologia inicial para remover as deflexões na LB do sinal *PTB 284*. (a) Sinal deflexão dentro do limite temporal (preto, com marcador circular azul) formado com os pontos deflexão, e pontos virtuais criados (verde), (b) Sinal deflexão formado com os pontos virtuais, (c) Ênfase para a importância do sinal deflexão (verde) frente ao sinal deflexão dentro do limite temporal (preto, com marcador circular azul), e o sinal de entrada (vermelho) para comparação (vermelho).

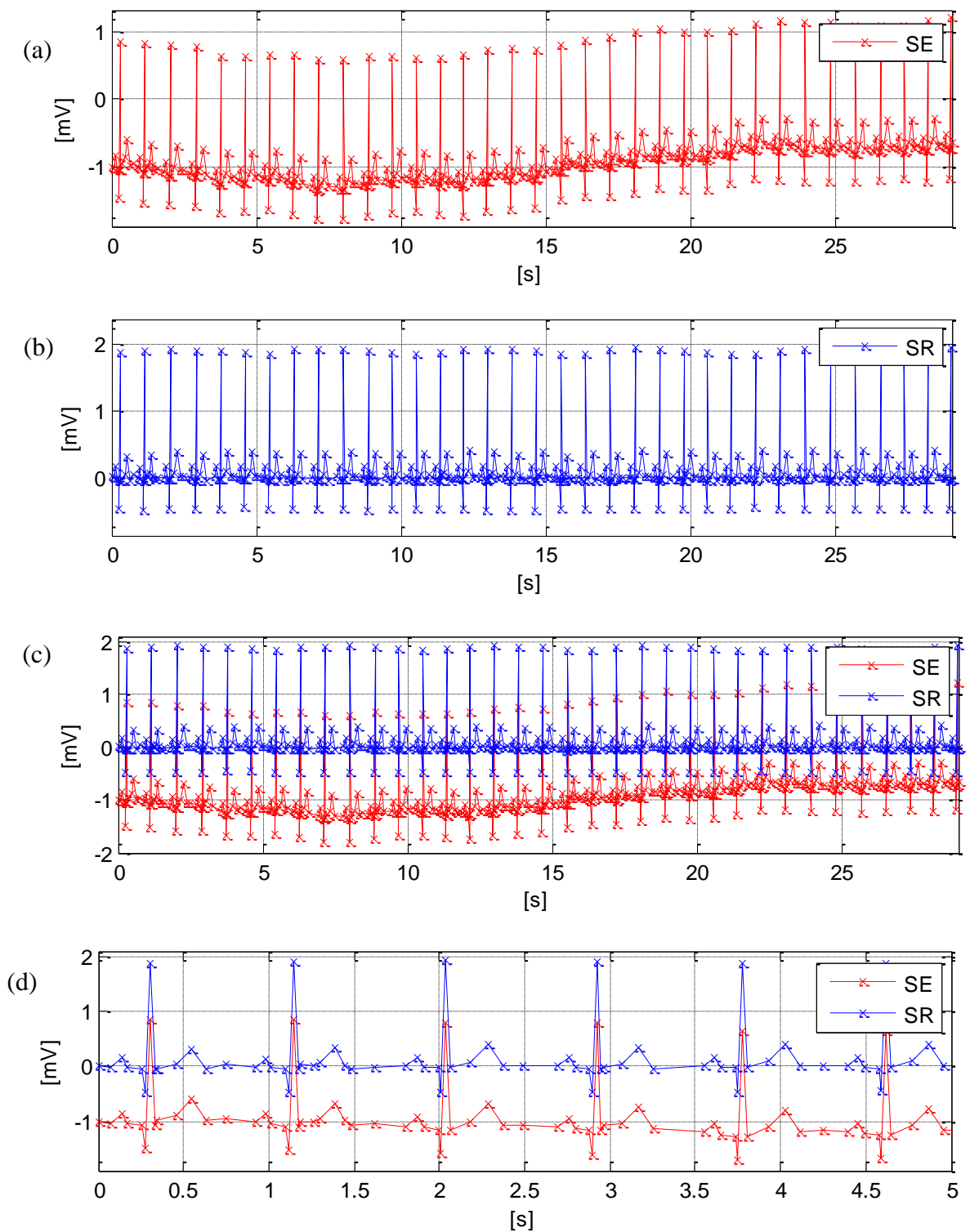
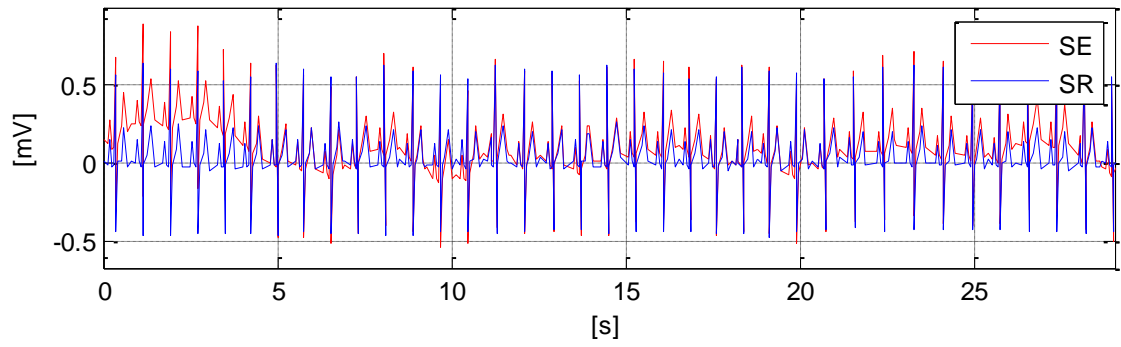
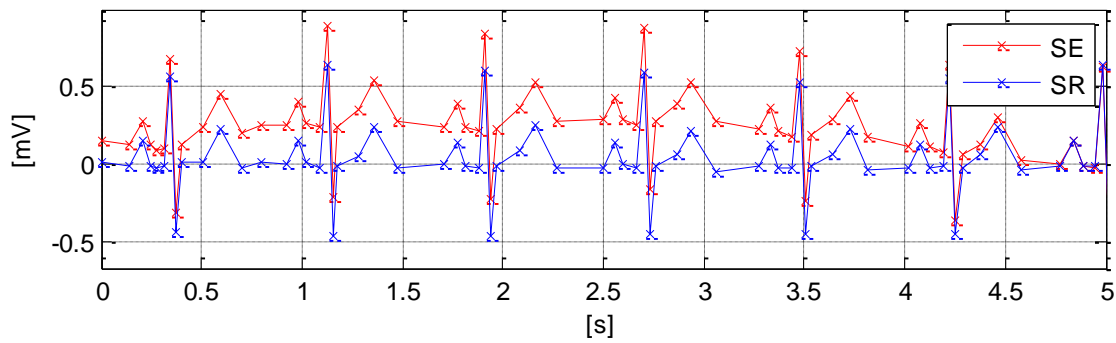


Figura 5.15 – Remoção das deflexões na LB do sinal *PTB 284*. (a) Sinal de entrada, (b) Sinal resultante, (c) Sinal de entrada (vermelho) e sinal resultante (azul), (d) Ênfase nos primeiros 5 segundos: Sinal de entrada (vermelho) e o sinal resultante (azul).

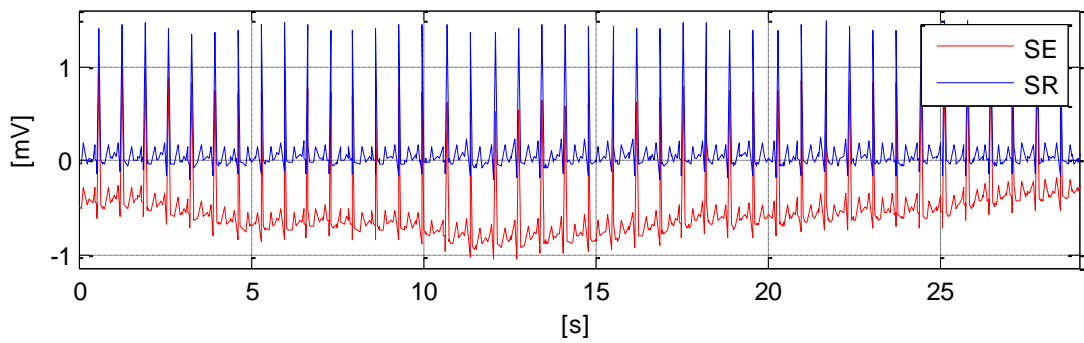


(a)

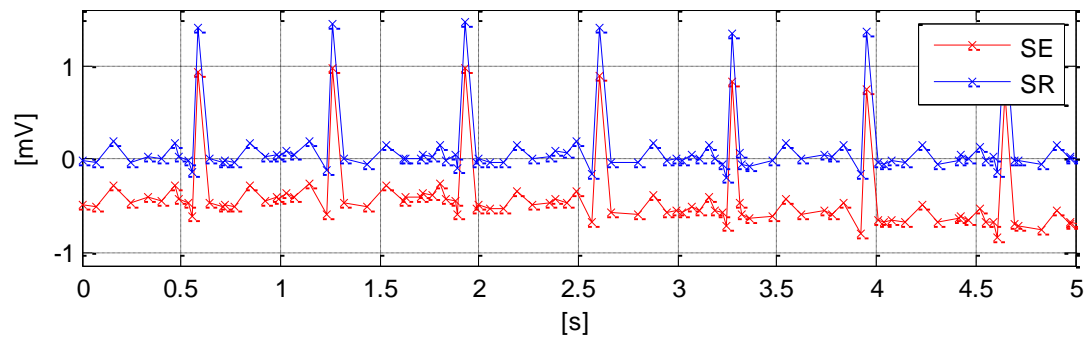


(b)

Figura 5.16 – Correção da LB do sinal *PTB 276*. (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.



(a)



(b)

Figura 5.17 Correção da LB do sinal *PTB 247*. (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.

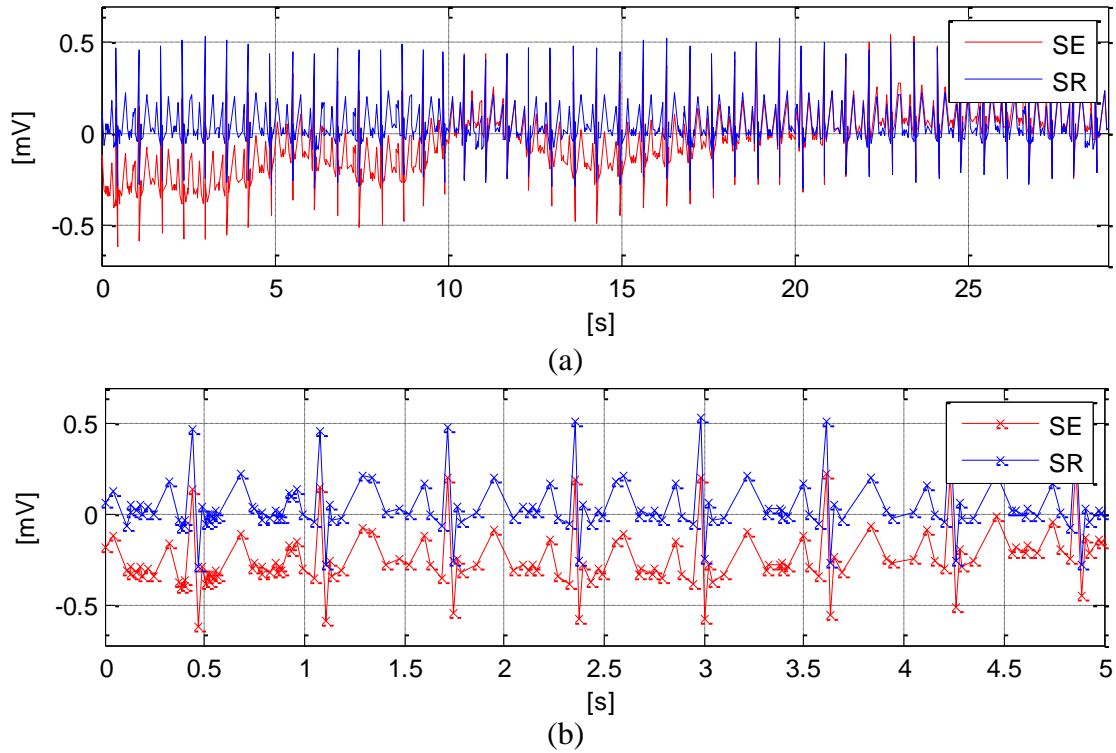


Figura 5.18 – Correção da LB do sinal *PTB 170* (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.

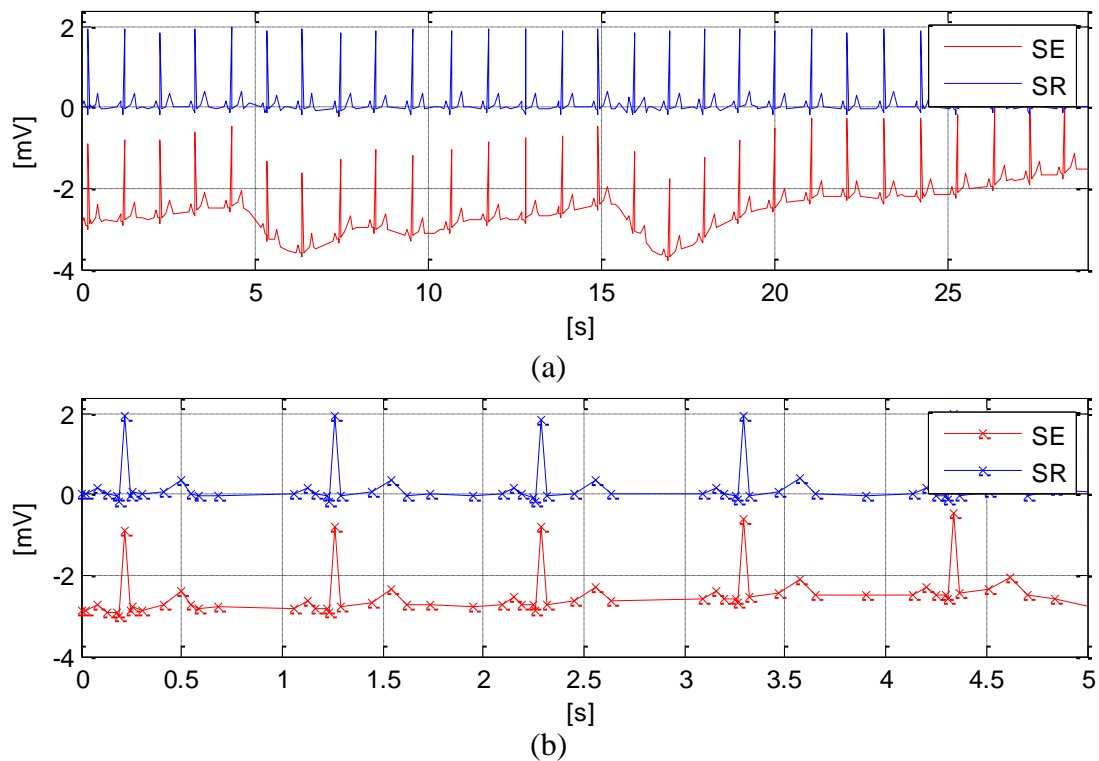


Figura 5.19 – Correção da LB do sinal *PTB 165*. (a) Sinal de entrada em comparação com o sinal resultante, (b) Ênfase em 5 segundos.

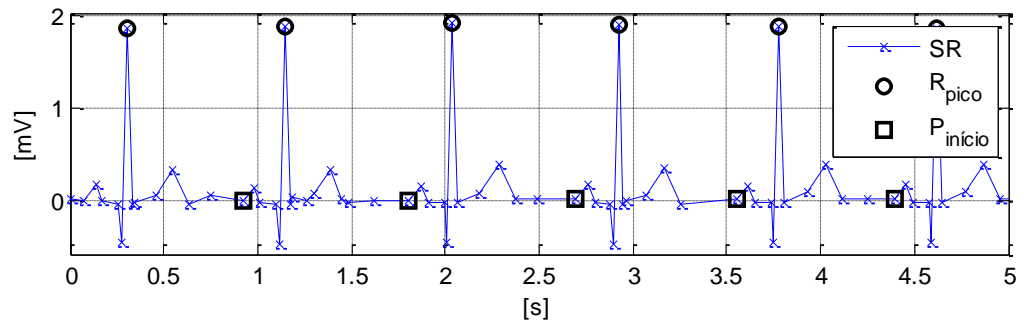
#### 5.4 Considerações sobre a etapa de pré processamento do sinal

- O número de pontos remanescentes após o processamento é uma característica inerente ao sinal original.
- O pré processamento do sinal original com os algoritmos GC pode acarretar em exclusão temporária das ondas que aparecem em menor amplitude em algum dos batimentos que compõe o sinal como um todo, fato que é recuperado na identificação das ondas da IC, em concordância com o que será demonstrado na seção 5.5.
- O ajuste manual das tolerâncias dos algoritmos de GC, de acordo com o sinal original, controlaria bem a exclusão ocasional de algumas ondas, bem como o ruído de alta frequência presente em alguns dos sinais. No entanto, esse recurso não foi utilizado, pois um dos objetivos é avaliar a desenvoltura do algoritmo na situação de 100% automatizada.
- Conforme os dados mostrados na Tabela A.1 os limites inferior e superior obtidos na redução de pontos da derivação DI foram os mesmos que os obtidos para a derivação DII: 97,6% e 99,1%.
- A etapa de correção da linha de base obteve para as duas derivações resultados que refletiram em mínima distorção das ondas principais.

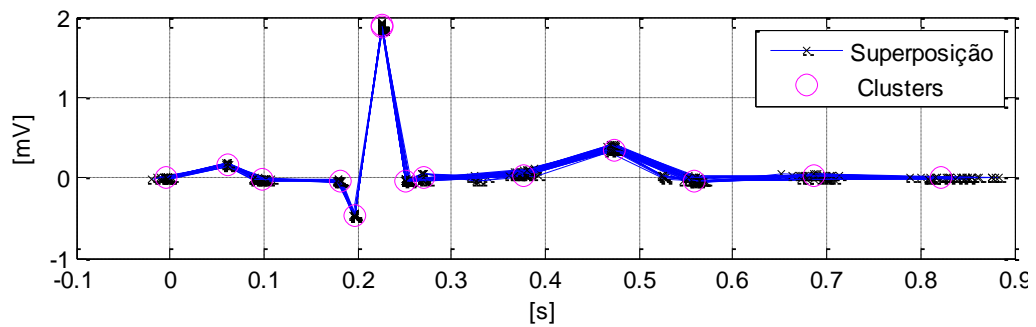
#### 5.5 Superposição dos batimentos cardíacos – Processamento da derivação DII

Essa seção traz, por simplificação, apenas ilustrações da superposição realizada na derivação DII.

As figuras abaixo, Figura 5.20, Figura 5.21, Figura 5.22, Figura 5.23 e Figura 5.24 ilustram as etapas finais para a obtenção da IC: Identificação do pico *R* e do início da onda *P*, e superposição dos batimentos e identificação dos clusters. As figuras ilustram os respectivos resultados obtidos para os sinais *PTB 284* *PTB 276*, *PTB 247*, *PTB 170*, *PTB 165*.

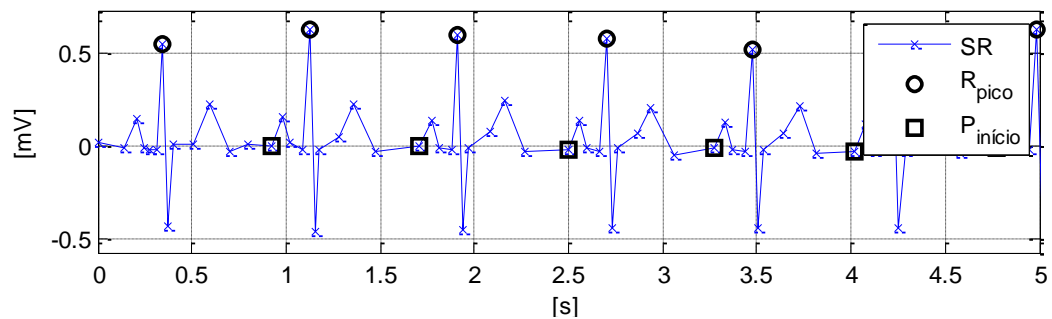


(a)

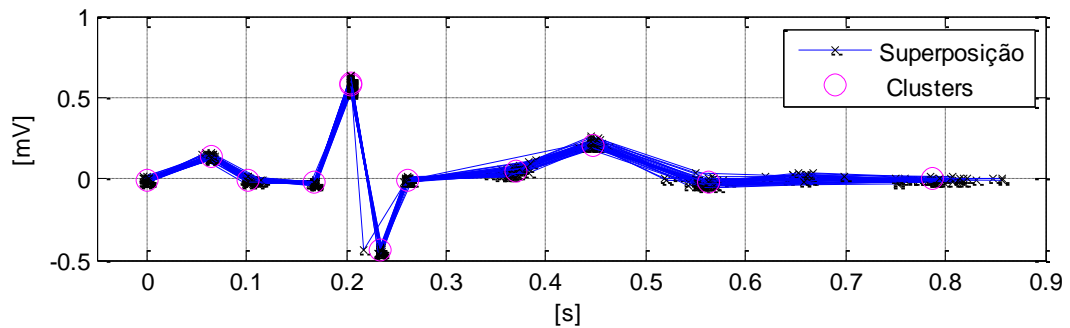


(b)

Figura 5.20 – Superposição do sinal *PTB 284*. (a) Identificação de  $R$  e de  $P_i$ , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).



(a)



(b)

Figura 5.21 – Superposição do sinal *PTB 276*. (a) Identificação de  $R$  e de  $P_i$ , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).

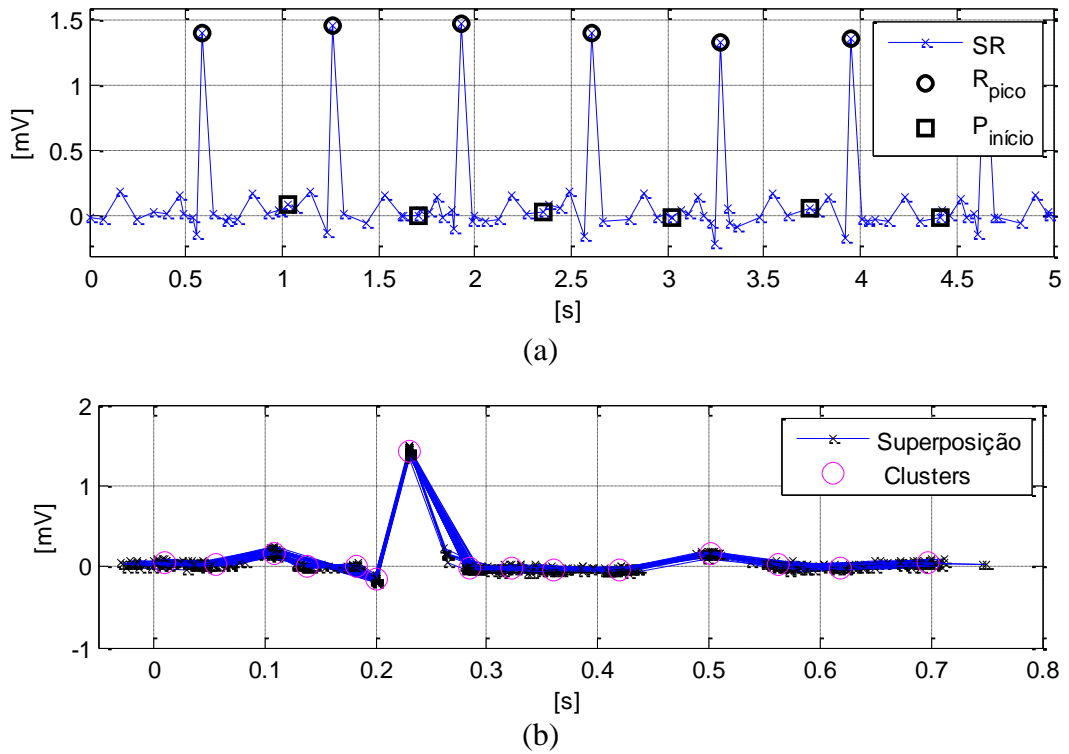


Figura 5.22 – Superposição do sinal *PTB 247*. (a) Identificação de  $R$  e de  $P_i$ , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).

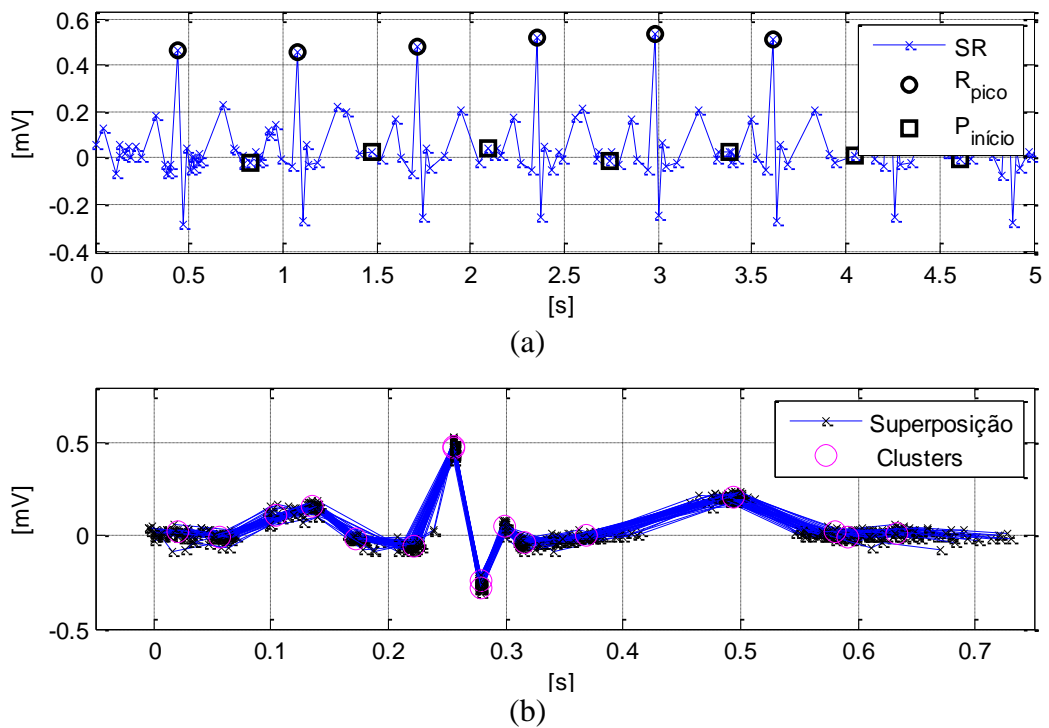


Figura 5.23 – Superposição do sinal *PTB 170*. (a) Identificação de  $R$  e de  $P_i$ , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).



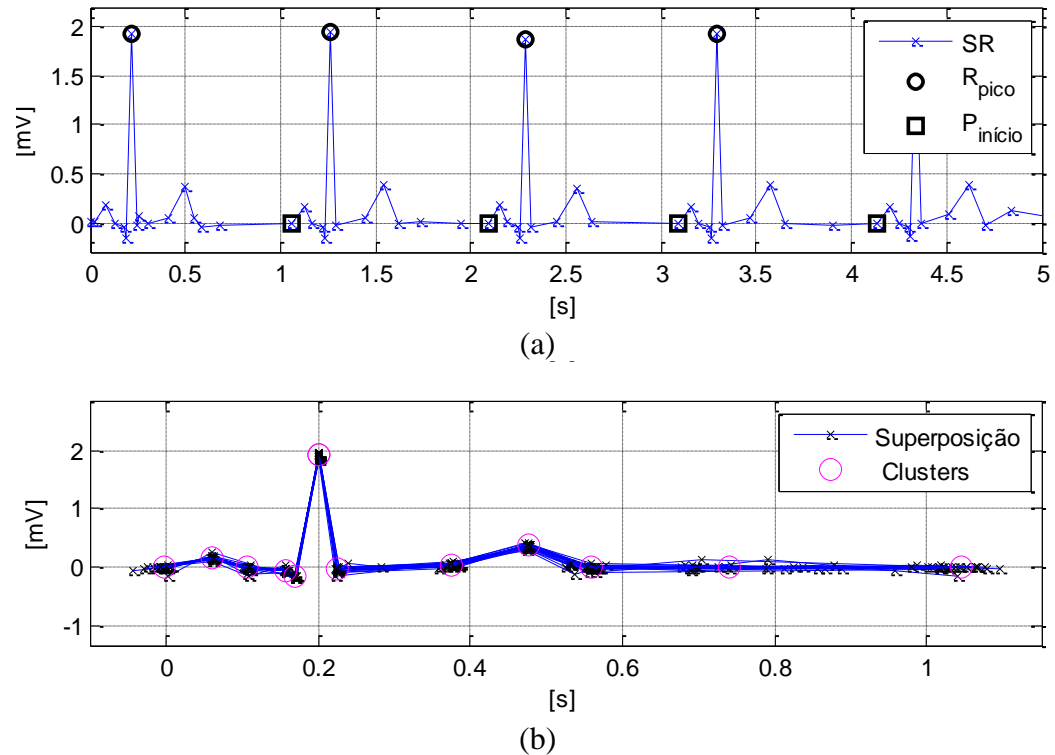


Figura 5.24 – Superposição do sinal *PTB 165*. (a) Identificação de  $R$  e de  $P_i$ , (b) Superposição dos batimentos (azul) e identificação da região central dos clusters (rosa).

## 5.6 Considerações sobre a superposição dos batimentos cardíacos

- Conforme os dados da Tabela A.2, todos os 52 sinais analisados na derivação DII completaram com sucesso a etapa de superposição dos batimentos cardíacos contidos nos 30 segundos de análise.
- Conforme a Tabela A.3, 5 dos 52 sinais analisados para a derivação DI mostraram dificuldades de completar corretamente a superposição do sinal. As dificuldades apresentadas foram:
  - Má identificação dos picos  $R$  devido a relação de amplitudes entre as ondas  $T$  e  $R$  ser maior que o limite estabelecido na seção 4.2.1 de 40%, fazendo com que o algoritmo interprete as ondas  $T$  de maior amplitude como se fossem uma onda  $R$ . Os sinais que apresentaram esse problema foram: *PTB 184*, *PTB 233*, *PTB 234* e *PTB 242*. A alteração desse limite pode implicar em má identificação dos picos  $R$  de outros sinais que não sejam esses 4.

- O limite estabelecido na seção 4.2.1 para a janela temporal à esquerda do pico *R* em 260ms foi insuficiente para a captura do início da onda *P*. O sinal que apresentou esse problema foi o *PTB 198*. A alteração desse limite para um valor maior pode acarretar em problemática para outros sinais.
- A metodologia totalmente automatizada proposta para análise do ECG apresentou melhor desenvoltura para a derivação DII, quando comparados os resultados obtidos entre essa derivação e a derivação DI.
- O ajuste manual dos limites abordados nessa seção pode ser feito de acordo com o sinal processado para a identificação precisa dos picos *R* e do início das ondas *P* nos sinais que apresentaram dificuldade de completar a etapa de superposição corretamente. No entanto, esse recurso não foi utilizado, pois um dos objetivos é avaliar a desenvoltura do algoritmo na situação de 100% automatizada.

## 5.7 Identidade cardíaca e automatização da análise das características do ECG

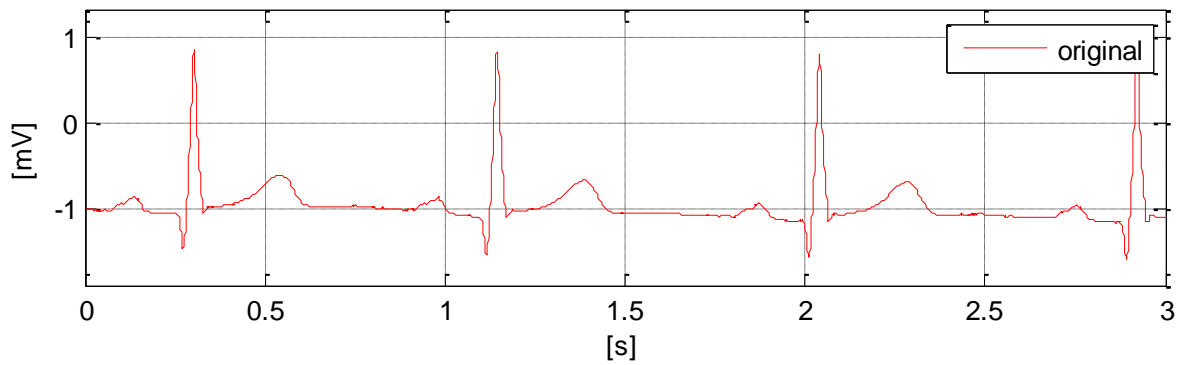
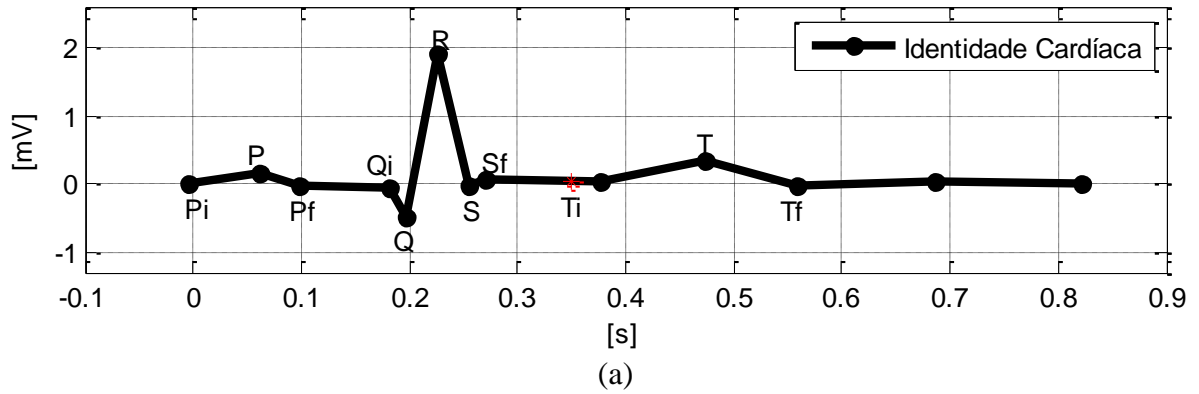
A Figura 5.25 e a Figura 5.26 ilustram a identificação automática dos pontos que formam as ondas principais da identidade cardíaca, referente à derivação DII e à derivação DI, respectivamente, para o sinal *PTB 284*. Além disso, essas figuras permitem uma comparação direta da morfologia final da identidade cardíaca com o sinal original do ECG.

O mesmo ocorre com a Figura 5.27 e a Figura 5.28 para o sinal *PTB 276*; Figura 5.29 e Figura 5.30 para o sinal *PTB 247*; Figura 5.31 e Figura 5.32 para o sinal *PTB 170*; e Figura 5.33 e Figura 5.34 para o sinal *PTB 165*.

A análise conjunta das duas derivações para um mesmo eletrocardiograma evidencia as diferenças entre as duas derivações.

A Tabela 5.3 contém os valores numéricos obtidos para esses sinais de acordo com as diretrizes analisadas pelo algoritmo para a derivação DII. Enquanto que a Tabela 5.4 contém as informações para a derivação DI.

Os dados apresentados na Tabela 5.3 mostram a não conformidade da resposta obtida para o sinal *PTB 276* de acordo com os valores estabelecidos como normais para a onda *T*. No entanto, de acordo com os laudos disponíveis na plataforma online Physionet [Bousseljot et al.], esses exames descreveram a situação cardíaca como saudável. Discussões são apresentadas na seção 5.8.



(b) Figura 5.25 – Sinal *PTB 284*, derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

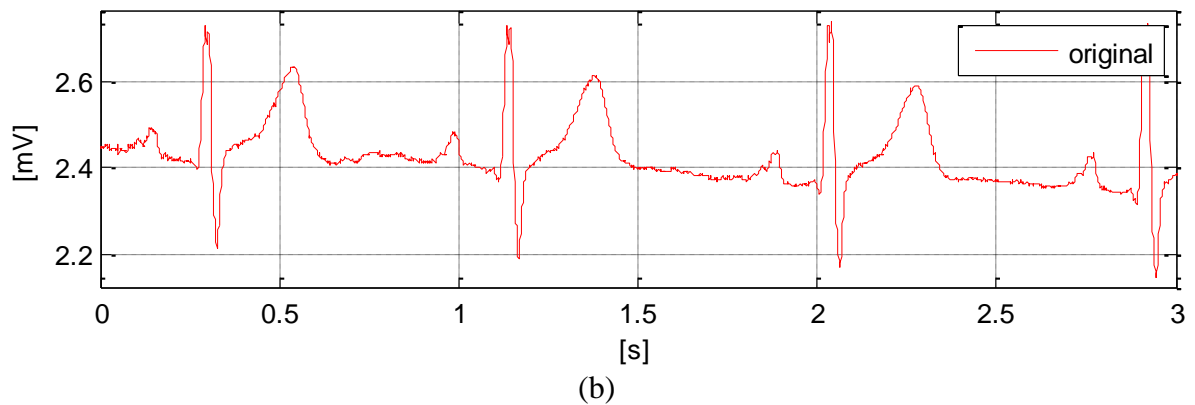
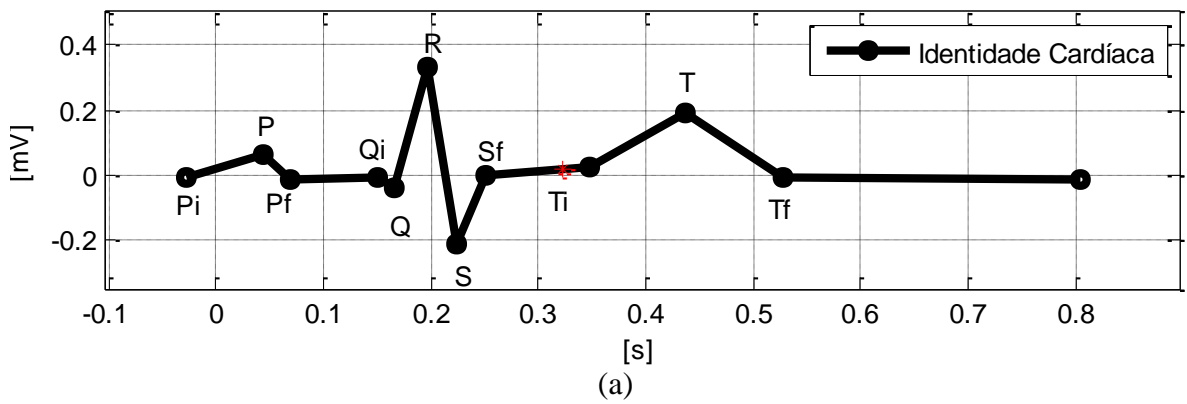


Figura 5.26 – Sinal *PTB 284*, derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

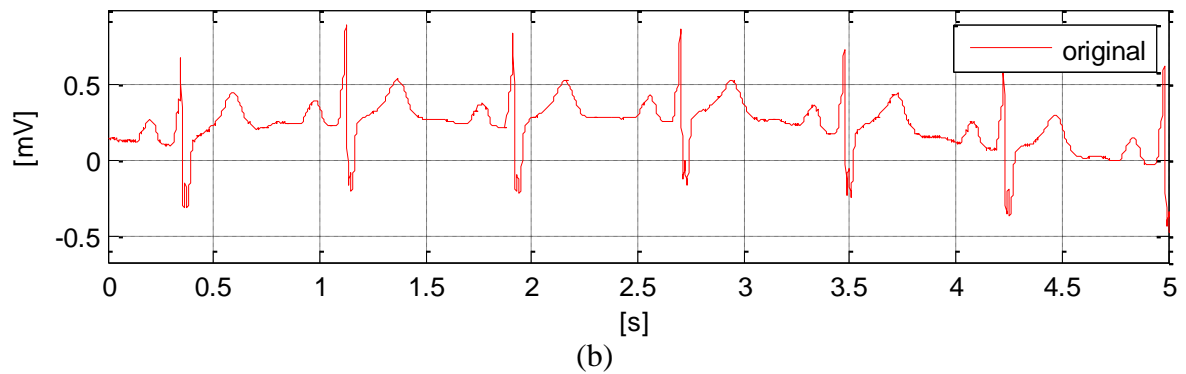
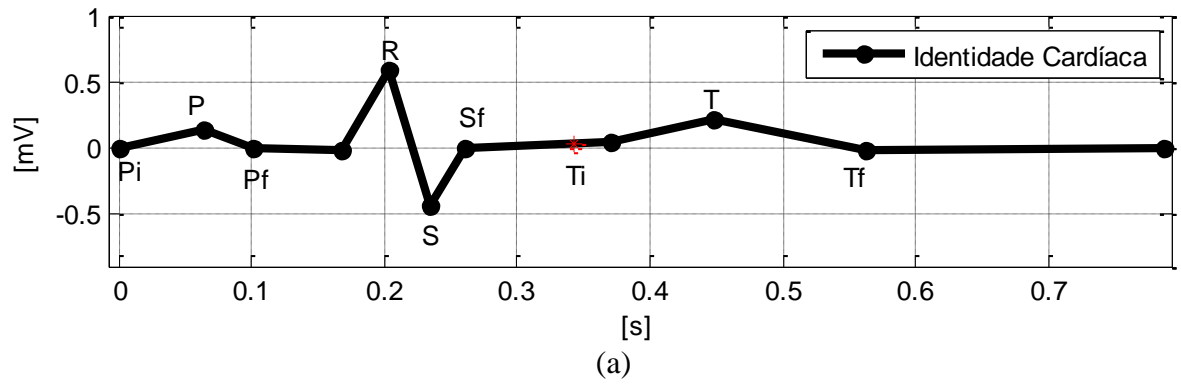


Figura 5.27 –Sinal *PTB 276*, derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

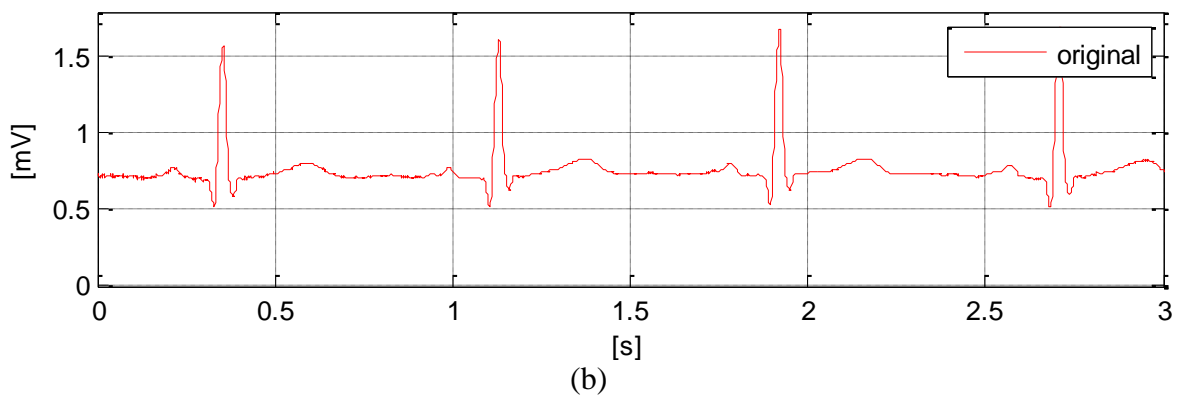
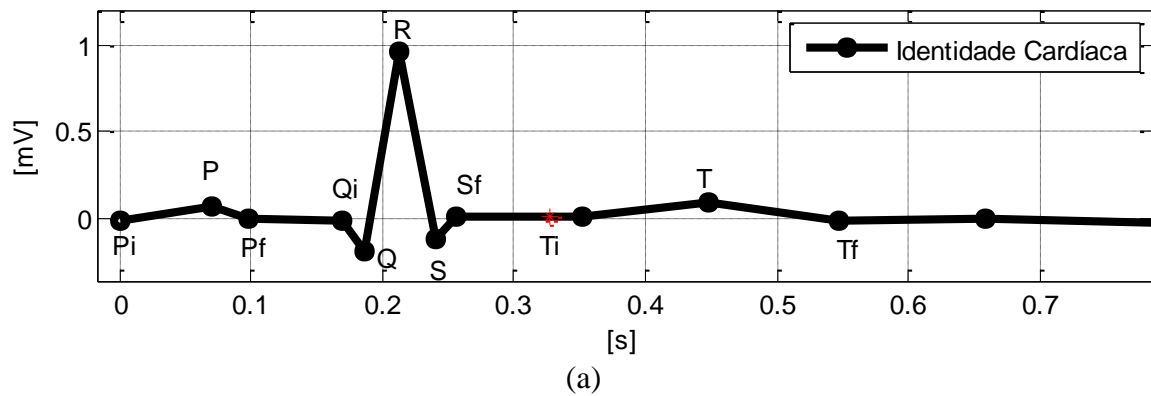


Figura 5.28 –Sinal *PTB 276*, derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

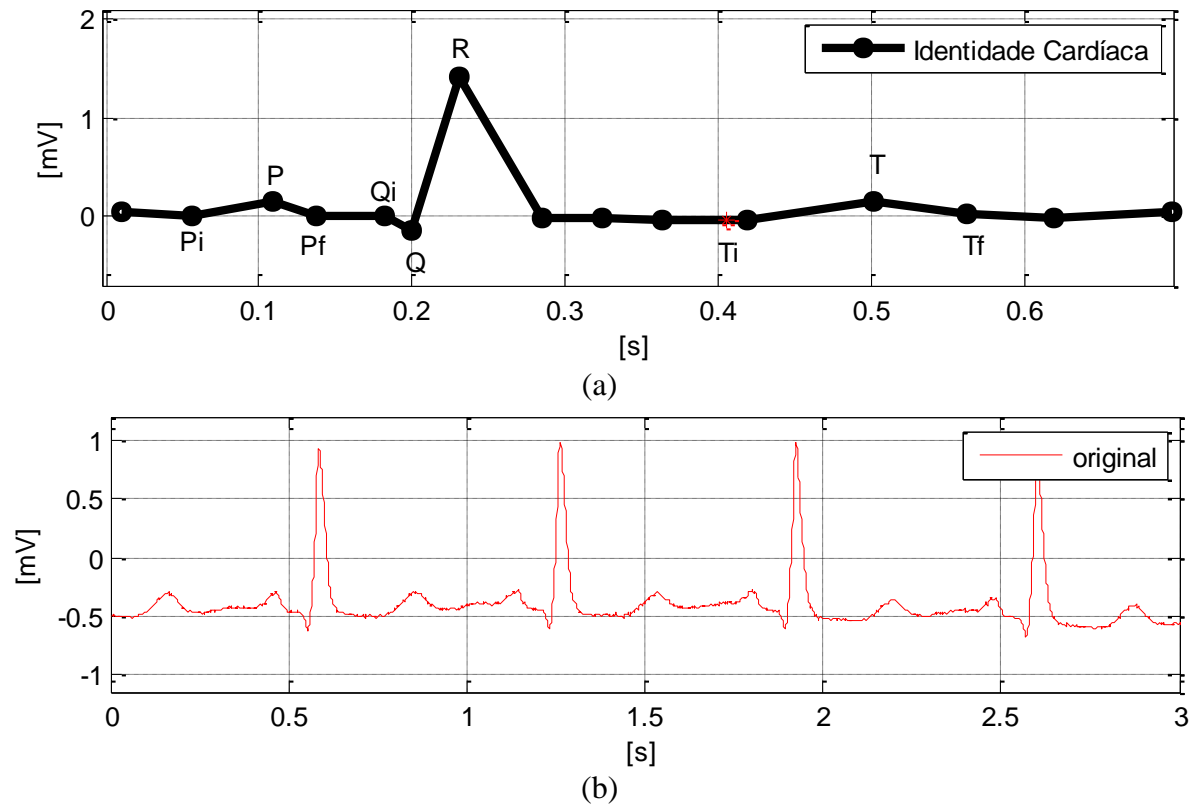


Figura 5.29 –Sinal *PTB 247*, derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

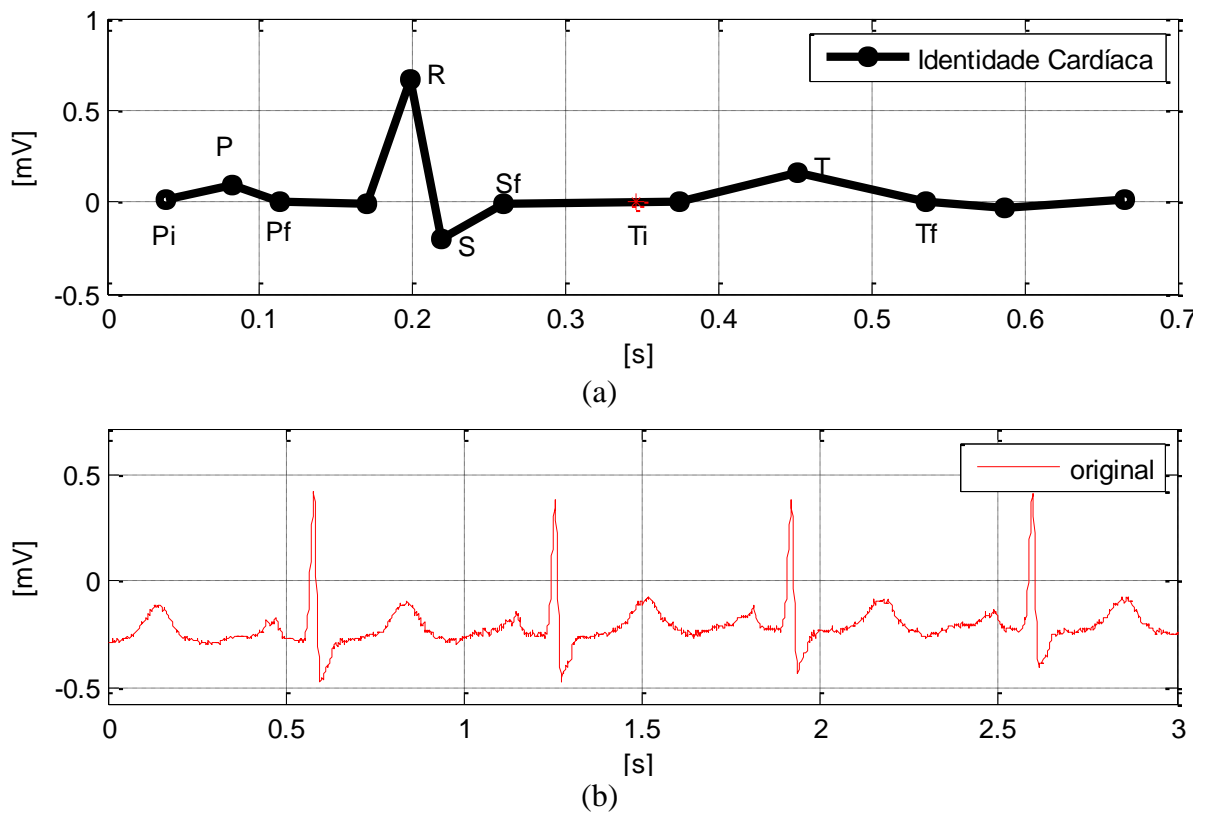


Figura 5.30 –Sinal *PTB 247*, derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

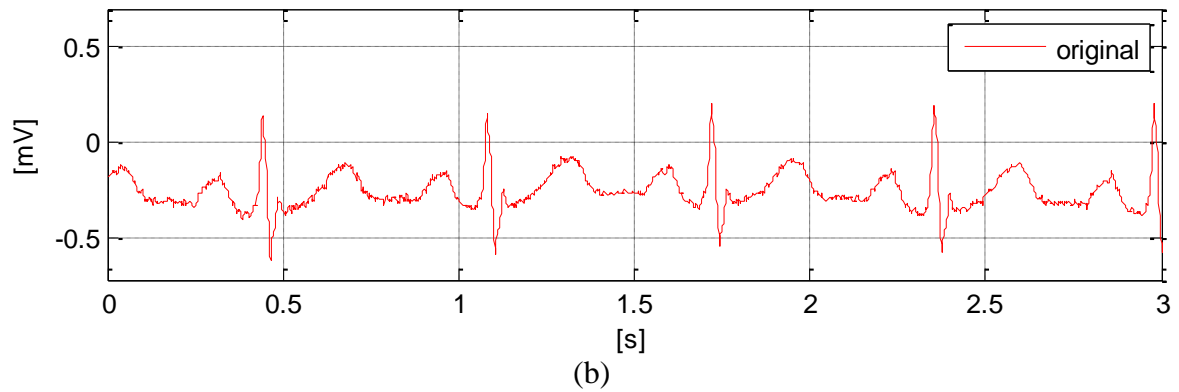
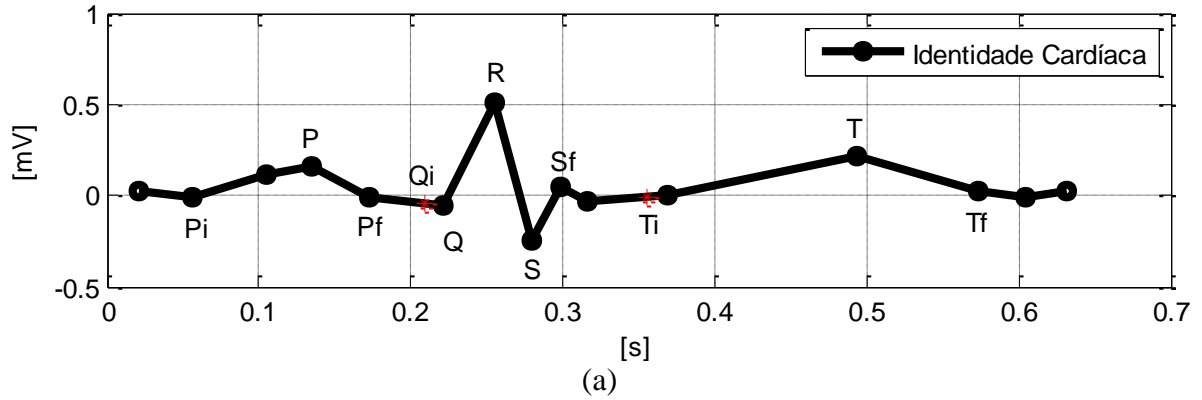


Figura 5.31 – Sinal *PTB 170*, derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

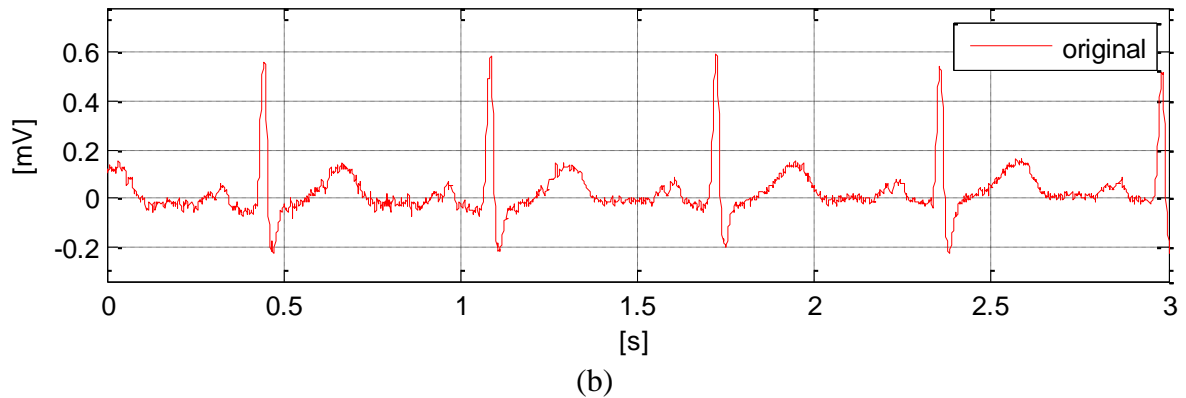
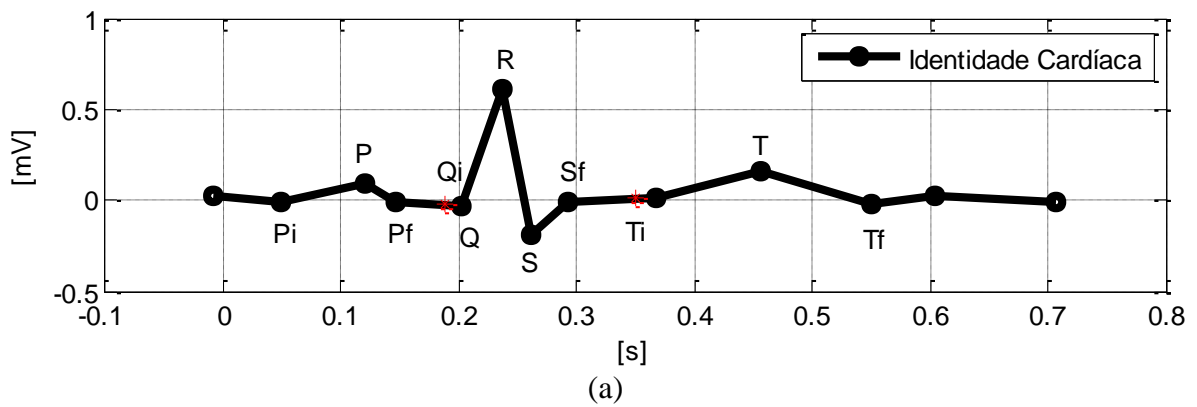


Figura 5.32 – Sinal *PTB 170*, derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

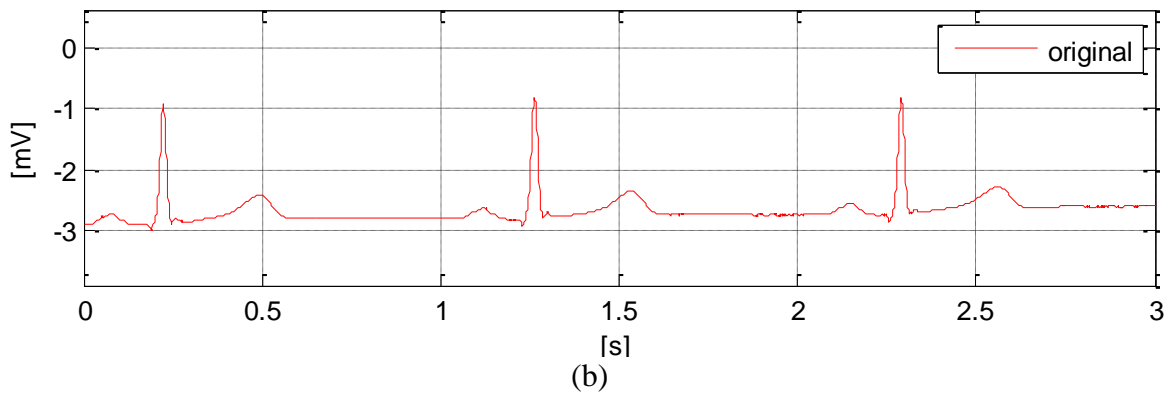
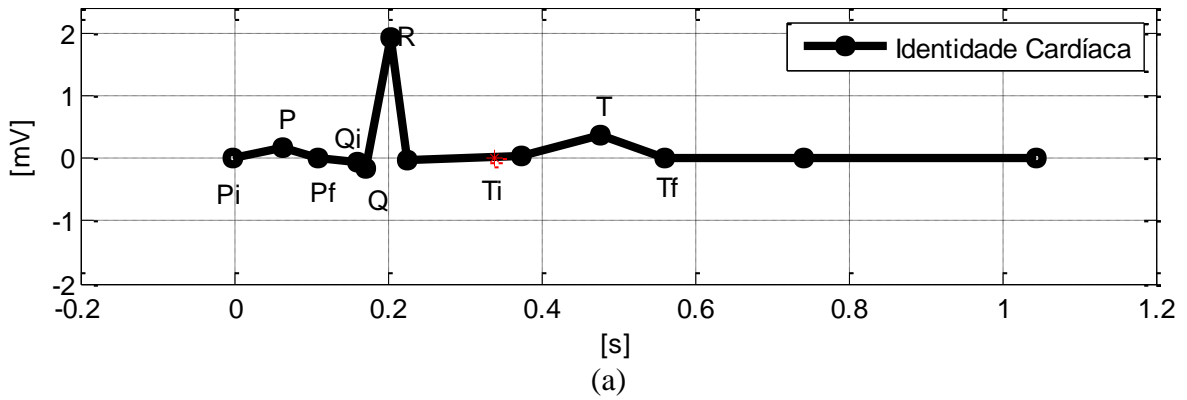


Figura 5.33 – Sinal *PTB 165*, derivação DII. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

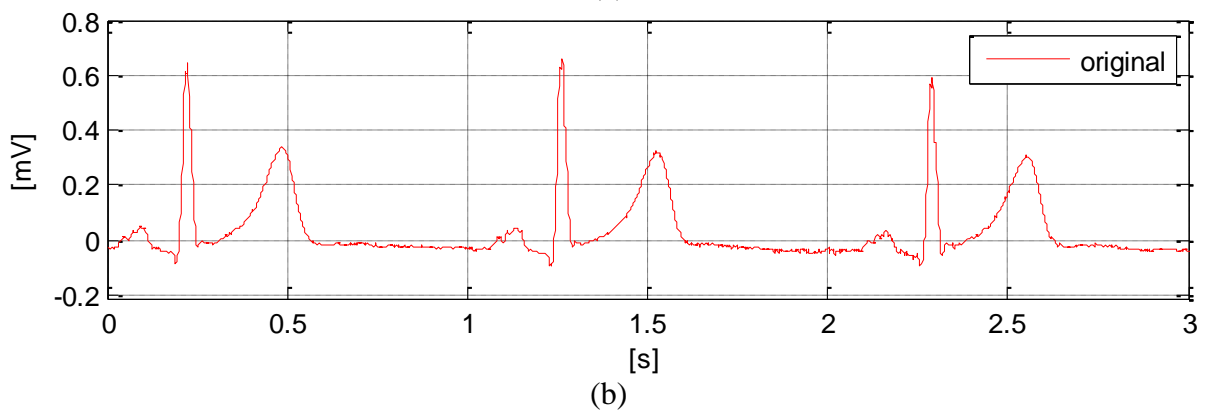
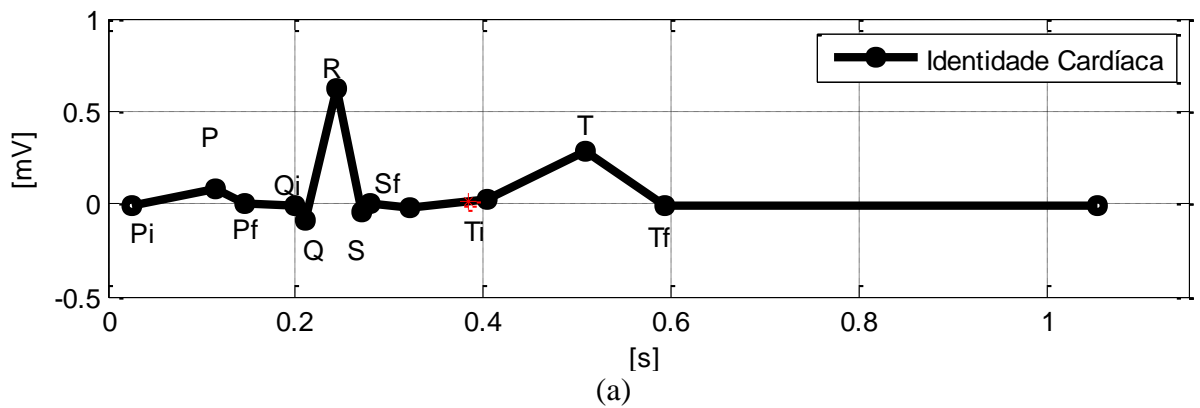


Figura 5.34 – Sinal *PTB 165*, derivação DI. (a) Identificação das ondas, (b) Sinal original.

Tabela 5.3 – Análise das características padrão do ECG para a identidade cardíaca: Derivação

DII.

Paciente	Ritmo cardíaco		Frequência cardíaca [bpm]	Onda <i>P</i>		Complexo <i>QRS</i>		Onda <i>T</i>			Intervalo <i>PR</i> [s]	Intervalo <i>QTc</i> [s]	Segmento <i>ST</i> [mV]
	média[s]	desvio[s]		[s]	[mV]	[s]	[mV]	positiva em DII	assimetria				
165	1,04	0,02	60	0,12	0,16	0,07	1,98	✓	✓	0,16	0,40	0,02	
170	0,63	0,02	96	0,12	0,18	0,09	0,46	✓	✓	0,16	0,42	0,04	
247	0,67	0,01	90	0,10	0,15	0,11	1,41	✓	✓	0,14	0,43	0,02	
276	0,78	0,01	78	0,10	0,14	0,09	0,64	✓	✗	0,17	0,42	0,02	
284	0,85	0,02	72	0,10	0,16	0,09	1,94	✓	✓	0,18	0,40	0,04	

Tabela 5.4 – Análise das características padrão do ECG para a identidade cardíaca: Derivação

DI.

Paciente	Ritmo cardíaco		Frequência cardíaca [bpm]	Onda <i>P</i>		Complexo <i>QRS</i>		Onda <i>T</i>			Intervalo <i>PR</i> [s]	Intervalo <i>QTc</i> [s]	Segmento <i>ST</i> [mV]
	média[s]	desvio[s]		[s]	[mV]	[s]	[mV]	positiva em DI	assimetria				
165	1,04	0,02	60	0,13	0,02	0,07	0,65	✓	✓	0,17	0,39	0,02	
170	0,63	0,02	96	0,10	0,10	0,11	0,62	✓	✓	0,14	0,42	0,01	
247	0,67	0,01	90	0,08	0,09	0,11	0,66	✓	✓	0,12	0,44	0,01	
276	0,78	0,01	78	0,10	0,07	0,09	0,97	✓	✓	0,17	0,41	0,01	
284	0,85	0,02	72	0,09	0,09	0,09	1,09	✓	✓	0,18	0,40	0,02	



## 5.8 Considerações sobre a identificação das ondas principais e a análise do ECG

- De acordo com a Tabela A.3, do total de 52 sinais analisados para a derivação DI, 5 não completaram a etapa de superposição corretamente, inviabilizando a criação da IC e a análise das características padrão do ECG para estes sinais. A derivação DII não teve registros desse problema, conforme indica a Tabela A.2.
- De acordo com a Tabela A.2, 8% dos sinais da derivação DII apresentaram alguma característica padrão com valor diferente dos conceituais valores globais. Enquanto que a derivação DI (Tabela A.3), apresentou o valor de 2% considerando apenas os 47 sinais que completaram a etapa de superposição corretamente. Essa porcentagem não significa, necessariamente, falha do algoritmo, conforme veremos nos tópicos a seguir.
  - Uma vez que as ondas principais dos sinais *PTB 150* e *PTB 156* da derivação DII foram bem identificadas, o valor excedente ao padrão de 2mV para a amplitude do complexo *QRS* pode representar uma exceção ao padrão global do ECG. Pessoas longilíneas ou brevelíneas podem apresentar QRS com amplitude fora do padrão global estipulado como normal. Além disso, uma medição com os eletrodos posicionados de maneira equivocada pode alterar o valor da amplitude do sinal [Braunwald et al., 2013].
  - O valor obtido nas derivações DI e DII para a duração temporal da onda *P* no sinal *PTB 166* foi de 0,13ms. Esse valor extrapola o limite superior de 0,12ms, estabelecido para essa onda. Ondas *P* com duração temporal acima de 0,12ms são indicativo de complicações cardíacas, como sobrecarga atrial esquerda [Braunwald et al., 2013]. O procedimento, nesse caso, seria repetir o exame para avaliar se houve erro de medição.
  - Para o caso do sinal *PTB 276*, a onda *T* apresentou identificação de início mais acelerado, ao invés do padrão normal, que seria o início dessa onda de forma mais lenta em comparação com o seu final. Esse caso sugere que a criação do ponto *Ti* seja revista, uma vez que o sinal de entrada *PTB 276* apresenta-se com assimetria correta.
- O fato do exame apresentar valores diferentes entre os pacientes para as características analisadas e contempladas na Tabela 4.1, reflete a importância da análise de um ECG de maneira individual e personalizada, demonstrando que os valores-referência das

características do ECG são valores médios globais, ou seja, o padrão pessoal pode estar ligeiramente fora da curva de referência sem necessariamente ser um indicativo de problemas cardíacos. Assim, cada paciente deveria ter seu exame analisado de maneira personalizada, o que reforça a importância de um histórico cardíaco para avaliar a situação atual a partir de tendências anteriores.

- A Tabela A.4 e a Tabela A.5, ilustram o *range* obtido pelo algoritmo na extração das características padrão do ECG.
- Os resultados apresentados servem como uma ferramenta de auxílio à identificação de anormalidades no padrão pessoal do batimento cardíaco, sem substituir, no entanto, a avaliação médica que fará a interpretação da anormalidade observada.

## 5.9 Ferramenta gráfica para a gestão da condição cardíaca

A Figura 5.35 ilustra a interface da ferramenta gráfica. Para melhor visualização a Figura 5.36 mostra a parte de resultados gráficos da interface, e a Figura 5.37 mostra o quadro de resultados numéricos.

Apesar da Figura 5.35(e) indicar uma pequena alteração na morfologia da nova medição em comparação à morfologia padrão da IC (fato que pode ser melhor visualizado na Figura 5.36), a verificação das características padrão do ECG mostra que essa mudança não provocou alterações numéricas, conforme os valores mostrados na Figura 5.37.

A Figura 5.38, Figura 5.39, Figura 5.40 e Figura 5.41 ilustram, respectivamente, a parte de resultados gráficos da ferramenta sendo aplicada à derivação DII dos sinais *PTB 276*, *PTB 247*, *PTB 170* e *PTB 165*.

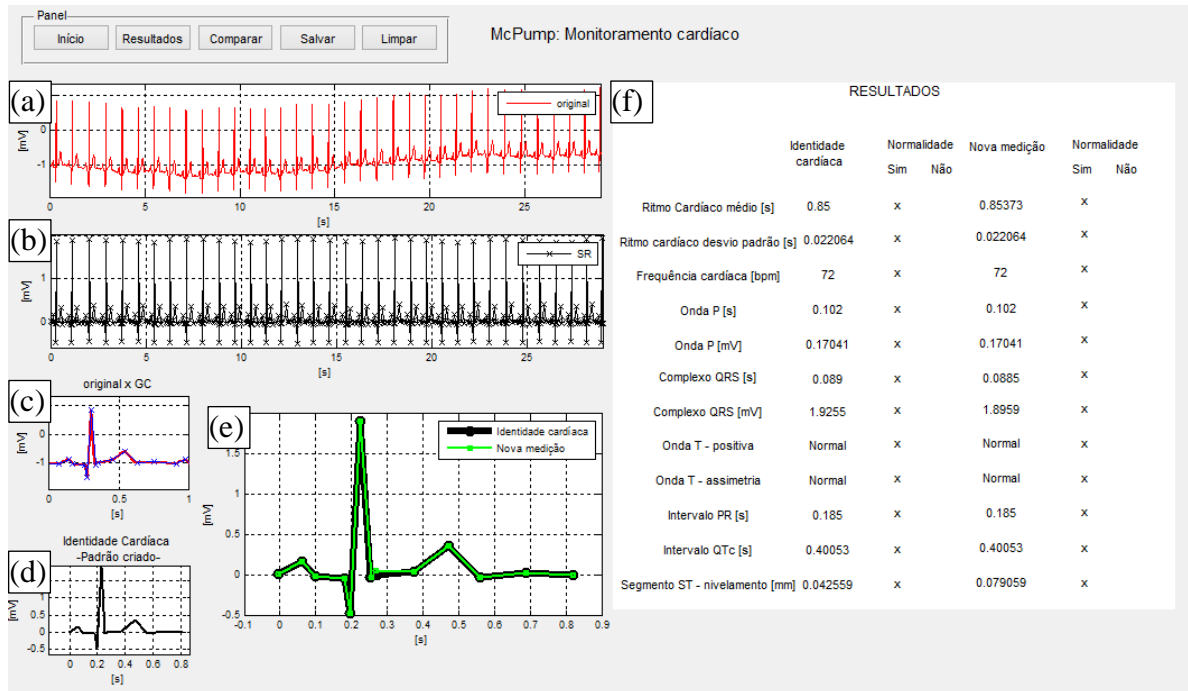


Figura 5.35 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca. Sinal *PTB 284* – derivação DII. (a) Sinal original, (b) Sinal resultante, (c) Comparação entre o primeiro segundo do sinal original (vermelho) e os pontos finais após o pré processamento com os algoritmos de generalização de curvas (azul), (d) Identidade cardíaca, (e) Comparação entre a identidade cardíaca padrão (preto) com a gerada em uma nova medição (verde), (f) Quadro dos resultados medidos, comparação entre valores medidos para a identidade cardíaca padrão, e valores da nova medição.

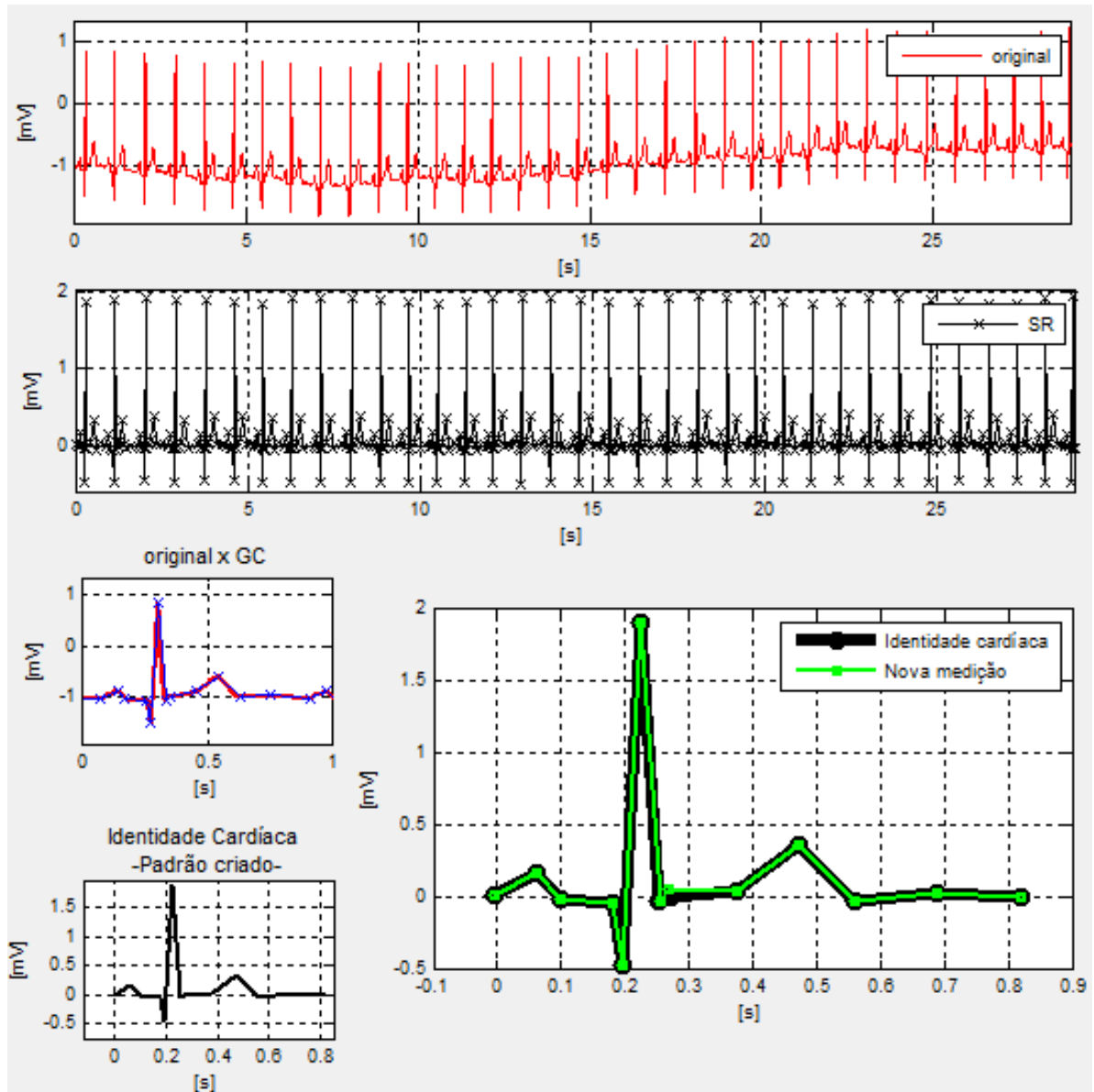


Figura 5.36 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca.

Ilustração dos resultados gráficos.

RESULTADOS						
	Identidade cardíaca	Normalidade		Nova medição	Normalidade	
		Sim	Não		Sim	Não
Ritmo Cardíaco médio [s]	0.85373	x		0.85373	x	
Ritmo cardíaco desvio padrão [s]	0.022064	x		0.022064	x	
Frequência cardíaca [bpm]	72	x		72	x	
Onda P [s]	0.102	x		0.102	x	
Onda P [mV]	0.17041	x		0.17041	x	
Complexo QRS [s]	0.089	x		0.0885	x	
Complexo QRS [mV]	1.9255	x		1.8959	x	
Onda T - positiva	Normal	x		Normal	x	
Onda T - assimetria	Normal	x		Normal	x	
Intervalo PR [s]	0.185	x		0.185	x	
Intervalo QTc [s]	0.40053	x		0.40053	x	
Segmento ST - nivelamento [mm]	0.042559	x		0.079059	x	

Figura 5.37 – Ferramenta Gráfica para monitoramento e gestão da condição cardíaca.

Ilustração dos resultados numéricos dispostos em uma tabela.

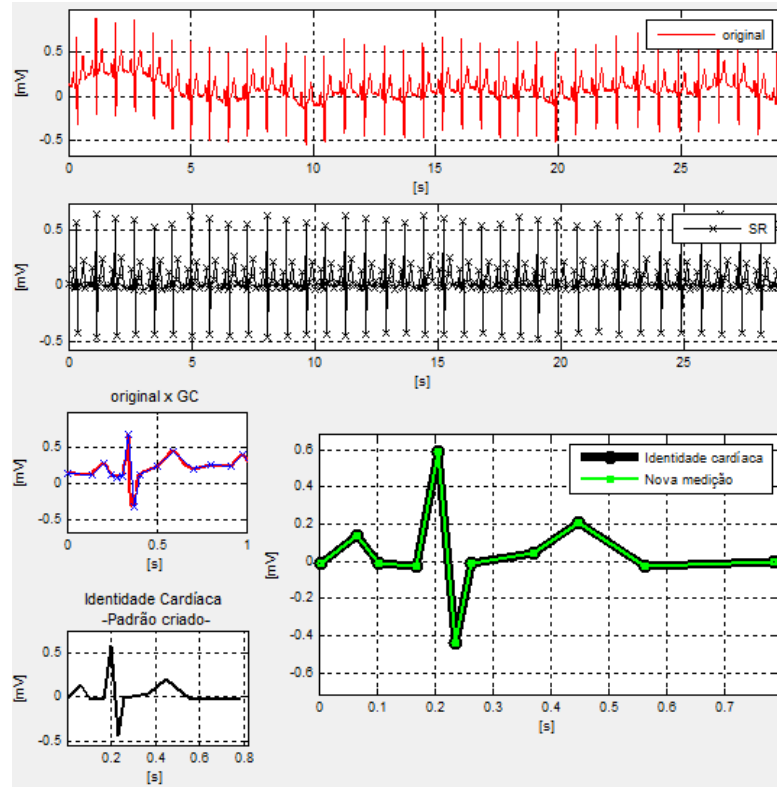


Figura 5.38 – Resposta Gráfica do sinal *PTB 276*: Comparação da nova medição com sua IC.

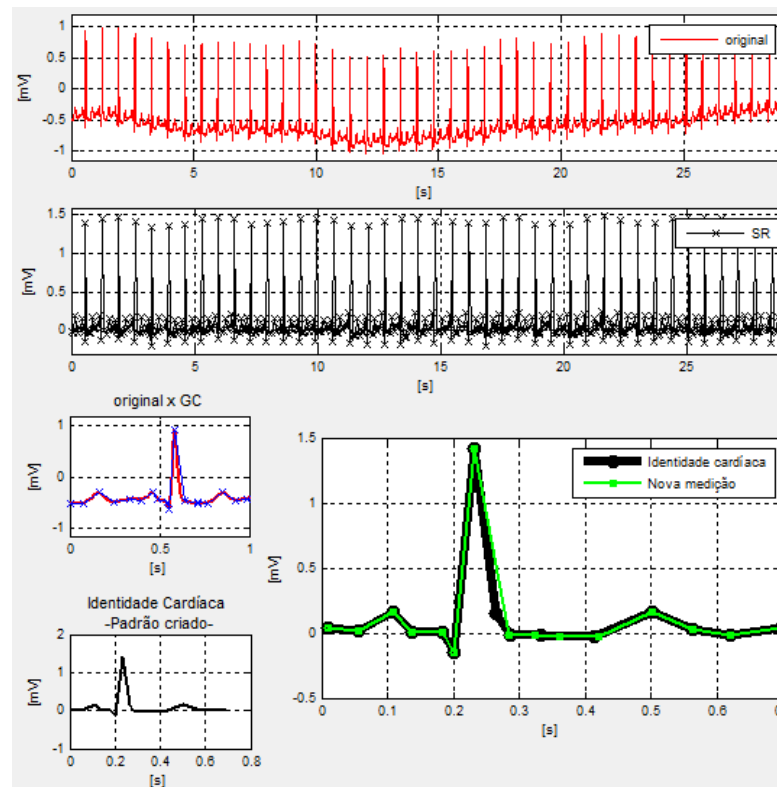


Figura 5.39 – Resposta Gráfica do sinal *PTB 247*: Comparação da nova medição com sua IC.

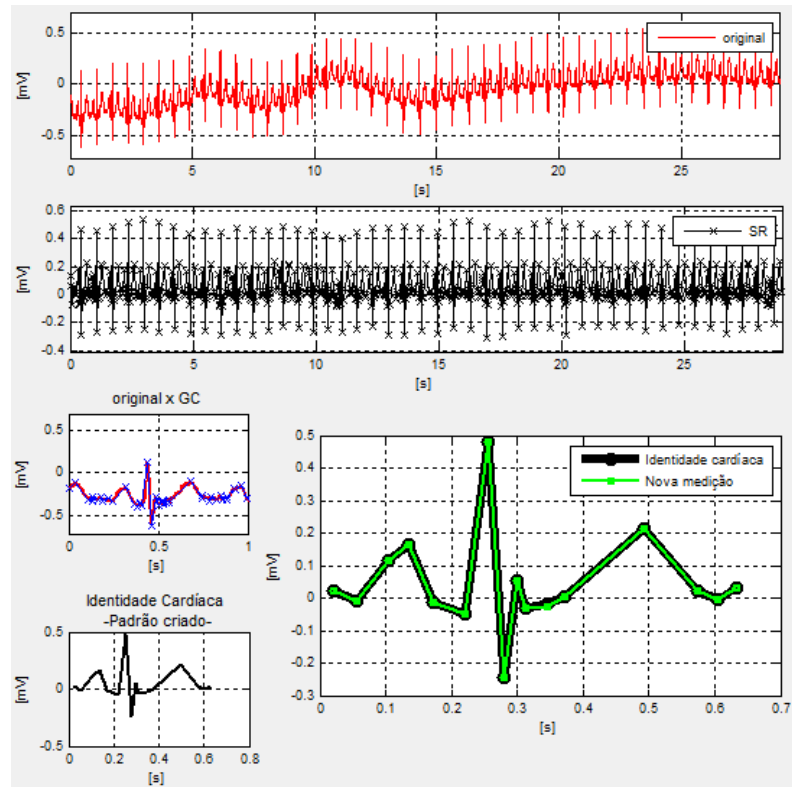


Figura 5.40 – Resposta Gráfica do sinal *PTB 170*: Comparação da nova medição com sua IC.

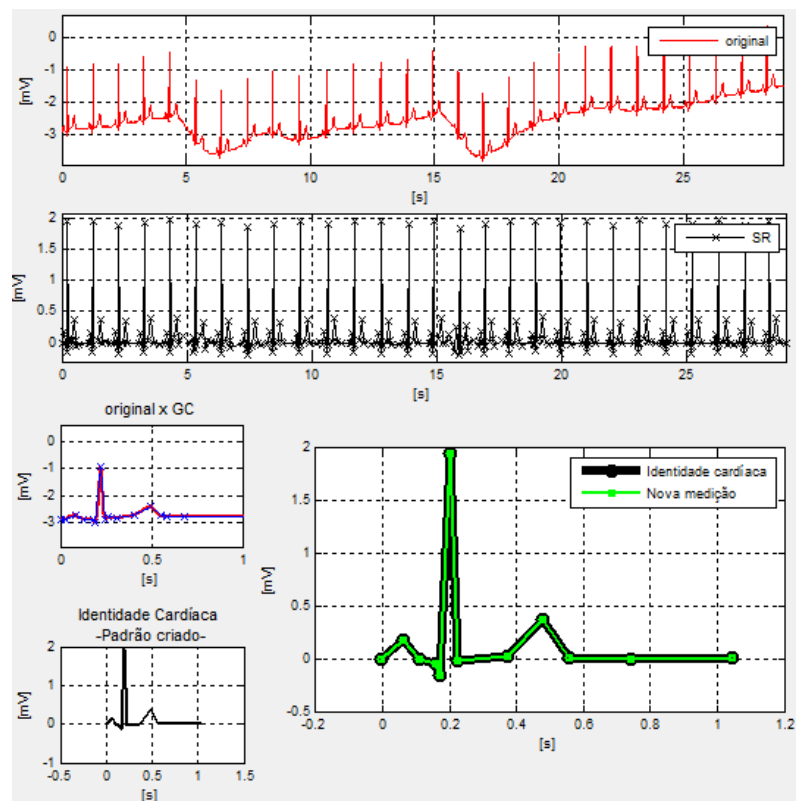


Figura 5.41 – Resposta Gráfica do sinal *PTB 165*: Comparação da nova medição com sua IC.

### 5.10 Observações sobre a ferramenta gráfica desenvolvida

- A comparação entre uma medição futura com a identidade cardíaca previamente estabelecida somente é válida se os eletrodos estiverem dispostos sobre a pele no mesmo local, ou em local muito próximo da medição que criou a IC a fim de se obter a padronização dos registros. Caso contrário o diferencial de potência medido por eles perderia a referência e, certamente, indicaria valores diferentes, referentes ao novo posicionamento.
- Os resultados apresentados, por serem resultados obtidos na mesma medição, e, portanto, mantendo a exata disposição dos eletrodos, possuem o registro de comparação muito similar à IC.
- A comparação numérica e gráfica da nova medição de maneira automatizada é realizada com base nas características padrão do ECG. A comparação automatizada dos valores obtidos entre a nova medição e a IC ainda não foi implementada, sendo necessário um estudo aprofundado sobre as tolerâncias de desvios aceitáveis.



## 6 APLICAÇÕES

Apesar dos numerosos trabalhos acerca da automatização na identificação dos padrões no ECG, do avanço tecnológico da rede online, das comunicações sem fio, dos sensores e dos circuitos integrados, que contribuem para uma imagem mais abrangente e de fácil acesso da saúde em geral, um completo sistema de hardware para a verificação da normalidade do batimento cardíaco em tempo real ainda não foi desenvolvido [Naseer e Nazeer, 2017]. Um dos motivos que dificulta esse desenvolvimento é a memória requerida para realizar o processamento do sinal. A proposta aqui desenvolvida oferece uma solução a esse problema, uma vez que o passo inicial do algoritmo é a eliminação de pontos redundantes, alcançando mais de 90% de redução, e, conseqüentemente, viabilizando uma análise mais rápida do ECG, que exija menos memória de processamento e de armazenamento.

Entre as aplicações na qual o algoritmo desenvolvido pode ser empregado, pode-se destacar aquelas que necessitam de processamento e análise de dados em tempo real.

Devido ao campo de aplicação ser da área da saúde, seriam necessários inúmeros testes para a avaliação da desenvoltura real do algoritmo quando aplicado a um hardware em específico. O algoritmo, após validado, tem potencial para ser aplicado tanto em hospitais, como em aparelhos de medição fora de um centro de saúde.

Em hospitais, poderia ser empregado na elaboração de um método para sinalização de desvios no padrão cardíaco pessoal do paciente em monitoração contínua dos sinais vitais, como, por exemplo, em uma Unidade de Tratamento e Terapia Intensiva (UTI). Hoje, essas alas do hospital contam com um monitor cardíaco que processa continuamente a derivação DII, sem, no entanto, alertar para qualquer desvio morfológico que indique risco para o coração, contando apenas com a avaliação de um médico que analisa visualmente o sinal digital emitido no monitor.

Soluções para monitoração de UTI são tópicos de pesquisa constante. Desde 2016 o Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor), juntamente com a SAP (empresa de origem alemã, criadora de softwares e gestão de empresas), desenvolvem um projeto com base nas tecnologias de Internet das Coisas (IoT) e Big Data para a integração de dados e monitoramento em tempo real da evolução de cada paciente [Digital,].

Por outro lado, o algoritmo quando aplicado em aparelhos de medição e monitoramento fora de um centro de saúde provocaria atitude preventiva para os usuários, tão importante para a redução no número de mortes causada por doenças cardiovasculares. A venda de dispositivos eletrônicos que monitoram a saúde em tempo real e de qualquer lugar tiveram um crescimento exponencial nos últimos anos no Brasil, e a previsão para crescimento nos próximos cinco anos ultrapassa 100% no país, segundo estatísticas informadas pela *Euromonitor Internacional*, ferramenta voltada à pesquisa de estratégia para mercados consumidores, no ano de 2017 [Euromonitor, 2017].

A empresa norte-americana Apple é um exemplo de empresa internacional que pesquisa soluções para o desenvolvimento de um hardware para monitoramento cardíaco através de dispositivos eletrônicos vestíveis. Em um estudo de duração aproximada de 14 meses (de Novembro de 2017 a Janeiro de 2019) em parceria com o Hospital Universitário de Stanford, a Apple pretende desenvolver um relógio inteligente capaz de identificar alterações no ritmo cardíaco que sejam sinalizadoras de fatores de risco à saúde [Stanford Medicine, 2017].

As informações contidas nessa seção fizeram parte de um estudo realizado durante a participação em dois eventos extra curriculares, oferecidos pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul no ano de 2017, e voltados à inovação e ao empreendedorismo, onde o tema abordado nesse trabalho foi submetido e aprovado para receber mentorias técnicas e de negócios, a fim de aproximar a Universidade do Mercado.

O primeiro programa que este trabalho foi aplicado foi a *Winter School 2017*, uma atividade de imersão que tem como principais objetivos transformar pesquisas acadêmicas em modelos de negócios através de palestras, mentorias e atividades práticas. Organizada pela Secretaria de Desenvolvimento Tecnológico UFRGS, Escola de Engenharia UFRGS e Parque Zenit UFRGS, com apoio do SEBRAE-RS, foi realizada entre os dias 21 e 25 de agosto. O trabalho apresentado nesse programa recebeu premiação de *Trabalho Destaque* entre os demais projetos participantes.

Além da *Winter School*, este trabalho também foi aplicado à *Maratona de Empreendedorismo* da UFRGS, que teve sua realização no período de 29 de agosto à 05 de dezembro. A Maratona de Empreendedorismo é um curso de extensão promovido anualmente pela Secretaria de Desenvolvimento Tecnológico da UFRGS, com apoio do SEBRAE-RS,

FIERGS IEL, Rede Global de Empreendedorismo Brasil, entre outras empresas e organizações.

A experiência adquirida nesses dois programas colaborou para o desenvolvimento de ideias e formas de aplicação do algoritmo desenvolvido nesse trabalho para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

## 7 CONCLUSÕES

Esse trabalho apresentou uma nova abordagem para o tratamento de sinais vitais do coração obtidos por meio do exame eletrocardiográfico de repouso. As considerações específicas de cada resultado foram abordadas no capítulo 5. As conclusões gerais quanto a metodologia proposta e a desenvoltura do algoritmo implementado são apresentadas:

- A utilização de algoritmos de generalização de curvas na etapa de pré processamento de sinais vitais é, até onde conhecemos, uma abordagem nova. Esses algoritmos, juntamente com a proposta de identidade cardíaca, proporcionaram uma forma de obter o esqueleto do ECG, reduzindo-o ao extremo, e mantendo os pontos fundamentais para descrever a individualidade de um ser humano.
- O número de pontos remanescentes após o processamento com os algoritmos de generalização de curvas é uma característica inerente ao sinal original. A redução de pontos obtida pelo algoritmo ficou entre 97,6% a 99,1% em relação ao sinal original do ECG para os 104 sinais analisados, o que implica em grande redução de custo computacional e da memória requerida para o processamento e armazenamento de dados.
- A proposta para os algoritmos de generalização de curvas serem completamente automatizados e independentes do sinal de entrada foi parcialmente alcançada, uma vez que alguns dos sinais analisados não apresentaram a totalidade dos pontos principais bem identificados nessa etapa. Posteriormente, esses pontos tiveram que ser recuperados para a correta avaliação do ECG através da IC. Portanto, para a análise final da IC a exclusão temporária desses pontos pelo algoritmo de GC não representou um problema.
- A etapa de remoção das deflexões indesejadas na linha de base, causadas por artefatos, foi completada com sucesso e, de fato, facilita o processamento das informações do ECG.
- A etapa de superposição dos batimentos foi completada com sucesso em 95% dos casos de maneira totalmente automatizada. Caso houvesse o ajuste manual dos parâmetros estabelecidos na seção 4.2.1, esse valor seria de 100%.

- A identificação das ondas principais *P*, *Q*, *R*, *S* e *T* da identidade cardíaca foi realizada sem a interferência manual de forma correta para os sinais analisados, salvo o sinal *PTB 276*, o qual apresentou problemas para a correta identificação de *Ti*. Caso o ponto *Ti* fosse criado ligeiramente mais a esquerda, esse problema teria sido controlado.
- A criação da identidade cardíaca para avaliação das medições futuras do coração possibilitou o conceito de gestão do coração, e a ferramenta gráfica criada é uma alternativa para o armazenamento dos dados, e geração de um histórico cardíaco.
- Para avaliar a eficiência da metodologia proposta, devem ser estudados os casos clínicos diferentes da condição saudável do coração. O ideal seria a análise de sinais de um mesmo paciente que apresentasse alterações na condição cardíaca ao longo do tempo.
- O estudo desenvolvido nesse trabalho não tem por finalidade a substituição do médico para o laudo final do ECG.

### 7.1 Sugestões para trabalhos futuros

O cenário de avanço tecnológico contribui para uma imagem mais abrangente e de fácil acesso da saúde em geral. As pessoas desejam estar cada vez mais bem equipadas para acompanhar sua saúde, e esse desejo abre portas ao mercado de dispositivos simples e de resposta rápida. O algoritmo computacional desenvolvido e abordado nesse trabalho representa um passo a frente para a criação de um sistema de avaliação da condição cardíaca de maneira personalizada e em tempo real. Portanto, para atingir esse audacioso objetivo algumas sugestões quanto ao desenvolvimento do algoritmo para trabalhos futuros são feitas:

- Estudo das demais derivações que não foram contempladas nesse trabalho.
- Estudos sobre a sensibilidade dos parâmetros de tolerância dos algoritmos de GC e métodos para torná-los adaptativos a fim de alcançar a redução de informação sem interferência manual.
- Estudo de formas alternativas para a identificação automática do pico *R* em derivações onde a superposição ficou comprometida devido à pequena relação de amplitudes entre esse pico e os demais.
- Estudo quanto a identificação do ponto inicial da onda *T* para que a assimetria seja reconhecida sem qualquer problema.

- Estudos sobre a duração temporal mínima necessária para a criação da IC.
- Análise de sinais com diferentes cardiopatias.
- Análise de sinais de uma mesma pessoa ao longo de diferentes dias para a avaliação da ferramenta de gestão da condição cardíaca.
- Ajustes do algoritmo de acordo com o equipamento de aquisição e armazenamento de dados.
- Estudo de diferentes posicionamentos dos eletrodos para facilitar a medição da atividade cardíaca fora de um centro de saúde, considerando-se a análise de uma ou mais derivações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alsté, J.A., Schilder, T.S. Removal of Base-Line and Power-Line Interference from ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. BME-32, ed. 12, p.1052–1060, 1985.

Annam, J.R., Surampudi, B.R. **AAMI based ECG Heart-beat Time-series Clustering using Unsupervised ELM and Decision Rule**, In International Conference on Information Technology. 2016.

Arif, M., Malagore, I.A., Afsar, F.A. Detection and Localization of Myocardial Infarction using K-nearest Neighbor Classifier, **Journal of Medical Systems**, vol. 36, p.279–289, 2012.

Biel, L., Pettersson, O., Philipson, L., Wide, P. ECG Analysis: A New Approach in Human Identification, **IEEE Transactions on Instrumentation And Measurement**, vol. 50, ed. 3, p.808–812, 2001.

Bousseljot, R., Kreiseler, D., Schnabel, A.N. **The Physikalisch-Technische Bundesanstalt Diagnostic Database**, <https://www.physionet.org/physiobank/database/ptbd>, Braunwald, E., Fauci, S.A., Kasper, D.L., Hauser, S.L., Longo, D.L., Jameson, J.L. **Parte X - Doenças do Sistema Cardiovascular**, In Medicina Interna de Harrison. McGrall Hill, p. 1798–2076. 2013.

Carlson, J., Johansson, R., Olsson, S.B. **Classification of Electrocardiographic P-wave Morphology**, In 39<sup>o</sup> IEEE Conference on Decision and Control, p. 1804–1809. 2000.

Chazal, P., O'Dwyer, M., Reilly, R.B. Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 51, ed. 7, p.1196–1206, 2004.

Chen, G., Wang, X., Wan, W. **An ECG R-Wave Detection Algorithm Based on Adaptive Threshold**, p.145–149, 2015.

Chu, C.-H.H., Delp, E.J. Impulsive Noise Suppression and Background Normalization of Electrocardiogram Signals Using Morphological Operators, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 36, ed. 2, p.262–273, 1989.

Corino, V.D.A., Censi, F., Tesoro, M., Corazza, I., Reggiani, E., Boriani, G., Mainardi, L.T., Milano, P., Policlinico, A.O.U. **Beat-to-beat analysis of P waves in patient with atrial fibrillation history**, In Computing in Cardiology, vol. 43, p.2–5, 2016.

Digital, F.S. **SAP e Incor desenvolvem solução para monitoração de UTI**, <http://forumsaudedigital.com.br/sap-e-incor-desenvolvem-solucao-para-monitoracao-de-uti/> [novembro 28, 2017].

Douglas, D.H., Peucker, T.K. **Algorithms for the Reduction of the Number of Points Required to Represent a Digitized Line or its Caricature**, The Canadian Cartographer, vol. 10, p.112–122, 1973.

Euromonitor **Wearable Electronics in Brazil**, Euromonitor Internacional, 2017, <http://www.euromonitor.com/wearable-electronics-in-brazil/report>. [novembro 28, 2017].

Farina, D., Dössel, O. **Model-based approach to the localization of infarction**, Computers in Cardiology, vol. 34, p.173–176, 2007.

Filho, P.P., Leivas, J.A.S.L. **O Valor do ECG na Identificação da Artéria Culpada no IAM**, Revista da Sociedade de Cardiologia do estado do Rio Grande do Sul, p.1–8, 2011.

Fye, W.B. A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography, **The American Journal of Cardiology**, vol. 73, ed. 13, p.937–949, 1994.

Giffoni, R.T., Torres, R.M. **Breve história da eletrocardiografia Brief history of the**

- electrocardiography**, *Revista de Medicina de Minas Gerais*, vol. 20, ed. 2, p.263–270, 2010.
- Goldberger, A.L., Amaral, L.A.N., Glass, L., Hausdorff, J.F., Ivanov, P.C., Mark, R.G., Mietus, J.E., Moody, G.B., Peng, C., E., S.H. **PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals**, , p.215–220, 2000. <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full> [maio 6, 2017].
- Gothwal, H., Kedawat, S., Kumar, R. Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast fourier transform and artificial neural network, **Journal of Biomedical Science and Engineering**, vol. 4, ed. 4, p.289–296, 2011.
- Guyton, A., Hall, J. **Tratado de Fisiologia Médica**, ed 11, Elsevier. 2006.
- Hjelm, N.M., Juliusw, H.W. **Centenary of tele-electrocardiography and telephonocardiography**, *Journal of Telemedicine and Telecare*, vol. 11, ed. 7, p.336–338, 2005.
- Jenkins, D. **A (not so) brief history of electrocardiography**, 2009. <https://ecglibrary.com/ecghist.html> [junho 27, 2017].
- Kim, J., Kim, M., Won, I., Yang, S., Lee, K., Huh, W. **A biomedical signal segmentation algorithm for event detection based on slope tracing**, In Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009. Minneapolis, Estados Unidos, p. 1889–1892. 2009a.
- Kim, J., Kim, M., Won, I., Yang, S., Lee, K., Huh, W. **An ECG signal processing algorithm based on removal of wave deflections in time domain**, In Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society. p. 1335–1338. 2009b.
- Kligfield, P. The centennial of the Einthoven electrocardiogram, **Journal of electrocardiology**, vol. 35 Suppl, ed. 4, p.123–9, 2002.
- Kligfield, P., Gettes, L.S., Bailey, J.J., Childers, R., Deal, B.J., Hancock, E.W., Herpen, G. Van, Kors, J.A., Macfarlane, P., Mirvis, D.M., Pahlm, O., Rautaharju, P., Wagner, G.S. **AHA / ACC / HRS Scientific Statement Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram Part I: The Electrocardiogram and Its Technology**, p.1306–1325, 2007.
- Köhler, B., Hennig, C., Orglmeister, R. The Principles of Software QRS Detection, **Ieee Engineering in Medicine and Biology**, vol. 21, p.42–57, 2002.
- Lacordaire, C., Siqueira, E., Gomes, T. **Um Software para Análise de Eletrocardiogramas**, *Revista CEPPG - CESUC - Centro de Ensino Superior de Catalão*, vol. 24, ed. 1, p.187–198, 2011.
- Lagerholm, M., Peterson, G. Clustering ECG complexes using hermite functions and self-organizing maps, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 47, ed. 7, p.838–848, 2000.
- Macqueen, J. **Some Methods for Classification and Analysis of Multivariate Observations**, Fifth Berkeley Symposium: Mac Qieen, vol. 233, ed. 233, p.281–297,
- Marczak, R.J., Cardoso, E.L. **Application of line generalization algorithms for boundary smoothing in FEM and BEM optimization solutions**, In Proceedings of the XXVI Iberian Latin-American Congress on ComputationalMethods in Engineering, 2005.
- Mirowski, M., Mower, M.M., Langer, A., Ph, D., Heilman, M.S., Schreiberman, J. A Chronically Implanted System for Automatic Defibrillation in Active Conscious Dogs Experimental Model for Treatment of Sudden Death from Ventricular Fibrillation, **American Heart Journal**, vol. 58, ed. 1, p.90–95, 1978.
- Naseer, N., Naseer, H. **Classification of Normal and Abnormal ECG Signals Based on their PQRST Intervals**, In Proceedings of the International Conference on Mechanical,



System and Control Engineering Classification p. 388–391. 2017.

Pahlm, O., Sörnmo, L. Data Processing of Exercise ECG's, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. BME-34, ed. 2, p.158–165, 1987.

Pastore, C.A., Samesima, N., Munerato, R. **ABC do ECG**, 6<sup>a</sup>, São Paulo, Brasil, MEDCEL. 2016.

Pettis, K.S., Savona, M.R., Leibrandt, P.N., Maynard, C., Lawson, W.T., Gates, K.B., Wagner, G.S. Evaluation of the efficacy of hand-held computer screens for cardiologists' interpretations of 12-lead electrocardiograms, **American Heart Journal**, vol. 138, ed. 4, p.765–770, 1999.

Pinho, J.A., Bacellar, M.S. de C., Ribeiro, D.G.L., Darwich, R.N. **Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso**, 2006.

Pinho, J.A., Pastore, C.A., Pinho, C., Samesima, N., N., S. **Eletrocardiográficos III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Análise e Emissão de Laudos Eletrocardiográficos**, vol. 106, 2016.

Prakash, N.K., Banu, S.M.R., Banu, S.M.H. **Denosing of ECG by statistical adaptative thresholding and detection of T-wave alternans using principal component analysis**, In Proceedings of the International Conference on Advances in Computing, Control and Telecommunication Technologies. p. 778–780. 2009.

Raeiatibanadkooki, M., Quachani, S.R., Khalilzade, M., Bahaadinbeigy, K. **Real time processing and transferring ECG signal by a mobile phone**, Acta Informatica Medica, vol. 22, ed. 6, p.389–392, 2014.

Reisner, A.T., Clifford, G.D., Mark, R.G. **The Physiological Basis of the Electrocardiogram**, In Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Boston/London, Artech House, p. 1–25. 2006.

Safdarian, N., Dabanloo, N.J., Attarodi, G. A New Pattern Recognition Method for Detection and Localization of Myocardial Infarction Using T-Wave Integral and Total Integral as Extracted Features from One Cycle of ECG Signal, **Journal of Biomedical Science and Engineering**, ed. August, p.818–824, 2014.

Satija, U., Ramkumar, B., Manikandan, M.S. **A Robust Sparse Signal Decomposition Framework for Baseline Wander Removal from ECG Signal**, In IEEE Region 10 Conference (TENCON). p. 2470–2473. 2016.

Shi, W., Cheung, C. Performance Evaluation of Line Simplification Algorithms for Vector Generalization, **The Cartographic Journal**, vol. 43, ed. 1, p.27–44, 2006.

Soria, M.L., Martínez, J.P. **An ECG classification model based on multilead wavelet transform features**, Computers in Cardiology, vol. 34, p.105–108, 2007.

Stanford Medicine **Apple Heart Study**, 2017. <http://med.stanford.edu/appleheartstudy> [novembro 28, 2017].

Sun, Y., Chan, K.L., Krishnan, S.M. **ECG signal conditioning by morphological filtering**, Computers in Biology and Medicine, vol. 32, ed. 6, p.465–479, 2002.

Thakor, N. V., Webster, J.G., Tompkins, W.J. Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. BME-31, ed. 11, p.702–706, 1984.

Thulasi Prasad, S., Varadarajan, S. Analysis of ST-Segment Abnormalities in ECG using Signal Block Averaging Technique, **International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering**, vol. 4, ed. 2, p.163–167, 2015.

Vasconcelos, T.L., Sá, L.A.C.M. **Generalização cartográfica de feições lineares**, IV Simpósio Brasileiro de Ciências Geodésicas e Tecnologias da Geoinformação, p.1–8, 2012.

Visvalingam, M., Whyatt, J.D. **Cartographic Algorithms: Problems of**

**Implementation and Evaluation and the Impact of Digitising Errors**, Computer Graphics Forum IO, vol. 10, ed. 3, p.225–235, 1991.

World Health Organization **Cardiovascular diseases (CVDs)**, 2015. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en> [maio 6, 2017].

Yeh, Y., Wang, W., Wun, C. **Cardiac arrhythmia diagnosis method using linear discriminant analysis on ECG signals**, Measurement, vol. 42, ed. 5, p.778–789, 2009.

Zewdie, G., Xiong, M. **Fully Automated Myocardial Infarction Classification Key**, In Proceedings of the 8th International Conference on Bioinformatics and Computational Biology, BICOB. p. 17–22. 2016.

**APÊNDICE A** – Resultados da etapa de pré processamento e das características padrão do ECG para o total de sinais analisados.

Tabela A.1 – Redução de pontos através do algoritmo de Douglas Peucker e do algoritmo de Visvalingam.

<b>Paciente</b>	<b>Derivação</b>	<b>DP [pontos remanescentes]</b>	<b>VV [pontos remanescentes]</b>	<b>Redução dos pontos [%]</b>
104	DII	351	306	99,0
105	DII	419	376	98,7
116	DII	652	478	98,4
117	DII	437	437	98,5
121	DII	490	490	98,4
122	DII	896	666	97,8
131	DII	789	489	98,4
150	DII	488	472	98,4
155	DII	507	476	98,4
156	DII	761	527	98,1
165	DII	364	264	99,1
166	DII	711	309	99,0
169	DII	569	487	98,4
170	DII	723	721	97,6
172	DII	664	369	98,8
173	DII	632	497	98,3
174	DII	591	542	98,2
180	DII	381	381	98,7
182	DII	489	489	98,4
184	DII	989	730	97,6
185	DII	518	414	98,6
198	DII	525	503	98,3
214	DII	609	609	98,0
229	DII	400	391	98,7
233	DII	418	410	98,6
234	DII	371	349	98,8
235	DII	457	454	98,5
236	DII	428	402	98,7
237	DII	454	449	98,5
238	DII	450	445	98,5
239	DII	674	621	97,9
240	DII	788	610	98,0

<b>241</b>	DII	471	471	98,4
<b>242</b>	DII	474	469	98,4
<b>243</b>	DII	748	711	97,6
<b>244</b>	DII	557	557	98,1
<b>245</b>	DII	580	437	98,5
<b>246</b>	DII	477	457	98,5
<b>247</b>	DII	680	573	98,1
<b>248</b>	DII	456	400	98,7
<b>251</b>	DII	625	557	98,1
<b>252</b>	DII	414	387	98,7
<b>255</b>	DII	411	407	98,6
<b>260</b>	DII	415	413	98,6
<b>263</b>	DII	395	381	98,7
<b>264</b>	DII	518	375	98,8
<b>266</b>	DII	427	414	98,6
<b>267</b>	DII	406	384	98,7
<b>276</b>	DII	403	403	98,7
<b>277</b>	DII	307	307	99,0
<b>279</b>	DII	298	288	99,0
<b>284</b>	DII	479	428	98,6
<b>104</b>	DI	351	306	99,0
<b>105</b>	DI	344	339	98,9
<b>116</b>	DI	423	393	98,7
<b>117</b>	DI	605	475	98,4
<b>121</b>	DI	480	474	98,4
<b>122</b>	DI	596	580	98,1
<b>131</b>	DI	766	719	97,6
<b>150</b>	DI	674	658	97,8
<b>155</b>	DI	463	456	98,5
<b>156</b>	DI	453	423	98,6
<b>165</b>	DI	468	465	98,5
<b>166</b>	DI	296	264	99,1
<b>169</b>	DI	544	358	98,8
<b>170</b>	DI	489	479	98,4
<b>172</b>	DI	598	598	98,0
<b>173</b>	DI	655	524	98,3
<b>174</b>	DI	387	387	98,7
<b>180</b>	DI	497	456	98,5
<b>182</b>	DI	457	454	98,5
<b>184</b>	DI	388	387	98,7
<b>185</b>	DI	625	625	97,9

<b>198</b>	DI	643	641	97,9
<b>214</b>	DI	508	492	98,4
<b>229</b>	DI	530	521	98,3
<b>233</b>	DI	350	350	98,8
<b>234</b>	DI	566	483	98,4
<b>235</b>	DI	334	331	98,9
<b>236</b>	DI	576	475	98,4
<b>237</b>	DI	495	495	98,4
<b>238</b>	DI	456	456	98,5
<b>239</b>	DI	411	397	98,7
<b>240</b>	DI	688	452	98,5
<b>241</b>	DI	670	564	98,1
<b>242</b>	DI	497	497	98,3
<b>243</b>	DI	447	446	98,5
<b>244</b>	DI	630	586	98,0
<b>245</b>	DI	500	457	98,5
<b>246</b>	DI	553	420	98,6
<b>247</b>	DI	500	493	98,4
<b>248</b>	DI	735	631	97,9
<b>251</b>	DI	422	420	98,6
<b>252</b>	DI	558	557	98,1
<b>255</b>	DI	372	372	98,8
<b>260</b>	DI	337	337	98,9
<b>263</b>	DI	354	354	98,8
<b>264</b>	DI	416	416	98,6
<b>266</b>	DI	438	396	98,7
<b>267</b>	DI	379	379	98,7
<b>276</b>	DI	410	369	98,8
<b>277</b>	DI	476	474	98,4
<b>279</b>	DI	420	420	98,6
<b>284</b>	DI	279	279	99,1

Tabela A.2 – Resultados obtidos na análise dos 52 eletrocardiogramas – Derivação DII.

Paciente	Ritmo cardíaco		FC [bpm]	Onda P		Complexo QRS		Onda T		Intervalo PR [s]	Intervalo QTc [s]	Segmento ST [mV]
	Média [s]	Desvio [s]		[s]	[mV]	[s]	[mV]	Positiva	Assi- métrica			
104	0,91	0,04	66	0,12	0,13	0,08	1,06	v	v	0,16	0,41	0,06
105	0,79	0,04	72	0,10	0,12	0,06	0,94	v	v	0,14	0,40	0,00
116	0,97	0,02	66	0,12	0,11	0,09	0,85	v	v	0,20	0,40	0,05
117	0,88	0,01	66	0,10	0,10	0,08	1,22	v	v	0,17	0,39	0,06
121	0,70	0,01	84	0,10	0,15	0,09	0,69	v	v	0,17	0,40	0,01
122	0,90	0,03	72	0,12	0,14	0,09	0,68	v	v	0,19	0,40	0,02
131	0,57	0,01	100	0,11	0,18	0,08	0,92	v	v	0,19	0,37	0,05
150	0,91	0,03	66	0,11	0,09	0,11	2,12*	v	v	0,18	0,42	0,09
155	0,75	0,04	84	0,11	0,15	0,10	0,98	v	v	0,17	0,40	0,02
156	0,89	0,07	72	0,10	0,10	0,10	2,75*	v	v	0,16	0,37	0,09
165	1,04	0,02	60	0,12	0,16	0,07	1,98	v	v	0,16	0,40	0,02
166	1,00	0,03	66	0,13*	0,20	0,09	1,81	v	v	0,21	0,41	0,08
169	1,07	0,01	60	0,12	0,13	0,09	0,79	v	v	0,15	0,42	0,01
170	0,63	0,02	96	0,12	0,18	0,09	0,46	v	v	0,16	0,42	0,04
172	0,88	0,01	66	0,12	0,13	0,08	0,98	v	v	0,19	0,44	0,01
173	0,90	0,14	66	0,10	0,21	0,07	1,63	v	v	0,17	0,41	0,05
174	0,80	0,04	80	0,11	0,10	0,09	1,42	v	v	0,19	0,41	0,07
180	0,89	0,04	72	0,10	0,13	0,09	0,50	v	v	0,16	0,40	0,04
182	0,86	0,01	72	0,11	0,19	0,09	1,06	v	v	0,18	0,42	0,07
184	0,70	0,01	90	0,11	0,17	0,07	0,53	v	v	0,15	0,41	0,02
185	0,97	0,02	66	0,10	0,13	0,11	0,82	v	v	0,19	0,42	0,04

<b>198</b>	0,96	0,10	60	0,08	0,11	0,09	0,70	v	v	0,14	0,40	0,04
<b>214</b>	0,60	0,02	100	0,10	0,15	0,08	0,87	v	v	0,15	0,38	0,05
<b>229</b>	1,04	0,05	60	0,12	0,07	0,09	0,49	v	v	0,19	0,43	0,05
<b>233</b>	1,07	0,04	60	0,12	0,21	0,10	1,30	v	v	0,15	0,40	0,02
<b>234</b>	1,13	0,03	54	0,11	0,07	0,08	1,18	v	v	0,11	0,42	0,09
<b>235</b>	0,85	0,04	72	0,11	0,17	0,10	0,41	v	v	0,18	0,39	0,01
<b>236</b>	0,99	0,03	66	0,11	0,14	0,09	0,98	v	v	0,17	0,42	0,02
<b>237</b>	0,98	0,01	66	0,07	0,09	0,09	0,89	v	v	0,15	0,39	0,05
<b>238</b>	0,81	0,04	72	0,11	0,09	0,10	0,85	v	v	0,14	0,41	0,01
<b>239</b>	0,77	0,09	78	0,11	0,17	0,09	0,46	v	v	0,15	0,44	0,01
<b>240</b>	0,75	0,01	84	0,11	0,12	0,08	1,13	v	v	0,16	0,40	0,05
<b>241</b>	1,08	0,09	54	0,08	0,12	0,09	1,59	v	v	0,16	0,38	0,09
<b>242</b>	0,83	0,03	72	0,11	0,13	0,11	1,39	v	v	0,16	0,40	0,04
<b>243</b>	0,65	0,01	96	0,10	0,18	0,09	1,16	v	v	0,14	0,39	0,03
<b>244</b>	0,81	0,01	78	0,07	0,11	0,09	0,96	v	v	0,13	0,39	0,06
<b>245</b>	0,75	0,01	78	0,12	0,09	0,08	0,89	v	v	0,18	0,41	0,09
<b>246</b>	1,03	0,01	54	0,12	0,17	0,10	1,24	v	v	0,19	0,39	0,01
<b>247</b>	0,67	0,01	90	0,10	0,15	0,11	1,41	v	v	0,14	0,43	0,02
<b>248</b>	0,91	0,01	66	0,10	0,16	0,11	1,15	v	v	0,15	0,44	0,03
<b>251</b>	0,76	0,03	84	0,12	0,14	0,09	0,67	v	v	0,18	0,42	0,00
<b>252</b>	1,00	0,03	60	0,11	0,09	0,08	0,78	v	v	0,17	0,43	0,03
<b>255</b>	0,92	0,02	66	0,11	0,12	0,11	1,19	v	v	0,19	0,41	0,02
<b>260</b>	1,02	0,01	60	0,11	0,14	0,08	1,38	v	v	0,14	0,36	0,03
<b>263</b>	0,79	0,01	78	0,10	0,13	0,09	0,58	v	v	0,18	0,40	0,03
<b>264</b>	0,98	0,05	66	0,11	0,16	0,10	1,05	v	v	0,17	0,42	0,04
<b>266</b>	0,82	0,01	78	0,10	0,16	0,06	0,87	v	v	0,20	0,40	0,04

<b>267</b>	1,13	0,02	54	0,12	0,14	0,07	0,68	v	v	0,19	0,41	0,02
<b>276</b>	0,78	0,01	78	0,10	0,14	0,09	0,64	v	x*	0,17	0,42	0,02
<b>277</b>	1,23	0,07	54	0,10	0,10	0,08	1,08	v	v	0,18	0,41	0,02
<b>279</b>	1,22	0,04	54	0,09	0,13	0,09	0,61	v	v	0,15	0,41	0,00
<b>284</b>	0,85	0,02	72	0,10	0,16	0,09	1,94	v	v	0,18	0,40	0,04

\* Valores fora do padrão global esperado para a característica

Tabela A.3 – Resultados obtidos na análise dos 52 eletrocardiogramas – Derivação DI

Paciente	Ritmo cardíaco		FC [bpm]	Onda P		Complexo QRS		Onda T		Intervalo PR [s]	Intervalo QTc [s]	Segmento ST [mV]
	Média [s]	Desvio [s]		[s]	[mV]	[s]	[mV]	Positiva	Assi- métrica			
<b>104</b>	0,91	0,04	66	0,11	0,07	0,09	0,64	v	v	0,15	0,41	0,01
<b>105</b>	0,79	0,04	72	0,11	0,09	0,06	0,50	v	v	0,16	0,38	0,01
<b>116</b>	0,97	0,02	66	0,09	0,07	0,09	0,44	v	v	0,19	0,41	0,02
<b>117</b>	0,88	0,01	66	0,07	0,06	0,10	0,72	v	v	0,17	0,39	0,02
<b>121</b>	0,70	0,01	84	0,11	0,13	0,08	1,24	v	v	0,17	0,39	0,01
<b>122</b>	0,90	0,03	72	0,10	0,09	0,08	0,77	v	v	0,16	0,40	0,03
<b>131</b>	0,57	0,01	100	0,11	0,11	0,10	0,78	v	v	0,17	0,40	0,04
<b>150</b>	0,91	0,03	66	0,10	0,10	0,08	0,90	v	v	0,17	0,41	0,03
<b>155</b>	0,75	0,04	84	0,09	0,10	0,09	0,41	v	v	0,16	0,40	0,02
<b>156</b>	0,89	0,07	72	0,10	0,08	0,11	0,25	v	v	0,14	0,36	0,02
<b>165</b>	1,04	0,02	60	0,12	0,02	0,07	0,65	v	v	0,17	0,39	0,02
<b>166</b>	1,00	0,02	66	0,13*	0,13	0,09	1,40	v	v	0,20	0,41	0,09
<b>169</b>	1,07	0,01	60	0,12	0,09	0,09	0,88	v	v	0,18	0,40	0,01
<b>170</b>	0,63	0,02	96	0,10	0,10	0,11	0,62	v	v	0,14	0,42	0,01



<b>172</b>	0,88	0,01	66	0,10	0,08	0,10	0,87	v	v	0,19	0,45	0,03
<b>173</b>	0,90	0,14	66	0,09	0,08	0,10	0,53	v	v	0,17	0,40	0,02
<b>174</b>	0,80	0,04	78	0,11	0,06	0,11	0,32	v	v	0,18	0,42	0,01
<b>180</b>	0,89	0,04	72	0,10	0,06	0,09	0,33	v	v	0,14	0,39	0,07
<b>182</b>	0,86	0,01	72	0,11	0,11	0,08	0,66	v	v	0,19	0,40	0,02
<b>184</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>185</b>	0,97	0,02	66	0,10	0,10	0,08	0,36	v	v	0,20	0,41	0,01
<b>198</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>214</b>	0,60	0,02	100	0,08	0,08	0,08	0,44	v	v	0,16	0,38	0,02
<b>229</b>	1,04	0,05	60	0,11	0,07	0,08	0,50	v	v	0,19	0,43	0,03
<b>233</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>234</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>235</b>	0,85	0,04	72	0,11	0,13	0,09	0,95	v	v	0,17	0,41	0,00
<b>236</b>	0,99	0,04	66	0,10	0,10	0,09	0,48	v	v	0,17	0,42	0,05
<b>237</b>	0,98	0,01	66	0,10	0,11	0,07	0,81	v	v	0,16	0,39	0,02
<b>238</b>	0,81	0,04	72	0,11	0,07	0,08	1,00	v	v	0,14	0,40	0,00
<b>239</b>	0,77	0,09	78	0,08	0,08	0,07	0,54	v	v	0,16	0,44	0,04
<b>240</b>	0,75	0,01	84	0,11	0,11	0,09	0,33	v	v	0,14	0,41	0,01
<b>241</b>	1,08	0,09	54	0,08	0,08	0,09	0,91	v	v	0,18	0,38	0,02
<b>242</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>243</b>	0,65	0,01	96	0,07	0,08	0,10	0,41	v	v	0,12	0,39	0,00
<b>244</b>	0,81	0,01	78	0,10	0,10	0,09	0,87	v	v	0,16	0,37	0,04
<b>245</b>	0,75	0,01	78	0,10	0,11	0,08	0,75	v	v	0,17	0,40	0,04
<b>246</b>	1,03	0,01	54	0,10	0,07	0,09	0,76	v	v	0,18	0,38	0,00
<b>247</b>	0,67	0,01	90	0,08	0,09	0,11	0,66	v	v	0,12	0,44	0,01
<b>248</b>	0,91	0,01	66	0,09	0,09	0,09	1,09	v	v	0,15	0,40	0,01

<b>251</b>	0,76	0,03	84	0,12	0,10	0,08	0,72	v	v	0,18	0,41	0,02
<b>252</b>	1,00	0,03	60	0,10	0,06	0,07	0,83	v	v	0,17	0,42	0,03
<b>255</b>	0,92	0,02	66	0,12	0,06	0,10	0,52	v	v	0,19	0,45	0,01
<b>260</b>	1,02	0,01	60	0,10	0,06	0,08	0,37	v	v	0,13	0,35	0,01
<b>263</b>	0,79	0,01	78	0,10	0,11	0,08	0,65	v	v	0,18	0,39	0,04
<b>264</b>	0,98	0,05	66	0,11	0,09	0,10	0,64	v	v	0,17	0,42	0,02
<b>266</b>	0,82	0,01	78	0,09	0,04	0,06	0,34	v	v	0,20	0,41	0,02
<b>267</b>	1,13	0,02	54	0,11	0,11	0,08	0,85	v	v	0,18	0,44	0,02
<b>276</b>	0,78	0,01	78	0,10	0,07	0,09	0,97	v	v	0,17	0,41	0,01
<b>277</b>	1,23	0,07	54	0,10	0,08	0,10	0,34	v	v	0,18	0,40	0,02
<b>279</b>	1,22	0,04	54	0,09	0,07	0,08	0,68	v	v	0,15	0,39	0,01
<b>284</b>	0,85	0,02	72	0,09	0,09	0,09	1,09	v	v	0,18	0,40	0,00

\* Valores fora do padrão global esperado para a característica

Tabela A.4 – Amplitude de valores das características analisadas nos 52 eletrocardiogramas – Derivação DII

Estatística	Ritmo cardíaco		FC	Onda P		Complexo QRS		Intervalo PR	Intervalo QTc	Segmento ST
	Média [s]	Desvio [s]	[bpm]	[s]	[mV]	[s]	[mV]	[s]	[s]	[mV]
<b>Mínimo</b>	0,57	0,01	54	0,07	0,07	0,06	0,41	0,11	0,36	0,00
<b>Máximo</b>	1,23	0,14	100	0,13	0,21	0,11	2,75	0,2	0,44	0,12
<b>Média</b>	0,89	0,03	71,54	0,11	0,14	0,09	1,05	0,17	0,41	0,04

Tabela A.5 – Amplitude de valores das características analisadas nos 52 eletrocardiogramas – Derivação DI

Estatística	Ritmo cardíaco		FC	Onda P		Complexo QRS		Intervalo PR	Intervalo QTc	Segmento ST
	Média [s]	Desvio [s]	[bpm]	[s]	[mV]	[s]	[mV]	[s]	[s]	[mV]
<b>Mínimo</b>	0,57	0,01	54	0,07	0,02	0,06	0,25	0,11	0,35	0,00
<b>Máximo</b>	1,23	0,14	100	0,13	0,15	0,11	1,40	0,20	0,45	0,10
<b>Média</b>	0,88	0,03	72,52	0,10	0,09	0,09	0,71	0,17	0,40	0,02