

Detecção dos Principais Pontos no Sinal de ECG para Identificação do IAM por meio do Processamento Digital do Eletrocardiograma

Cecília de Moura Costa¹, Uriel Govinda¹ e Carlos Danilo Miranda Regis¹

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, João Pessoa, PB
E-mails: ceciliamcost@gmail.com, urielgovinda@yahoo.com, carlos.regis@ifpb.edu.br

Resumo—Desenvolver métodos computacionais que auxiliem nos diagnósticos médicos têm ganhado importância no cenário atual, principalmente no que diz respeito às doenças do coração, visto que, essas doenças somam a maior causa de morte no mundo. Dentre as doenças que afetam o coração o Infarto Agudo do Miocárdio (IAM) é responsável por um grande número de falta de agilidade e imprecisão em seu diagnóstico. O IAM caracteriza-se pela ausência ou redução do fluxo sanguíneo que chega ao coração, impossibilitando o músculo cardíaco de oxigênio e nutrientes. Uma maneira simples de identificar o IAM é por meio do eletrocardiograma (ECG), pois na evolução de seu quadro clínico, alterações notáveis são grafadas na onda característica do ECG. Esse estudo apresenta o desenvolvimento de um algoritmo de análise dos principais pontos, que no sinal de ECG, identificam o IAM, e tem por objetivo aumentar a rapidez e precisão no diagnóstico bem como diminuir o número de erros médicos. O algoritmo parte da detecção do QRS, baseado no algoritmo proposto por Pan & Tompkins com modificações em seus limiares de detecção e da correta segmentação do sinal de ECG. Em seguida é analisado os pontos que, quando alterados, permitem identificar um quadro clínico de IAM: Segmento ST e Onda Q patológica. A viabilidade do algoritmo é avaliada segundo o Banco de Dados do MIT-BIH *arrhythmia database*. Para a detecção do QRS o algoritmo possui uma sensibilidade de detecção correta de 99,3% dos complexos QRS. Na análise das amostras patológicas, o algoritmo detecta 20% de ocorrência em cada amostra e na análise de amostras normais a patologia não foi determinada.

Palavras-chave—Processamento Digital de Sinal, Eletrocardiograma, IAM, Segmento ST.

I. INTRODUÇÃO

As organizações internacionais vêm alertando para o risco de epidemia de doenças cardiovasculares principalmente nos países centrais e de média e baixa rendas, decorrente do envelhecimento populacional, da urbanização e do aumento na capacidade de consumo das populações desses países. Das doenças que atingem o coração a taxa de mortalidade por Infarto Agudo do Miocárdio IAM no Brasil têm aumentado consideravelmente nos últimos anos [1]–[3].

Conhecido popularmente como ataque cardíaco, o IAM se caracteriza pela ausência ou pela diminuição da circulação sanguínea no coração, causando lesões importantes que podem

levar até a morte de suas células, conforme o tempo de duração do evento. A importância de um diagnóstico preciso têm impulsionado a elaboração de métodos computacionais que detectam anormalidades capazes de indicar propensão ao desenvolvimento ou a existência dessas doenças [4], [5].

O monitoramento, com base na observação, do eletrocardiograma torna-se fundamental, visto que, trata-se de um exame não invasivo e que cuja alteração em sua onda característica reflete anormalidades do complexo cardíaco [6]. O eletrocardiograma é um exame médico que registra os fenômenos elétricos decorrente da atividade cardíaca no tempo, medindo pequenas intensidades de corrente, a partir de eletrodos dispostos em determinados pontos do corpo humano. Esses fenômenos elétricos constituem as ondas que caracterizam o sinal de eletrocardiograma (ECG): onda P, complexo QRS e onda T [7].

A cada disposição de eletrodos sobre a pele um eletrocardiograma é gerado, essas diferentes disposições são chamadas de derivações eletrocardiográficas. Existem 12 derivações básicas segundo as quais os eletrodos podem ser conectados, essas derivações podem ser precordiais¹ ou periféricas.

Para a análise das características que predizem o IAM, o estudo parte da detecção do QRS, baseado no algoritmo de Pan & Tompkins modificado e da segmentação do sinal de ECG. Com as ondas eletrocardiográficas devidamente separadas são acrescentadas condições de análise para o segmento ST e onda Q.

Esse estudo descreve o processo de desenvolvimento desse algoritmo, onde na Seção II são apresentados os conceitos necessários a esse desenvolvimento. A seção III contém brevemente os fundamentos do processamento digital do sinal de ECG. Na seção IV é descrito os métodos utilizados para o desenvolvimento do algoritmo e na seção V os testes e resultados são comentados. Por fim, as considerações a respeito desse estudo são apresentadas.

II. INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO

As características que são avaliadas para a determinação do IAM são alterações no segmento ST e o aparecimento de ondas Q patológicas. Em condições normais as células cardíacas sadias possuem o mesmo potencial elétrico, na fase

Artigo recebido em 20 de outubro de 2015. Artigo aceito em 16 de março de 2016

¹Relativo a região adiante do coração.

que antecede a repolarização ventricular, ou seja, o segmento ST é representado no traçado do ECG como a linha de base, isoeletrico, mas em caso de IAM essa condição é alterada [6]. Já o aparecimento de ondas Q patológicas estão diretamente ligadas a necrose do miocárdio, fato que ocasiona a destruição das células tornando a área acometida eletricamente inativa [8].

A maior parte dos eventos relacionados ao IAM, é causada por rupturas súbitas de parede e formação de trombos² nas artérias que irrigam o coração [9]. Dentro das possibilidades atreladas ao tempo de evolução de um quadro clínico de IAM, o miocárdio sofre progressivas agressões representadas pelas áreas de isquemia, lesão e necrose.

A isquemia é caracterizada pela redução do fluxo sanguíneo nas artérias coronárias³ e a lesão é decorrente da oclusão completa de uma das artérias coronárias na qual alterações patológicas complexas acontecem em diferentes sistemas celulares. Com o tempo, essas alterações progridem em intensidade, atingindo componentes estruturais e bioquímicos vitais e resultando na morte celular da região acometida, caracterizando a necrose [10].

A. ECG E DERIVAÇÕES ELETROCARDIOGRÁFICAS

Por meio de um aparelho denominado eletrocardiógrafo, o exame de ECG mede pequenas intensidades de corrente, a partir de eletrodos dispostos em determinados pontos do corpo humano [11]. A onda do sinal de ECG possui formas elementares denominadas: onda P, complexo QRS e onda T. Na Fig. 1 é apresentada a onda de ECG característica e seus segmentos, na qual a onda P marca o início do ciclo cardíaco, seguido pelo segmento PR que indica o tempo em que o estímulo elétrico leva para alcançar os ventrículos.

O complexo QRS está diretamente atrelado a ativação ventricular seguido pelo segmento ST que representa o tempo que o estímulo leva para repolarizar os ventrículos. Por fim, a onda T representa a repolarização ventricular. Qualquer anormalidade no complexo cardíaco será representado por alterações nessas ondas [11], [12].

Os dados cardíacos podem ser identificados de acordo com a disposição dos eletrodos sobre a pele obtendo diferentes eletrocardiogramas. Essas disposições de eletrodos são chamadas derivações eletrocardiográficas [11]. Essas derivações são divididas em precordiais ou periféricas.

A derivação periférica utiliza como referência os membros: braços e pernas. Essa derivação pode ser vista como os lados de um triângulo equilátero, como apresentado na Fig. 2 na qual DI, DII e DIII representam as derivações padrões determinadas por Willem Einthoven [13], [14].

Por convenção, foi estabelecido que o primeiro eletrodo (positivo) da derivação DI é colocado no ombro esquerdo e o segundo eletrodo (negativo) no ombro direito. Na derivação DII, o eletrodo positivo é colocado na perna esquerda e o negativo no ombro direito. Já na derivação DIII, o positivo está na perna esquerda e o negativo no ombro esquerdo [14].

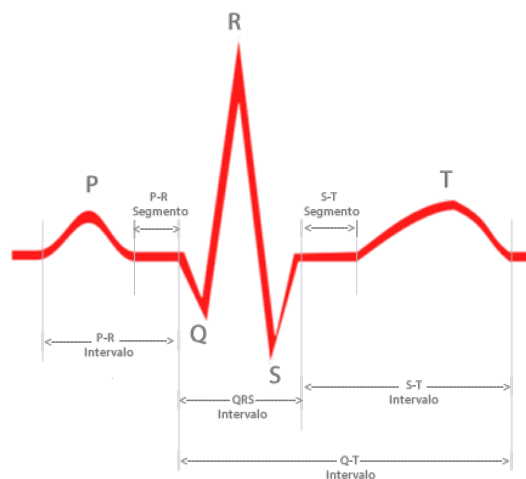


Fig. 1: Onda ECG característica.

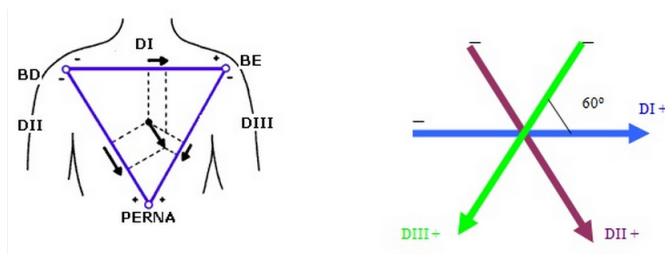


Fig. 2: Posição dos eletrodos nas derivações periféricas.

Na derivação precordial os eletrodos são denominados de V1, V2, V3, V4, V5 e V6. Na Fig. 3, pode-se observar a disposição dos eletrodos. Nas derivações precordiais o eletrodo positivo é posicionado no tórax e o negativo move-se do lado direito para o esquerdo caracterizando as derivações de V1 a V6 [15].

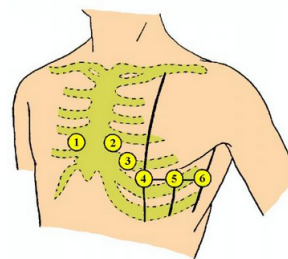


Fig. 3: Posição dos eletrodos nas derivações precordiais.

²Coágulo em vaso sanguíneo ou em uma das cavidades do coração.

³Vasos responsáveis pela chegada de oxigênio e outros nutrientes ao miocárdio.

B. ALTERAÇÕES ELETROCARDIOGRÁFICAS

Ao observar as características das formas de onda do ECG e dos intervalos entre elas, tem-se que a análise desse sinal permite auxiliar o diagnóstico de alterações estruturais e funcionais do coração.

As alterações visíveis no ECG para um quadro clínico de IAM dependem de fatores como: duração do processo isquêmico, extensão da lesão, topografia da parede ventricular acometida e associação com outras cardiopatias⁴. Essas alterações são apresentadas, no ECG por alterações no segmento ST, aparecimento da onda Q patológica e alterações na onda T. Esse estudo concentrou-se apenas nas alterações relacionadas ao segmento ST e onda Q.

A alteração mais visível após a oclusão de um artéria coronária está no segmento ST. Essa alteração é ocasionada quando a diferença de potencial entre uma célula normal e uma célula isquêmica induz uma corrente de lesão que se direciona para a região comprometida se manifestando, no ECG, como um desnivelamento para cima da linha de base do segmento ST, nas respectivas derivações.

Uma parte importante no ECG, que é útil para o diagnóstico dos desníveis do segmento ST é o ponto J, caracterizado como sendo o ponto final da inscrição do QRS em sua interseção com o segmento ST [8].

A característica mais expressiva de necrose no ECG é a presença de ondas Q de grande magnitude, e a melhor explicação para sua origem é a teoria da janela [16].

Essa teoria diz que ao colocarmos um eletrodo em frente a área necrosada ela vai ser como uma janela, pois não há atividade elétrica, o eletrodo verá a parede justamente oposta a lesada pela janela que sendo oposta vai ter um vetor que se afasta daquele eletrodo, gerando uma onda negativa aonde se esperaria, no normal, uma onda positiva. Esta onda negativa é chamada de onda Q patológica porque ela é maior que a onda Q normal.

A onda Q é considerada patológica se possuir duração superior a 0,04s e ter amplitude igual ou maior que um quarto do complexo QRS se sua ocorrência for em pelo menos duas derivações contíguas [8]. Outras cardiopatias também podem ocasionar o aparecimento de ondas Q patológicas, porém num quadro de IAM essa condição é irreversível [17].

III. PROCESSAMENTO DIGITAL DO SINAL DE ECG

A. Pré-Processamento

O pré-processamento do sinal de ECG é caracterizado pela aquisição, filtragem e acentuação do sinal. A aquisição dos registros do banco de dados do *MIT-BIH Arrhythmia database* é realizada por meio do pacote de *software WFDB (Wave Form DataBase)*, visto que, cada registro é constituído por três arquivos de extensões diferentes e para facilitar a manipulação dos sinais, foi obtido a partir destes três arquivos, uma versão em formato de texto dos registros desejados.

O eletrocardiograma é muito sensível a interferências e por isso é corrompido por artefatos como o ruído causado

pela atividade muscular, a interferência da rede elétrica e as interferências de linha de base, relacionadas à respiração e movimentos do paciente. Essas interferências estão atreladas à amplitude desse sinal que é muito baixa, cerca de 1 mV pico a pico [18].

A suavização do ruído é geralmente a segunda etapa executada para o pré-processamento do sinal de ECG. O objetivo desta etapa é produzir um sinal estável não só para um subseqüente processamento automático, mas também para uma interpretação visual confiável. Nesse trabalho, essa suavização é realizada por meio de um filtro passa-faixa de Butterworth de 4º, com frequência de corte de 5 Hz e 15 Hz.

Logo, é importante, para análise, que após essa filtragem que sejam preservadas as características de morfologia, amplitude e duração das ondas, dos segmentos e dos intervalos do ECG [19].

Após a filtragem, se faz necessário acentuar os pontos máximos e mínimos do sinal, cujo intuito é facilitar a identificação dos pontos que corresponderão as ondas que compõem o ECG. A acentuação desses pontos acontece derivando o sinal, elevando-o ao quadrado e integrando-o por meio de uma média móvel.

B. Determinação do QRS e Segmentação do Sinal de ECG

A detecção de cardiopatias é realizada por meio de algoritmos que analisam o sinal de ECG, em tempo real e a partir da detecção de um complexo QRS válido. Vários algoritmos de detecção do QRS foram propostos pela comunidade científica, dentre os quais se destacam o algoritmo de Okada [20], Hamilton-Tompkins [21], transformadas de Wavelets [22], redes neurais [23], MOBD [24] e o algoritmo Pan & Tompkins [25].

O algoritmo de segmentação deve possibilitar a correta extração das características do QRS, ou seja, a máxima precisão temporal e o menor número de falsas detecções. A detecção do QRS, nesse estudo, foi obtida por meio de um algoritmo de detecção baseado no algoritmo Pan & Tompkins de reconhecimento dos complexos QRS [25], que baseia-se na utilização de filtros digitais que auxiliam na redução de falsas detecções, advindas dos diferentes tipos de interferência presentes no sinal de ECG.

O algoritmo Pan & Tompkins de reconhecimento dos complexos QRS foi tomado como base, visto que, ao realizar modificações nos seus limiares de detecção o algoritmo mostrou melhor desempenho com relação aos já propostos pela comunidade científica [26].

A detecção do complexo QRS inicia-se adotando uma frequência de amostragem de 200 Hz, caso o sinal possua uma frequência de amostragem diferente, essa frequência é ajustada de modo a obter a mesma configuração da filtragem introduzida por Pan & Tompkins.

A busca pelas amplitudes dos picos R, utilizando as regras de decisão do algoritmo Pan & Tompkins, inicia-se a partir da implementação de limiares de amplitude que inclui testes sobre a duração da forma de onda, assegurando onde serão identificados os possíveis picos R.

O algoritmo define dois limiares como base para o sinal filtrado. O limiar superior (LS) é tomado como sendo 60%

⁴Doenças relacionadas ao coração.

do pico máximo encontrado no sinal filtrado e o limiar inferior (LI) será 30% do LS. A utilização desses limiares permite, ainda, que sejam realizadas análises para determinar os intervalos R-R (distância entre um pico R e o próximo) [26].

Do ponto de vista fisiológico, a menor distância considerada entre cada pico R é de 240 amostras que equivalem a 200 ms, assim nenhuma onda R-R pode ocorrer fora desse intervalo. A análise de cada intervalo R-R é extraída da média dos oito picos R subsequentes.

Com os valores da posição e amplitude de R, são definidos dois intervalos de busca: o primeiro inicia-se no ponto localizado a 100 amostras antes do pico R até o próprio pico R e o segundo, definido do pico R até o ponto localizado a 100 amostras depois do pico R. Esses intervalos buscam respectivamente, a menor amplitude que caracteriza o pico Q e a menor amplitude que define o pico S.

Em seguida é iniciado a busca pelas demais ondas do sinal na qual a primeira janela de busca irá se ater a identificar o pico P. Essa janela possui limites de busca entre a última metade de um intervalo R-R até a posição do pico Q, a maior amplitude dentro desse intervalo compreende ao pico P.

A segunda janela faz a busca pelo pico T que é determinada como sendo a maior amplitude dentro do intervalo compreendido entre a posição do pico S e a primeira metade do intervalo R-R

IV. MATERIAS E MÉTODOS

O aperfeiçoamento das tecnologias voltadas para área médica exige precisão. No exame de ECG é preciso minuciosidade ao analisar suas ondas, intervalos e segmentos, para que se obtenha um diagnóstico preciso. Os estudos que visam um melhor processamento digital de um sinal de ECG ganha importância acrescida na identificação rápida do IAM, podendo assim favorecer a diminuição de erros médicos e de possíveis sequelas aos pacientes.

Para esse estudo, o desenvolvimento do algoritmo foi realizado conforme apresentado na Fig. 4, na qual a detecção do QRS é baseado no algoritmo proposto por Pan & Tompkins com modificações nos limiares de detecção e a identificação da patologia é realizada segundo, a análise dos pontos que determinam o IAM. Toda sua elaboração foi realizada no *software Matlab*.

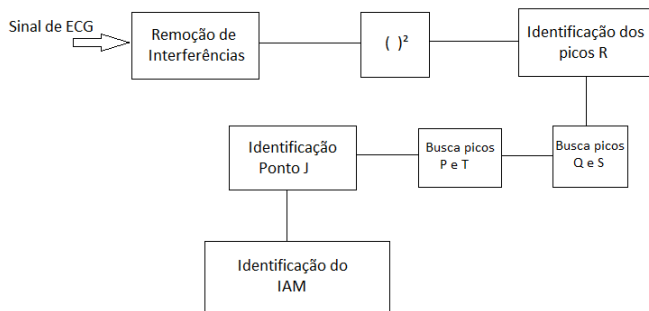


Fig. 4: Etapas do algoritmo desenvolvido.

Conforme mostra a Fig. 4, o algoritmo começa removendo as interferências presentes no sinal, advindo do banco de dados. Em seguida ele acentua os máximos e mínimos do sinal, para facilitar a identificação dos possíveis pontos R. A ratificação desses pontos é realizada, segundo os limiares de detecção. A partir dos pontos R, inicia-se a busca pelos vales correspondentes aos pontos Q e S, respectivamente. Partindo da identificação do QRS, o algoritmo segue em busca dos picos que representam as ondas P e T. Das posições dos picos que representam as ondas que formam o sinal e o intervalo entre elas, é identificado o ponto J. A última etapa do algoritmo concentra-se na identificação do IAM.

A. Base de Dados

Os laboratórios do Beth Israel Hospital de Boston em conjunto com o MIT (*Massachusetts Institute of Technology*) investigaram sobre a análise de arritmias e assuntos relacionados, e criaram o primeiro banco de dados de material de teste padrão para a avaliação de detectores de arritmias o *MIT-BIH Arrhythmia database*.

O banco contém 48 registros de batimentos cardíacos, de aproximadamente 30 minutos de duração, amostrados a uma frequência de 360 Hz, pertencentes a 47 pacientes sendo dois registros de um mesmo paciente. Os registros foram escolhidos em um conjunto de mais de 4000 registros de ECG ambulatorial coletados de uma população mista entre os anos de 1975 e 1979.

A fim de criar um banco que contemplasse situações diversas, os sinais foram extraídos de 25 homens com idades entre 32 e 89 anos e 22 mulheres com idades entre 23 e 89 anos. Cada batimento foi analisado cuidadosamente por especialistas que ao entrarem em um consenso realizaram anotações (rótulos) que são utilizados para classificação automática de arritmias e também como avaliação desses métodos.

Os registros de ECG da base de dados utilizada estão disponíveis para *download*, na qual cada registro é constituído por três arquivos de extensões diferentes: arquivos de anotações de referência com extensão .atr; arquivo de sinal com extensão .dat; e arquivo de cabeçalho com extensão .hea [27].

Para facilitar a manipulação dos sinais, foi obtido a partir desses três arquivos uma versão no formato .m utilizado pelo *software Matlab* por meio de algoritmo conversor.

B. Análise do Segmento ST e Onda Q

Após a detecção do QRS é iniciado a busca pelas demais ondas do sinal por meio de janelas de busca. Com as ondas que compõe o sinal de ECG devidamente identificadas e separadas inicia-se a análise dos pontos que sofrem alterações advindas do IAM. A análise do segmento ST parte da identificação do ponto J, na qual é definido como o ponto onde a derivada segunda do sinal compreendido entre o ponto S e o ponto T é igual a zero, ou seja, o ponto de inflexão da curva.

Determinado o ponto J analisa-se o quanto esse ponto se distancia positivamente de zero, quanto mais longe de zero mais supradesnivelado é o segmento ST. Outro ponto analisado é a presença ou não do ponto Q patológico, que é determinada

comparando a amplitude do ponto Q com a amplitude do QRS, se superior a 25% da amplitude do QRS essa onda Q é considerada patológica [28].

V. RESULTADOS

O primeiro passo da pesquisa compreendeu na identificação das amplitudes e posições das ondas características do sinal de ECG. Na Fig. 5 é apresentado um trecho do sinal da amostra 100 do banco de dados *MIT-BIH arrhythmia database*, em que o pico P é identificado por um asterisco na cor rosa, o pico Q é identificado pela cor verde, o pico R como um círculo vermelho, o pico S na cor preta e por fim o pico T com um asterisco na cor vermelha.

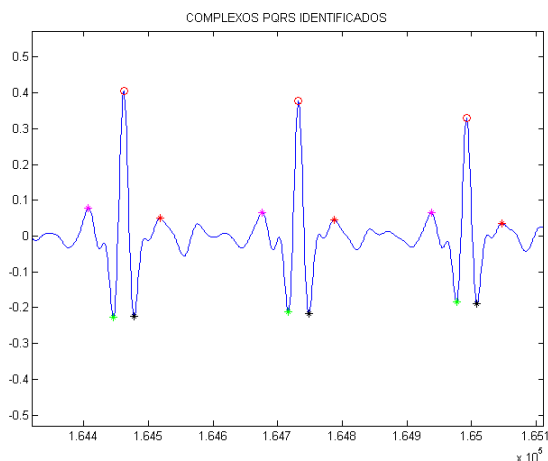


Fig. 5: Identificação correta das ondas do ECG para amostra 100 do Banco de Dados *MIT-BIH Arrhythmia database*.

O passo seguinte consistiu na análise do segmento ST que partiu da identificação do ponto J. O ponto J foi tomado como sendo o ponto na qual a derivada segunda da curva é zero. A Fig. 6 apresenta uma faixa de valores, grafados em verde no sinal, que representam um possível ponto J. O exato ponto J será determinado pela proximidade do ponto zero.

Quanto a análise do ponto Q patológico, é apenas realizada uma comparação, se a amplitude da Q condiz com uma Q patológica é contado quantas vezes isso ocorre no sinal completo. Ainda faz-se necessário, em conhecimentos médicos, saber quantos por cento do sinal, com a presença de ondas Q patológicas, identifica uma anormalidade.

As análises do segmento ST e do ponto Q patológico foram realizadas nas amostras do banco de dados *MIT-BIH arrhythmia database*, porém esse banco não possui casos de IAM, o que torna necessário a expansão dessa análise para um banco de dados que possua casos de IAM e assim poder avaliar o algoritmo desenvolvido quanto a análise das características que compreendem um quadro clínico de IAM.

O algoritmo desenvolvido nesse projeto funcionou, visto que para as amostras do banco de dados, que não possui casos de IAM, nenhuma das características que atestam o IAM foram encontradas.

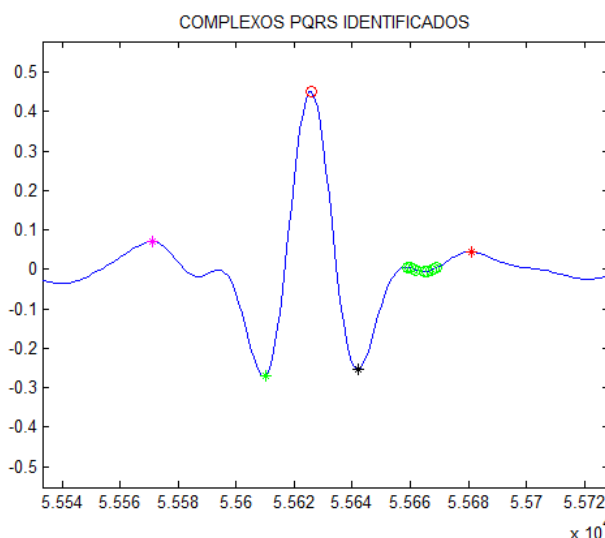


Fig. 6: Identificação do Ponto J.

VI. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Métodos computacionais que auxiliem o diagnóstico de doenças relacionadas ao coração tem ganhado espaço nos dias de hoje. A comunidade científica propõe muitos métodos de análise de ECG e todos com o intuito de acelerar os diagnósticos e diminuir o número de erros médicos. O fato do ECG ser um sinal aleatório, embora possua uma forma de onda bem definida, requer precisão em sua análise e isso faz com que os algoritmos desenvolvidos sejam coerentes e precisos.

A necessidade de utilizar modelos computacionais para a detecção do IAM torna-se importante pelo fato da patologia exigir rapidez em seu diagnóstico. O estudo desenvolvido consegue analisar dois pontos importantes para o diagnóstico de IAM, o desnivelamento do segmento ST e o aparecimento das ondas Q patológicas. A pesquisa necessita de mais aprofundamento no estudo da patologia para que haja o aperfeiçoamento do algoritmo com a implementação do último ponto de análise: alterações na onda T.

A pretensão do estudo concentrou-se na análise do segmento ST e onda Q para detecção do IAM. Toda a lógica programacional utilizada partiu do que diz as diretrizes de cardiologia para a detecção do IAM, porém fez uso de um banco de dados que não possui episódios de IAM pelo fato das amostras contidas nele possuírem um sinal mais coerente.

Isso permitiu visualizar que os pontos de análise foram devidamente identificados e que para os sinais do banco de dados nenhum sinal foi identificado com a patologia. Como projeto futuro, é necessário expandir a análise para qualquer tipo de sinal de ECG tornando a detecção mais precisa possível.

REFERÊNCIAS

- [1] S. J. Griffin, "The challenge of chronic conditions: Who responds," *Bmj*, vol. 321, pp. 405–12.

- [2] K. Strong, C. Mathers, S. Leeder, and R. Beaglehole, "Preventing chronic diseases: how many lives can we save?" *The Lancet*, vol. 366, no. 9496, pp. 1578–1582, 2005.
- [3] D. C. Escosteguy, "Doença coronariana—porque revisitar," *Rev Socerj*, vol. 12, no. 4, 1999.
- [4] C. Pastore, C. Pinho, H. Germiniani, N. Samesima, and R. Mano, "Diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia sobre análise e emissão de laudos eletrocardiográficos," *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 93, no. 3, pp. 1–19, 2009.
- [5] J. P. Ottervanger, *Advances in Myocardial Infarction Management*. Future Medicine Ltd, 2013.
- [6] J. P. de Andrade, L. S. Piegas, A. Timerman, G. Feitosa, J. M. R. Neto, J. C. Nicolau, and L. A. Mattos, "Iv diretriz da sociedade brasileira de cardiologia sobre tratamento do infarto agudo do miocárdio com supradesnível do segmento st," 2009.
- [7] J. Hampton, *ECG essencial*. Elsevier Brasil, 2011.
- [8] C. Pastore, C. Pinho, H. Germiniani, N. Samesima, and R. Mano, "Diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia sobre análise e emissão de laudos eletrocardiográficos," *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 93, no. 3, pp. 1–19, 2009.
- [9] M. J. Davies, "The pathophysiology of acute coronary syndromes," *Heart*, vol. 83, no. 3, pp. 361–366, 2000.
- [10] S. L. Robbins, R. S. Cotran, V. Kumar, and T. Collins, "Fundamentos de robbins: patologia estrutural e funcional," in *Fundamentos de Robbins: patologia estrutural e funcional*. Guanabara Koogan, 2001.
- [11] J. Hampton and D. Adlam, *ECG na prática*. Elsevier Brasil, 2014.
- [12] J. C. Nicolau, C. A. Polanczyk, J. A. Pinho, M. S. d. C. Bacellar, D. G. L. Ribeiro, R. N. Darwich, A. L. P. Ribeiro, M. M. E. Dunda, H. Germiniani, F. F. França *et al.*, "Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso," *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 80, pp. 1–18, 2003.
- [13] M. Ramos, V. L. Gapit, and A. Lichtenstein, "A instrumentalização do clínico," *Revista de Medicina*, vol. 86, no. 1, pp. 52–60, 2007.
- [14] R. T. Giffoni and R. M. Torres, "Breve história da eletrocardiografia," 2010.
- [15] L. C. Lantieri and J. C. Bertoletti, *Interpretação Eletrocardiográfica Adulta e Pediátrica*. Artmed, 2007.
- [16] C. Carvalho and J. M. A. Sousa, "Cardiopatia isquêmica," *Rev Bras Hipertens*, vol. 8, no. 3, pp. 297–305, 2001.
- [17] M. T. B. Pires and S. V. Starling, "Manual de urgências em pronto-socorro," *RJ: Guanabara Koogan*, 2006.
- [18] P. Sun, Q. Wu, A. Weindling, A. Finkelstein, and K. Ibrahim, "An improved morphological approach to background normalization of ecg signals," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 50, no. 1, pp. 117–121, 2003.
- [19] V. Palodeto *et al.*, "Sistema computacional para o processamento, a análise e a classificação do sinal eletrocardiográfico de neonatos e adultos," 2006.
- [20] M. Okada, "A digital filter for the QRS complex detection," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 12, pp. 700–703, 1979.
- [21] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative investigation of qrs detection rules using the mit/bih arrhythmia database," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, no. 12, pp. 1157–1165, 1986.
- [22] G. D. Porfirio, "Utilização das transformadas wavelets na detecção de características em um sinal de eletrocardiograma."
- [23] S. R. R. Júnior, "Detecção e classificação de arritmias cardíacas utilizando redes neurais artificiais auto-organizáveis," Ph.D. dissertation, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2008.
- [24] Y. Sun, S. Suppappola, and T. A. Wrublewski, "Microcontroller-based real-time QRS detection," *Biomedical instrumentation & technology/Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, vol. 26, no. 6, pp. 477–484, 1991.
- [25] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time qrs detection algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [26] W. G. A. Costa, C. de Moura Costa, and C. D. M. Regis, "Detecção do complexo qrs utilizando o algoritmo de pan & tompkins modificado," *XXXIII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações - SBrT*, 2015.
- [27] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C.-K. Peng, and H. E. Stanley, "Physiobank, physiobank, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215–e220, 2000.
- [28] J. Feldman and G. P. Goldwasser, "Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação," *Revista da SOCERJ*, vol. 14, no. 4, p. 256, 2004.