

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE ONDAS P SINUSAIS DO ELETROCARDIOGRAMAViviana R. Zurro¹, Álvaro L. Stelle² e Jurandir Nadal³

RESUMO -- Embora vários parâmetros possam ser extraídos do ECG e utilizados para a monitoração automática de arritmias, o intervalo RR é considerado o mais discriminante para a detecção de batimentos cardíacos prematuros. Entretanto, quando ocorre fibrilação atrial, o intervalo entre batimentos apresenta elevada variabilidade, perdendo seu poder de discriminação e afetando o desempenho do analisador. Como não existem ondas P na fibrilação atrial, propõe-se um algoritmo para detectar a presença ou ausência da onda P, como uma etapa intermediária para a identificação desta arritmia. O algoritmo busca identificar a presença de ondas P de origem sinusal em uma derivação do ECG. Para tal, detecta-se os complexos QRS e analisa-se um segmento de sinal de 290 ms, iniciado 350 ms antes de cada onda R, o qual é passado por um filtro derivativo. Quando a onda P está presente, o sinal de saída do filtro apresenta dois pontos fiduciais, correspondentes ao máximo e ao mínimo da derivada da onda P. Comparando-se os intervalos entre estes pontos e a onda R que os sucede com os valores obtidos para o batimento anterior, determina-se a ocorrência de ondas P uniformes com resposta ventricular. Para a avaliação do desempenho do detector de ondas P, foram analisados sinais de 16 pacientes do MIT-BIH Arrhythmia Database, correspondentes a 8 horas de ECG, obtendo-se uma sensibilidade de 93,20% e um valor preditivo positivo de 99,98%.

Palavras-Chave: Reconhecimento de Padrões, Eletrocardiografia Quantitativa, Detecção de Onda P.

INTRODUÇÃO

A monitoração automática de arritmias cardíacas é usualmente realizada utilizando-se algoritmos que detectam e classificam complexos QRS do eletrocardiograma, para posterior identificação de ritmos. Embora vários parâmetros possam ser extraídos do ECG e utilizados para a classificação, o intervalo RR é considerado o mais discriminante para a detecção de batimentos cardíacos prematuros (Nadal, 1991). Entretanto, quando ocorre fibrilação atrial, o intervalo entre batimentos apresenta elevada variabilidade, perdendo seu poder de discriminação e afetando o desempenho do monitor. Como não existem ondas P na fibrilação atrial, propõe-se um algoritmo

¹ Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

² Professor Adjunto, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná CEFET-PR/CPGEI, Av. 7 de Setembro 3165, 80230-901 - Curitiba - PR, E-mail: STELLE@cpgei.cefetpr.br

³ Professor Adjunto, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, E-mail: JN@serv.peb.ufrj.br

para detectar a presença ou ausência desta onda, como uma etapa intermediária para a detecção da fibrilação atrial. A detecção, em tempo-real, da onda P no ECG de superfície constitui um desafio (Fokapu e Girard, 1993), devido à baixa amplitude relativa desta onda, à baixa relação sinal-ruído, e aos complexos QRS ou ondas T adjacentes. A maioria dos sistemas automáticos para monitoração de arritmias existentes não procura localizar a onda P, efetuando, portanto, uma análise incompleta de ritmos. Assim, as arritmias atriais são praticamente impossíveis de se detectar com tais sistemas. Algum sucesso foi obtido monitorando-se a atividade atrial com o uso de eletrodos esofágicos (Jenkins *et alii*, 1979). Tais eletrodos são inadequados para a utilização rotineira, mas constituem um dos poucos recursos menos invasivos disponíveis, para a análise de arritmias atriais complexas (Webster, 1988; Michaelis *et alii*, 1993). Por outro lado, as arritmias atriais caracterizam-se por apresentar ondas P diferenciadas daquelas de origem sinusal, tanto em forma (batimentos ectópicos) quanto pelo instante relativo de ocorrência (contrações prematuras). As arritmias atriais mais graves, fibrilação atrial (FA) e flutter atrial (FLA), caracterizam-se pela ausência da onda P, a qual é substituída por ondas F e f, respectivamente. Portanto, a detecção automática de ondas P pode constituir uma ferramenta útil para a monitorização de ritmos atriais. Neste artigo, apresenta-se um método simples para a detecção de ondas P em uma única derivação do eletrocardiograma, no qual faz-se uso de filtros digitais como ferramenta de detecção. Posicionando uma janela retangular antes de cada complexo QRS e aplicando o filtro, o algoritmo localiza as ondas P, comparando parâmetros extraídos de batimentos cardíacos consecutivos. A finalidade específica do algoritmo é detectar ondas P com características repetitivas, que tenham desencadeado um complexo QRS.

MATERIAIS

A base de dados utilizada, o *MIT-BIH Arrhythmia Database*, contém eletrocardiogramas de 48 pacientes em duas derivações, cada um com trinta minutos de duração, totalizando 24 horas de sinais (MIT, 1982). Estes sinais foram previamente analisados por especialistas e são acompanhados de anotações digitais, as quais registram mudanças de ritmos, presença de ruídos e a classificação de cada complexo QRS. A utilização deste conjunto de dados possibilita o desenvolvimento de algoritmos com sinais previamente selecionados, representativos de situações clínicas reais com variados exemplos de arritmias. Além disso, permite a avaliação de desempenho dos algoritmos através da comparação com o referencial absoluto disponível, dado pela classificação efetuada por cardiologistas, e facilita a reprodutibilidade dos experimentos e a comparação de métodos, uma vez que este banco de dados é amplamente difundido. Foram considerados, neste estudo, sinais extraídos do primeiro canal do banco de dados (Derivação II modificada), com resolução de 10 bits e frequência de amostragem de 240 Hz.

Para a elaboração do algoritmo, utilizaram-se sinais de cinco pacientes, os quais constituem o grupo de desenvolvimento (Tabela 1). Estes sinais foram escolhidos por apresentarem ritmo normal, com ondas P de diversas morfologias. Um segundo grupo de sinais foi utilizado para a avaliação independente do algoritmo, sendo constituído por 11 pacientes. Os três sinais da série 200 contém trechos de ECG com fibrilação e flutter atrial, livres de outros ritmos tais como bigeminia, trigeminia etc.

O processamento foi realizado em microcomputadores 386-SX com 4 MB de memória e 486 com 8 MB de memória, tendo como *software* de desenvolvimento o MATLAB[®]-386 V3.5e (Mathworks).

Tabela 1. Relação dos sinais do MIT-BIH Arrhythmia Database utilizados para o Desenvolvimento e Avaliação do Método de Detecção de ondas P.

Grupo	Nº de sinais	Códigos dos Pacientes
Desenvolvimento	5	100, 101, 117, 122, 123
Avaliação	11	103, 105, 108, 111, 112, 115, 116, 201, 210, 212, 219

MÉTODOS

Pré-processamento do sinal ECG

O diagnóstico eletrocardiográfico, automático ou não, é influenciado pela qualidade do sinal, que deve ser livre de ruídos, amplificado e filtrado adequadamente. Na eletrocardiografia clínica, a presença de artefatos é usualmente de fácil identificação, em particular quando se utilizam múltiplas derivações. Artefatos devidos a maus contatos de eletrodo, movimentos do paciente ou processos eletroquímicos na interface pele-eletrodo podem ser identificados porque não aparecem simultaneamente em todas as derivações (Webster, 1988). Ruídos musculares ou interferências elétricas são também perceptíveis, podendo-se, no mínimo, reiniciar o exame. Na monitoração automática, no entanto, procura-se evitar o emprego de derivações redundantes e artefatos tornam-se inevitáveis se o processo é mantido por longos períodos. Portanto, para aumentar a precisão diagnóstica, deve-se fazer um pré-processamento dos sinais visando maximizar a relação sinal-ruído. Dois requisitos importantes no pré-processamento do ECG são a rejeição do ruído de alta frequência e a eliminação das oscilações da linha de base (Ebenezer e Krishnamurthy, 1993).

No presente trabalho, utilizou-se um filtro digital passa-faixa (Butterworth de 8ª ordem), com frequências de corte em 0,5 e 100 Hz, visando preservar as características relevantes do ECG e reduzir o efeito de flutuações amplas da linha de base nos algoritmos de detecção automática de ondas. A Função de Transferência do filtro é dada por (Strum e Kirk, 1988):

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_1 + b_2 \cdot z^{-1} + \dots + b_{nh+1} \cdot z^{-nh}}{a_1 + a_2 \cdot z^{-1} + \dots + a_{na+1} \cdot z^{-na}}, \quad (1)$$

cujos coeficientes a_n e b_n são dados na Tabela 2. Na Figura 1, pode-se ver o efeito do filtro em um sinal de ECG com ruído de baixa frequência. Pode-se observar que esta filtragem altera algumas características do sinal, particularmente nos trechos de atividade lenta como o segmento ST.

A seguir, efetua-se a detecção dos complexos QRS. Esta detecção é de fundamental importância em todos os algoritmos de análise automática do ECG, pois o complexo QRS está associado à atividade elétrica ventricular e constitui um ponto de referência para a identificação de outros padrões eletrocardiográficos (Barbaro *et alii*, 1991). Se o detector de complexos QRS é pouco sensível, a quantidade de falsos negativos será elevada, resultando uma frequência cardíaca falsamente baixa. Em contrapartida, se o detector é muito sensível, ocorrem freqüentes falsos positivos, pois ruídos e artefatos podem ser interpretados como complexos QRS.

Tabela 2. Coeficientes do filtro digital passa-faixa, Butterworth de 8ª ordem.

n	a_n	b_n
1	1,0000	0,4910
2	-1,3286	0
3	-1,7937	-1,9639
4	2,0202	0
5	1,9488	2,9459
6	-1,3380	0
7	-1,0699	-1,9639
8	0,3202	0
9	0,2411	0,4910

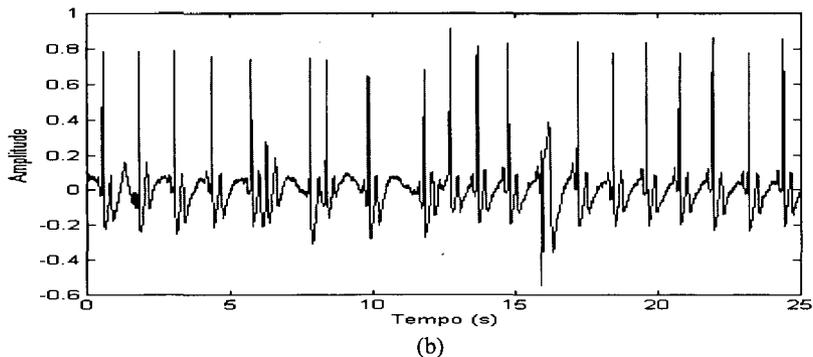
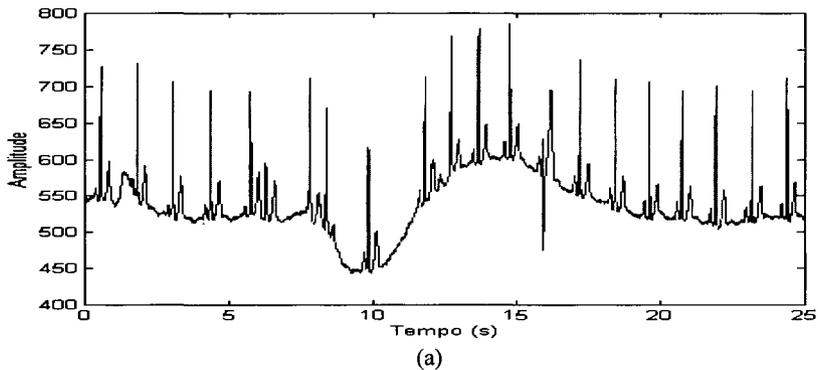


Figura 1. Efeito da filtragem digital: (a) Sinal de ECG com ruído de baixa frequência (flutuação da linha de base); e (b) o mesmo sinal filtrado.

Detecção de complexos QRS

Embora existam vários algoritmos otimizados de detecção de complexos QRS, utilizou-se neste trabalho um método bastante simples, baseado no cálculo da primeira diferença do sinal:

$$y(n) = x(n) - x(n-1), \quad (2)$$

onde $x(n)$ constitui a n -ésima amostra do sinal, e em um limiar fixo para detecção. Se a derivada ultrapassa o limiar, considera-se detectado o complexo. Este detector foi desenvolvido somente para atender às necessidades deste trabalho, pois a implementação de um detector mais robusto e posterior ajuste, em ambiente Matlab, demandaria tempo desnecessário, uma vez que já se dispõe de detector otimizado para processamento em tempo-real (Abrantes e Nadal, 1992).

A partir da análise de vários sinais ECG de pacientes distintos, apresentando ondas P de formas variadas, foram tomados como referência os cinco sinais do grupo de desenvolvimento, constituídos de ECGs com ritmo sinusal. Estes trechos de referência foram então filtrados e passados pelo detector de complexos QRS. Na Figura 2, é exibido um trecho de ECG, onde todos os complexos QRS foram detectados (ver traços indicativos na linha inferior do gráfico).

Uma vez detectados os complexos QRS, foram obtidos os histogramas de intervalos RR, com largura de classe igual a 0,06 s. Na Figura 3, é apresentado o histograma de um dos sinais analisados, o qual apresenta intervalos pouco variáveis.

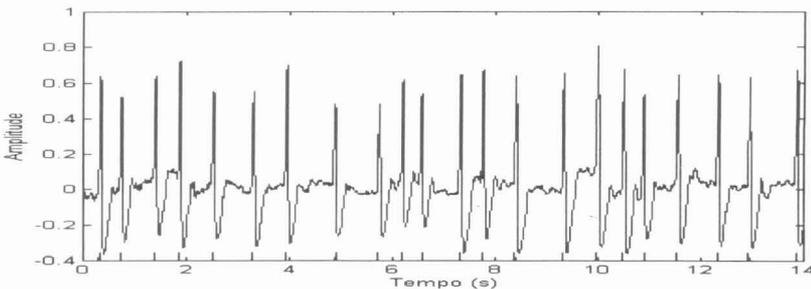


Figura 2. Sinal ECG com fibrilação atrial, onde todos os complexos QRS são detectados.

Análise do segmento T-Q

Tomando os complexos QRS com intervalos RR modais do histograma, foi extraído um segmento de sinal de 70 amostras (correspondente a 291 ms do sinal amostrado), posicionada a partir de 350 ms (84 amostras) antes de cada complexo QRS (Figura 4). Estes valores foram determinados levando-se em conta a posição relativa das ondas P dos cinco pacientes do grupo de desenvolvimento. A extensão da janela é tal que, para qualquer sinal do grupo de desenvolvimento, a possível onda P encontre-se inteiramente dentro da mesma.

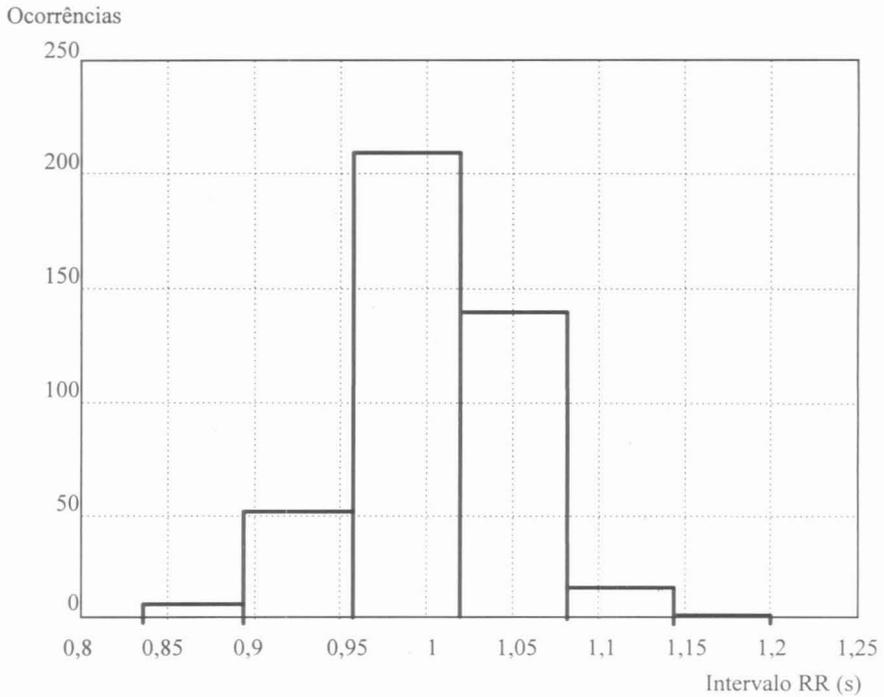


Figura 3. Histograma de intervalos RR.

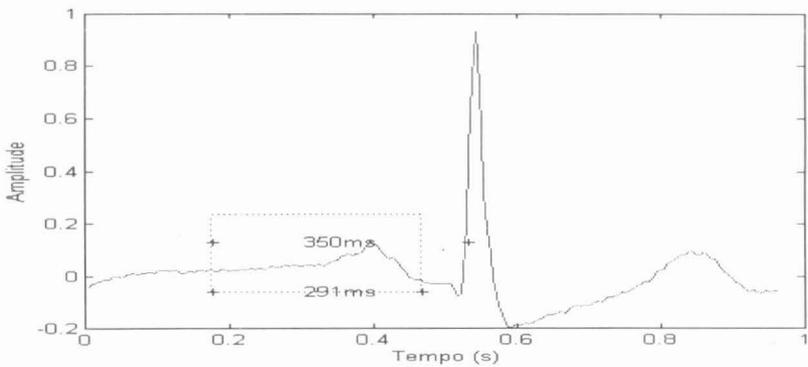


Figura 4. Posicionamento da janela retangular onde se espera encontrar uma onda P.

A estes segmentos aplicou-se a transformada de Fourier discreta (DFT) para a análise espectral, visando-se identificar a banda característica da onda P. Para uma análise mais consistente, foram calculadas as médias dos espectros de todos os segmentos correspondentes a batimentos com intervalo RR modal. O mesmo procedimento foi repetido para iguais trechos de ECG com fibrilação atrial, de alguns pacientes da base de dados. O primeiro harmônico do espectro (em torno de 4 Hz) corresponde à componente espectral de maior energia das ondas P, sendo que a amplitude dos harmônicos de ordem superior diminui rapidamente, com dois pequenos acréscimos em 30 e 60 Hz. Os espectros relativos a ondas fibrilatórias também apresentam a frequência fundamental próxima a 4 Hz, porém o decaimento é mais lento, apresentando amplitudes mais elevadas em altas frequências. A análise comparativa destes espectros conduziu ao desenvolvimento de filtros digitais específicos para a detecção de ondas P. O mais adequado deu origem ao algoritmo básico de detecção, descrito a seguir.

Filtragem derivativa -- O algoritmo usa, como ferramenta de detecção, um filtro derivativo do tipo pente (*comb*), cujo sinal de saída é dado por:

$$y(n) = x(n) - x(n - 8) \quad (3)$$

Este tipo de filtro é usado quando se deseja detectar padrões transientes em um sinal, como o próprio complexo QRS (Ebenezer e Papa, 1994). A resposta em frequência é apresentada na Figura 5 (Strum e Kirk, 1988). Dois foram os motivos básicos que levaram a esta escolha: (1) o filtro se aproxima de um diferenciador na faixa de 0 a 15 Hz, onde se concentra a energia do sinal de interesse, sendo a diferenciação uma forma segura se detectar padrões como a onda P; (2) o filtro tem ganho nulo em 60 e 30 Hz, frequências onde o espectro do sinal apresenta aumentos de energia, correspondentes a flutuações rápidas que podem dificultar a detecção. Aplicando este filtro aos segmentos de sinal com ondas P normais, a saída apresenta dois pontos fiduciais (Figura 6), máximo e mínimo, em pontos aproximadamente fixos do segmento, para batimentos consecutivos. Naturalmente, a posição destes pontos depende da forma da onda P, que pode ser positiva, negativa ou bifásica, e pode variar ao longo do tempo. Assim, idealizou-se um algoritmo capaz de "aprender" o padrão das ondas P, à medida que estas ocorrem (Figura 6). No caso de ondas fibrilatórias, a posição destes pontos fiduciais é variável.

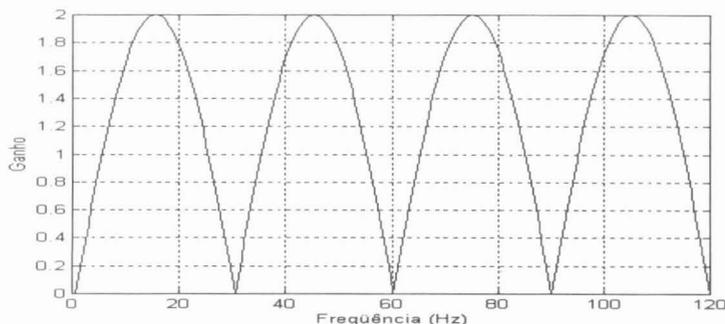


Figura 5. Resposta em frequência do filtro derivativo (*comb*).

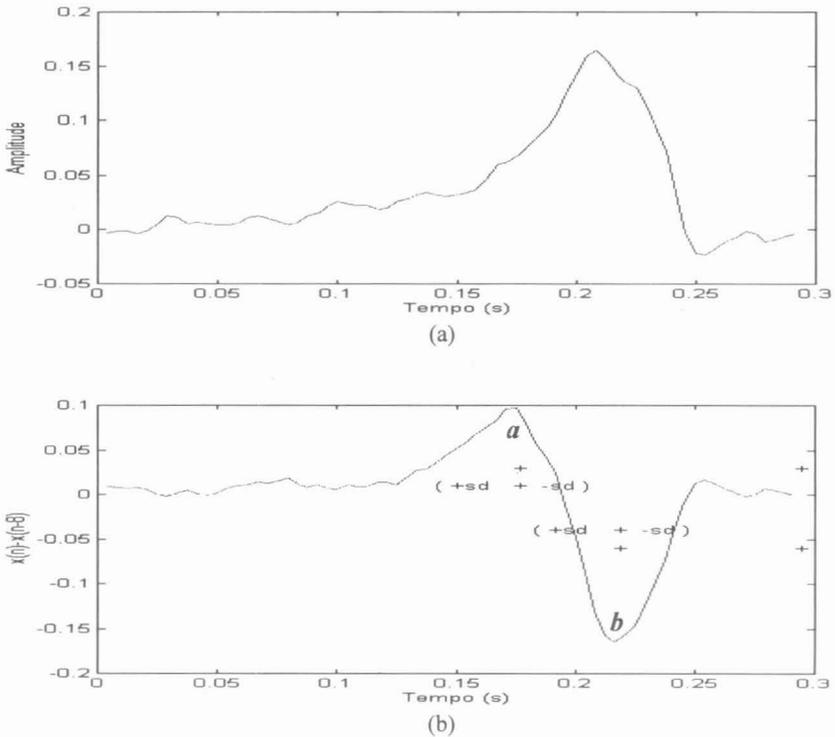


Figura 6. (a) Onda P típica e (b) saída do filtro $y(n) = x(n) - x(n - 8)$ para esta onda, com a localização dos pontos de máximo (a) e mínimo (b) em relação ao complexo QRS.

Detecção da onda P

A partir do segundo complexo QRS do sinal (o primeiro é desprezado para assegurar que existe o trecho anterior com uma possível onda P) toma-se a janela retangular que o precede, como já descrito. Idealmente, dever-se-ia obter um segmento isoelétrico, com um único evento transiente dado pela onda P. Porém, freqüentemente este segmento apresenta uma inclinação na linha de base, a qual pode causar saídas indesejáveis na saída do filtro derivativo. Para remover esta tendência, calcula-se uma reta y , passando pelos pontos extremos do segmento de sinal, e subtrai-se a mesma do respectivo sinal, gerando-se uma nova onda $P-y$, como mostra a Figura 7. Isto foi feito para que o sinal seja igual a zero nos extremos da janela. Depois de vários testes, comprovou-se que esta operação aumenta a amplitude do ponto fiducial que estiver menos acentuado, diminuindo o número de falsos negativos. A seguir aplica-se o filtro *comb* ao segmento sem tendência, detectando-se a posição dos pontos fiduciais (a e b na Figura 6.b, respectivamente), em relação ao QRS.

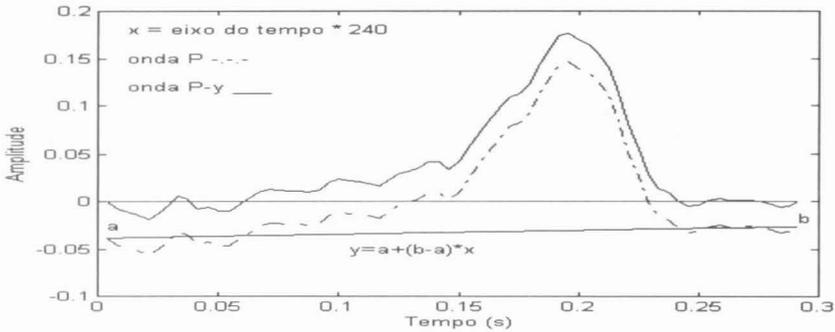


Figura 7. Remoção de tendência do segmento com onda P.

Tomando estes dados como referência repete-se o procedimento para o batimento seguinte, obtendo-se os valores correspondentes. Se os valores estiverem dentro de um intervalo de confiança, considera-se ambas as ondas P detectadas. A análise se repete ao longo de todo o sinal de ECG, considerando-se a detecção da onda P enquanto as posições dos pontos fiduciais estiverem compatíveis com as da última onda P detectada. Quando ocorre um ou mais segmentos sem onda P, os valores de referência continuam a ser atualizados. Deste modo, somente se retoma a detecção quando aparecerem dois segmentos consecutivos com parâmetros semelhantes. Na Figura 8, apresenta-se o fluxograma do detector de ondas P.

Este é um algoritmo heurístico. Os intervalos de confiança (valor anterior \pm um desvio padrão) usados para a detecção foram obtidos a partir dos 5 sinais que constituem o grupo de desenvolvimento (Zurro, 1996).

Avaliação de desempenho

Para a avaliação do desempenho do algoritmo, serão utilizadas duas figuras de mérito: *sensibilidade* (S) e o *valor preditivo positivo* (P+), calculados através das equações (4) e (5), respectivamente:

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \quad (4)$$

$$P+ = \frac{VP}{VP + FP} \quad (5)$$

onde VP, VN, FP e FN correspondem ao total de eventos verdadeiros positivos, verdadeiros negativos, falsos positivos e falsos negativos, respectivamente, conforme esquematizado na tabela de contigência da Figura 9.

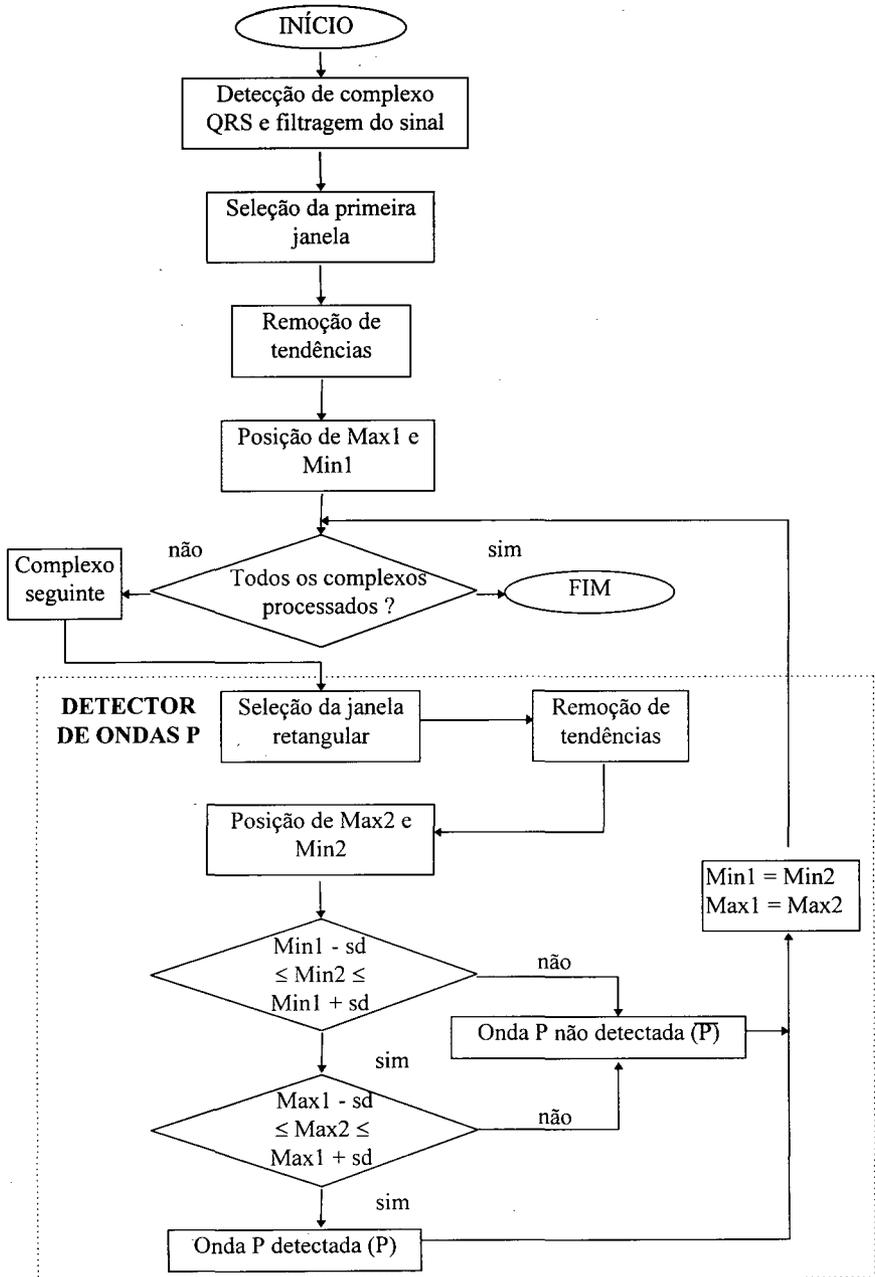


Figura 8. Fluxograma do algoritmo de detecção de ondas P.

		Algoritmo		Total
		P	\overline{P}	
Referência	P	VP	FN	VP+FN
	\overline{P}	FP	VN	FP+VN
Total		VP+FP	FN+VN	

Figura 9. Estrutura genérica da tabela de contigência para a avaliação

RESULTADOS

Para avaliar o desempenho do algoritmo, foram analisados os sinais dos oito pacientes da base de dados que correspondem ao grupo de teste. As Tabelas 3 e 4 mostram os resultados obtidos pelo detector quando aplicado a sinais com ritmo sinusal, onde virtualmente todos os batimentos devem apresentar ondas P. A Tabela 5 mostra os resultados obtidos quando o algoritmo é aplicado a trechos de sinais com fibrilação atrial e ritmos ventriculares ectópicos. Nestas tabelas, cada coluna tem o seguinte significado:

- P reais - Ondas P que realmente existem
- Artefatos - Artefatos que foram detectados como complexos QRS pelo detector de QRS
- PVC - Extrassístole ventricular
- QRS+V - Soma de complexos QRS e extrassístoles
- Pd - Ondas P detectadas
- SV - batimentos supraventriculares prematuros
- FP - Falsos positivos (para ondas P)
- FN - Falsos negativos (para ondas P)
- VN - Verdadeiros negativos (para ondas P)
- ? - Batimentos não classificáveis segundo o MIT-BIH Database
- %FN - $FN*100/P \text{ reais} = \text{Percentual de falsos negativos}$
- %FP - $FP*100/(QRS+V) = \text{Percentual de falsos positivos}$

Tabela 3. Resultados obtidos pelo detector de ondas P para o grupo de desenvolvimento (sinais com ondas P).

Paciente	P reais	Artefatos	Pd	SV	FP	FN	PVC	?	% FN
100	2196	-	2162	31	2	34	-	-	1,55
101	1860	5	1803	3	-	57	-	-	3,06
117	1534	6	1520	1	-	15	-	-	0,97
122	2474	-	2470	-	-	4	-	-	0,16
123	1503	-	1500	-	-	15	3	-	0,99

Tabela 4. Resultados obtidos pelo detector de ondas P para o grupo de teste (sinais com ondas P).

Paciente	P reais	Artefatos	Pd	SV	FP	FN	PVC	?	% FN
103	2082	-	2004	2	-	78	-	-	3,74
105	2532	-	2220	-	1	306	40	6	12,08
108	1096	-	763	3	-	334	13	-	30,47
111	2123	11	1945	-	-	178	1	-	8,38
112	2537	37	2263	2	-	274	-	-	10,80
115	1948	-	1856	-	-	92	-	-	4,72
116	2289	-	2073	-	-	216	104	-	9,43
212	2748	-	2519	-	-	229	-	-	8,33

Tabela 5. Resultados obtidos pelo detector de ondas P para o grupo de teste (sinais com fibrilação atrial e arritmias ventriculares).

Paciente	QRS+V	VN	FP	% FP
201	845	787	58	6,86
210	2448	2232	216	8,82
219	1161	1066	95	8,18

Usando estes resultados, obteve-se a sensibilidade e o valor preditivo positivo do algoritmo para o grupo de desenvolvimento e para o grupo de teste separadamente. A Tabela 6 mostra os resultados do algoritmo para todo o grupo de testes, agrupando os sinais das Tabelas 4 e 5. Com o grupo de desenvolvimento, obteve-se $S = 98,80\%$, e $P+ = 99,97\%$, enquanto que, com o grupo de teste, obteve-se $S = 90,16\%$, e $P+ = 99,99\%$. Agregando-se os valores obtidos com os grupos de desenvolvimento e de teste, obteve-se $S = 93,20\%$ e $P+ = 99,98\%$.

Tabela 6. Resultados do detector de ondas P para o grupo de teste.

		Algoritmo		Total
		P	\overline{P}	
MIT-BIH	P	25097	1831	26928
	\overline{P}	3	209	212
Total		25100	2040	

Este algoritmo obteve um percentual de detecções corretas (no grupo de teste):

- Acima de 95% para ondas P normais, sem ruído e com formato pouco variável no tempo. Neste caso, foram estudadas 4.032 ondas P normais de 2 pacientes da base de dados (103, 115).
- Acima de 80% para ondas P com baixo nível de ruído e com formato pouco variável no tempo. Neste caso, foram estudadas 11.331 ondas P normais, de 5 pacientes da base de dados (105, 111, 112, 116 e 212). O paciente 105 apresenta um trecho altamente contaminado por artefatos.
- Acima de 50% para ondas P altamente contaminadas com ruído ou com grande variabilidade no tempo (Paciente 108).
- Abaixo de 10% de falsos positivos nos casos de sinais com fibrilação atrial (FA). Neste caso, foram estudados aproximadamente 4.400 batimentos, com FA e freqüentes estrassístoles ventriculares, de 3 pacientes da base de dados (201, 210 e 219).

Nas figuras apresentadas a seguir, os traços verticais na borda inferior dos gráficos indicam as ondas que não foram detectadas. Os traços maiores indicam que as ondas não foram detectadas por mudança do padrão de forma, enquanto os traços menores indicam que as ondas não foram detectadas devido a alta freqüência cardíaca. Nas Figuras 10 a 12 apresentam-se sinais com batimentos atriais prematuros e extrassístoles ventriculares. A Figura 12 mostra duas ondas P que não foram detectadas (falsos negativos) devido à alteração na forma das ondas P entre um batimento e outro.

A Figura 13 apresenta um caso no qual várias supostas ondas P não foram detectadas por excesso de ruído no sinal (as marcas indicam também a presença de complexos QRS falsos). Neste caso, porém, mesmo com o uso de um detector de complexos QRS otimizado, a identificação de ondas P seria prejudicada pelo excesso de ruído.

Na Figura 14, pode-se ver um sinal onde o ritmo é imposto por marca-passo artificial. Como nesse caso os complexos QRS não estão associados a eventuais ondas P, não ocorre detecção. Este sinal não foi incluído no processo de avaliação.

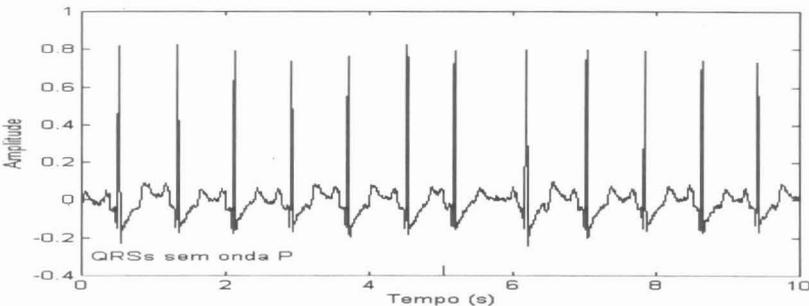


Figura 10. Batimento atrial prematuro onde a onda P não foi detectada (Paciente 100).

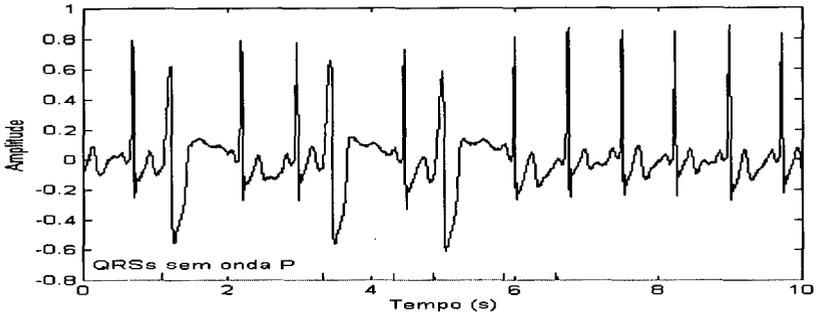


Figura 11. Ondas P não detectadas em trecho de bigeminia ventricular (Paciente 116).

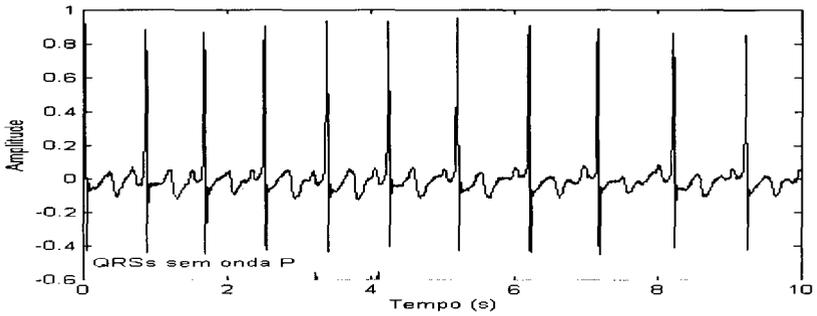


Figura 12. Ondas P não detectadas devido à mudança de formato (Paciente 115).

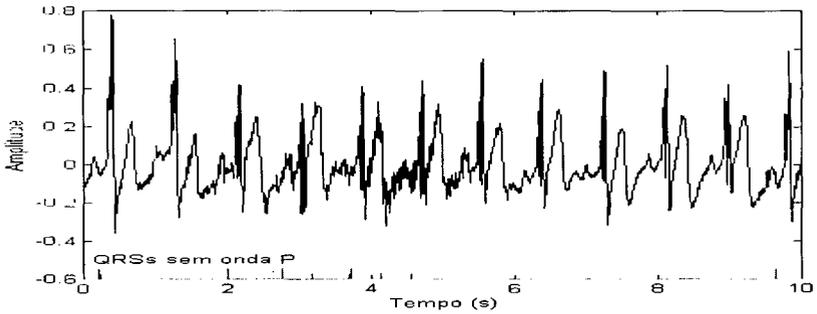


Figura 13. Ondas P não detectadas devido à mudança de formato, ruído e falsos complexos QRS (Paciente 111).

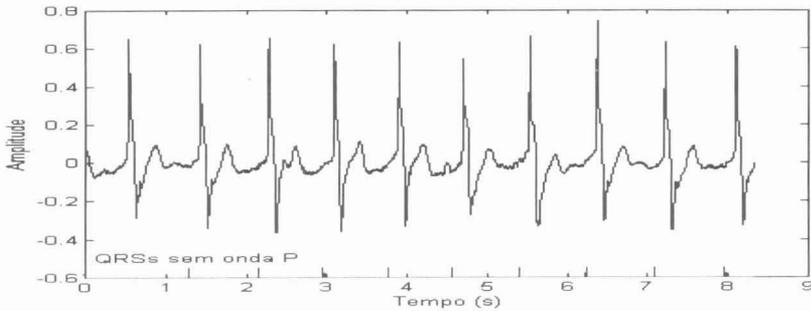


Figura 14. Trecho de sinal cujo ritmo é imposto por marca-passo artificial. Os intervalos RR são regulares, mas não apresentam ondas P (Paciente 102).

DISCUSSÃO

Foi descrito um método de detecção de ondas P, o qual está baseado em uma seqüência de transformações do sinal ECG de uma derivação: filtragem passa-faixa (Buterworth de 8ª ordem, 0,5 a 100 Hz); detecção de complexos QRS; extração de segmento com onda P; remoção de tendências; filtragem derivativa (comb); e extração e análise de parâmetros.

De toda a bibliografia consultada, apenas sete trabalhos tratam da detecção de ondas P e apenas dois destes apresentam resultados quantitativos. Geralmente, os resultados são apresentados na forma de figuras envolvendo curtos trechos de sinal. Tais figuras mostram o método de detecção e o resultado do mesmo dentro desse trecho, sem especificar quantas ondas foram estudadas e quantas foram detectadas corretamente. Isto torna difícil qualquer comparação entre este trabalho e os já existentes. O trabalho apresentado por Hengeveld e van Bemmel (1976) mostra os resultados em tabelas, porém a análise foi aplicada a segmentos de ECG de curta duração, livres de ruídos.

Dentre os poucos trabalhos que apresentam resultados quantitativos, estão três algoritmos derivativos apresentados por Freeman e Singh (1991). Estes algoritmos são: *Algoritmo de amplitude e primeira derivada (APD)*, *Algoritmo de primeira derivada (PD)* e *Algoritmo de primeira e segunda derivadas (PSD)*. Na Tabela 7, pode-se ver os resultados obtidos com estes algoritmos aplicados a apenas 336 ondas P normais. Embora o algoritmo PD apresente excelentes resultados, o trecho de sinal analisado é excessivamente curto para validá-lo.

Tabela 7. Resultados obtidos por algoritmos derivativos (Freeman e Singh, 1991).

Algoritmo	Número de ondas detectadas	Percentual de detecção	Falsos positivos
APD	282	83,93%	26
PD	334	99,40%	3
PSD	265	78,87%	26

Jenkins *et alii* (1979) utilizaram eletrodo esofágico para a detecção de onda P. De 3.059 ondas P registradas pelo eletrodo esofágico, 11 (0,36%) não foram detectadas e 14 (0,46%) foram falsamente detectadas (falsos positivos). Embora o trecho de sinal analisado ainda seja reduzido, este método tem a vantagem de permitir detectar ondas P não associadas a complexos QRS, como no bloqueio A-V completo.

Considerando que mais de 25.000 batimentos cardíacos (entre normais, anormais e contaminados por ruído) foram analisados, tendo-se detectado as ondas P com sensibilidade superior a 93% e valor preditivo positivo superior a 99%, os resultados apresentados neste trabalho mostram que o método de detecção é eficaz, levando-se principalmente em conta a simplicidade do algoritmo de detecção. Cabe, porém, ressaltar que o presente método somente visa a detecção de ondas P que apresentam respostas ventriculares. Nos casos de bloqueio ou dissociação A-V, não se pode esperar a detecção das ondas P, pois estas não estarão posicionadas na janela que antecede o complexo QRS. Nestes casos, a detecção com uma única derivação de ECG torna-se limitada, particularmente em monitoração contínua, onde a presença de artefatos não pode ser evitada o tempo todo.

A principal limitação do detector apresentado é dada pela sua sensibilidade a ruídos e artefatos, devido ao fato desse estar baseado em filtros derivativos e em apenas uma derivação do ECG. O ruído aditivo pode levar à detecção dos pontos fiduciais da função $y = x(n) - x(n - \delta)$ em posições erradas, que não coincidem com as posições reais destes pontos no sinal limpo. Como o algoritmo detecta as ondas P por comparação das posições destes pontos, é muito importante que o sinal tenha uma relação sinal ruído elevada antes de ser processado pelo algoritmo. É bom lembrar, também, que este algoritmo pode não reconhecer as ondas P quando estas mudam de forma rapidamente, de um batimento a outro, pois as posições dos pontos fiduciais deve também mudar.

Dependendo da utilização do eletrocardiograma, a filtragem passa-faixa, utilizada no pré-processamento do sinal, pode mostrar-se inadequada, pois causa distorções de fase nas componentes espectrais lentas (em torno de 0,5 Hz), deformando certos trechos do sinal, como o segmento ST e a própria onda P. Porém, esta filtragem pode ser dispensada se for utilizado um detector ótimo de complexos QRS, ao invés da simples detecção por limiares fixos, e o ECG não filtrado pode ser preservado para a análise posterior. Neste caso, no entanto, os intervalos de confiança devem ser revistos, uma vez que a forma das ondas P sofrerá alguma alteração.

CONCLUSÃO

Neste artigo, é proposto um detector de ondas P que apresentam respostas ventriculares como uma forma intermediária de detecção automática da fibrilação atrial. O algoritmo apresenta bom desempenho na detecção de ondas P de formas distintas, desde que estas sejam repetitivas ou apresentem mudanças lentas em batimentos consecutivos e o sinal apresente boa relação sinal-ruído. Os erros cometidos nas detecções (falsos negativos ou falsos positivos) são sistemáticos, pois as falsas ondas detectadas, ou as não detectadas, são sempre similares em todos os pacientes. Em sinais com fibrilação atrial, eventualmente, aparecem várias ondas de FA de grande amplitude, cujo formato se repete por mais de um ciclo consecutivo. Nestes casos, estas ondas podem ser detectadas como se fossem ondas P.

REFERÊNCIAS

- ABRANTES, A. C. S. e NADAL, J. (1992). "Algoritmo para Detecção de Complexos QRS em Microcomputadores PC-AT". *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, XIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Caxambu, p. 228-231.
- BARBARO, V., BARTOLINI, P. and FIERLI, M. (1991). "New algorithm for the detection of the ECG fiducial point in the averaging technique". *Medical & Biological Engineering & Computing*. v. 29, n. 3, p. 129-135.
- EBENEZER, D. and KRISHNAMURTHY, V. (1993). "Wave digital matched filter for electrocardiogram preprocessing". *Journal of Biomedical Engineering*. v. 15, n. 3, p. 132-134.
- EBENEZER, D. and PAPA, F. F. (1994). "A recursive digital differentiator for ECG preprocessing". *Medical Engineering & Physics*. v. 16, n. 7, p. 273-277.
- FOKAPU, O. and GIRARD, J. P. (1993). "A new approach for P wave detection using analytic signal", *Proceedings of the 15th. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Diego, Part 1, p. 400-401.
- FREEMAN, K. and SINGH, A. (1991). "P wave detection of ambulatory ECG". (1991), *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Orlando, v. 13, Part 2, p. 647-648.
- HENGEVELD, S. J. and VAN BEMMEL, J. H. (1976). "Computer detection of P-waves". *Computers and Biomedical Research*. p. 125-132.
- JENKINS, J. M., WU, D. and ARZBAECHER, R. C. (1979). "Computer diagnosis of supraventricular and ventricular arrhythmias". *Circulation*. v. 60, n. 5, p. 977-985.
- MICHAELIS, M., PERZ, S., BLACK, C. and SOMMER, G (1993). "Detection and classification of P waves using Gabor wavelet". *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society, London. p. 531-534
- MIT (1982). *MIT-BIH Arrhythmia Data Base: Tape Directory and Format Specification*. Harvard University, Massachusetts Institute of Technology, Biomedical Engineering Center for Clinical Instrumentation. Technical Report No. 10, Cambridge, MA.
- NADAL, J. (1991). *Classificação de Arritmias Cardíacas Baseada em Análise de Componentes Principais e Árvores de Decisão*. Tese de Doutorado. Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro.
- STRUM, R. D. and KIRK, D. E. (1988). *First Principles of Discrete Systems and Digital Signal Processing*. New York: Addison-Wesley.
- WEBSTER, J. G. (1988). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York: John Wiley & Sons.
- ZURRO, V. R. (1996). *Detecção automática de ritmos cardíacos atriais persistentes no eletrocardiograma*. Tese de Mestrado. Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro.

AUTOMATIC DETECTION OF SINUS P-WAVE IN SINGLE LEAD ECG

V. R. Zurro¹, A. L. Stelle² and J. Nadal³

ABSTRACT-- Cardiac arrhythmias are usually identified through the detection and classification of QRS complexes from ECGs. Although various parameters are extracted and used for classification, RR intervals seem to be the most discriminant ones for recognizing premature beats. However, when atrial fibrillation occurs, the RR intervals present a wide variation, becoming unsuitable for reliable classification by affecting the system performance. As there are no P-waves in atrial fibrillation, an algorithm that detects the presence or absence of sinus P-waves by analyzing single lead ECGs has been proposed, as an intermediate step for detecting this arrhythmia. After detecting each QRS complex, a data segment of 291 ms is extracted, starting 350 ms before the R-wave. This segment is processed by a derivative comb filter which was selected by spectral analysis of normal P-waves. Whenever a P-wave is present, the output signal gives two fiducial points 40 to 60 ms apart of each other, corresponding to the P-wave maximum and minimum derivatives. By comparing the intervals between these points and the next R-wave with the obtained values for the last beat, the occurrence of uniform P-waves with ventricular response is determined. The algorithm was tested using data from MIT-BIH Arrhythmia Database corresponding to 8 hours of ECG from 16 patients, showing 93.20% sensitivity and 99.98% positive predictivity.

Keywords: Pattern recognition, Quantitative Electrocardiography, P-wave detection.

¹ M.Sc. in Biomedical Engineering, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, P.O. Box 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

² Associate Professor, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná CEFET-PR/CPGEI, Av. 7 de Setembro 3165, 80230-901 - Curitiba - PR, E-mail: STELLE@cpgei.cefetpr.br

³ Associate Professor, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, E-mail: JN@serv.peb.ufrj.br