

ELECTROCARDIOGRAPHIC RECORDS (ECG) ASSOCIATED DO MYOCARDIAL INFARCTION ANALISYS

ANÁLISE DE REGISTROS ELETROCARDIOGRÁFICOS (ECG) ASSOCIADOS AO INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO

Paulo Henrique Garcia Mansur (Instituto Federal Goiano – Campus Urutaí, Goiás, Brasil) - paulomansur@yahoo.com.br

Lacordaire Kemel Pimenta Cury (Centro de Ensino Superior de Catalão, Goiás, Brasil) - lacordaire13@hotmail.com

ABSTRACT

Myocardial infarction is caused by a poor blood feeding on cardiac muscle and is one of the main causes of sudden death on the world. The eletrocardiogram is the best exam to detect myocardial infarction, since it's results are simple and accurate to be analyzed. In spite of digital ECG are well spread, pre-processing signs and, eventually, suggesting diagnosis to specialists, they aren't the rule, mainly on remote regions and medical centers supported with low resources. So, urgency cases, where efficient attendance to patient can reduce bad consequences in cardiac events, depend on cardiologist skill to analyze printed ECG without tools that may help him on diagnosis. Starting from the purpose to use a low cost software, developed to analyze printed ECG or those generated in "pdf" format by other aplications, this paper tried to associate variatons in ST segment with myocardial infarction occurrences, as is fairly documented on medical literature. In spite of limitations, it was possible to verify that the software created is functional and economically viable and to identify Y point as another important signal to diagnose myocardial infarctions.

Keywords: Myocardial Infarction, Image Digitalization, ECG

RESUMO

O infarto agudo do miocárdio é causado pela falta de irrigação sangüínea no músculo cardíaco e é uma das principais causas de mortes súbitas em todo o mundo. O eletrocardiograma (ECG) é o melhor exame para detectar a ocorrência do infarto, tanto por sua simplicidade quanto pela precisão dos dados disponíveis para a análise. Apesar de bastante disseminados, os aparelhos de ECG digitais, que efetuam o pré-processamento dos sinais e podem, eventualmente, sugerir diagnósticos para os especialistas, ainda não são a regra, principalmente em locais remotos e em centros médicos mantidos com orçamentos reduzidos. Desta forma, os casos de urgência, onde o pronto atendimento ao paciente é determinante para reduzir possíveis seqüelas de ocorrências cardíacas, ainda dependem da perícia do especialista para a análise do ECG analógico, não dispondo de instrumentos para auxiliar nesse diagnóstico. Partindo da proposta de utilização de um software próprio e de baixo custo para a análise de ECGs impressos ou gerados no formato "pdf", este trabalho buscou associar as correlações entre as variações do segmento ST e o infarto agudo do miocárdio, conforme aparece amplamente documentado na literatura. Apesar das limitações do estudo, foi possível verificar a viabilidade funcional e econômica do software criado para a finalidade proposta, bem como identificar o supradesnivelamento do ST40 como um marcador adicional para o diagnóstico da extensão do infarto.

Palavras-chave: Infarto Agudo do Miocárdio, Digitalização de Imagens, ECG.

INTRODUÇÃO

Dentre as diversas doenças que atingem o coração, o infarto agudo do miocárdio, também conhecido como "infarto" ou "ataque cardíaco", é uma das mais frequentes e importantes, podendo causar danos irreversíveis para o esse órgão. Algumas vezes o infarto pode ocorrer sem sintomas, ou com sintomas que podem levar a um diagnóstico incorreto. Como o diagnóstico precoce é fundamental para a redução da mortalidade e das possíveis sequelas futuras, há uma grande preocupação com o atendimento de emergência do paciente enfartado.

Um dos exames mais precisos para esse diagnóstico é o eletrocardiograma (ECG), efetuado através de um aparelho que registra os impulsos elétricos do músculo cardíaco, fornecendo um traçado característico que permite a identificação de eventuais cardiopatias, mesmo quando o paciente não apresenta sintomas visíveis.

Atualmente, os aparelhos de ECG podem ser encontrados praticamente em qualquer unidade de atendimento à saúde. A operação do equipamento pode ser feita por técnicos treinados. Os especialistas na interpretação de seus resultados, entretanto, muitas vezes não estão presentes no momento do atendimento. É o caso, por exemplo, das unidades móveis de emergência ou de atendimentos feitos em regiões remotas, distantes de hospitais, onde não existem cardiologistas que possam diagnosticar o que é detectado pelo ECG.

Apesar de já existirem inúmeros equipamentos ECG digitais, que registram os sinais e os armazenam em unidades computadorizadas, esses ainda possuem custo elevado e só estão disponíveis em clínicas especializadas. Infelizmente, ainda são bastante numerosos os aparelhos denominados "analógicos", cujos resultados são registrados mecanicamente através de tiras de papel quadriculado, onde o gráfico é impresso para posterior análise do cardiologista.

O gráfico gerado pelo ECG possui um padrão característico. Para facilitar sua compreensão, cada ciclo foi dividido em partes denominadas "ondas" e segmentos, que estão relacionadas aos eventos elétricos que ocorrem nas fibras cardíacas. Essas ondas são identificadas por letras em sequência alfabética, de "P" a "T", e se referem a cada etapa do batimento do coração. Mudanças no formato dessas ondas podem indicar anomalias cardíacas. No caso do infarto, por exemplo, é sabido que há uma mudança aguda no segmento ST e na onda T.

Uma das soluções para auxílio dos profissionais de atendimento de urgência no diagnóstico de problemas cardíacos consiste no emprego da informática como ferramenta de interpretação dos sinais ECG, identificando a ocorrência de alterações consideradas anormais e alertando para uma futura análise mais detalhada do cardiologista. A partir da comparação com padrões previamente fornecidos, um programa de computador pode indicar a ocorrência de variações que possam indicar problemas cardíacos, permitindo que o paciente seja atendido num espaço de tempo reduzido, aumentando suas chances de sobrevivência sem sequelas. No caso de aparelhos de ECG analógico, a utilização da informática se torna ainda mais importante, tendo em vista a influência acentuada do ruído no processo de registro do traçado de ECG, o que dificulta a análise visual por parte dos cardiologistas.

O objetivo deste trabalho consiste em realizar um primeiro passo para permitir o processamento de registros ECG analógicos, como também desenvolver uma metodologia para facilitar sua interpretação, contribuindo assim para o futuro desenvolvimento de técnicas de diagnóstico automático.

1 ONDAS ELÉTRICAS CARDÍACAS E INFARTO

A Figura 1 ilustra o registro simples de um eletrocardiograma, mostrando a nomenclatura das ondas e dos intervalos.

O segmento ST começa no ponto J, ponto onde termina a inscrição do complexo QRS, apresentando concavidade para cima em uma situação normal (Figura 2). Já o seu final não é bem definido, por continuar insensivelmente com o ramo ascendente da onda T.

Pequenos desníveis de ST (1 a 1,5 mm ou 0,1 a 0,15 mV) podem ser normais. Desníveis maiores podem ocorrer devido a distúrbios secundários (hipertrofia), bloqueios de ramo, (extra sístoles), ou distúrbios primários (corrente de lesão).

O infarto do miocárdio (IAM) caracteriza-se pela depressão do metabolismo cardíaco devido ao fluxo insuficiente de sangue, em decorrência de uma obstrução de vasos derivados de alguma das artérias coronárias, que levam sangue ao órgão. Esta obstrução pode produzir-se de forma lenta e progressiva, como consequência das placas nas paredes arteriais decorrentes do acúmulo de gorduras. A fase final desse processo é acelerada pela formação de um trombo ou coágulo sanguíneo, que em última instância é a responsável pela obstrução arterial ou trombose coronária. A obstrução também pode se apresentar, de forma brusca, em razão de uma embolia, ou seja, a presença na artéria de um coágulo transportado pela corrente sanguínea. Como resultado desta obstrução, tem-se:

- a) falta de oxigênio para o tecido cardíaco;
- b) acúmulo excessivo de dióxido de carbono (CO_2) e outros subprodutos do metabolismo anaeróbico das células;
- c) falta de nutrientes suficientes.

Cerca de 50% dos pacientes com infarto não apresentam elevação do segmento ST no primeiro ECG. Exames seriados reduzem o erro de diagnóstico para 10 a 20% (PORTO, 2003). No ECG de 12 derivações (eletrodos), a elevação do segmento ST associado com dor torácica possui especificidade de 91% e sensibilidade de 46% para o diagnóstico de IAM (MANO, 2004).

Nas Síndromes Coronarianas Agudas, podem aparecer três tipos de alterações no ECG (MARQUES, 2004):

- Onda Q anormal: a anormalidade se verifica quando a onda Q é maior do que 1/3 do complexo QRS, indicando que há uma área miocárdica que está eletricamente inativa, ou seja, infartada.
- Onda T invertida;
- Elevação do segmento ST: também chamada de "supradesnivelamento" do ST. Aparece quando o infarto está acontecendo (Figura 3).

2 METODOLOGIA DE COLETA DE DADOS

2.1 Coleta de dados junto ao Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU)/UFU

Dados de 15 pacientes que sofreram infarto agudo do miocárdio foram coletados a partir de um estudo conduzido em 120 prontuários, selecionados junto ao setor de Nosologia do HCU/UFU. Foram considerados os prontuários nos períodos de 01/01/2004

a 31/12/2004. A seleção dos prontuários que se enquadravam no perfil exigido pelo estudo desta tese se baseou nos seguintes critérios de pesquisa:

- Diagnóstico de internação: infarto agudo do miocárdio.
- Primeiro ECG após a manifestação do infarto: deve ter sido realizado em, no máximo, 6 horas após a ocorrência do infarto, sinalizado necessariamente por precordialgia (dor torácica).
- Variações presentes no segmento ST dos ECGs: foram selecionados apenas os pacientes cujos ECGs continham supradesnivelamento do segmento ST em qualquer uma das derivações, excetuando-se aVR, pois esta não é utilizada na verificação de supradesnivelamento de ST devido ao fato de ser invertida.

A seleção de prontuários também se baseou nos seguintes critérios de exclusão:

- Infarto agudo causou bloqueio completo de qualquer ramo (esquerdo ou direito).
- Infarto agudo causou bloqueio átrio-ventricular total.

Neste trabalho buscou-se a determinação da área do supradesnivelamento do segmento ST, bem como a amplitude do ponto J (que delimita o início do supradesnivelamento) e a amplitude do ponto Y (que se inicia 40 milissegundos após a ocorrência do ponto J).

2.2 Coleta de dados junto ao Instituto de Telemedicina do Brasil (ITMS- Brasil)

Registros de ECGs de 20 pacientes acometidos de infarto agudo do miocárdio foram selecionados de um banco de dados eletrônico, contendo arquivos no formato .pdf associados ao registro digital de ECGs, enviados remotamente à central da ITMS-Brasil por via telefônica. Todos os registros continham traçados com supradesnivelamento do segmento ST, e os critérios de seleção utilizados foram semelhantes aos critérios descritos no subitem anterior.

3 DIGITALIZAÇÃO DOS REGISTROS ECG PROCESSADOS

Para o caso de registros ECG oriundos de aparelhos analógicos, a conversão dos exames escaneados para o formato digital compreendeu as seguintes etapas.

- 1) Escaneamento do exame: o registro impresso é colocado em um scanner óptico e transformado em imagem digital (formato "bmp" - bitmap), com 256 cores, armazenada em mídia (disco rígido). Apesar de uma possível interferência das cores utilizadas no papel, o traço feito em preto permanece inalterado.
- 2) Redução de cores: a imagem colorida em formato RGB (*Red, Green and Blue*)¹ é convertida para preto, ou seja, a representação de cada pixel é reduzida de três para uma cor. A perda de informações afeta somente as partes coloridas do gráfico.
- 3) Correção de eixos: O processo de escaneamento manual de imagens pode levar a distorções no ângulo dos eixos coordenados, mesmo sendo feito de maneira cuidadosa. Nesta etapa, faz-se a correção manual, através da rotação da imagem até atingir o enquadramento correto.

¹ Padrão de imagem em vídeo, onde cada pixel é representado pela combinação de valores entre 0 e 255 para as cores vermelho (*Red*), verde (*Green*) e azul (*Blue*).

- 4) Separação das ondas: Processo de recorte dos diversos gráficos associados às derivações do registro ECG, gerando vários gráficos individuais, o que facilita o trabalho de interpretação.
- 5) Conversão em matriz: os pontos do gráfico recortado são identificados; suas amplitudes (tensões elétricas do sinal ECG) calculadas em função do afastamento dos eixos, e, finalmente, armazenadas numa matriz.
- 6) Cálculo das amplitudes: a matriz é avaliada, sendo que os valores máximos e mínimos são estabelecidos como as amplitudes máximas e mínimas do gráfico original. A localização dos demais pontos em relação a essas amplitudes permite o correto escalonamento dos pontos que constituem os vetores de dados, os quais serão processados posteriormente.

Para os registros ECG já disponíveis em formato "pdf", os passos 1, 2 e 3 acima não são necessários.

Na realidade, todas as digitalizações acima referidas foram realizadas com base no software "Eletrocheckup", desenvolvido e descrito detalhadamente no trabalho de Cury (2005).

4 MÉTODOS DE CÁLCULO DE ÁREA, DOS PONTOS J E Y

A morfologia do gráfico ECG permite a fácil identificação das ondas componentes a partir da análise da matriz digital de valores, considerando-se o eixo X como o intervalo de tempo decorrido. Conforme mostra a Figura 4, identificadas as coordenadas do ponto inicial, e fazendo-se uma varredura das amplitudes presentes na matriz de dados, os valores (ou tensões elétricas) tendem a ser crescentes. Quando houver uma inversão dessa tendência, o ponto imediatamente anterior é tratado como ponto P, e os valores continuam decrescendo. Ao se localizar nova inversão dessa tendência, encontra-se o ponto Q, e assim sucessivamente.

O ponto J é definido como o final do complexo QRS e início da onda T; situa-se ao nível da linha de base para um ECG normal. Após o ponto que identifica a onda S, os valores passam a ser linearmente crescentes. O ponto J pode ser identificado por comparação desses valores com a linha de base (FELDMAN e GOLDWASSER, 2004).

Já o ponto Y (ST_{40}) está localizado a 40 milissegundos após o ponto J. Sua amplitude pode ser obtida fazendo-se uma análise dos pontos do ECG situados logo após o ponto J.

4.1 Método 1 – Contagem de Pixels

O primeiro método utilizado no cálculo da área consiste na realização da contagem de pixels. As imagens gráficas digitalizadas são compostas por pontos, que observados à distância ficam invisíveis, gerando a impressão óptica de linhas, preenchimentos sólidos etc. A unidade de medida que representa a densidade de pontos por polegada, denominada "resolução", é dada em "pixels". Portanto, quando se diz que a "resolução" de uma imagem é de 300 pixels (também denominado dpi - *dot per inch* - ou pontos por polegada), o significado é que essa imagem possui 300 pontos em cada polegada linear, seja na vertical, seja na horizontal.

O papel de registro habitual do eletrocardiograma é quadriculado, sendo de 1 milímetro a distância entre cada 2 traços horizontais ou verticais. Assim, a menor unidade de área já determinada no papel corresponde a um pequeno quadrado de 1 mm de lado (Figura 5) (CARNEIRO, 1997).

Utiliza-se uma resolução onde cada quadrado de 1 mm contém 10 pixels, tanto na vertical quanto na horizontal, resultando numa área formada por 100 pixels. Identifica-se o ponto inicial e final no trecho do traçado eletrocardiográfico que interessa para o cálculo, traça-se uma linha imaginária na vertical do ponto inicial e uma linha imaginária na horizontal do ponto final, e assim fica delimitada a área desejada. A partir da área demarcada, faz-se a contagem de pixels, e ao se somar todos eles, obtemos o valor da área. Figura 6.

4.2 Método 2 – Integração Tradicional

Para a estimação da área através do segundo método, novamente identificamos o ponto inicial e o ponto final do traçado eletrocardiográfico que interessa para o cálculo. Cria-se uma linha imaginária na vertical do ponto inicial e na horizontal do ponto final. Depois, esta última é subdividida em pequenas áreas retangulares formadas por pontos que foram selecionados ao longo do traçado. Ao final, fazemos a soma total das pequenas áreas (Figuras 7 e 8).

Para a escolha dos pontos, usamos a técnica da interpolação, que consiste em determinar um polinômio, que assume valores conhecidos em certos pontos denominados nós de interpolação, a serem escolhidos adequadamente. De um modo geral, o conjunto das funções interpoladoras é determinado por um número finito de parâmetros. No caso dos polinômios, esses parâmetros são os seus coeficientes, que deverão ser iguais ao número de condições impostas, ou seja, ao número de nós, para que haja apenas uma solução (Figura 9).

O cálculo da função do polinômio baseia-se nas seguintes equações (ALVES, 2001):

$$p(x_i) = f_i \quad (2)$$

onde,

$$p(x) = a_0 + a_1x + \dots + a_nx^n \quad (3)$$

$p(x)$: polinômio interpolador

a_i : parâmetro i ($i=0, \dots, m$)

m : ordem de interpolação

ou seja, de acordo com a Figura 9,

$$a_0 + a_1x_0 + \dots + a_mx_0^m = f_0 \quad (4)$$

$$a_0 + a_1x_n + \dots + a_mx_n^m = f_n$$

n : quantidade total de pontos disponíveis para interpolação.

Assim, obtemos um sistema linear, do tipo:

$$\begin{bmatrix} 1 & x_0 & \dots & x_0^n \\ 1 & x_1 & \dots & x_1^n \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_n & \dots & x_n^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_0 \\ f_1 \\ \vdots \\ f_n \end{bmatrix} \quad (5)$$

Para que esse sistema apresente, no mínimo, uma solução, é necessário que $m = n$.

4.3 Detalhes Computacionais para o Cálculo da Área e das Amplitudes dos Pontos J e ST₄₀

Para se identificar o valor do ponto J, localiza-se primeiramente o ponto R, a partir do qual se faz uma varredura na horizontal do eixo y, até se encontrar o ponto em que o gráfico ECG muda sua declividade (derivada de primeira ordem). Este ponto corresponde ao ponto J, no caso de registro ECG para o qual foi diagnosticado Infarto Agudo do Miocárdio. Já o ponto ST₄₀ é determinado quando se faz uma varredura na horizontal do eixo Y, no instante de tempo 40 ms após a ocorrência do ponto J.

4.4 Comparação Entre os Métodos de Cálculo de Área

Para o cálculo das áreas, foram utilizados arquivos de ECGs com extensão .pdf, fornecidos pela ITMS-Brasil.

Através dos dois métodos, obtivemos resultados que podem ser observados no Quadro 1. Após a estimação da área, o erro entre as áreas obtidas através dos dois métodos acima discutidos é calculado pela seguinte fórmula:

$$Erro = A1 - A2 \quad (6)$$

onde A1 é a área calculada pelo método 1 e A2 é a área calculada pelo método 2.

Para fins estatísticos, também foram considerados os seguintes valores e fórmulas (CIENFUEGOS, 2005):

$$VM = \sum_{i=1}^n A_i / n \quad (7)$$

onde VM é o valor médio, A_i é a área associada ao ECG do paciente i e n é o número de pacientes (no nosso caso, n=18).

$$V = \sum_{i=1}^n (A_i - VM)^2 / n \quad (8)$$

onde V é a variância;

$$VN = V / E[x^2] \quad (9)$$

$$E[x^2] = \sum_{i=1}^n A_i^2 / n \quad (10)$$

onde VN é a variância normalizada.

Pelo cálculo do valor médio dos erros, pode-se concluir que ambos os métodos geram resultados semelhantes. Ao mesmo tempo, dado que os valores da variância dos erros associados às diversas derivações são pequenos, ambos métodos são robustos relativamente ao tipo de derivação cardíaca considerada.

Consequentemente, os métodos têm desempenho próximo. Tendo em vista que o método 1 é mais eficiente do ponto de vista computacional, ele será utilizado nas análises subseqüentes desta dissertação.

5 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE SUPRADESNIVELAMENTO DO SEGMENTO ST E O INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO

Para cada paciente considerado, escolheu-se como ECG característico do infarto o primeiro registro tomado 6 horas após a primeira manifestação do IAM. Este ECG corresponde, em geral, à primeira mensuração realizada na Sala de Emergência do Pronto-Socorro do HCU / UFU. Todavia, tendo em vista as frequentes ilegibilidades associadas ao deterioramento da impressão gráfica do registro analógico do ECG, o ECG característico nem sempre correspondeu à primeira mensuração, e neste caso, ele foi escolhido como sendo o primeiro ECG cronologicamente mais legível da série de registros realizados na Sala de Emergência.

A análise do supradesnivelamento do segmento ST e do ponto J em comparação com os diagnósticos constantes das fichas dos pacientes estudados não demonstrou ser um bom indicador para a gravidade do infarto, ou seja, para o grau de comprometimento do músculo cardíaco. A amplitude do ponto ST₄₀, ou seja, do ponto situado 40ms após a ocorrência do ponto J, foi mais importante para a identificação da lesão cardíaca, apesar da literatura atribuir a sensibilidade e a especificidade desse ponto para a identificação de isquemias.

CONCLUSÕES

Propôs-se um método para a estimação do supradesnivelamento do segmento ST, bem como para a determinação das amplitudes dos pontos J e ST₄₀ do ECG, que foi comparado ao método de integração clássica. Tendo em vista que os dois métodos geram resultados com aproximadamente a mesma precisão e robustez, optou-se trabalhar com a nova proposta, tendo em vista sua simplicidade computacional.

Não obstante diversas limitações do experimento e dos cálculos realizados (pequena quantidade de pacientes, ECG analisado após 6 horas de ocorrência e intensidade do IAM, análise estatística simplificada), a principal conclusão deste estudo consiste na possibilidade de se utilizar a amplitude do ponto ST₄₀ como marcador sensível da ocorrência do infarto agudo, com objetivos clínicos. Deve-se observar que a determinação desta amplitude é mais simples e menos sujeita a erros de estimação que a determinação da área do segmento ST e do ponto J, variáveis comumente apontadas pela literatura como indicadoras do IAM.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, C. J. S. **Interpolação**. Instituto Superior Técnico de Lisboa, 18 jun. 2001. Disponível em <<http://www.math.ist.utl.pt/~calves/cursos/Interpola.HTM>>. Acesso em 09 jun. 2005

CARNEIRO, E. F. **O Eletrocardiograma: 10 Anos Depois**. 5 ed. Rio de Janeiro: Livraria Editora Enéas Ferreira Carneiro, 1997.

CIENTFUEGOS, Freddy. **Estatística Aplicada ao Laboratório**. Rio de Janeiro: Kosmos, 2005.

CURY, L. K. P. **Proposta de um software para análise automática de registros eletrocardiográficos (ECG)**. 2005. 112 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Elétrica. Uberlândia, 2005

FELDMAN, J.; GOLDWASSER, P. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. **Revista da SOCERJ**, v. 17, n. 4, pp. 251-256, out./dez. 2004.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

MANO, Reinaldo. **Manuais de Cardiologia**. Infarto Agudo do Miocárdio. Rio de Janeiro: [s.n.], 2004.

MARQUES, Isaac R. **Síndromes Coronárias Agudas**. CardioSite. 01 abr. 2004. Disponível em <<http://www.unifesp.br/denf/NIE/CARDIOSITE/sindromes.htm>>. Acesso em 20 maio 2005.

PORTO, Catarina. **Infarto Agudo do Miocárdio**. Maceió: Secretaria Estadual de Saúde, 2003.

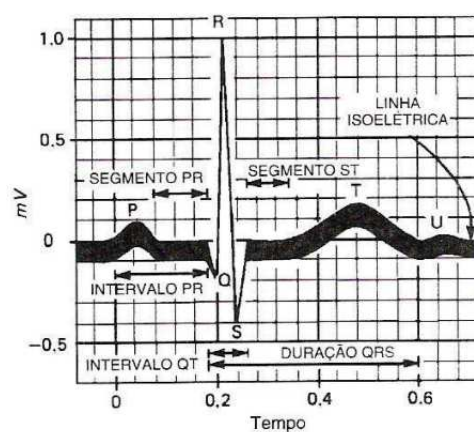


Figura 1 - Registro simples de um eletrocardiograma, mostrando as ondas e os intervalos. (GUYTON e HALL, 1997)

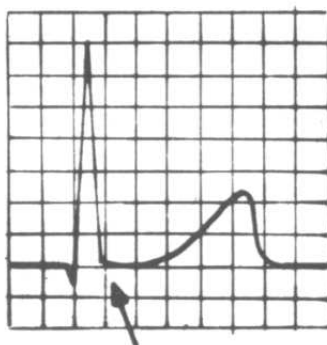


Figura 2. O segmento ST normal. A seta indica o ponto J. (CARNEIRO, 1997)

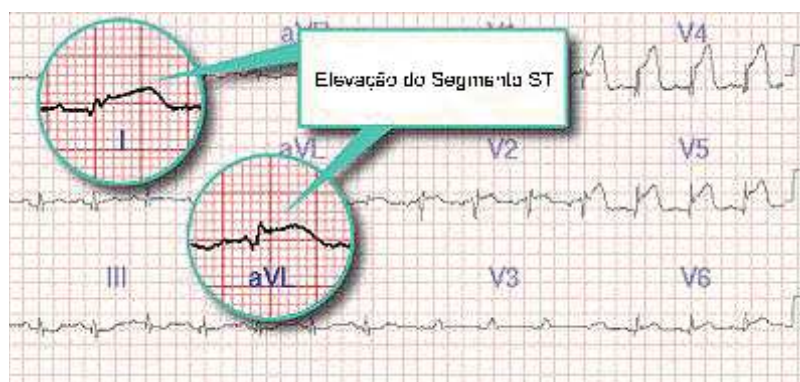


Figura 3 - Supradesnívelamento do segmento ST (MARQUES, 2004)

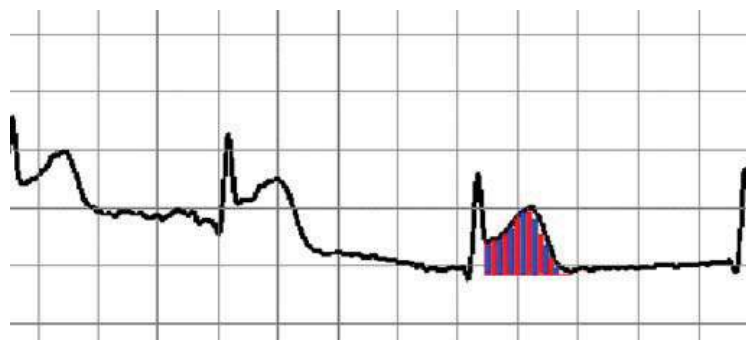


Figura 4 - Área selecionada no ECG para cálculo usando interpolação. Fonte: Cury (2005).

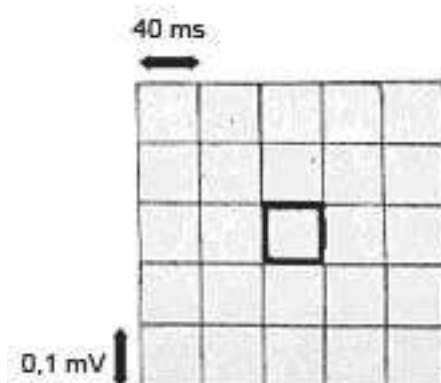


Figura 5 - O sistema cartesiano do eletrocardiograma (CARNEIRO, 1997)

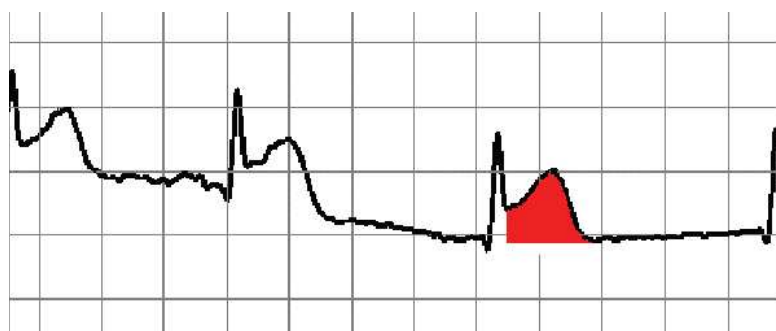


Figura 6. Área selecionada no ECG para cálculo em pixels.

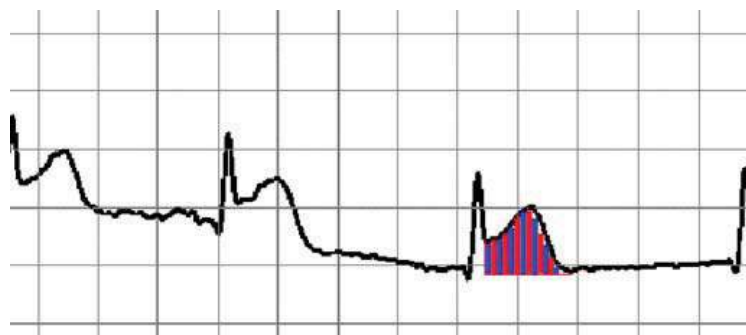


Figura 7 - Área selecionada no ECG para cálculo usando interpolação.

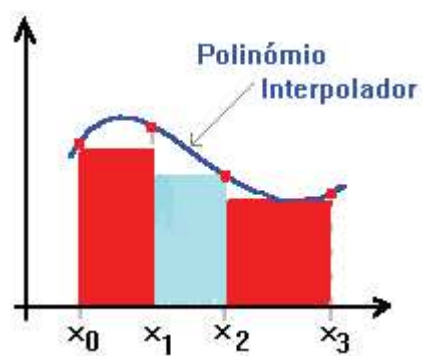


Figura 8 - Interpolação em quatro pontos. Eixo vertical $f(x)$. Eixo horizontal: x .
Modificada de (ALVES, 2001)

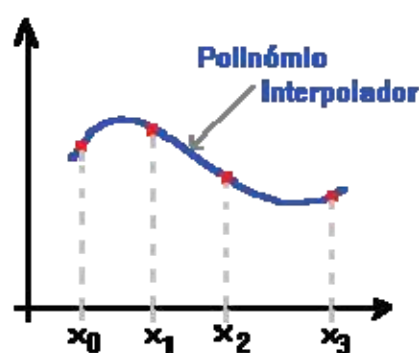


Figura 9: Interpolação em quatro pontos. Eixo vertical $f(x)$. Eixo horizontal: x . (ALVES, 2001)

Quadro 1 - Cálculo da área do segmento ST para ECG digital (mV.ms)

Pacientes	Derivação aVF			Derivação II			Derivação III		
	Método 1	Método 2	Erro	Método 1	Método 2	Erro	Método 1	Método 2	Erro
1	87,48	85,80	1,68	92,04	90,52	1,52	66,88	66,96	-0,08
2	79,68	78,68	1,00	75,96	74,76	1,20	71,88	70,68	1,20
3	76,48	75,80	0,68	80,20	79,56	0,64	83,64	82,92	0,72
4	16,20	15,80	0,40	24,60	24,56	0,04	35,72	35,52	0,20
5	14,80	14,56	0,24	31,20	31,12	0,08	5,40	5,36	0,04
6	6,04	6,00	0,04	10,52	10,48	0,04	15,48	14,92	0,56
7	11,56	11,32	0,24	28,20	27,92	0,28	15,88	15,44	0,44
8	63,24	63,28	-0,04	26,72	26,60	0,12	151,32	151,04	0,28
9	159,36	158,16	1,20	139,12	138,20	0,92	167,60	166,00	1,60
10	29,52	29,16	0,36	41,64	41,24	0,40	17,48	17,16	0,32
11	62,00	61,68	0,32	1,32	1,16	0,16	189,68	189,00	0,68
12	360,08	354,68	5,40	346,04	343,68	2,36	385,40	379,48	5,92
13	169,28	168,92	0,36	38,64	38,56	0,08	295,24	295,48	-0,24
14	179,28	177,44	1,84	125,52	124,12	1,40	231,24	229,20	2,04
15	236,48	236,20	0,28	191,08	191,12	-0,04	267,36	266,60	0,76
16	61,60	61,40	0,20	69,80	69,68	0,12	55,28	55,24	0,04
17	56,68	56,64	0,04	21,96	21,92	0,04	131,08	130,92	0,16
18	95,64	95,60	0,04	52,92	52,84	0,08	186,60	186,56	0,04

Valor Médio (VM)	98,08	97,28	0,79	77,64	77,11	0,52	131,84	131,03	0,82
Variância (V)	7999,88	7831,40	1,54	6562,39	6483,86	0,44	11585,09	11410,28	1,87
Variância Normalizada (VN)	0,45	0,45	0,71	0,52	0,52	0,61	0,40	0,40	0,74