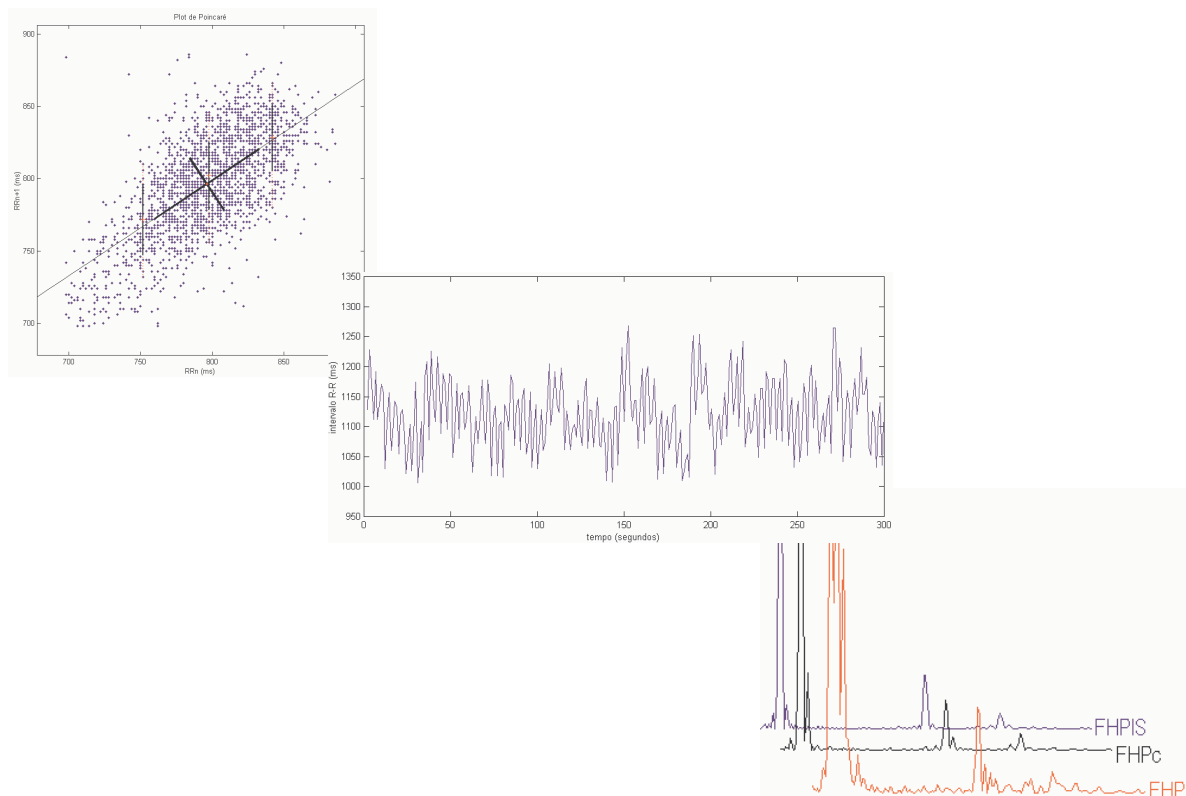


## Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca



Aluno: João Luiz Azevedo de Carvalho  
Matrícula: 97/07867

Orientador: Prof. Adson Ferreira da Rocha

*Abril de 2002*

## Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Raquel e Irineu, que sempre acreditaram e investiram em mim. Obrigado por tudo! Nunca vou poder retribuir todo o amor e carinho, e tudo o que vocês fizeram por mim, mas prometo tentar!

## Agradecimentos

Em primeiro lugar, não há como agradecer ao meu orientador Adson Ferreira da Rocha por toda a atenção dedicada a este trabalho. Muito obrigado! Obrigado também aos professores e médicos Luiz Fernando Junqueira Junior e Paulo César de Jesus, que passaram um pouco de sua vasta experiência ao especificarem e testarem o software desenvolvido. Obrigado ainda ao professor Francisco Assis do Nascimento, pelas contribuições, sugestões, dicas e trocas de idéias.

Obrigado aos amigos alunos de pós-graduação, que usaram este software e muito contribuíram e incentivaram este projeto: Otávio Sérgio de Araújo e Nogueira, João Souza Neto e Alzenir de Oliveira Silva. Um muito obrigado aos colegas de graduação que me ajudaram no desenvolvimento do hardware de aquisição - Thales Dantas, Bruno Oliveira Barbosa e Lucas Paes Moreira – e em especial para os funcionários do Grupo de Apoio Técnico (GAT) que sempre me atenderam com muita boa vontade: Cícero Evimarde Costa, Marlos Moreira dos Santos e Valter Costa de Oliveira.

E é claro, não podia faltar aqui um muito obrigado e um grande abraço a todos amigos e parentes, que sempre ajudam de uma forma ou de outra a aliviar o estresse do dia a dia. Não dá pra citar todos vocês aqui, mas vocês sabem quem são! Para finalizar, um beijão para as duas garotas da minha vida, minha irmã Flávia, e minha namorada Vanessa. Eu amo vocês!

# Índice

Capítulo 1 – Introdução.....	04
Capítulo 2 - Módulo de Redução de Ruído.....	09
Capítulo 3 - Módulo de Detecção Automática dos Complexos QRS.....	12
Capítulo 4 - O Sinal R-R.....	22
Capítulo 5 - Módulo de Análise da Série Temporal.....	30
Capítulo 6 - Módulo de Análise Espectral.....	34
Capítulo 7 - Módulo de Análise do Plot de Poincaré.....	43
Capítulo 8 - Módulo de Análise da Tendência Seqüencial de Variação do Intervalo R-R.....	45
Capítulo 9 - Propostas para Seqüência do Projeto.....	47
Capítulo 10 - Conclusões.....	49
Referências Bibliográficas.....	51
Anexos - Manual do ECGLab.....	53

## Capítulo 1 - Introdução

Este trabalho apresenta uma ferramenta para análise da variabilidade da frequência cardíaca (*heart rate variability*, ou HRV). Esse programa, intitulado ECGLab, foi desenvolvido em Matlab 5 com o objetivo de ajudar os pesquisadores em HRV ao tornar mais fácil a medição dos intervalos RR, bem como o cálculo de índices e geração de gráficos.

Esta ferramenta foi desenvolvida em linguagem Matlab devido às funções já incluídas no pacote da Mathworks Inc., as quais ajudam a implementar os algoritmos mais complexos, como medidas estatísticas, operações com matrizes e algoritmos de processamento digital de sinais. O Matlab é também um poderoso sistema para geração de gráficos [1], e sua natureza de código aberto permite que usuário adapte o software às suas necessidades. O desenvolvimento da interface gráfica no Matlab [2] não é tão fácil quando em outros ambientes, como no Borland C++ Builder e Borland Delphi, mas a disponibilidade de algoritmos de processamento digital de sinais e de estatística fizeram do Matlab o ambiente escolhido para o desenvolvimento do ECGLab.

A análise de sinais de HRV é importante quando se estuda o sistema nervoso autônomo porque ajuda a avaliar o equilíbrio entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. O ramo simpático do sistema nervoso aumenta a frequência cardíaca, implicando em intervalos mais curtos entre batimentos. Por sua vez, o ramo parassimpático desacelera o ritmo cardíaco, resultando em intervalos maiores entre os batimentos. Assim, a variabilidade da frequência cardíaca pode ser medida com base nos intervalos entre batimentos, os quais são mais facilmente observados como intervalos RR.

No entanto, a medição manual de intervalos RR, a partir de ECG em rolos de papel, consome muito tempo. Além disso, um leigo em processamento digital de sinais pode achar muito difícil calcular os vários parâmetros que podem ser obtidos de um sinal de HRV. Existem programas que implementam alguns dos algoritmos disponíveis no ECGLab, mas não todos eles. Por isso, este programa pode ser uma ferramenta útil para as pesquisas de cardiologistas e especialistas em sistema nervoso.

O ECGLab é dividido em módulos, os quais implementam diferentes passos da aquisição e análise do sinal de HRV. O primeiro módulo é o de filtragem de ECG, o qual é capaz de remover ruído de 60 Hz, ruído muscular e oscilação da linha de base. A seguir, vem o módulo de detecção dos complexos QRS, que permite ao usuário inspecionar o ECG e corrigir erros no processo de detecção automática, e também identificar batimentos

ectópicos, os quais poderão ser removidos mais tarde. Finalmente, há os quatro módulos de análise de HRV: análise estatística e temporal, análise espectral, análise do *plot* de Poincaré, e análise da tendência seqüencial de variação do intervalo RR. Os módulos de análise podem ser usados tanto com os sinais de HRV obtidos com o ECGLab, quanto com séries de intervalos RR previamente digitadas em arquivos ASCII. Cada um dos módulos será melhor abordado a seguir.

## 1.1 Organização do Trabalho

Este trabalho está dividido em 10 capítulos, onde basicamente cada capítulo descreve um dos módulos de processamento e análise dos sinais cardíacos.

O capítulo 1 é esta introdução, que apresenta o trabalho e dá alguns fundamentos básicos sobre a fisiologia do coração e a natureza do controle do sistema nervoso sobre a frequência cardíaca.

O capítulo 2 apresenta o módulo de redução de ruído, descrevendo os tipos de ruído presentes no sinal de eletrocardiograma e as técnicas e filtros utilizadas para tornar esse sinal menos ruidoso.

O capítulo 3 apresenta o módulo de detecção automática dos complexos QRS, que explica passo a passo o algoritmo implementado para marcar automaticamente cada batimento cardíaco.

O capítulo 4 discorre sobre o sinal R-R, explicando como o ECGLab obtém esse sinal a partir das marcações dos batimentos cardíacos. O capítulo explica ainda a relação entre o sinal R-R (ou sinal HP, “*heart period*”) e o sinal HR (“*heart rate*”), além de apresentar o módulo desenvolvido para a verificação do sinal R-R obtido. Como é explicado no capítulo, esse módulo é capaz ainda de abrir sinais R-R a partir de arquivos ASCII, selecionar trechos de um sinal R-R mais longo, e marcar automaticamente intervalos suspeitos.

O capítulo 5, por sua vez, apresenta o primeiro módulo de análise de HRV: o de análise temporal e estatística. O capítulo explica quais são os índices temporais apresentados e como estes foram calculados.

O capítulo 6 descreve o módulo de análise espectral, que calcula o espectro de potência através de várias técnicas diferentes. O capítulo fala sobre a necessidade da interpolação com splines cúbicas e sobre as distorções espectrais causadas pelos batimentos

ectópicos, além de descrever rapidamente o modelo auto-regressivo e o periodograma de Lomb-Scargle.

O capítulo 7 fala sobre o módulo de análise do plot de Poincaré, descrevendo as características e vantagens dessa poderosa técnica de análise da variabilidade da frequência cardíaca.

O capítulo 8 apresenta o último módulo de análise desenvolvido neste projeto: a análise da tendência seqüencial de variação do intervalo R-R. Nesse capítulo é descrita essa ferramenta simples mas ainda pouco explorada na análise de HRV.

O capítulo 9 apresenta idéias e propostas para melhorar a ferramenta desenvolvida, as quais aumentariam ainda mais o seu potencial. Tais propostas, se colocadas em práticas, podem representar a abertura de novas possibilidades de pesquisa em variabilidade da frequência cardíaca.

O capítulo 10 conclui o trabalho, apresentando como o software desenvolvido tem sido usado por professores e alunos, tanto da medicina quanto de engenharia elétrica. O capítulo fala ainda sobre os artigos que foram escritos com o conhecimento adquirido durante a elaboração deste projeto, e indica trabalhos, desenvolvidos por outros pesquisadores, que utilizaram a ferramenta apresentada.

Após a conclusão, seguem as referências bibliográficas, que indicam os livros, artigos e teses lidos e referenciados ao longo do texto, e finalmente o manual de instruções do software desenvolvido, o qual possibilitará que outros pesquisadores e alunos utilizem a ferramenta.

## 1.2 A Variabilidade da Frequência Cardíaca

A análise da variabilidade da frequência cardíaca é uma técnica não invasiva de avaliação do equilíbrio relativo entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. Dessa forma é possível diagnosticar deficiências no controle do sistema nervoso autônomo sobre várias funções do organismo. É possível também, a partir da análise da HRV, avaliar as condições de um paciente sobre o ponto de vista de estresse psicológico, por exemplo. A análise da HRV pode ser usada também para medir o grau de maturidade em fetos ou para entender e detectar patologias ligadas ao sistema nervoso central.

A frequência cardíaca é, a grosso modo, a velocidade na qual o coração pulsa. Quando se está relaxado, o coração pulsa mais lentamente. Porém, quando uma pessoa sofre um estímulo emocional (um susto, por exemplo), ou começa a realizar uma atividade

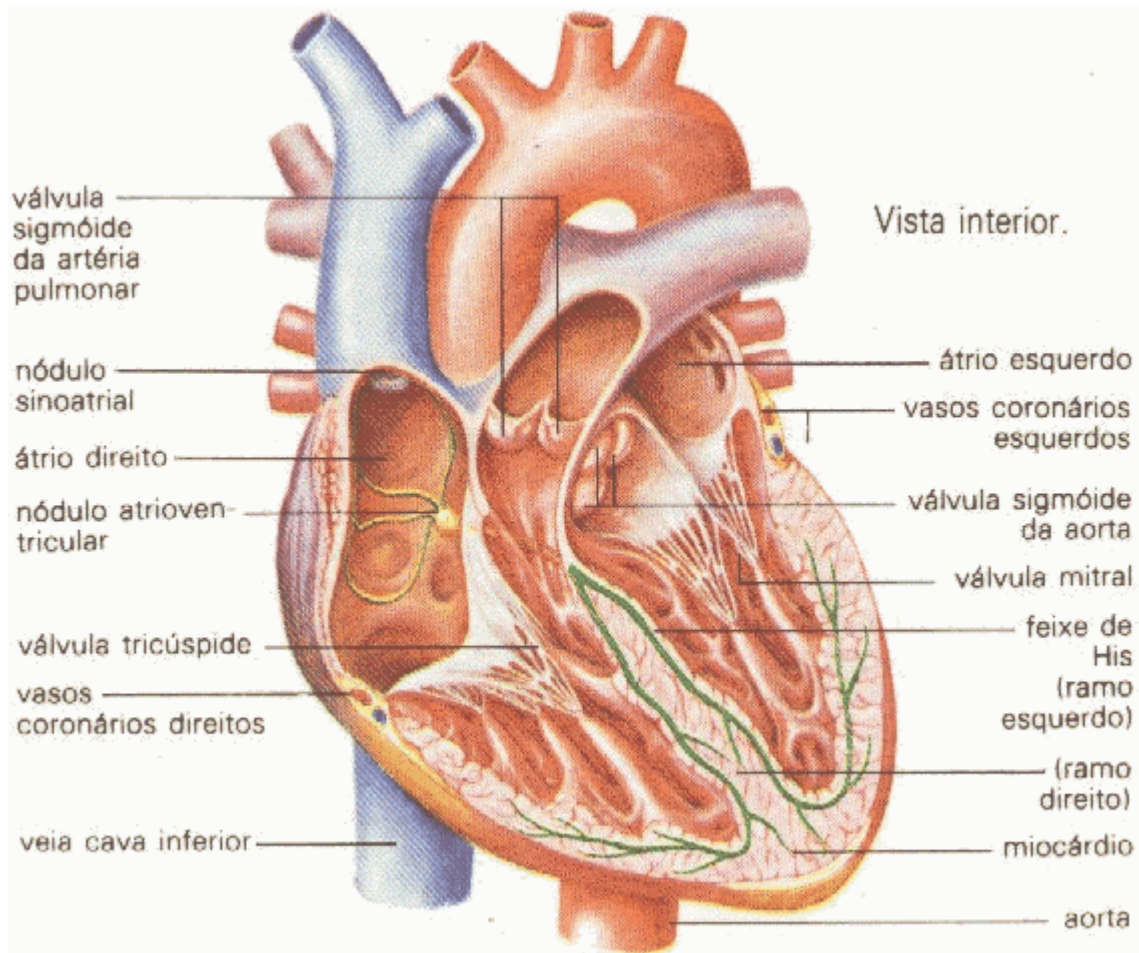
que requer mais energia (uma rápida corrida para pegar o ônibus, por exemplo), o organismo se ajusta à sua nova realidade de modo a corrigir deficiências metabólicas que possam surgir ou a poder oferecer recursos para uma reação à nova situação. Assim, a respiração fica mais forte, e a frequência cardíaca mais rápida. Quando o susto passa ou a corrida acaba, o organismo volta a relaxar, e a respiração e a frequência cardíaca diminuem. Quem controla essa variação na respiração e na frequência cardíaca, entre outras coisas é o sistema nervoso autônomo. Neste exemplo, o sistema nervoso simpático atua aumentando o ritmo cardíaco e respiratório, e o sistema nervoso parassimpático atua no sentido contrário, diminuindo esses ritmos.

No caso da frequência cardíaca, os ramos simpático e parassimpático controlam o ritmo dos batimentos do coração atuando diretamente no nódulo sinoatrial (Fig. 1.1), que é o nosso marca-passo natural. As células do miocárdio se contraem periodicamente por natureza, mesmo que isoladas umas das outras em uma solução nutritiva. Algumas se contraem mais rapidamente, outras mais lentamente, mas quando se juntam todas as células batem ao mesmo tempo, sempre no ritmo da mais rápida. No nódulo sinoatrial estão encontradas as células mais rápidas do miocárdio, por isso é ele que determina o ritmo cardíaco.

Quando as células do nódulo sinoatrial se contraem, o impulso elétrico da despolarização é conduzido de uma célula para outra, fazendo com que cada uma se contraia. Assim, o átrio direito é o primeiro a se contrair, seguido pelo átrio esquerdo. Dessa forma, o sangue contido nos átrios é bombeado para os ventrículos. A seguir, esse impulso elétrico é conduzido rapidamente para os ventrículos através do feixe de His, e estes se contraem também. Ao mesmo tempo em que as células do ventrículo se despolarizam, as células dos átrios estão se repolarizando e estes voltam a relaxar. A seguir, o mesmo acontece com os ventrículos, e o coração fica relaxado até que as células do nódulo sinoatrial voltem a se despolarizar. Pode acontecer de uma célula que não faz parte do nódulo sinoatrial se despolarize antes das outras. Nesse caso acontece um batimento ectópico, o qual se trata de uma arritmia ou extrassístole. Mas normalmente o ritmo cardíaco é determinado pelo nódulo sinoatrial. Assim, o sistema nervoso consegue controlar o ritmo cardíaco estimulando as células do nódulo sinoatrial. Portanto, estudando o ritmo cardíaco, pode se avaliar a atuação do sistema nervoso.

O sinal HRV é obtido diretamente do sinal de eletrocardiograma (ou ECG), que por sua vez é adquirido facilmente por meio de sensores externos colocados em pontos específicos do corpo do paciente ou sujeito. O sinal de ECG apresenta uma forma de onda

que é o resultado da soma dos campos elétricos gerados durante a despolarização e repolarização das células do miocárdio, durante os batimentos cardíacos. Dessa forma, é possível observar no ECG o instante no tempo em que se inicia cada contração do coração, assim como o término do relaxamento.



**Fig 1.1** Coração humano. O sistema nervoso controla a frequência cardíaca atuando diretamente no nódulo sinoatrial, que é o nosso marca-passo natural.

É baseando-se na informação sobre os instantes dos batimentos cardíacos que se constrói o sinal R-R, que é o sinal de HRV que descreve o intervalo entre batimentos consecutivos ao longo do tempo. Como é o sistema nervoso autônomo que controla o ritmo cardíaco, é possível obter, a partir da análise da variação dos intervalos entre os batimentos, um indicador sobre a atuação dos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso sobre o nódulo sinoatrial. Dessa forma, pode-se diagnosticar patologias no sistema nervoso, mesmo que estas estejam relacionadas a outros órgãos do corpo humano.



## Capítulo 2 - Módulo de Redução de Ruído

O sinal de eletrocardiograma (ECG) é um sinal elétrico gerado pela despolarização e repolarização das células do miocárdio. Por ser de baixíssima amplitude (na ordem de 1 mVpp), ao ser adquirido, por meio de sensores, esse sinal em geral sofre muita distorção causada pela interferência do campo elétrico resultante da oscilação de 60 Hz da rede elétrica da sala onde o exame é realizado. Além disso, o sinal pode ser afetado pelo ruído muscular, principalmente se o paciente não estiver deitado e em repouso, além de ruídos de diversas outras naturezas, como, por exemplo, o ruído de quantização do conversor A/D e as não linearidades dos filtros e amplificadores do circuito de aquisição. Outra distorção presente no ECG é a oscilação da linha de base, causada pelo potencial de meia-célula dos sensores utilizados no paciente.

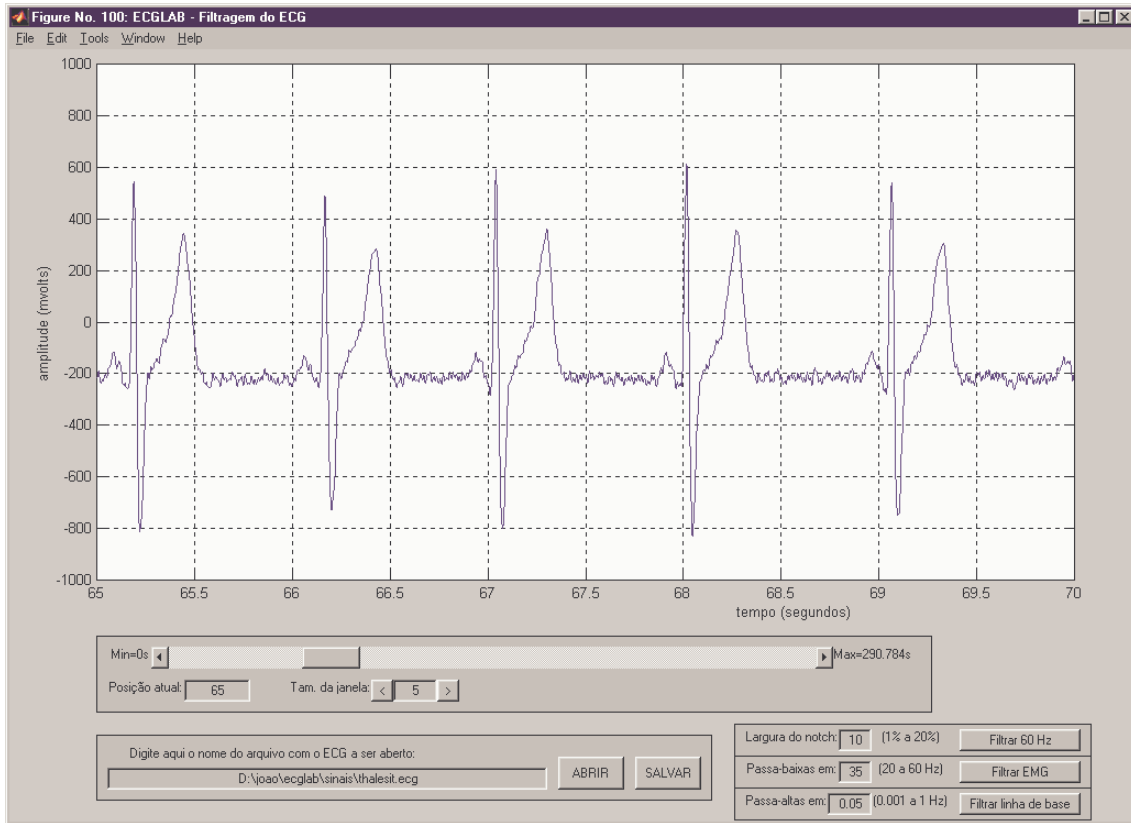
Existem diversas técnicas em processamento digital de sinais para se remover o ruído presente no sinal. O módulo de redução de ruído do ECGLab implementa uma das técnicas mais simples e óbvias, a filtragem. O software apresenta três modelos de filtros para isso: um filtro passa-altas, para remoção da oscilação da linha de base, um filtro passa-baixas, para remoção do ruído muscular, e um filtro *notch*, para remoção do ruído de 60 Hz. Esses filtros podem ser ajustados de acordo com a necessidade em cada sinal, através de uma interface simples (Fig. 2.1), que não requer que o usuário entenda o processo de filtragem.

O processo de filtragem é de fato simples, mas em geral eficiente. A Fig 2.2 o resultado de uma redução de ruído realizada no ECGLab. O sinal na saída dos filtros não está 100% livre do ruído, mas a melhora é muito significativa

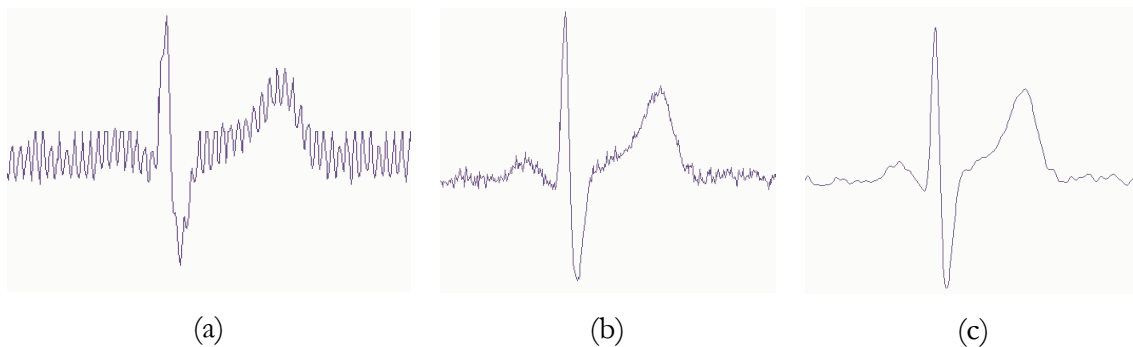
O filtro para remoção da linha de base foi implementado com um Butterworth passa-altas de 2ª ordem. O filtro para remoção do ruído muscular é um Butterworth passa-baixas também de 2ª ordem. A frequência de corte desses filtros pode ser ajustada pelo usuário.

O filtro *notch*, usado para remover a interferência de 60 Hz da rede elétrica foi implementado distribuindo pólos e zeros estrategicamente sobre o círculo unitário. Assim, foi usado, sobre o círculo unitário, um zero em 60 Hz e em cada uma de suas harmônicas. Este procedimento é o suficiente para remover o ruído de 60 Hz, porém o filtro passa atuar como um passa-baixas, o que não é desejado. Para minimizar esse efeito, foram usados pólos próximos a cada um dos zeros (Fig. 2.3), de forma que quanto mais próximos do círculo unitário ficarem esses pólos, menor será o efeito passa-baixas do filtro. Essa

distância entre os pólos e círculo unitário também pode ser regulada pelo usuário na interface gráfica do programa. Para o usuário leigo, este filtro é melhor explicado no manual do ECGLab, em anexo.



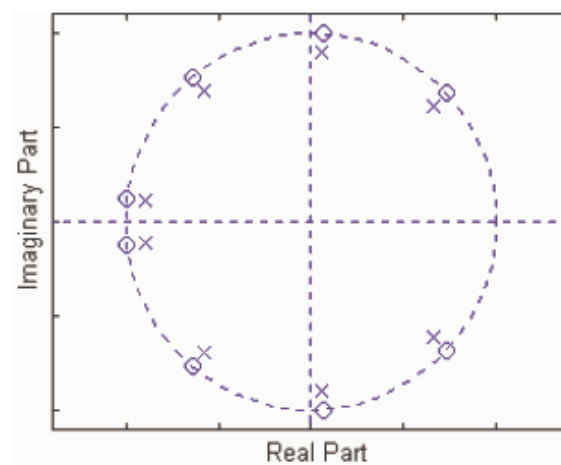
**Fig. 2.1** Módulo de redução de ruído: ECGFilt.



**Fig. 2.2** Redução de ruído através da filtragem com o ECGFilt. (a) sinal original; (b) sinal após remoção do ruído de 60 Hz; (c) sinal após remoção do ruído muscular.

Cabe explicitar que os filtros utilizados neste módulo são filtros IIR (*Infinite Impulse Response*), e por isso não garantem fase linear na banda passante. A não linearidade desses filtros é completamente indesejável, uma vez que ela pode distorcer completamente a

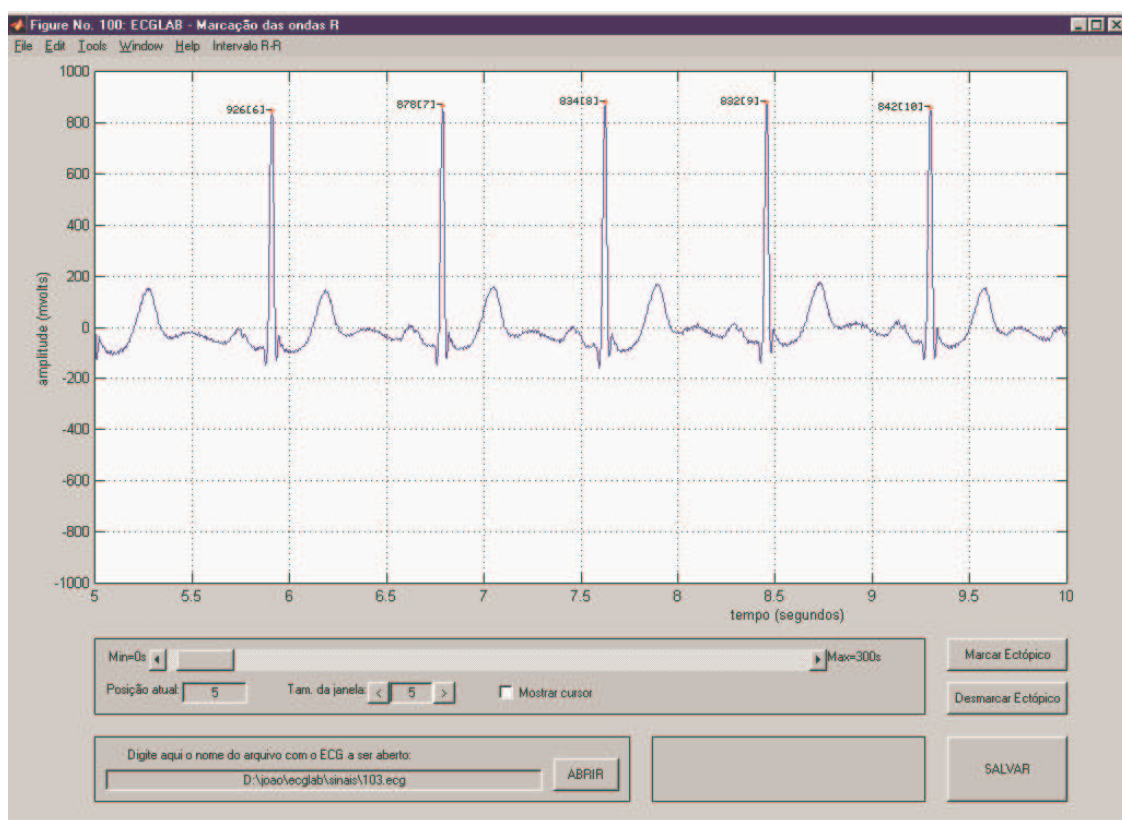
forma de onda do sinal de ECG. Para contornar esse problema, mas sem abrir mão das vantagens de um filtro IIR, foi utilizado o processo de filtragem “*forward and reverse*”. Isso significa que o sinal de ECG é filtrado duas vezes com o mesmo filtro. A primeira filtragem, no sentido para frente, gera distorção de fase no sinal. Mas a segunda filtragem, feita com o sinal de trás para frente, gera essa mesma distorção, mas no sentido contrário. Assim consegue-se que o filtro tenha fase zero. Desse modo, além de se garantir que o sinal não apresentará distorção de fase, elimina-se o transitório presente no início da filtragem e a necessidade de se ajustar a marcação dos batimentos toda vez que se filtra o sinal, o que significa uma simplificação na implementação do programa.



**Fig. 2.3** Diagrama de pólos e zeros do filtro *notch*.

### Capítulo 3 - Módulo de Detecção Automática dos Complexos QRS

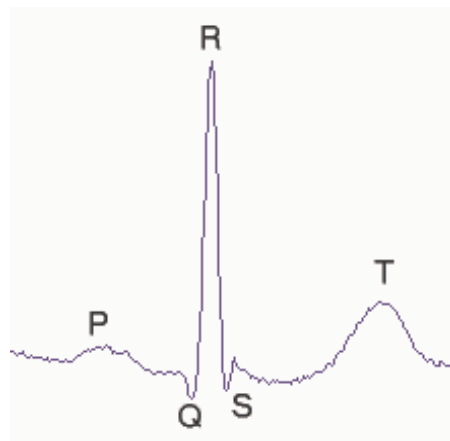
No ECGLab, a marcação das ondas R no ECG é feita automaticamente através de um algoritmo que localiza o complexo QRS e a seguir busca o seu pico, que geralmente corresponde à onda R. Se a marcação automática não estiver 100% correta, pode-se percorrer o sinal e corrigi-la com o mouse. Sem esse sistema, esse processo era feito manualmente pelos professores do Laboratório Cardiovascular, medindo-se os intervalos R-R no papel com uma régua, e digitando os valores no computador. Daí a importância do sistema de detecção automática, que é ilustrado na Fig. 3.1.



**Fig. 3.1** Módulo de detecção automática dos complexos QRS: ECGLabRR.

Os sinais de variabilidade da frequência cardíaca descrevem ou o período decorrido entre dois batimentos ou a “frequência cardíaca instantânea” a cada batimento. Portanto, o primeiro passo na análise desses sinais é determinar o intervalo entre dois batimentos do coração, a partir do ECG. A medição manual desses intervalos pode ser trabalhosa, além de muito imprecisa. Assim, é discutido aqui um algoritmo para detecção automática dos batimentos e medição dos intervalos.

O sistema nervoso autônomo controla o ritmo do coração, estando ligado diretamente no nódulo sinoatrial, localizado no átrio direito. A onda P do sinal de eletrocardiograma reflete a polarização dos átrios a partir da excitação do nódulo sinoatrial. Portanto, o estudo dos intervalos entre as ondas P seria a primeira escolha para o estudo da atuação do sistema nervoso no coração. Mas, como pode-se notar na Fig. 3.2, a onda P é de baixa amplitude, sendo muitas vezes difícil de distinguir no ECG. Já o complexo QRS, por sua vez, quase sempre tem grande amplitude e uma característica espectral peculiar, sendo fácil de ser isolado através da filtragem do ECG. Assim, para o estudo da variabilidade da frequência cardíaca, é mais prático se usar os intervalos R-R como representação do período decorrido entre dois batimentos do coração. Porém, convém colocar que o intervalo P-R pode variar um pouco de batimento para batimento, fazendo que o sinal R-R não seja uma medida ideal para o fenômeno. Mas, dada a imprecisão com que a marcação da onda P é normalmente feita, o sinal R-R se mostra mais representativo que o sinal P-P.



**Fig. 3.2** Eventos no eletrocardiograma. A onda P corresponde à polarização dos átrios. O complexo QRS resulta da soma das ondas de polarização dos dois ventrículos, que se cancelam, mas que não são sincronizadas, gerando uma onda de grande amplitude. A onda T, por sua vez, corresponde à despolarização dos ventrículos. Assim, o intervalo Q-T mede quase que exatamente a duração da sístole ventricular. A despolarização dos átrios não aparece, pois é sobreposta pelo complexo QRS. [3]

### 3.1 Filtro Passa-Faixas

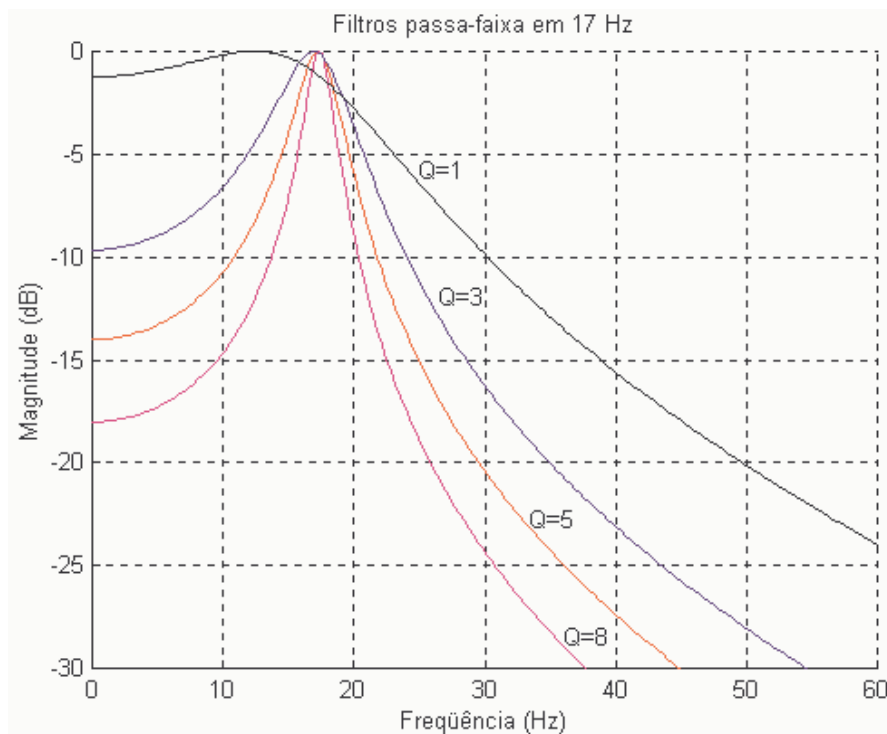
O complexo QRS tem a maior parte de sua energia concentrada na faixa de 5 a 15 Hz. Porém, considerando as outras ondas do ECG como ruído, bem como o sinal elétrico dos músculos entre outros sinais que interferem no ECG, e considerando só complexo

QRS como o sinal desejado, têm-se que a máxima relação sinal-ruído é obtida em 17 Hz. Isso acontece porque na faixa de 5 a 15 Hz há muita interferência de outras ondas do coração e de outros sinais que aparecem no ECG [4].

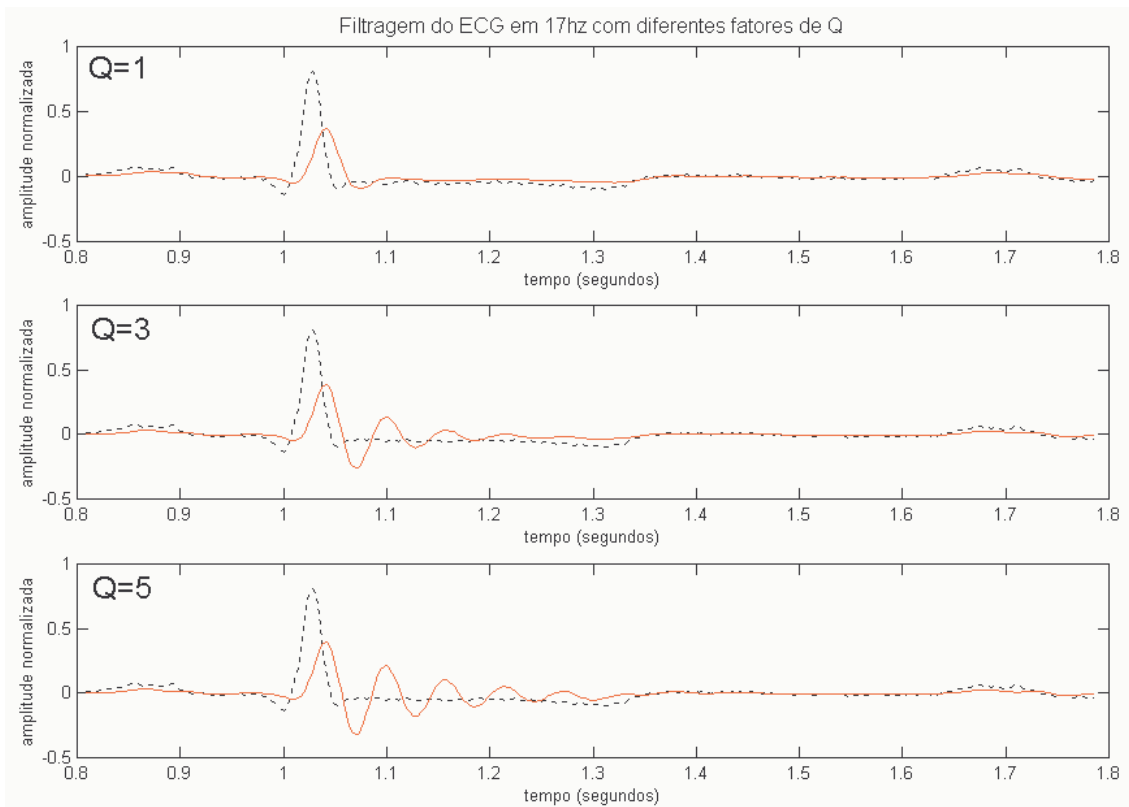
Portanto, a melhor técnica para se isolar o complexo QRS é filtrar o ECG com um passa-faixas centrado em 17 Hz. O fator  $Q$  do filtro deve ser escolhido cuidadosamente (Fig. 3.3). Um fator  $Q$  alto deixa passar menos ruído, pois limita a banda passante do filtro.

Porém, valores altos de  $Q$  fazem com que a oscilação resultante da filtragem do complexo QRS seja muito longa, como pode ser visto na Fig. 3.4, podendo resultar na interferência de um QRS no próximo. Se a oscilação durar mais de 200 ms, pode haver esse problema. Por isso, para o algoritmo em questão, optou-se por usar o fator  $Q$  igual a 3. O filtro digital foi projetado através de uma transformação bilinear da equação do filtro analógico em (3.1). A transformação bilinear aproxima satisfatoriamente a resposta de amplitude do filtro analógico, mas há perda do comportamento de fase. No entanto, nessa aplicação o interesse está na amplitude, portanto a transformação bilinear se aplica.

$$H(s) = \frac{k\omega_o^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_o}{Q}\right)s + \omega_o^2} \quad (3.1)$$



**Fig. 3.3** Filtros passa-faixa centrados em 17 Hz, variando o fator  $Q$ . Quanto maior o valor de  $Q$ , mais estreita é a banda passante do filtro.



**Fig. 3.4** Resultado da filtragem do ECG para diferentes valores de  $Q$ . Quanto maior o fator  $Q$ , menor a interferência do ruído e maior a duração da oscilação.

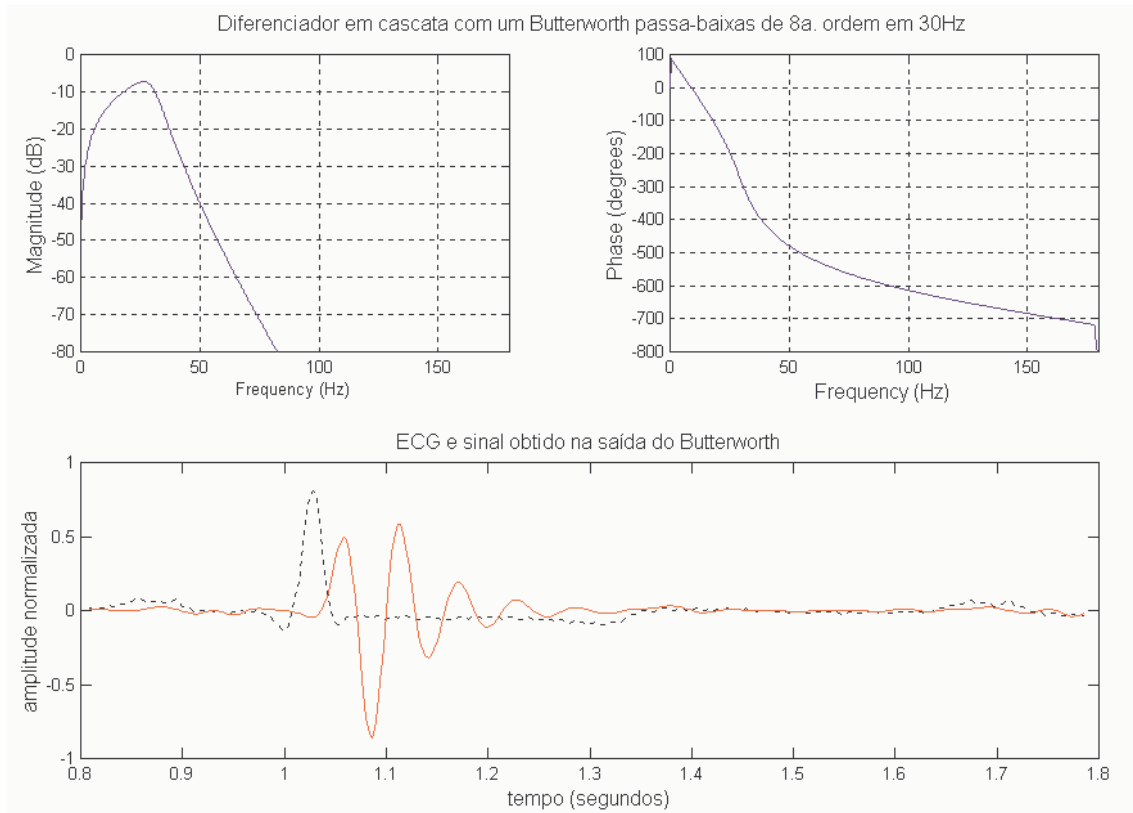
### 3.2 Diferenciação

Uma vez isolado o complexo QRS com a filtragem em 17 Hz, pode-se destacar ainda mais a onda R no sinal através da derivação do sinal filtrado. Assim, o complexo QRS, que tem inclinação muito maior que as outras ondas, vai aparecer mais destacado que o resto do sinal. Porém usando somente a derivada, que na verdade se comporta como um passa-altas, está se amplificando também o ruído de alta frequência. Por isso, recomenda-se cascatear o filtro diferenciador com um filtro passa-baixas com frequência de corte em torno dos 30 Hz. Para este passo, foi usado o diferenciador em (3.2) em cascata com um filtro Butterworth passa-baixas de 8<sup>a</sup> ordem.

$$y[n] = x[n] - x[n - 1] \quad (3.2)$$

A resposta em frequência resultante do cascadeamento dos dois filtros é apresentada na Fig. 3.5, bem como o resultado da diferenciação do sinal da Fig. 3.4. Fica claro no

gráfico da resposta em frequência que o filtro se comporta como um diferenciador até os 30 Hz, amplificando as altas frequências. A partir dos 30 Hz, entra em ação o efeito passa-baixas do filtro Butterworth, que faz com o ganho decaia rapidamente para as altas frequências. No sinal filtrado, é fácil notar que as ondas correspondentes ao complexo QRS aparecem bastante enriquecidas, pois têm inclinação maior que as demais ondas do ECG.



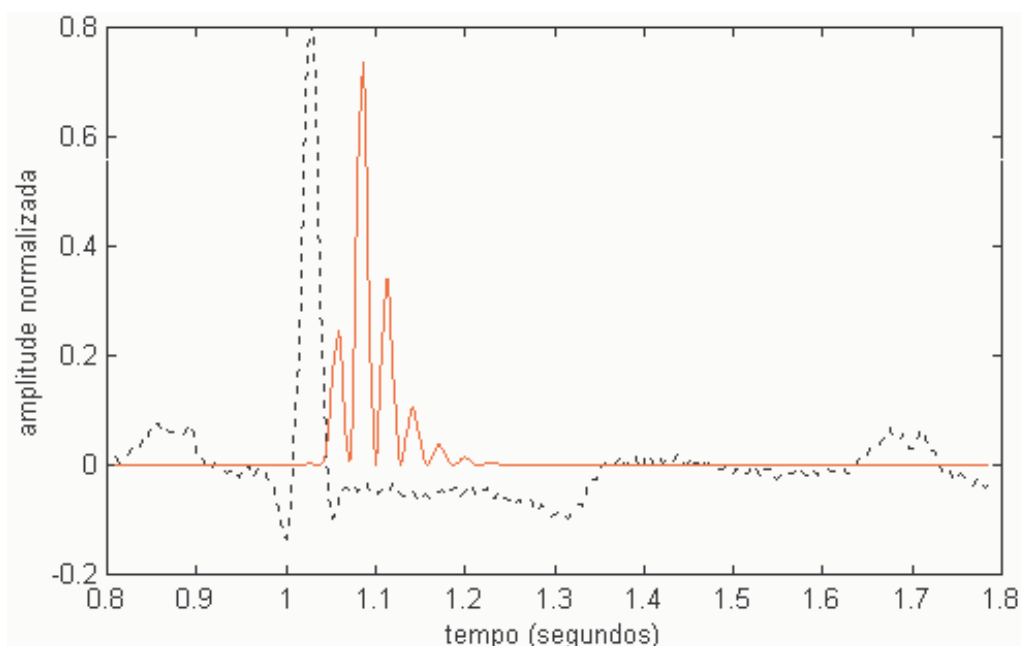
**Fig. 3.5** Filtro diferenciador em cascata com Butterworth passa-baixas de 8ª ordem com frequência de corte em 30 Hz. No sinal da saída do filtro é possível notar que as ondas do complexo QRS foram amplificadas pelo diferenciador, pois têm inclinação maior que as demais ondas do ECG.

### 3.3 Cálculo da Energia

Para que se possa usar um detector de limiar, é necessário agora aplicar a operação módulo no sinal obtido na Fig. 3.5. Mas, a fim de enriquecer ainda mais as ondas de grande amplitude em comparação com as de baixa amplitude, o sinal será elevado ao quadrado. Essa operação é não-linear e por isso não pode ser implementada com filtros, mas simplesmente pela multiplicação ponto-a-ponto do sinal por ele mesmo. O sinal obtido



com esta operação é apresentado na Fig. 3.6, onde fica fácil perceber que já é possível usar um detector de limiar que dispare sempre que houver um complexo QRS.



**Fig. 3.6** Resultado de elevar o sinal da Fig. 3.5 ao quadrado.

Pode-se pensar que poderia ser aplicado um detector de limiar direto no ECG, sem necessidade de filtragem, já que o complexo QRS tem amplitude maior que as demais ondas. Mas o fato é que nem sempre isso é verdade. Algumas vezes a onda R aparece invertida. Outras vezes, a onda T aparece muito alta, maior ainda que o complexo QRS. Além disso, a linha de base do ECG varia muito, sendo necessário eliminar também essa componente de baixa frequência. Com a filtragem, esses problemas são contornados, já que todos esses sinais são eliminados, restando somente o complexo QRS, que é o objeto de análise.

#### 3.4 Filtro Média Móvel

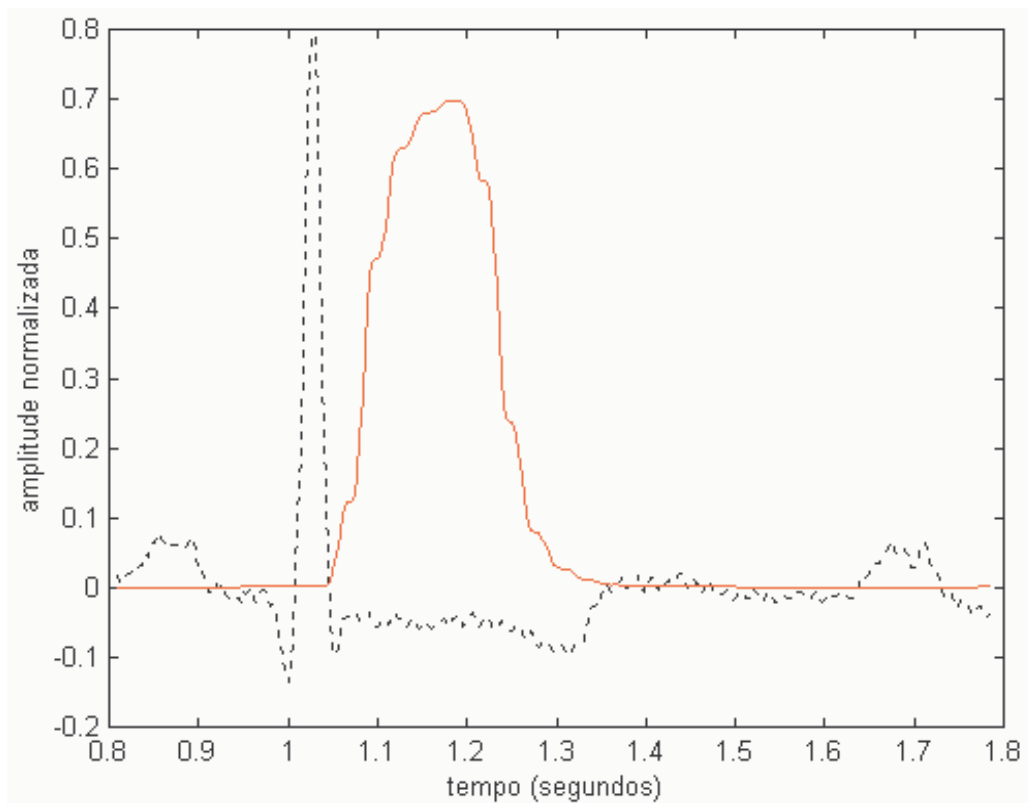
Porém, antes de se aplicar o detector de limiar, é necessário antes filtrar o sinal da Fig. 3.6 com um filtro tipo média móvel. Isso se deve ao fato de que este sinal tem muitos picos, podendo causar múltiplos disparos do detector no mesmo complexo QRS. Com esse filtro, a cada complexo QRS corresponderá somente um pulso, facilitando a detecção.

O número de pontos da janela móvel deve ser escolhido com cuidado, pois se este for muito grande, a janela pode agrupar dois complexos QRS no mesmo pulso. Por outro

lado, se a janela for muito pequena, pode acontecer de haver mais de um pulso para o mesmo complexo QRS. Por isso, uma janela adequada para esta operação deve ter 150 ms, o que corresponde a 75 amostras para uma taxa de amostragem de 500 Hz. A equação das diferenças para este filtro é dada em (3.3).

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i], \text{ onde } N \text{ é o número de pontos} \quad (3.3)$$

O resultado dessa filtragem do sinal da Fig. 3.6 é apresentado na Fig. 3.7. Como esperado, os vários pulsos do sinal original foram transformados em um só pulso mais largo, que será usado na detecção de limiar. Fica claro que será necessário também um procedimento de busca para trás do ponto onde acontece o disparo do detector, já que, devido à resposta de fase dos filtros usados, o pulso acontece depois do complexo QRS, e não junto com este, como seria desejável. Os algoritmos de detecção de limiar e de busca para trás serão discutidos a seguir.



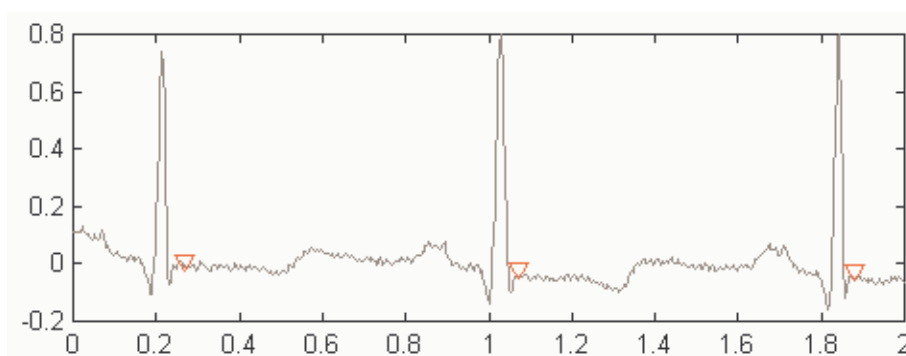
**Fig. 3.7** Resultado na saída do filtro do tipo média móvel de 75 pontos

### 3.5 Detecção de Limiar

Com o ECG tratado e cada complexo QRS isolado e transformado em um pulso, pode se usar o sinal da Fig. 3.7 – cuja forma de onda será chamado de agora em diante de  $QRS'$  – para localizar a região aproximada de ocorrência de cada onda R. Mas o processo de detecção de limiar não é tão simples quanto pode parecer a primeira vista.

A energia do complexo QRS varia no decorrer do ECG, fazendo com que a amplitude da onda  $QRS'$  também varie. Por isso o limiar deve ser adaptativo, se ajustando à amplitude esperada do próximo pulso que indicará a presença de um complexo QRS. O limiar não pode ser muito baixo, pois dessa forma o algoritmo de detecção ficará muito ineficiente na presença de ruído na faixa de 17 Hz. Também não pode ser muito alto, uma vez que, dependendo do complexo QRS em questão, a onda  $QRS'$  correspondente a esse batimento pode ser muito menor do que os  $QRS'$  mais próximos a ele, principalmente na presença de arritmias.

A cada 10 ms de sinal, o algoritmo implementado calcula o limiar esperado naquele ponto em específico. Para isso, o valor máximo de amplitude do sinal da Fig. 3.7 encontrado nos 2 segundos seguintes àquele ponto é multiplicado por um ganho. Testes subjetivos mostraram que um valor de 0.15 para esse ganho torna esse algoritmo eficiente. Então, a amostra em questão é comparada com o limiar. Se o valor da amostra for maior que o limiar, um disparo acontece, e o algoritmo salta 350 ms para evitar dois disparos no mesmo complexo QRS. Se a amostra for menor ou igual ao limiar, o programa salta 10 ms e calcula novamente o limiar para a nova amostra. Esse salto de 10 ms não resulta em imprecisão na detecção das ondas R, uma vez que após a detecção de limiar será efetuada uma busca fina para trás da marcação. O resultado da detecção é apresentado na Fig. 3.8, na qual fica claro que um procedimento de busca para trás de fato é necessário para localizar o ponto exato do pico da onda R.



**Fig. 3.8** Resultado da detecção de limiar.

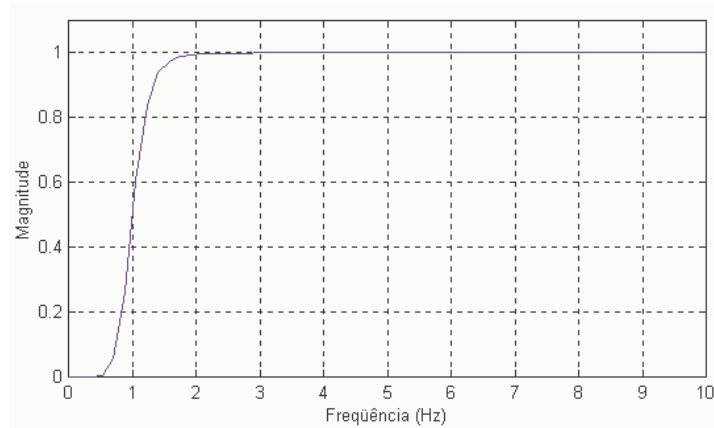
### 3.6 Marcação da onda R

Como já foi discutido, uma vez localizados os complexos QRS, é necessário um algoritmo de busca para trás para corrigir o problema da defasagem dos filtros e da imprecisão do algoritmo de detecção de limiar. Agora, sabendo o ponto aproximado da localização dos complexos QRS, é possível delimitar a região de busca em torno de cada complexo QRS e assumir que os pontos de máximo absolutos dessas regiões correspondem às ondas R. Mas ainda há cuidados a serem tomados.

O primeiro problema diz respeito ao número de amostras que se deve voltar para começar a busca. Voltando poucas amostras, pode-se marcar um ponto da descida da onda R ao invés do seu topo, ou mesmo um ponto das ondas S ou T, que podem ser de grande amplitude. Voltando muitas amostras, pode-se marcar um ponto da onda P ou Q. Observando a Fig. 3.8 e fazendo testes com diferentes valores, chegou-se a conclusão que um valor apropriado para esse retorno é 30 ms.

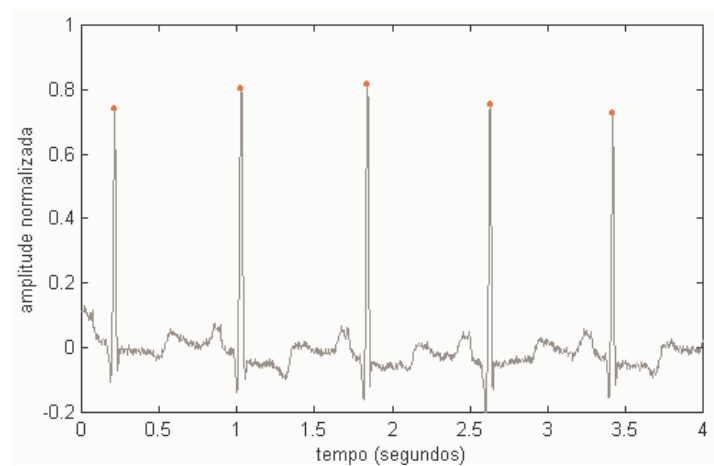
O segundo problema diz respeito ao tamanho da região de busca. Usando uma região de busca muito pequena, pode-se marcar a subida da onda R ao invés do seu topo. Usando uma região muito grande, pode-se marcar um ponto na onda T, se esta tiver maior amplitude que a onda R no batimento em questão. O valor apropriado para essa região de busca deve ser aproximadamente a largura de um complexo QRS. Baseando-se nisso, optou-se por usar uma região de busca de 70 ms, o que se mostrou eficiente, mesmo na presença de extra-sístoles.

O terceiro problema diz respeito à oscilação da linha de base. Como o algoritmo leva em conta o ponto de máximo absoluto para localizar o pico da onda R, é preciso retirar a componente DC do sinal. Mas, a linha de base do ECG pode oscilar ao longo do tempo, por isso deve-se tirar não só a componente DC, mas todas as componentes de baixa frequência. Para isso é usado um filtro Butterworth passa-altas de 4ª ordem com frequência de corte em 1 Hz. Porém, para obter exatidão na localização da onda R, é desejável que esse filtro tenha fase zero. Por isso, é usada novamente a técnica de filtragem *forward and reverse*. Assim, o atraso de fase é cancelado, e o sinal filtrado tem alinhamento perfeito com o sinal original. A resposta de amplitude do filtro resultante, apresentada na Fig. 3.9, é o quadrado da resposta em frequência do filtro projetado, tendo assim ganho igual a 0.5 na componente de 1 Hz, ao invés do ganho de 0.7071 esperado para o filtro Butterworth. A fase do filtro não é mostrada, pois é igual a zero para todo o espectro.



**Fig. 3.9** Filtro Butterworth passa-altas de 4ª ordem com frequência de corte em 1 Hz, utilizado para retirar a linha de base do ECG a fim de facilitar a localização da onda R.

O algoritmo de busca para trás consiste em voltar 30 ms para cada disparo, e, a partir do novo ponto, procurar no sinal filtrado com o filtro da Fig. 3.9 o ponto de máximo absoluto nos próximos 70 ms. Esse ponto de máximo, em geral, corresponde ao topo da onda R, já que este é o ponto de maior amplitude do complexo QRS, o qual foi delimitado dentro da região de busca de 70 ms. O resultado desse algoritmo é uma detecção perfeita para a grande maioria das ondas R do ECG. Quando se trata de um ECG sem muito ruído e na derivação II, o algoritmo dificilmente erra. No caso do sinal de ECG em questão, a marcação é 100% perfeita, e o resultado pode ser visto na Fig. 3.10.



**Fig. 3.10** Resultado da detecção automática das ondas R.

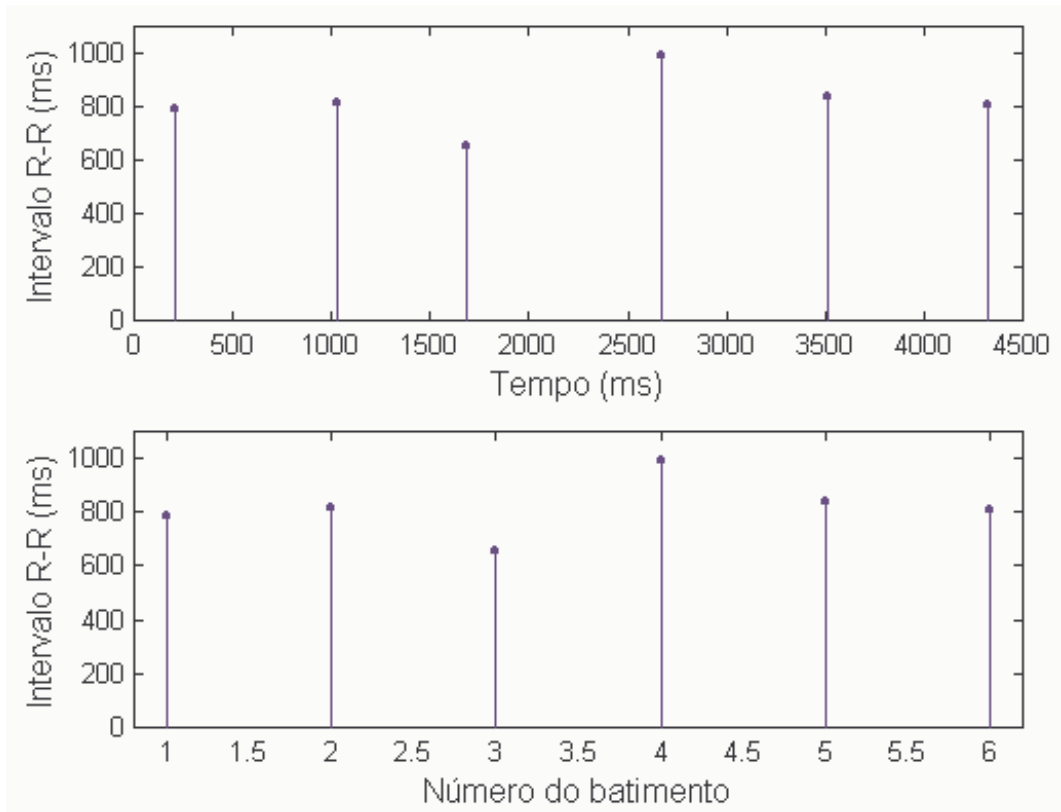
Uma vez detectadas as ondas R, é fácil e rápido obter o sinal R-R, que nada mais é que um sinal que diz o intervalo entre cada onda R no decorrer do tempo. É a partir deste sinal que os índices temporais e espectrais discutidos nos próximos itens deste trabalho são obtidos.

## Capítulo 4 - O Sinal R-R

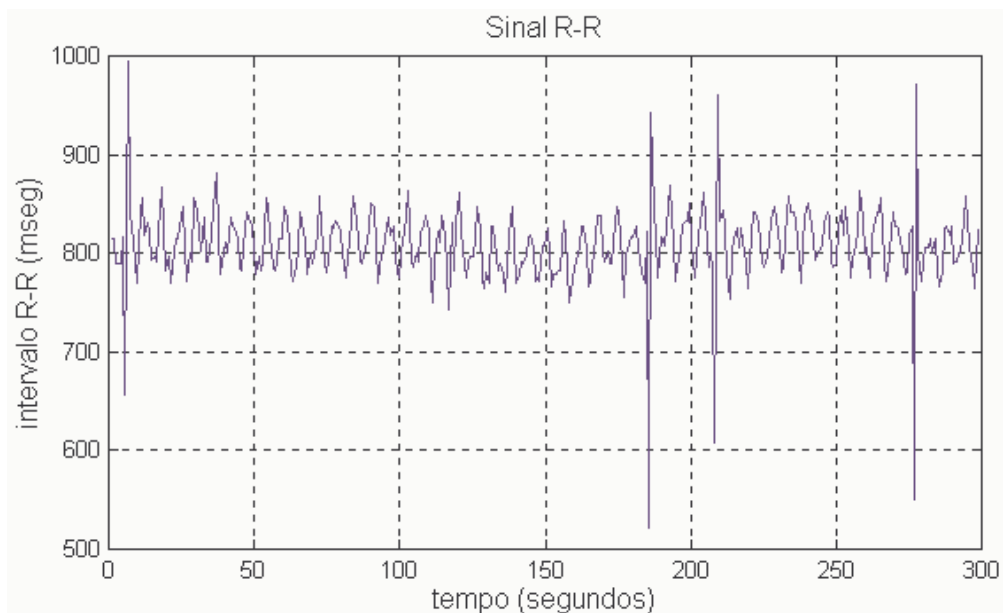
A partir da marcação das ondas R, é muito simples obter o sinal R-R. O primeiro passo é criar o eixo do tempo. Isso pode ser feito a partir do próprio eixo do tempo do ECG que já foi criado anteriormente, selecionando somente as amostras que correspondem a ondas R. A seguir, subtrai-se as posições de 2 a  $N$  das posições de 1 a  $N-1$ , onde  $N$  é o número de ondas R. Dessa forma, está se medindo os intervalos entre dois batimentos consecutivos. O resultado da subtração é ainda multiplicado por 1000 para converter os valores para milésimo de segundo. Finalmente, a primeira posição do eixo do tempo é descartada, já que ela corresponde ao primeiro batimento, e por isso, não corresponde a nenhum intervalo.

O gráfico do sinal R-R é agora facilmente construindo, plotando a amplitude de cada intervalo R-R em função da posição no tempo do batimento cardíaco que conclui o intervalo. Pode-se preferir também construir um gráfico com o valor do intervalo R-R em função do número do batimento, ao invés da posição no tempo. Para sinais longos, a forma de onda não é muito diferente, mas haverá diferença no cálculo do espectro de potência, o que será abordado mais adiante. Com o gráfico construído em função do tempo, a amplitude de cada amostra deve ser igual ao intervalo de tempo até a amostra anterior, em milésimos de segundo, já que essa amplitude é exatamente o valor desse intervalo. Essa afirmação deve ficar mais clara ao se observar o gráfico da Fig. 4.1, onde é possível notar que no gráfico em função do tempo as amostras não estão espaçadas uniformemente, uma vez que o intervalo entre amostras varia com a amplitude de cada amostra. Já no gráfico em função do batimento, os intervalos entre as amostras são uniformes.

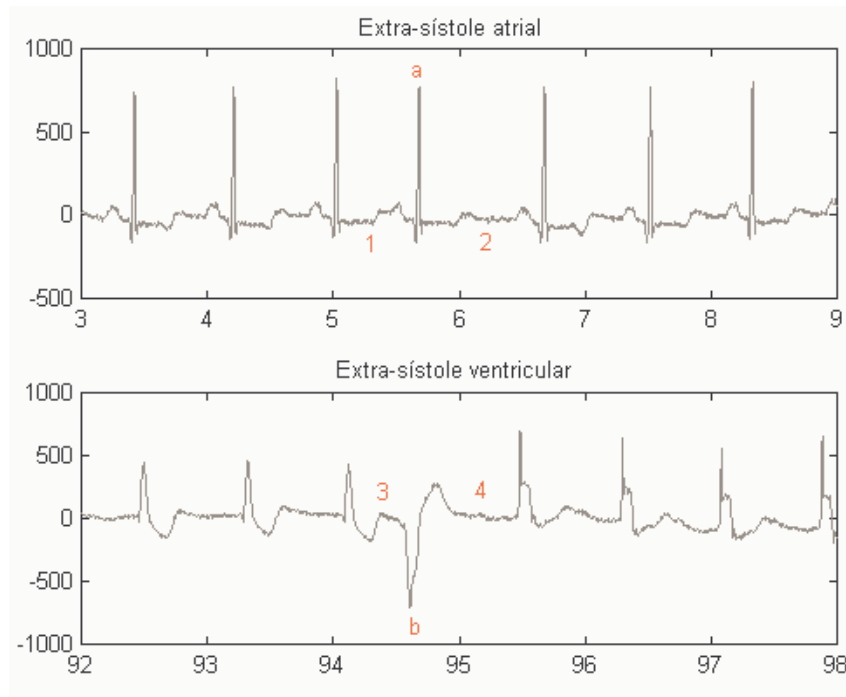
No sinal R-R da Fig. 4.2, as ondas de grande amplitude são batimentos ectópicos, ou sejam são batimentos prematuros e, no caso com pausa compensatória. Por isso, acontece um intervalo R-R bem curto, seguido de um intervalo bem longo, que acaba em geral com um batimento normal. Os batimentos ectópicos não têm origem no nódulo sinoatrial, mas em outras regiões do coração, sendo muitas vezes chamados de extra-sístoles ventriculares ou extra-sístoles atriais, dependendo da região do coração que iniciou o processo de polarização prematuramente (Fig. 4.3). Algumas vezes o batimento prematuro afeta também o nódulo sinoatrial, e por isso não acontece pausa compensatória, uma vez que este reinicia o controle natural do ritmo cardíaco a partir da extra-sístole.



**Fig. 4.1** Comparação entre dois tipos de gráficos de sinal R-R, em função do tempo e em função do índice do batimento.



**Fig. 4.2** Sinal R-R obtido a partir das marcações das ondas R do sinal '100.dat' da base de dados do MIT/BIH.



**Fig. 4.3** Exemplos de extra-sístoles: (a) extra-sístole atrial; (b) extra-sístole ventricular; (1) e (3) intervalos correspondentes aos batimentos prematuros; (2) e (4) pausas compensatórias.

#### 4.1 Marcação dos Batimentos Ectópicos: Módulo OutliersRR

Por não terem origem no nódulo sinoatrial, as extra-sístoles não tem ligação nenhuma com a atuação do sistema nervoso, mas somente com a fisiologia do próprio coração. São geralmente isoladas e sem caráter patológico. Mas podem também ocorrer em ataques e traduzir então um distúrbio da excitação miocárdica devido a medicamentos, intoxicações, problemas metabólicos ou à irrigação sanguínea, como nos casos de insuficiência coronária ou infarto. Porém, como o objeto de estudo na análise da variabilidade da frequência cardíaca é o sistema nervoso e não propriamente o coração, estes batimentos ectópicos devem ser removidos, pois alteram drasticamente os índices obtidos na análise, inutilizando o sinal. Por isso, um sistema de análise de variabilidade da frequência cardíaca deve possibilitar ao médico um meio de marcar os batimentos ectópicos no ECG para posterior remoção.

Nem sempre uma extra-sístole aparece como uma onda de grande amplitude no sinal R-R, assim como nem toda onda de grande amplitude corresponde a uma extra-sístole. Por isso, recomenda-se que a marcação dos batimentos ectópicos seja feita primeiramente no ECG, e não no sinal R-R. Mas, assumindo que todas as extra-sístoles do segmento aparecem visivelmente no sinal R-R, e que toda oscilação de grande amplitude no



sinal R-R corresponde a um batimento ectópico, pode se usar um algoritmo com base estatística que detecta satisfatoriamente esses intervalos que devem ser descartados.

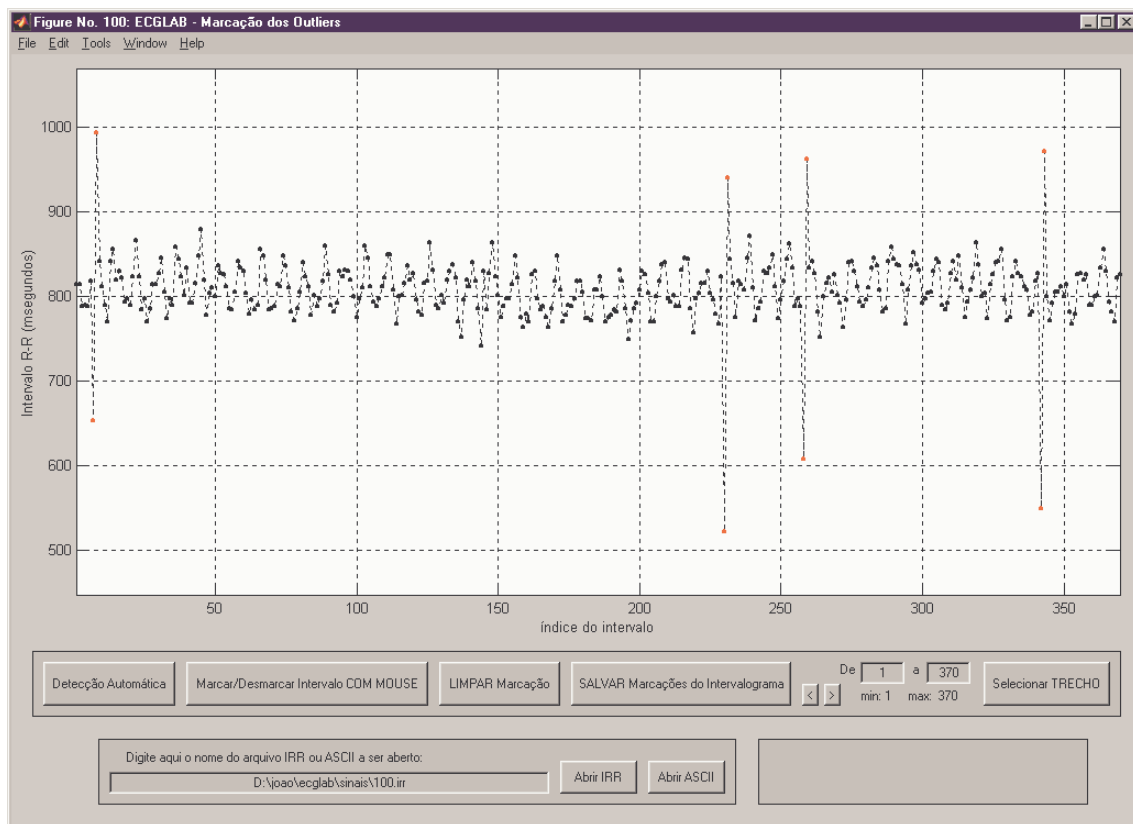
Ele consiste em marcar, no sinal R-R, os *outliers* da série de intervalos. Os *outliers* são aqueles elementos que são muito menores que o primeiro quartil ( $J_1$ ) - os batimentos prematuros - ou muito maiores que o terceiro quartil ( $J_3$ ) - as pausas compensatórias. Especificamente, considera-se como *outliers* as amostras que estão fora da faixa delimitada em (4.1), onde  $d_j$  é o intervalo interquartil  $J_3 - J_1$ .

$$J_1 - \frac{3}{2}d_j \leq x[n] \leq J_3 + \frac{3}{2}d_j \quad (4.1)$$

Utilizando a *toolbox* de estatística do Matlab fica muito simples, utilizando essa técnica, detectar os batimentos prematuros e as pausas compensatórias. Esse algoritmo é utilizado no módulo OutliersRR (Fig. 4.4), e também anteriormente no módulo ECGLabRR, para fazer uma marcação prévia dos possíveis batimentos ectópicos. Porém, é preciso reafirmar que é necessário permitir que o médico possa marcar as extra-sístoles também no ECG, e não somente no sinal R-R. Isso porque algumas vezes não é possível localizar as extra-sístoles apenas olhando para os intervalos entre os batimentos, sendo necessário verificar antes a forma de onda do complexo QRS. Isso inclusive pode também ser feito computacionalmente, já que as extra-sístoles em geral têm amplitude e largura muito maior que o complexo QRS padrão. Mas este assunto não é abordado neste trabalho, onde as extra-sístoles são marcadas pelo próprio usuário, clicando no ECG (no módulo ECGLabRR) ou no sinal R-R (no módulo OutliersRR). O módulo OutliersRR serve como uma ferramenta para tornar possível reconhecer batimentos ectópicos que passaram despercebidos durante a marcação das ondas R. Assim o médico pode marcar aqui um intervalo suspeito e voltar ao módulo ECGLabRR para conferir se de fato se trata de um batimento ectópico. Os intervalos marcados nesses módulos poderão ser removidos da série nos módulos de análise, não atrapalhando assim na avaliação da variabilidade da frequência cardíaca.

O módulo OutliersRR ainda tem duas finalidades: importar e observar uma série de intervalos já digitada em arquivo ASCII e selecionar um trecho do sinal para posterior análise. Dessa forma, é possível abrir um sinal gravado em arquivo texto por um Holter, por exemplo, ou mesmo por outro programa qualquer, desde que cada intervalo esteja em uma linha e que não se pule linhas entre os intervalos. Como esses sinais podem ter até 24 horas, é possível usar este módulo para selecionar para análise um trecho pequeno do sinal

importado. Com a visualização gráfica, é possível, por exemplo, selecionar um trecho de 5 minutos, livre de extra-sístoles e com as características que se deseja analisar.



**Fig. 4.4** Módulo para reconhecimento de batimentos ectópicos e *outliers* estatísticos no sinal R-R: OutliersRR.

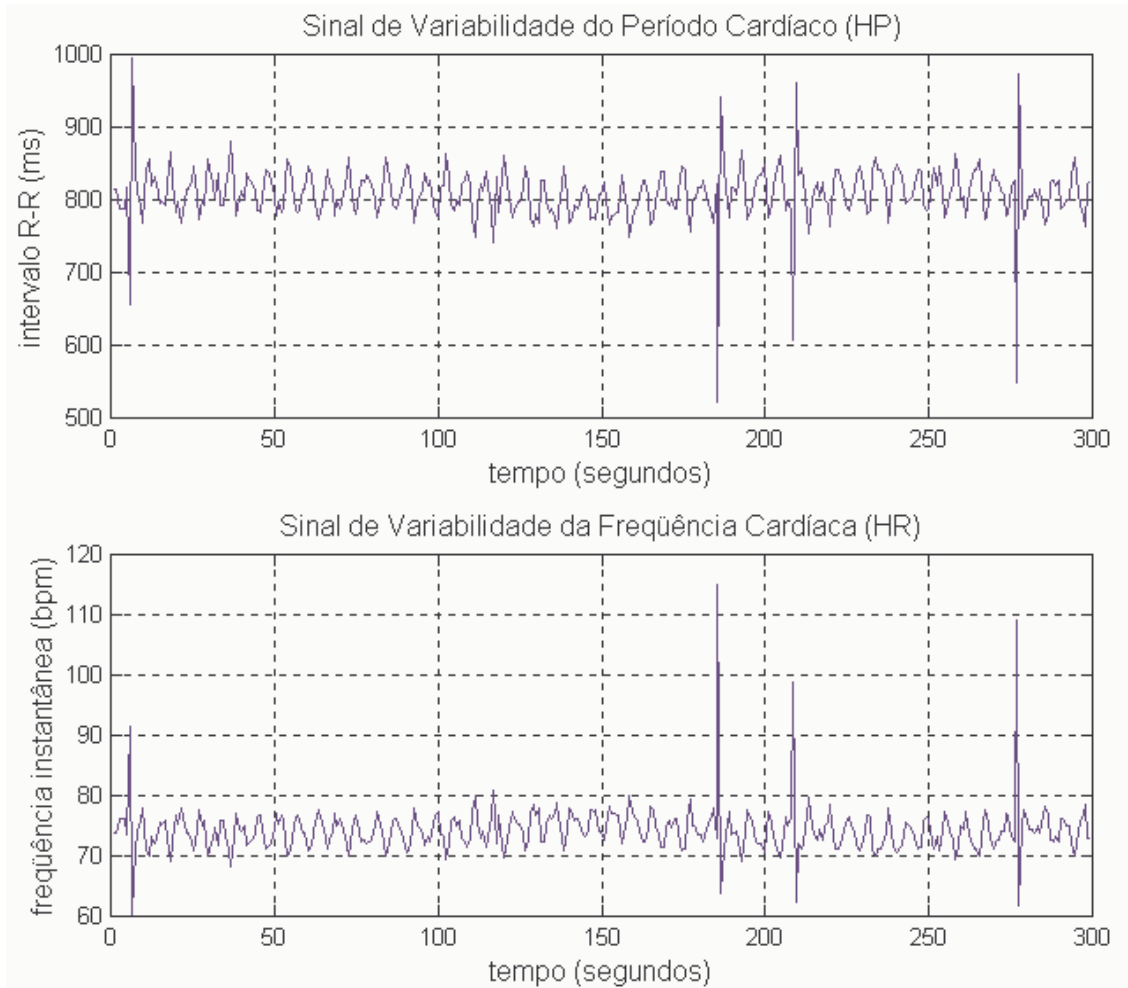
#### 4.2 Escolha do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca (HP ou HR)

Ao iniciar seus trabalhos, o pesquisador em variabilidade da frequência cardíaca deve escolher a unidade fundamental de medida que será utilizada. Muitas vezes os trabalhos se referem ao sinal R-R como sinal HRV, ou sinal de variabilidade da frequência cardíaca. Embora esse emprego do termo HRV já tenha se popularizado, não é a nomenclatura mais precisa.

O sinal R-R mede os intervalos entre duas ondas R-R, a fim de estimar o intervalo entre dois batimentos consecutivos ao longo do tempo. Portanto, o que está sendo medido é o período instantâneo do ritmo cardíaco, e não a frequência cardíaca. O termo mais apropriado para esse sinal seria portanto HP (*heart period*), ou sinal de período cardíaco.

O sinal HR (*heart rate*) na verdade mede a frequência cardíaca instantânea do sujeito no decorrer do tempo. Assim, o HR é dado em batimentos por minuto (bpm), enquanto o

HP é medido em milésimos de segundo (ms). O conceito de frequência cardíaca instantânea não é tão imediato quanto o de período instantâneo. É uma medida que diz qual seria o número de batimentos por minuto que o sujeito teria se seu coração batesse sempre com aquele intervalo de tempo instantâneo. A Fig. 4.5 apresenta uma comparação entre o sinal HP e o sinal HR.



**Fig. 4.5** Comparação entre o sinal HP e o sinal HR. É fácil notar que as amostras menores que 700 ms no HP aparecem com amplitude proporcionalmente muito maior que as demais no sinal HR, o que mostra que a relação não é linear.

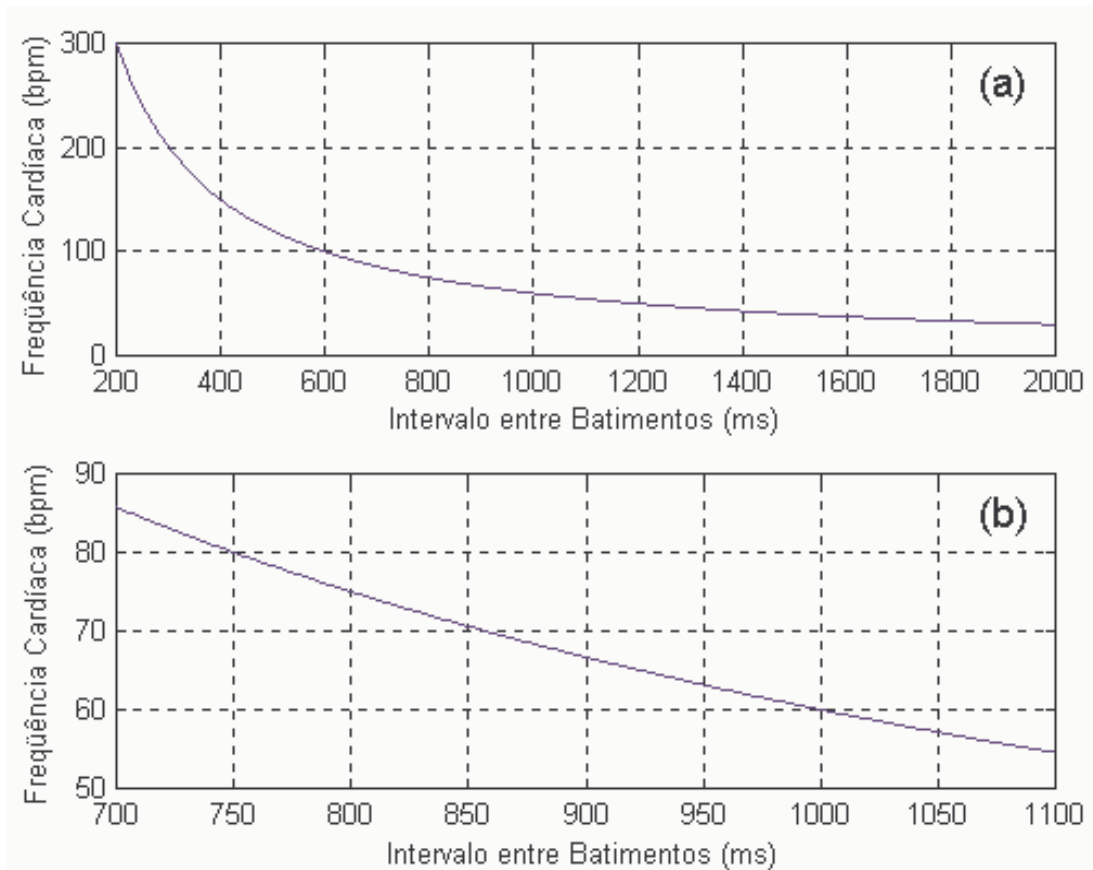
Na prática, um sinal pode ser facilmente obtido do outro pelas relações em (4.2) e (4.3). Porém, essa relação não é linear (Fig. 4.6), o que gerou uma série de discussões sobre o mérito relativo de cada uma dessas medidas. Portanto, é preciso avaliar qual o sinal mais apropriado para a pesquisa que será feita, verificando qual dos dois sinais tem uma relação mais linear com as medidas realizadas e os índices a serem calculados. A escolha deve ser cuidadosa, para evitar maiores erros causados pela não-linearidade entre os valores usados

na pesquisa.

$$HR = 60 \cdot \frac{1000}{HP} \quad (4.2)$$

$$HP = 60 \cdot \frac{1000}{HR} \quad (4.3)$$

Como pode ser notado no gráfico (b) da Fig. 4.6, para um trecho de sinal com pequena de variação no ritmo cardíaco, pode se considerar a relação como aproximadamente linear. Mesmo assim, haverá discrepância entre os índices calculados com o HP e os índices calculados com o HR. Por isso deve-se evitar comparar índices calculados com HR com índices calculados com o HP, e vice-versa.



**Fig. 4.6** Demonstração da não linearidade entre o sinal HP e o sinal HR. Para um trecho de sinal com pequena variação no ritmo cardíaco (b), pode se considerar a relação como aproximadamente linear.

Este trabalho não entra no mérito sobre qual dos dois sinais é mais linear para o

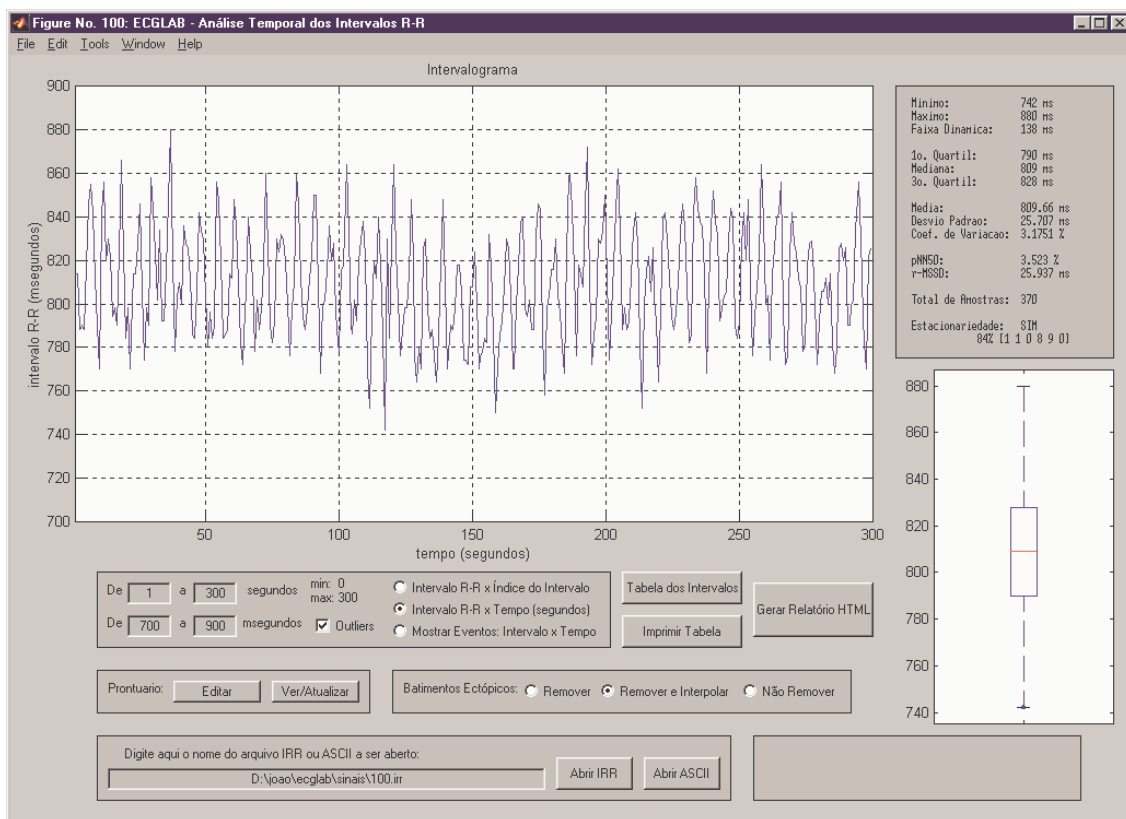
cálculo dos índices em questão, mesmo porque este não é um consenso entre os pesquisadores. Mesmo observando a distribuição estatística dos dois sinais, parece não ser possível afirmar com certeza qual tem a distribuição mais gaussiana. Alguns pesquisadores defendem, por exemplo, que o HP é mais linear para adultos e que o HR é mais linear para infantes. [5]

Devido à popularidade do sinal R-R, os métodos e algoritmos propostos nos itens a seguir se referem sempre ao HP ou, no caso, ao sinal R-R. Sempre que se falar do sinal de variabilidade da frequência cardíaca, ou sinal HRV, estará se referindo ao sinal R-R, a não ser que se explicita o contrário. No entanto, todas as propostas deste trabalho são facilmente adaptadas para o sinal HR, não havendo necessidade se abordar os dois casos.

## Capítulo 5 - Módulo de Análise da Série Temporal

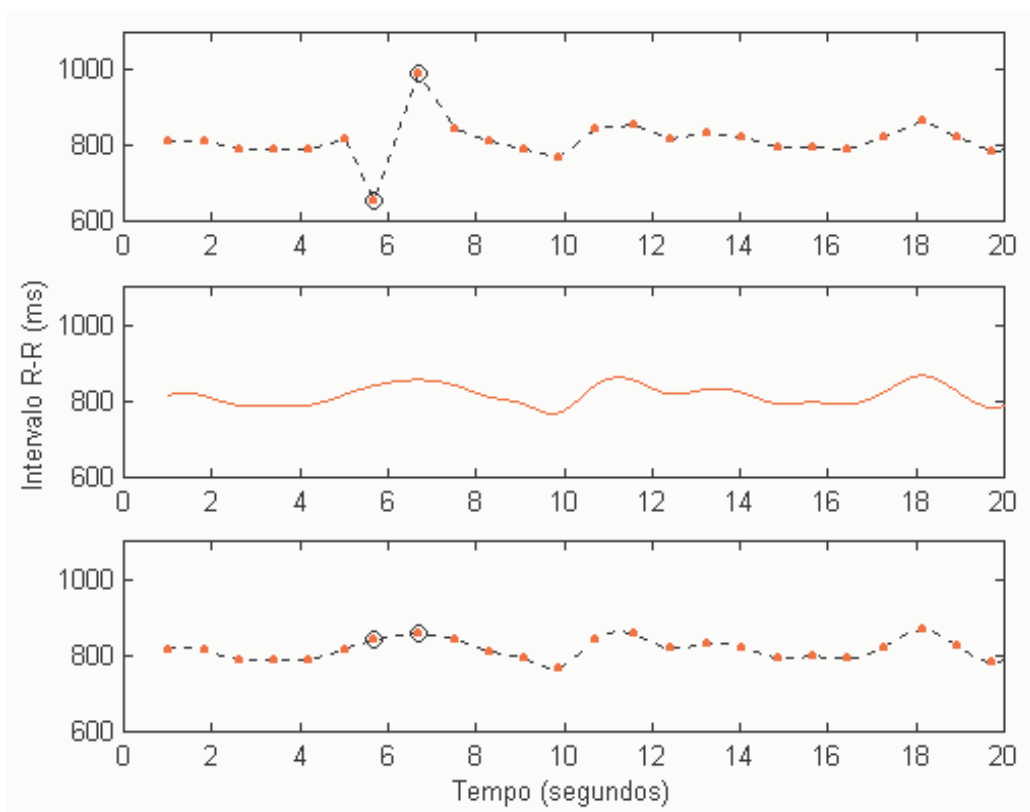
Neste módulo, a série temporal de intervalos RR, obtida no módulo OutliersRR, é avaliada. Também é possível importar séries de intervalos RR digitadas em arquivos ASCII. O usuário poderá obter um gráfico do sinal RR (Fig. 5.1) e as seguintes estatísticas da série temporal: número total de intervalos; valores máximo e mínimo de amplitude e faixa dinâmica; percentis 25, 50 e 75; amplitude média, desvio padrão e coeficiente de variação; pNN50 e rMSSD. Também é apresentado um desenho esquemático da estatística da série temporal, no qual os prováveis batimentos ectópicos provavelmente aparecem como *outliers* estatísticos.

Este módulo também avalia a estacionariedade do sinal, baseado na variação da média e do desvio padrão ao longo do tempo. Assim, sinais com flutuações de longo termo ou com modulações de baixa frequência devem ser rejeitados, assim como sinais contendo batimentos ectópicos. Se batimentos foram identificados durante a detecção de QRS como sendo ectópicos, neste módulo eles podem ser removidos ou então substituídos por valores mais apropriados, estimados computacionalmente.



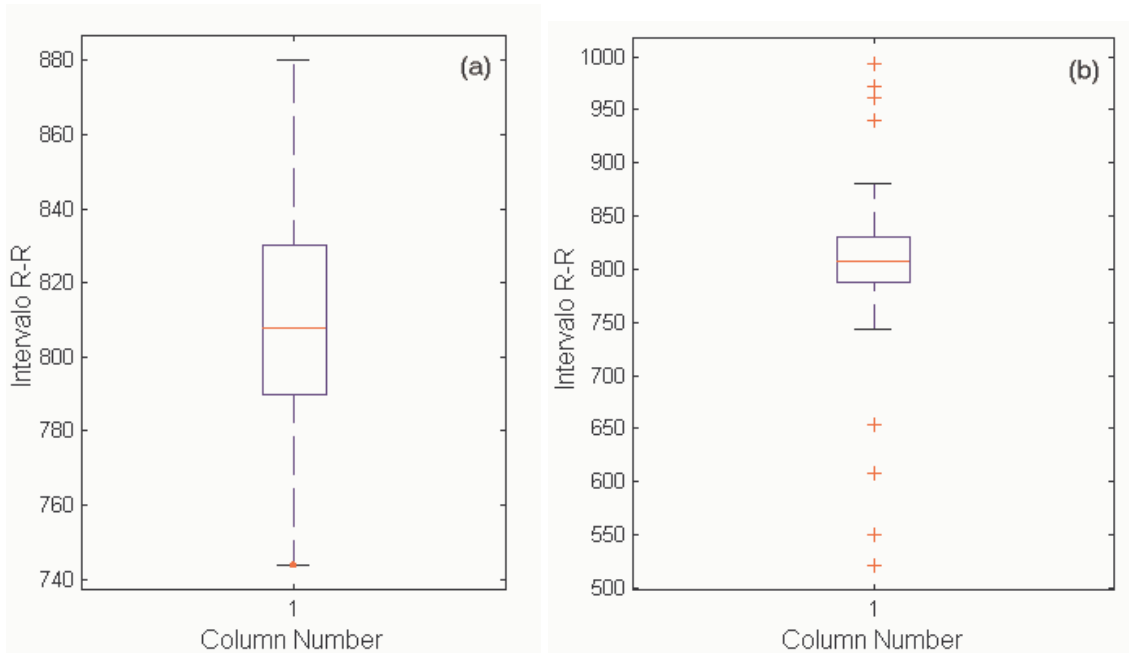
**Fig. 5.1** Tela do módulo TemporalRR, para análise temporal e estatística do sinal de variabilidade da frequência cardíaca.

Existem duas formas principais de se fazer isso. A mais imediata é simplesmente remover os intervalos marcados da série, e calcular os índices temporais normalmente. Porém, a forma mais apropriada é inserir intervalos interpolados no lugar dos intervalos removidos [6]. Esta interpolação pode ser feita com *splines* cúbicas sem maiores prejuízos para a análise. O processo de interpolação com *splines* cúbicas consiste em definir polinômios de terceira ordem que passem por pontos consecutivos da série de forma que as derivadas nas junções em cada ponto coincidam. No Matlab, o uso das *splines* é muito simples, e a curva interpolada é amostrada de acordo com o novo eixo de tempo inserido na função. Na Fig. 5.2 este processo é apresentado. As amostras marcadas são removidas e interpola-se uma curva passando pelos pontos não removidos. Essa nova curva é amostrada nos mesmos pontos onde antes estavam os intervalos removidos, criando dois novos intervalos R-R, cujos valores serão menos prejudiciais à análise que os dos intervalos removidos. Como a posição no tempo é mantida, a interpolação não é perfeita, já que a curva não é amostrada de forma que o valor do novo intervalo R-R seja igual à distância no tempo até a amostra anterior, como discutido anteriormente.



**Fig. 5.2** Interpolação de intervalos para substituir os intervalos removidos, usando *splines* cúbicas.

A análise temporal do sinal de variabilidade da frequência cardíaca se resume ao cálculo da estatística do sinal e de índices temporais com a finalidade verificar a dispersão deste. Pode-se começar a análise determinando o total de amostras e a faixa dinâmica do sinal, calculando seu ponto de mínimo e máximo e subtraindo um do outro. A seguir, calcula-se a estatística do sinal, sua média, desvio padrão, 1º quartil, mediana e 3º quartil. O último índice é o coeficiente de variação, que é a relação entre desvio padrão e média. Ainda é possível obter o desenho esquemático do sinal R-R com a função 'boxplot' do Matlab, como pode ser vista na Fig. 5.3. Os *outliers* do desenho esquemático (b) são exatamente os batimentos prematuros (em baixo) e as pausas compensatórias (em cima).



**Fig. 5.3** Desenhos esquemáticos do sinal R-R obtidos com a função 'boxplot' do Matlab. (a) desenho esquemático do sinal com batimentos ectópicos removidos e intervalos corrigidos. (b) desenho esquemático do sinal sem correção.

Para análise de trechos curtos de ECG - no caso, 5 minutos – dois importantes índices temporais são o pNN50 e o RMSSD [5]. O pNN50 diz a porcentagem de intervalos entre batimentos normais consecutivos que excedem 50 ms. O RMSSD, ou *root mean square of standard deviation*, é uma medida da variação das mudanças na duração dos intervalos R-R de batimentos consecutivos. Pode ser descrita pela equação em (5.1).



$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (X_{i+1} - X_i)^2}{(N-1)}} \quad (5.1)$$

Um dos pontos fracos da análise da temporal da série de intervalos R-R é que os índices aqui obtidos dependem que o sinal seja bem comportado no trecho analisado. Para determinar se o sinal preenche esse requisito, foi desenvolvido um algoritmo simples baseado em uma definição de estacionariedade, que diz um sinal é estacionário se a média e o desvio padrão não mudam ao longo do tempo [7]. A algoritmo de avaliação da estacionariedade, além de dizer se o sinal é estacionário ou não, retorna números apresentados da seguinte forma – X% [a b c d e f]. Para o cálculo, a série é dividida em três segmentos de tamanhos iguais, assim, compara-se a média e o desvio padrão de cada um desses segmentos. Dessa forma:

$$a = 100.(\text{média do } 1^\circ \text{ segmento} - \text{média do } 2^\circ \text{ segmento})/(\text{média das 2 médias})$$

$$b = 100.(\text{média do } 2^\circ \text{ segmento} - \text{média do } 3^\circ \text{ segmento})/(\text{média das 2 médias})$$

$$c = 100.(\text{média do } 1^\circ \text{ segmento} - \text{média do } 3^\circ \text{ segmento})/(\text{média das 2 médias})$$

$$d = 100.(\text{desvio do } 1^\circ \text{ segmento} - \text{desvio do } 3^\circ \text{ segmento})/(\text{média dos 2 desvios})$$

$$e = 100.(\text{desvio do } 1^\circ \text{ segmento} - \text{desvio do } 3^\circ \text{ segmento})/(\text{média dos 2 desvios})$$

$$f = 100.(\text{desvio do } 1^\circ \text{ segmento} - \text{desvio do } 3^\circ \text{ segmento})/(\text{média dos 2 desvios})$$

O índice X é uma avaliação do grau de estacionariedade da série, e é obtido com base nesses seis índices. Quanto maior a porcentagem, mais estacionária é a série nesse trecho de 5 minutos. Mais uma vez vale frisar que sinais com flutuações de longo termo ou com modulações de baixa frequência serão rejeitados pelo algoritmo, assim como sinais contendo batimentos ectópicos, mesmo que estes ocorram poucas vezes no sinal. Como já foi dito, os batimentos ectópicos - que aparecem como rápidos transitórios em um sinal que em geral claramente tem todas as características de um sinal extremamente estacionário, principalmente quando comparado a outros sinais estudados em processamento digital de sinais - são extremamente prejudiciais à análise, distorcendo todos os índices obtidos. Por isso o algoritmo de avaliação da estacionariedade rejeita sinais com *outliers* e, pelos mesmos motivos, rejeita sinais com oscilações de baixa frequência.

## Capítulo 6 - Módulo de Análise Espectral

Apesar do fato de a análise espectral do sinal de variabilidade da frequência cardíaca ser bem simples, existem diversas formas de se obter o gráfico da densidade do espectro de potência. Basicamente são usados dois algoritmos, um através da transformada rápida de Fourier (FFT) e outro através do modelo auto-regressivo (AR). Mas existem várias técnicas diferentes para se tratar o sinal do qual o espectro será obtido, o que será discutido mais adiante.

Neste módulo, o ECGLab apresenta um gráfico da densidade do espectro de potência do sinal de HRV (Fig. 6.1), assim como alguns parâmetros espectrais. O usuário define três faixas de frequência: frequências muito baixas (MBF), baixas frequências (BF), e altas frequências (AF). Então, os seguintes parâmetros são calculados: energia absoluta em cada banda e energia total; energia normalizada em cada banda (como uma porcentagem da energia total); energia relativa nas bandas BF e AF (em comparação com a energia total nessas duas bandas); razão BF/AF.

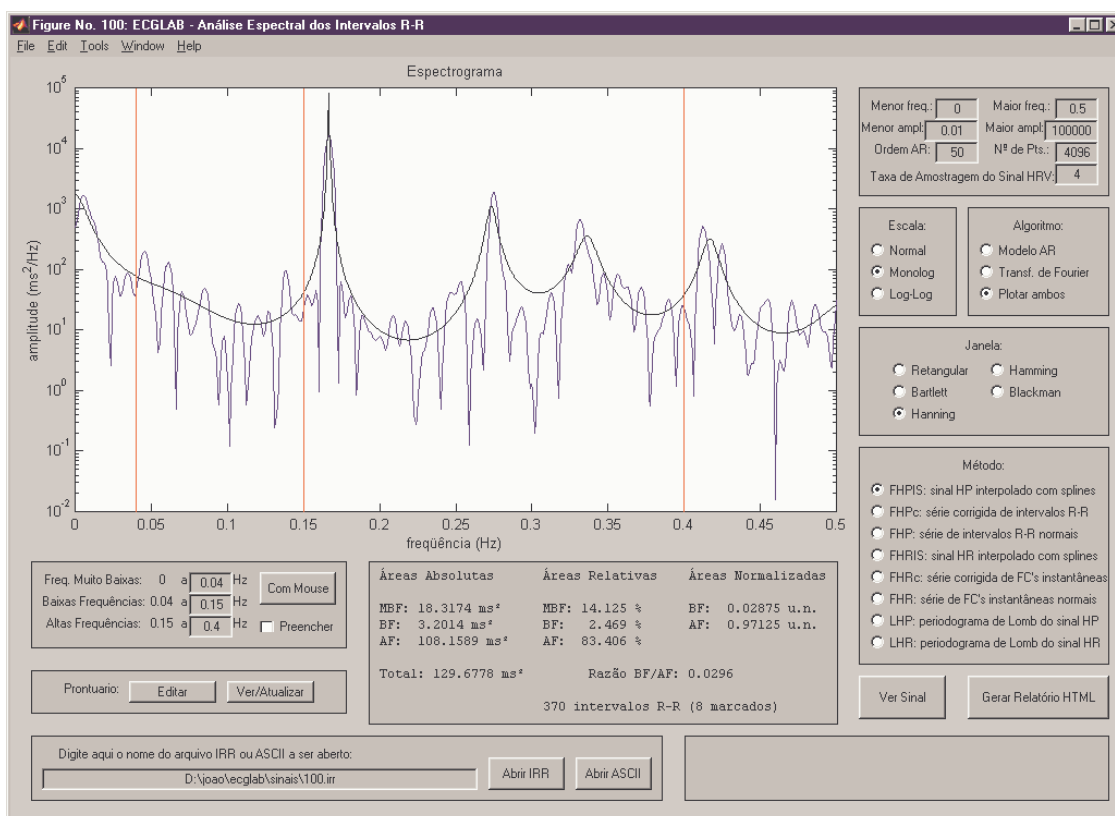


Fig. 6.1 Tela do módulo de análise espectral: EspectralRR.

Devido à amostragem não-uniforme e aos batimentos ectópicos, o usuário pode escolher uma entre três diferentes técnicas: remoção dos batimentos ectópicos da série temporal; substituição dos batimentos ectópicos por intervalos normais; remoção dos batimentos ectópicos e interpolação do sinal de HRV usando *splines* cúbicas. O usuário pode ainda optar por utilizar o sinal HR (*heart rate*, ou frequência cardíaca), ao invés do sinal HP.

Estão disponíveis três diferentes métodos de estimação do espectro de potência: Transformada Rápida de Fourier (FFT), modelo auto-regressivo (AR) e periodograma de Lomb-Scargle. O método de Lomb estima o espectro de potência de sinais amostrados à taxa não uniforme (como a série de intervalos RR), sem a necessidade de interpolação. A taxa de amostragem de interpolação com *splines*, o número de pontos da FFT, e a ordem do modelo AR podem ser definidos pelo usuário. O usuário pode visualizar os espectros de potência estimados pela FFT e pelo modelo AR simultaneamente, e poderá escolher entre três tipos de escala de gráfico: normal, semi-log ou log-log. Há também cinco tipos de janelamento disponíveis para estimação do espectro: retangular, Bartlett, Hanning, Hamming ou Blackman.

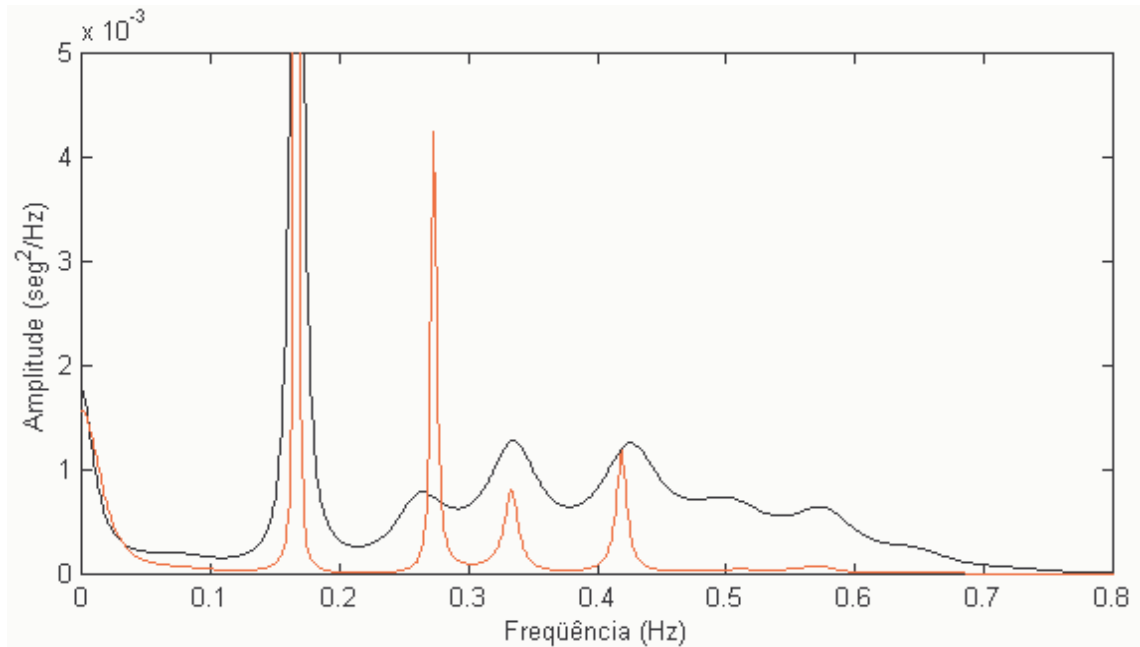
## 6.1 Correção da Amostragem e dos Batimentos Ectópicos

Como já discutido anteriormente, o sinal R-R tem período de amostragem não-uniforme. Já a FFT e o modelo AR são algoritmos construídos para estimar o espectro de sinais amostrados a uma taxa constante. Existem também algoritmos capazes de calcular o espectro de um sinal amostrado de maneira não-uniforme, como periodograma de Lomb-Scargle (técnica LHP ou LHR), mas o mais usual é reconstruir o sinal por meio de interpolação e reamostrar o sinal uniformemente, em geral a uma taxa de 4 Hz, e usar a FFT ou o modelo AR.

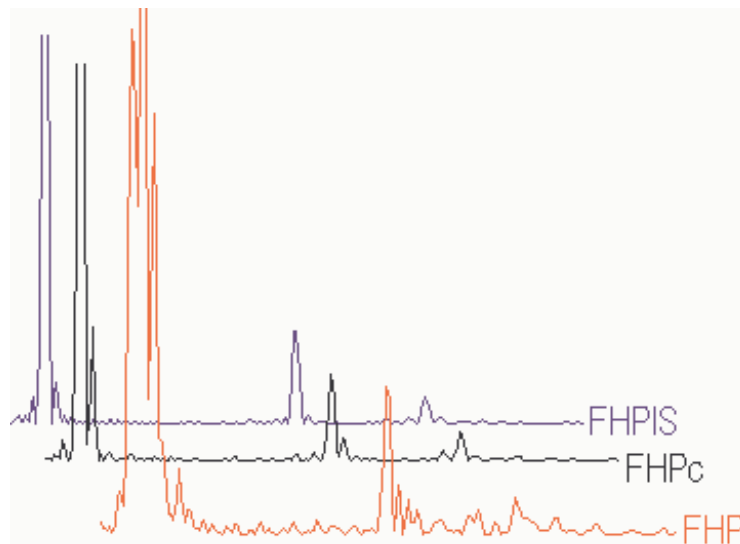
Outro problema encontrado é a grande influência dos batimentos ectópicos no espectro de potência. Em geral eles causam espalhamento do espectro, devido a sua característica de alta frequência, como mostra a Fig. 6.2. Como a análise espectral consiste justamente em comparar a energia nas baixas frequências com a energia nas altas frequências, fica evidente que os batimentos ectópicos devem ser eliminados do sinal.

Existem diversos métodos para se tratar essas distorções na estimação do espectro de potência. A forma mais utilizada de se corrigir o problema da amostragem é interpolar o sinal com *splines* e reamostrá-lo a uma taxa constante. Pode-se também assumir que o sinal

foi amostrado a uma taxa uniforme e usar a própria série de intervalos para o cálculo do espectro, o que gerará uma certa distorção. Em relação aos batimentos ectópicos, nesse caso eles podem ser substituídos por valores mais razoáveis ou simplesmente removidos, o que causa uma distorção ainda maior no espectro, como é demonstrado na Fig. 6.3.



**Fig. 6.2** Espalhamento do espectro de potência devido à distorção nas altas frequências causadas pela presença de batimentos ectópicos.



**Fig. 6.3** Comparação entre as técnicas de estimação do espectro de potência, mostrando a distorção causada pela amostragem não-uniforme (FHPc) e pela descontinuidade devido à remoção de intervalos (FHP). [8]

Uma outra solução, que por sua vez dispensa a interpolação, é o periodograma de Lomb-Scargle, que é uma técnica de estimação da densidade do espectro de potência de sinais amostrados de forma não-uniforme, dispensando assim a interpolação [9]. Dado um conjunto de N observações  $(t_i, y_i)$ , o periodograma normalizado de Lomb-Scargle é definido pelas equações (6.1), (6.2) e (6.3), onde  $\bar{y}$  é a média e  $\sigma_y^2$  é a variância. O problema desta técnica é que, além de ser relativamente bem mais lenta que as demais [10], aqui a amplitude do espectro de potência será dada em valores normalizadas.

$$P_n(\omega) = \frac{1}{2\sigma_y^2} \left( \frac{\left[ \sum_j y'_i \cos \omega(t_j - \tau) \right]^2}{\sum_j y'_i \cos^2 \omega(t_j - \tau)} + \frac{\left[ \sum_j y'_i \sin \omega(t_j - \tau) \right]^2}{\sum_j y'_i \sin^2 \omega(t_j - \tau)} \right) \quad (6.1)$$

$$y'_i = \frac{y_i - \bar{y}}{\bar{y}} \quad (6.2)$$

$$\tan 2\omega\tau = \frac{\sum_j \sin 2\omega t_j}{\sum_j \cos 2\omega t_j} \quad (6.3)$$

Vale acrescentar que tanto com a interpolação com splines cúbicas quanto com o periodograma de Lomb-Scargle, os batimentos ectópicos serão removidos automaticamente sem causar maiores distorções no espectro. Mas um outro fator a se considerar é a resposta não linear do coração aos estímulos do sistema nervoso. Como está se usando o período cardíaco para avaliar a atuação do sistema nervoso, a não linearidade do sistema gera distorção. Essa distorção pode ser reduzida utilizando a série 1/RR, ou seja, à série das frequências cardíacas instantâneas correspondentes a cada intervalo RR em função do tempo [8]. Nesse caso a energia será dada em b.p.m.<sup>2</sup> ao invés de ms<sup>2</sup>.

Todas essas opções estão disponíveis neste módulo, e são elas [8]:

- FHPIS: a série de intervalos RR (sinal HP) é interpolada com splines e reamostrada a taxa uniforme para o cálculo do espectro usando modelo auto-regressivo ou transformada de Fourier.
- FHPc: não há interpolação do sinal HP, mas os intervalos RR marcados como batimentos ectópicos são substituídos por valores que causarão menos distorção.

- FHP: os batimentos ectópicos são simplesmente removidos da série, o que pode gerar certa distorção.
- FHRIS: o mesmo que o FHPIS, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- FHRc: o mesmo que o FHPc, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- FHR: o mesmo que o FHP, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- LHP: usa-se o método de Lomb para se calcular o espectro do sinal HP.
- LHR: o mesmo que o LHP, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.

## 6.2 Correção da Distorção por Segmentação (Janelamento)

Contornados os problemas da amostragem e dos batimentos ectópicos, existe ainda uma questão a se considerar. Quando se faz o cálculo do espectro de potência do sinal R-R, está se trabalhando com um trecho de um sinal que na verdade continua indeterminadamente. Essa segmentação insere uma certa distorção no espectro de potência do sinal. Usando janelas diferentes da retangular, pode-se diminuir essa distorção.

Com a janela retangular, o sinal será representado por uma série finita, correspondendo a um trecho do sinal. As demais janelas fazem com que, no cálculo do espectro de potência, se dêem pesos maiores àqueles elementos da série que se encontram mais no centro desta. Os elementos das extremidades, por sua vez, recebem pesos menores, tentando minimizar o efeito do truncamento. A forma da janela determina como os pesos serão distribuídos. Com a janela retangular, todos os elementos recebem peso 1. Com a janela triangular (Bartlett), o elemento do centro recebe o valor 1, e esse valor vai decrescendo linearmente à medida que se aproxima das extremidades. Com as janelas de Hanning, Hamming e Blackman, o decréscimo não é linear, mas segue uma equação que tem como constante de decréscimo uma função trigonométrica.

O efeito prático da escolha da janela é uma versão diferente do espectro de potência. Estudando o efeito das diferentes janelas no espectro, pode-se escolher aquela mais adequada para o sinal em questão, levando em conta que o resultado do cálculo da energia também será ligeiramente diferente para cada tipo de janela usada.

### 6.3 Cálculo da Densidade do Espectro de Potência usando Transformada Rápida de Fourier (FFT)

Com o sinal tratado, já é possível estimar o gráfico da densidade do espectro de potência. A forma mais intuitiva de se fazer isso é através da transformada discreta de Fourier (DFT) ou, de preferência, da FFT. Porém, para o uso da FFT, é necessário usar um número de pontos que seja uma potência de 2. Quando isto não é possível, pode-se acrescentar zeros no final do sinal de forma a obter o número de amostras necessárias para o uso da FFT. O espectro de potência é calculado a partir do espectro de Fourier,  $F(k)$ , pela equação em (6.4), onde onde  $T_s$  é o período de amostragem e  $N$  é o número de pontos do sinal.

$$PSD(k) = T_s \cdot \frac{|F(k)|^2}{N} \quad (6.4)$$

Atenção deve ser tomada no cálculo desses parâmetros. O período de amostragem  $T_s$  obviamente é 0,25 segundos quando se trabalha com o sinal interpolado amostrado a 4 Hz. Porém, quando se está usando técnicas como FHP e FHPc,  $T_s$  é a média dos intervalos R-R, em segundos, já que este é o período médio de amostragem. Já o parâmetro  $N$  diz respeito ao número de amostras do sinal, e não ao número de pontos da FFT,  $N_{fft}$ . Tomemos, como exemplo, um sinal HP composto por 270 intervalos R-R, dos quais 8 são batimentos marcados como ectópicos. Se os 8 intervalos foram removidos,  $N$  é igual a 262 e  $N_{fft}$  é igual 512. Se esses 8 intervalos foram corrigidos, então  $N$  é igual a 270 e  $N_{fft}$  continua fixado em 512. Da mesma forma o valor de  $T_s$  deve ser calculado como a média dos 270 ou 262 intervalos que serão submetidos à FFT, em segundos. Se o sinal foi interpolado e reamostrado a 4 Hz, resultando em um sinal com 1200 amostras, então  $N$  é igual a 1200,  $N_{fft}$  é igual a 2048 e  $T_s$  é 0,25 segundos. Seguindo essas regras, tem-se um espectro de potência cuja ordem de grandeza das amplitudes se mantém constante independentemente do número de pontos e da taxa de amostragem usadas.

No Matlab, uma técnica alternativa é utilizar, por exemplo, a função 'pwelch', que implementa o periodograma médio de Welch. O resultado é um pouco mais suave que o obtido diretamente da FFT, pois o resultado é obtido como a média dos espectros de potência de vários trechos menores do sinal. No entanto, este método não foi utilizado neste trabalho.

#### 6.4 Cálculo da Densidade do Espectro de Potência usando Modelo Auto-Regressivo

Em alguns casos os picos de energia referentes atuação do sistema nervoso não aparecem tão claros no espectro de potência obtido a partir da FFT, estando espalhados ou mergulhados em ruído. Por isso, muitos pesquisadores preferem estimá-lo com o modelo auto-regressivo. O modelo AR aproxima a envoltória do espectro de frequência do sinal por uma equação semelhante à função de transferência de um filtro só de pólos. A equação dessa função  $H(z)$  é dada em (6.5), onde os parâmetros  $\alpha_i$  são os coeficientes preditores do modelo e  $p$  é sua ordem [11].

$$H(z) = \frac{1}{1 + \sum_{i=1}^p \alpha_i z^{-i}} \quad (6.5)$$

Existem várias formas de se calcular esses coeficientes, como o algoritmo de Levinson, o método dos quadrados mínimos, o algoritmo de Yule-Walker, o método da covariância, o método de Burg, métodos por lattices geométricos, e o algoritmo *forward-backward*, que é o algoritmo padrão da função ‘ar’, no Matlab. As funções do Matlab 5.3 que implementam o modelo AR estão na *System Identification toolbox*, e são elas: ‘ar’, ‘aryule’, ‘arcov’ e ‘arburg’.

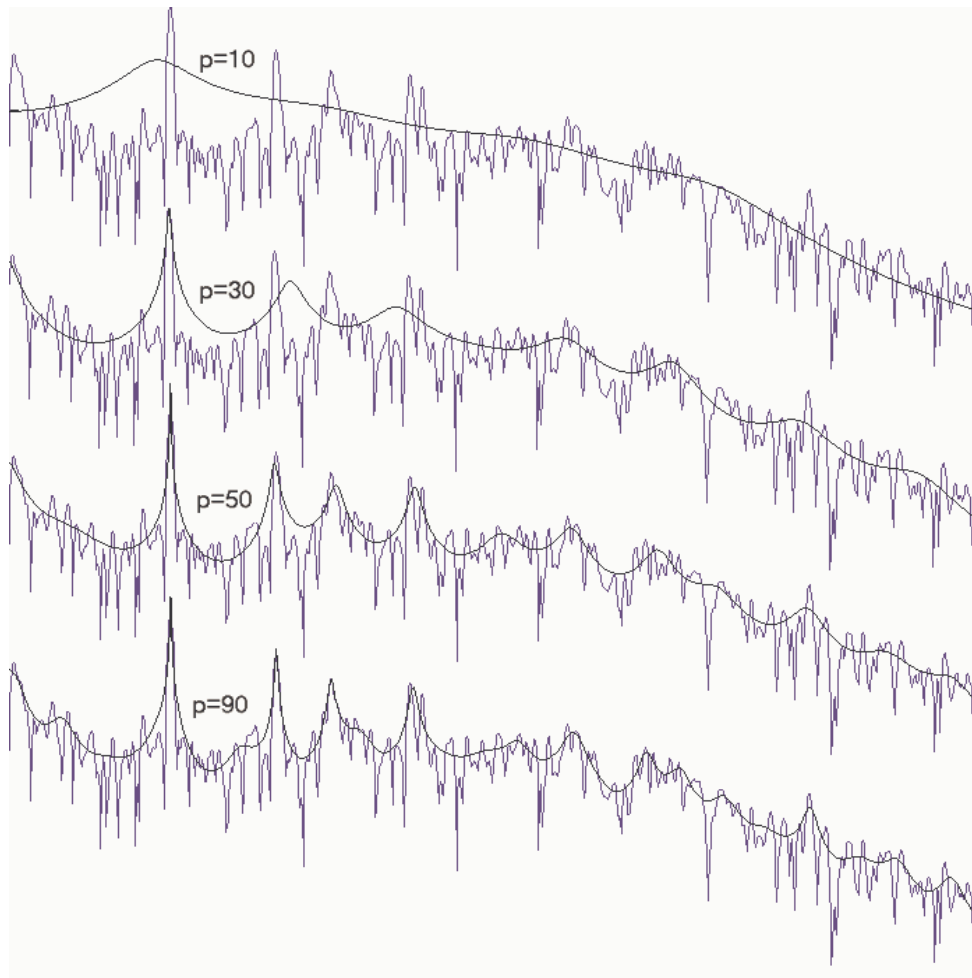
No Matlab 5.3, a função ‘ar’ não retorna diretamente os coeficientes do modelo, mas uma matriz ‘theta’. Para obter os coeficientes a partir dessa matriz, basta usar a função ‘th2tf’. Essa matriz contém também a variância do modelo, que será usada para o cálculo do espectro de potência a partir da função de transferência. As demais funções citadas retornam diretamente os coeficientes do modelo, porém amplitude do espectro de potência teria que ser normalizada, uma vez que não se teria a variância para fazer o ajuste da escala, segundo a equação (6.6). Essa equação mostra como calcular o espectro de potência do sinal a partir da função de transferência obtida com o modelo AR, onde  $\lambda$  é a variância do modelo e  $T_s$  é o período de amostragem do sinal HP.

$$PSD(k) = \lambda T_s |H(k)|^2 \quad (6.6)$$



No caso do uso do método FHP ou FHPc,  $T_s$  é a média dos intervalos R-R, em segundos. A função de transferência  $H(z)$  foi escrita como  $H(k)$  para que fique explícito que se trata da forma discreta da resposta em frequência do filtro correspondente aos coeficientes do modelo AR. Seguindo a equação 6.6, tem-se um espectro de potência cuja ordem de grandeza das amplitudes se mantém constante independentemente da taxa de amostragem usadas e condiz com o resultado obtido a partir da FFT.

O resultado do modelo auto-regressivo, como mostra a Fig. 6.3, na qual amplitudes não estão normalizadas, é uma função que se aproxima do espectro de Fourier, inclusive em ordem de grandeza, à medida que se aumenta a ordem do modelo. Para ordens altas, o modelo AR é uma versão suavizada do espectro de potência obtida a partir da FFT.



**Fig. 6.3** Comparação da densidade do espectro de potência calculado com o modelo AR com o resultado obtido a partir da FFT para várias ordens do modelo AR. O sinal HPIS em questão tem 5 minutos e foi amostrado a 4 Hz.

Portanto, um passo importante na análise espectral é a escolha da ordem do modelo auto-regressivo. Não existe um consenso entre os pesquisadores sobre qual ordem

usar, nem sobre quantos minutos de sinal HP deve-se utilizar [11]. O fato é que, fixando-se a ordem, a forma do espectro de potência varia de acordo com o tempo de sinal e com a taxa de amostragem da função interpolada. Portanto, ao se aumentar o número de pontos do sinal, deve-se aumentar também a ordem do modelo AR, da mesma forma que se aumenta o número de pontos da FFT.

#### 6.4 Cálculo dos Índices Espectrais

Obtido o espectro de potência, já pode ser feita a análise espectral. O sinal é dividido em bandas, e a energia em cada banda é calculada e comparada. O mais usual é calcular a energia em três bandas: *VLF* (0 – 0,04 Hz), *LF* (0,04 – 0,15 Hz) e *HF* (0,15 – 0,4 Hz). Para a banda *VLF* (frequências muito baixas), não é considerada a energia da componente DC. Os limites de cada banda podem variar, mas o principal índice a ser calculado é a razão da energia *LF/HF*, que fornece uma medida do equilíbrio entre os sistemas nervosos simpático (mais lento) e parassimpático (mais rápido).

Para o cálculo da energia absoluta em cada banda, basta calcular a integral da densidade do espectro de potência em cada faixa de frequência. Como este é discreto, a integral nada mais é que a soma das amplitudes de cada amostra dentro da banda, multiplicada pelo intervalo de amostragem do eixo das frequências ( $\Delta f$ ). Esse cálculo fica mais claro na equação (6.7), que dá a energia - em  $s^2$  - compreendida entre a frequência  $f_k$  e a frequência  $f_l$  que são os limites da banda.

$$E(f_k \rightarrow f_l) = \Delta f \sum_{n=k}^{l-1} PSD(n), \text{ onde } k, l < N, \Delta f = \frac{f_s/2}{N_{fft}}, k = f_k/\Delta f, l = f_l/\Delta f \quad (6.7)$$

Além da energia absoluta em cada banda, calcula-se a energia absoluta total (0 – 0,4 Hz) e a razão *LF/HF*, que é quociente da energia na banda *LF* pela energia na banda *HF*. A seguir calcula-se a energia relativa de cada banda, que é porcentagem de energia em cada banda em relação a energia total. Por fim, calcula-se a energia normalizada das bandas *LF* e *HF*, que são calculadas da mesma forma que as respectivas energias relativas, mas desconsidera-se, no cálculo da porcentagem, a contribuição da banda *VLF* para a energia absoluta total.

## Capítulo 7 - Módulo de Análise do Plot de Poincaré

Uma ferramenta relativamente nova para a análise de sinais de HRV é o plot de Poincaré, o qual não requer que o sinal tenha sido classificado como estacionário. Ele permite que o pesquisador em HRV faça medidas da variabilidade da frequência cardíaca a partir de diferentes pontos de vista, como variabilidade a longo prazo, variabilidade total, variabilidade no ritmo basal, variabilidade à frequência acelerada, e variabilidade em ritmo desacelerado, assim como avaliar o equilíbrio simpático-parassimpático. [12]

O plot de Poincaré de um sinal de HRV é um diagrama no qual cada intervalo RR é plotado contra o intervalo anterior (Fig. 7.1). Os seguintes parâmetros são extraídos desse diagrama: centróide, desvio vertical (SD1), desvio longitudinal (SD2), razão SD1/SD2, área da elipse SD1xSD2, coeficiente de correlação, coeficiente de regressão, equação da reta de regressão, e estatísticas das séries nos percentis 10, 25, 50, 75 e 90. O usuário pode escolher entre calcular os desvios SD1 e SD2 baseando-se ou na reta de regressão ou na reta de identidade. Os batimentos ectópicos podem ser removidos da série de intervalos ou substituídos por valores interpolados.

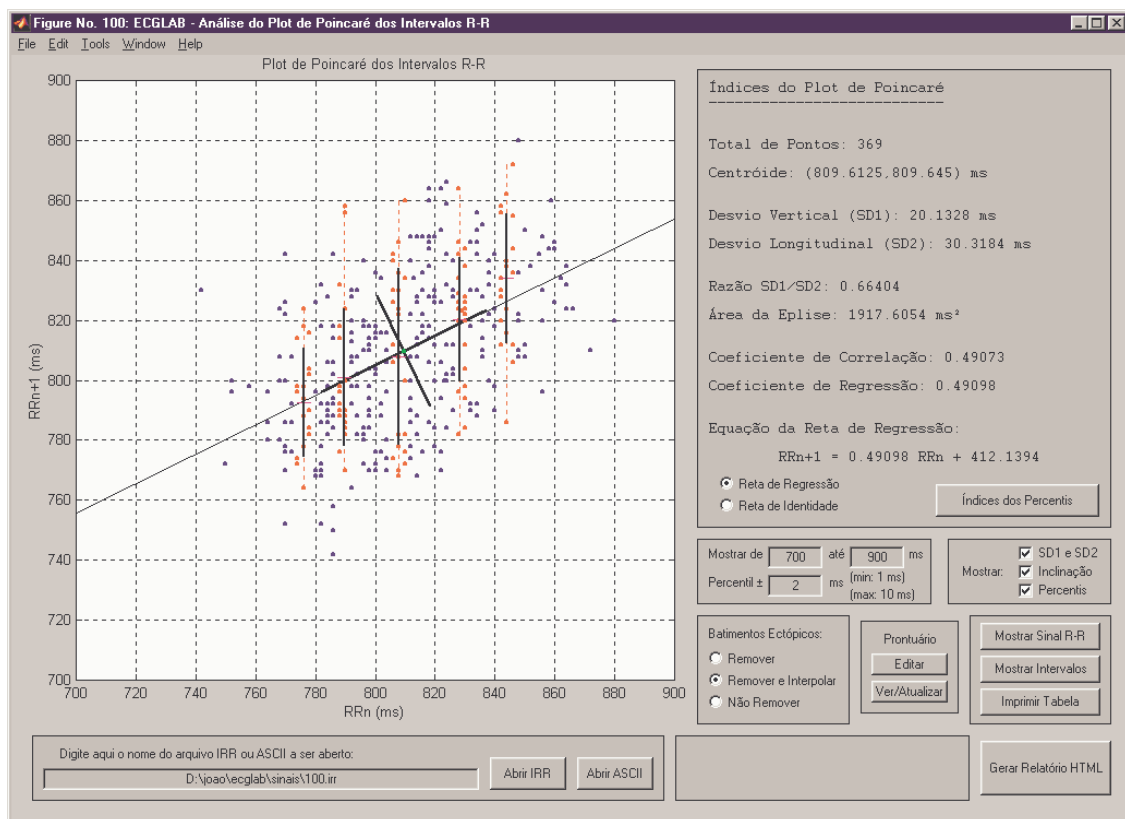


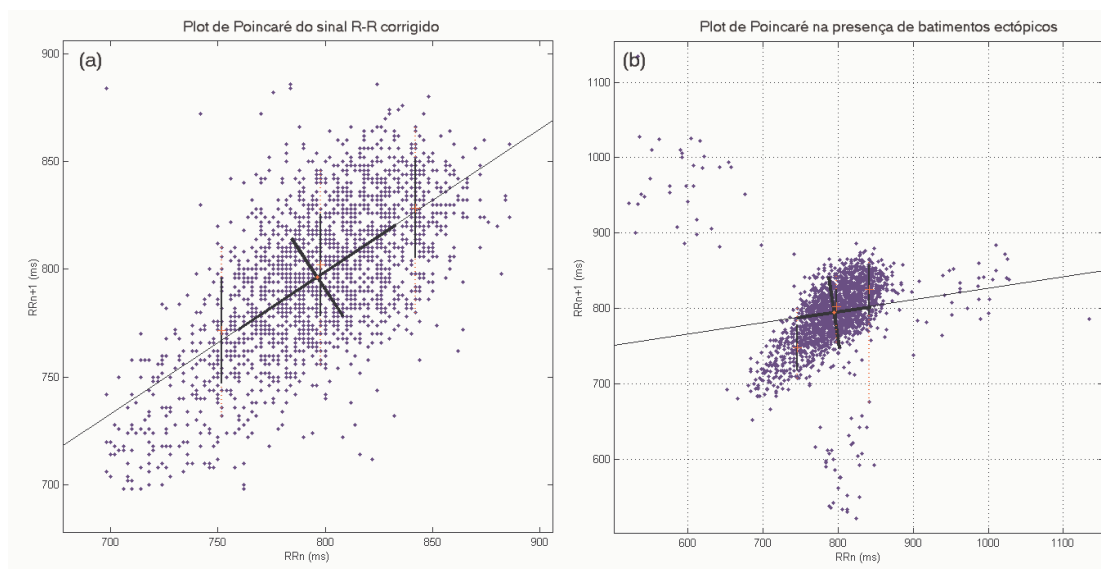
Fig. 7.1 Tela do módulo PoincareRR, para análise do plot de Poincaré da série de intervalos R-R.

Na Fig. 7.1, cada linha vertical sólida indica o desvio padrão da série de intervalos em cada percentil (10, 25, 50, 75 e 90). As linhas pontilhadas nos percentis indicam a faixa dinâmica de cada série. A reta inclinada que cruza o gráfico é a reta de regressão. Sua região mais forte indica o desvio SD2, e a linha perpendicular a ela indica o desvio SD1.

No Matlab, o gráfico foi construído com uma modelagem complexa, plotando o gráfico da série complexa  $RR_n + j.RR_{n+1}$ . Assim, cada ponto do gráfico é um vetor complexo com um módulo e um ângulo. Os desvios foram calculados com base nas componentes desses vetores nas retas de regressão ou de identidade e em sua perpendicular.

O próximo passo é calcular, no eixo  $RR_n$ , os percentis 10, 25, 50, 75 e 90. Procura-se então, fixando cada um desses pontos no eixo  $RR_n$ , os pontos no eixo  $RR_{n+1}$  que estão alinhados com cada percentil. Com esses pontos, têm-se então três novas séries de intervalos, cada uma associada a um percentil. O objetivo é obter a estatística de cada uma dessas sub-séries, na forma de índices como a média e desvio padrão, além da mediana e primeiro e terceiro quartis.

Cabe ressaltar que, apesar de não requerer que o sinal seja estacionário, os batimentos ectópicos ainda devem ser corrigidos, pois distorcem todos os índices calculados, como mostra a Fig. 7.2.

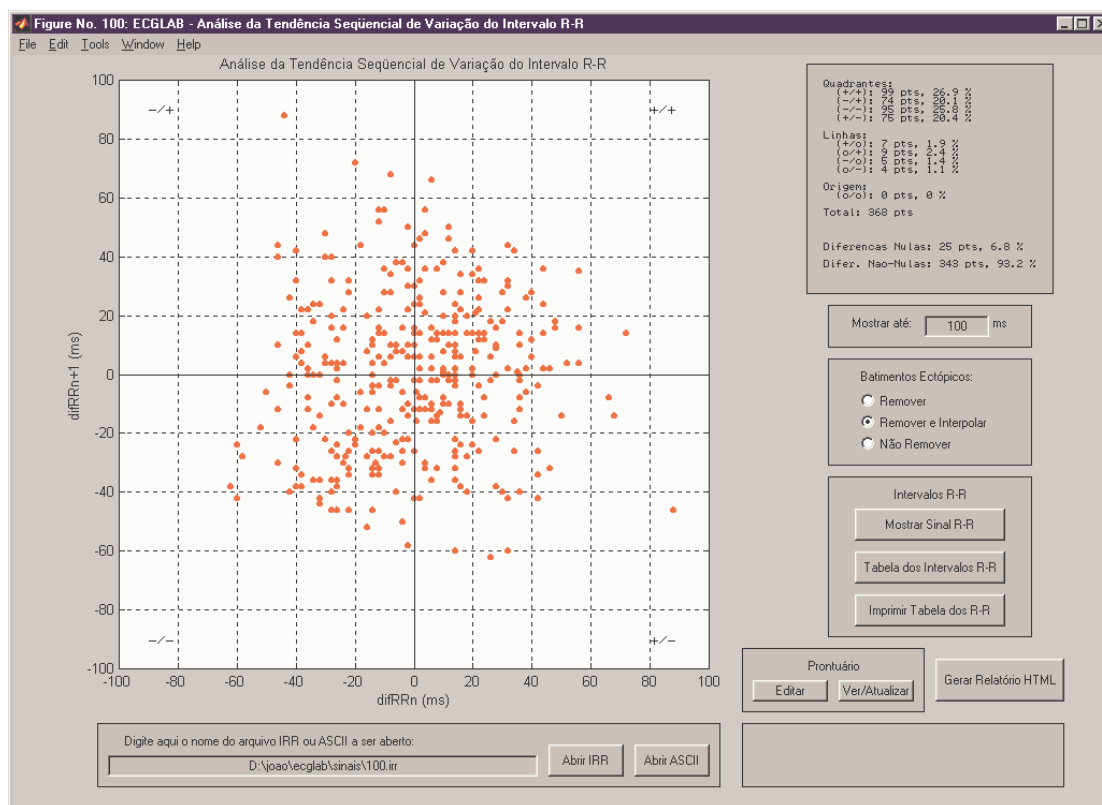


**Fig. 7.2** Plots de Poincaré de um sinal R-R de 30 minutos, com e sem batimentos ectópicos: (a) sinal corrigido, com substituição dos intervalos marcados; (b) os batimentos ectópicos distorcem todos os índices da análise. A simples remoção dos intervalos marcados também altera o resultado.

## Cap. 8 - Módulo de Análise da Tendência Seqüencial de Variação do Intervalo R-R

Outra ferramenta relativamente pouco explorada nas pesquisas sobre HRV é a análise da tendência seqüencial de variação do intervalo RR. Com ela é possível avaliar o equilíbrio simpático-parassimpático, como foi feito na análise espectral. No entanto, a análise da tendência seqüencial tem a vantagem de ser independente da estacionariedade da serie de intervalos RR.

O usuário poderá visualizar um diagrama do tipo  $\Delta RR_n$  vs.  $\Delta RR_{n+1}$ , onde  $\Delta RR_{n+1}$  é a diferença entre dois intervalos RR consecutivos, e  $\Delta RR_n$  é a diferença anterior (Fig. 8.1). Os parâmetros calculados são o número de pontos em cada quadrante, em cada linha limite entre quadrantes, e na origem, assim como o número total de pontos. Esses números também são apresentados como uma porcentagem do número total de pontos. A porcentagem e o número total de diferenças nulas e não-nulas também são calculados.



**Fig. 8.1** Tela do módulo para análise da tendência seqüencial de variação do intervalo R-R: SequencialRR

Como pode ser observado na Figura 8.1, o gráfico é dividido em quatro quadrantes. Os pontos localizados no quadrante +/+ indicam dois incrementos consecutivos na

duração dos intervalos (a frequência cardíaca está abaixando). Os pontos no quadrante  $-/-$  indicam dois decrementos consecutivos de intervalo RR (a frequência cardíaca está aumentando) [13]. Assim, a análise da tendência seqüencial é um método eficaz para medir a atividade simpática e parassimpática, e é facilmente implementada. Batimentos ectópicos apareceriam afastados da origem do gráfico, e mais uma vez devem ser corrigidos, pois não tem origem no sistema nervoso e prejudicam a análise.

A implementação dessa análise no Matlab foi realizada construindo o gráfico com uma modelagem complexa, plotando a série complexa  $\Delta RR_n + j. \Delta RR_{n+1}$ . Dessa forma, ficou mais fácil calcular a posição de cada ponto no plano e determinar seus quadrantes.

## Capítulo 9 - Propostas para Seqüência do Projeto

Uma das grandes vantagens de ter se desenvolvido este software no Matlab é a natureza de código aberto dessa linguagem. Assim, qualquer estudante ou pesquisador que tiver interesse poderá modificar o código ou acrescentar novos módulos de forma a suprir suas necessidades.

Portanto, uma proposta para continuação deste projeto é estudar técnicas mais modernas de análise dos sinais cardíacos e a seguir implementá-las dentro do ECGLAB para que possam ser utilizadas mais facilmente pelos pesquisadores em cardiologia.

Poderia-se, por exemplo, utilizar o modelo IPFM (*Integral Pulse Frequency Modulation*), o qual já foi implementado durante o desenvolvimento deste trabalho, para construir um simulador de HRV. O modelo IPFM consiste em uma equação matemática que procura explicar e modelar a forma como o sistema nervoso controla a freqüência cardíaca. Esse modelo é baseado na hipótese de que as influências simpática e parassimpática podem ser representadas por um único sinal modulado, e os batimentos cardíacos acontecem quando a integral do sinal modulante atinge um limiar. Na equação (9.1), onde  $T$  é o período cardíaco médio, e  $m(t)$  é o sinal modulante, os “disparos do nóculo sinoatrial” ocorrem nos instantes  $t_k$  em que  $K$  assume valores inteiros [14].

$$k = \int_0^{t_k} \frac{1 + m(t)}{T} dt \quad (9.1)$$

A idéia é fazer um programa no qual o usuário possa variar a intensidade e a freqüência das componentes simpática e parassimpática do sinal de HRV. A soma dessas componentes seria o sinal modulante na entrada do modelo IPFM, que retornaria um sinal R-R simulado. Dessa forma, poderia-se criar um banco de dados de sinais de HRV cujas características tempo-freqüências são conhecidas. Esse banco de dados poderia ser utilizado para desenvolver e validar sistemas de análise tempo-freqüência para o sinal de HRV, baseados por exemplo na STFT e em transformadas Wavelets, ou mesmo em outras técnicas mais avançadas. Esses novos sistemas poderiam ser incorporados ao ECGLab e assim poderiam ser utilizados facilmente por cardiologistas, o que significaria a abertura de um novo ramo de pesquisas na área.

Uma outra proposta é incrementar o módulo de análise da tendência seqüencial de variação do intervalo R-R. Atualmente, é avaliado nesse módulo somente a concentração

de pontos em cada quadrante, e essa informação é usada como um indicador das atuações simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. No entanto, avaliando também o raio médio da distribuição de pontos, bem como a estatística desses raios, seria possível criar novos índices temporais que indicariam não só a quantidade de variação, como já é feito na análise temporal, mas também a direção dessa variação. É uma solução fácil de se implementar, mas que se for elaborada em conjunto com estudiosos em HRV pode ser mais uma ferramenta interessante para a análise da variabilidade da frequência cardíaca.

Poderia-se melhorar também a ferramenta de redução de ruído, utilizando técnicas baseadas em transformadas wavelet. O uso das wavelets na redução de ruído trás bons resultados quando o ruído está espalhado no espectro, invadindo a faixa de frequência do sinal, tornando inviável a filtragem tradicional. Já existem trabalhos publicados sobre o assunto, inclusive trabalhos desenvolvidos na UnB, portanto seria rápido implementar esses algoritmos no Matlab e incluí-los no módulo de redução de ruído do ECGLab.

No mais, poderia-se ainda desenvolver um algoritmo mais eficaz para avaliar a estacionariedade do sinal. De fato, o sinal de HRV é sempre estacionário. Portanto, o que se deseja avaliar e contornar são os transitórios presentes no trecho de sinal a ser analisado. Um estudo mais aprofundado sobre o assunto poderia ser feito, utilizando, por exemplo, filtragem adaptativa Kalman para tentar resolver o problema.



## Capítulo 10 - Conclusões

Este trabalho apresentou uma ferramenta para análise da variabilidade da frequência cardíaca chamada ECGLab. Esse programa, que foi desenvolvido em Matlab 5.3, pode ajudar pesquisadores em HRV, fornecendo detecção automática de QRS e medição instantânea dos intervalos RR, além de quatro diferentes técnicas de análise: análise da série temporal, análise espectral, análise do *plot* de Poincaré e análise da tendência seqüencial de variação do intervalo RR. Com os índices e gráficos obtidos com os algoritmos propostos aqui, espera-se que a tarefa dos pesquisadores em variabilidade da frequência cardíaca se torne menos árdua, facilitando a produção de trabalhos e a publicação de artigos sobre o assunto.

O Matlab mostrou-se bastante útil e versátil para a análise dos sinais de variabilidade da frequência cardíaca. Como as funções mais difíceis de se implementar já estão embutidas nas *toolboxes* do programa, o processo de cálculo dos índices e gráficos torna-se bem mais eficiente. A escolha do Matlab como ambiente de desenvolvimento ainda tornará possível que outros pesquisadores modifiquem e melhorem o ECGLab, tornando-o ainda mais versátil.

O ECGLab já está em uso pelo Laboratório Cardiovascular da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília. De acordo com os pesquisadores que o vêm utilizando, o programa têm apresentado resultados muito bons. O programa também vem sendo utilizado por alunos de pós-graduação do Departamento de Engenharia Elétrica, facilitando as pesquisas sobre o processamento digital do sinal de variabilidade da frequência cardíaca.

Com os conhecimentos adquiridos neste trabalho, foram escritos ainda três artigos, os quais foram submetidos para congressos sobre processamento digital de sinais e engenharia biomédica. O artigo “Development of a Matlab Software for Analysis of Heart Rate Variability” será publicado no Sixth International Conference on Signal Processing (o ICSP’2002), a ser realizado em Pequim, China, em agosto deste ano. É aguardada agora a confirmação sobre a publicação dos artigos intitulados “Avaliação de Métodos de Interpolação do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca” e “Desenvolvimento de um Sistema para Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca”, submetidos para o XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (o CBEB’2002), a ser realizado em setembro deste ano em São José dos Campos, São Paulo.

O ECGLab foi ainda utilizado na criação da base de dados utilizada no desenvolvimento do paper “Trajectories of Spectral Clusters of HRV During Myocardial Ischemia Episodes”, escrito pelo aluno de pós graduação João Souza Neto, que será publicado no CBEB’2002. O programa foi usado ainda na tese de mestrado de Otávio Sérgio de Araújo e Nogueira, intitulada “Avaliação de Métodos de Interpolação do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca” [10]. O ECGLab têm sido usado também no Laboratório Cardiovascular no desenvolvimento de artigos e projetos de pesquisa.

## Referências Bibliográficas

- [1] The Math Works Inc. (1996), *Using Matlab Graphics*, Version 5, The Math Works Inc.
- [2] The Math Works Inc. (1993), *Building a Graphical User Interface*, The Math Works Inc.
- [3] Burton, Alan C. (1977), *Fisiologia e Biofísica da Circulação*, Segunda Edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- [4] Tompkins, W. J. (1993), *Biomedical Digital Signal Processing*, New Jersey: Prentice-Hall.
- [5] Spacelabs, Inc. (1992), *Biophysical Measurement Series: Advanced Electrocardiography*, Redmond, WA: SpaceLabs, Inc.
- [6] Malik, M., Camm, A. J. (1995), *Heart Rate Variability*, Armonk, NY: Futura Publishing Company Inc.
- [7] Robinson, Enders A. (1981), *Time Series Analysis and Applications*, 1ª edição, Houston: Goose Pond Press.
- [8] Mateo, J., Laguna, P. (2000), “Extension of the Heart Timing Signal to the HRV Analysis in the Presence of Ectopic Beats”, *IEEE Computers in Cardiology*, vol. 27, p. 813-816.
- [9] Shin, K. S., Minamitani, H., Onishin, S., Yamazaki, H., Lee, M. H. (1994), “The Direct Power Spectral Estimation of Unevenly Sampled Cardiac Event Series”, *Engineering in Medicine and Biology Society. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, p. 1254-1255, vol. 2.
- [10] Nogueira, Otávio S. (2001). “Avaliação de Métodos de Interpolação do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca”, Dissertação de Mestrado, Publicação 132/01, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF.
- [11] Fraga, Alessandro G., Martins, Homero O. (1997), “Ferramenta Computacional para Análise da Variabilidade Cardíaca usando Transformada de Fourier e Modelo Autoregressivo”, Relatório de Projeto Final, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF.
- [12] Huikuri, H. V. (1997), “Heart Rate Dynamics and Vulnerability to Ventricular Tachyarrhythmias”, *Annals of Medicine*, vol. 29, p. 321-325.
- [13] Schechtman, V. L., Raetz, S. L., Harper, R. K., Garfinkel, A., Wilson, A. J., Southall, D. P., Harper, R. M. (1992), “Dynamic Analysis of Cardiac R-R Intervals in Normal Infants and in Infants Who Subsequently Succumbed to the Sudden Infant Death Syndrome”, *Pediatric Research*, Vol. 31, No. 6.

- [14] Mateo, J., Laguna, P. (2000), “Improved Heart Rate Variability Signal from the Beat Occurrence Times According to the IPFM Model”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, n° 8, p. 985-996.

Anexo

**Manual do ECGLab**

## **ECGLAB**

**Projeto de Iniciação Científica (PIBIC-CNPq) de João Luiz Azevedo de Carvalho (Eng. Elétrica), orientado pelos Profs. Adson Ferreira da Rocha (Eng. Elétrica) e Luiz Fernando Junqueira Jr. (Medicina). Universidade de Brasília, 2000-2001.**

### **1. Sobre o ECGLAB**

O ECGLAB é um software desenvolvido especialmente para a análise de sinais de variabilidade da frequência cardíaca. Ele deve ser usado como um toolbox para o MATLAB 5.3, da MathWorks, requerindo que as seguintes toolboxes estejam instaladas: Signal Processing, Image Processing, Splines, System Identification e Statistics. Seu vídeo deve estar configurado em resolução 1024x768. Assim, o ECGLAB está dividido em diversos módulos:

#### **1. ECGFilt**

- abre sinais de ECG gravados no padrão do ECGCapt (vide apêndice A);
- permite a visualização do ECG e a filtragem para remoção de ruído de 60Hz, ruído muscular (EMG) e oscilação da linha de base.

#### **2. ECGLabRR**

- faz a marcação automática das ondas R, permitindo correção manual;
- faz uma marcação prévia de supostos batimentos ectópicos. O usuário deve verificar essa marcação e corrigir eventuais erros;
- mede os intervalos R-R.

#### **3. OutliersRR**

- mostra graficamente a série de intervalos obtida a partir da marcação no módulo anterior;
- permite também importar séries de intervalos em arquivo texto (vide formato no capítulo 5) e salvá-los no padrão do ECGLAB para utilização da série em outros módulos.
- faz detecção automática dos outliers estatísticos;
- permite observar e marcar batimentos anormais que passaram despercebidos durante a marcação dos batimentos ectópicos no módulo anterior;
- permite selecionar apenas um trecho da série de intervalos.

#### **4. TemporalRR**

- apresenta o intervalograma em função do tempo e em função dos índices dos batimentos;
- apresenta índices estatísticos e temporais, incluindo r-MSSD, pNN50, e coeficiente de variação;
- determina se o sinal é estacionário;
- permite escrever um prontuário contendo informações sobre o paciente em questão.

#### **5. EspectralRR**

- faz a análise espectral do sinal R-R, através de diversos métodos;
- permite dividir o espectro de potência em 3 bandas, retornando a energia em cada banda e a razão baixas frequências/altas frequências;
- calcula o espectro de potência através da Transformada de Fourier, do modelo auto-regressivo ou do método de Lomb. Para os 2 primeiros, pode-se trabalhar

com a série de intervalos normais, a série de intervalos corrigida ou com o sinal obtido através da interpolação por splines;

- pode-se trabalhar com o período cardíaco instantâneo (HP) ou com a frequência cardíaca instantânea (HR);
- é possível escolher dentre cinco tipos diferentes de janela, que atuam como filtros para o espectro de potência.

#### 6. SequentialRR

- faz a análise da tendência seqüencial de variação dos intervalos R-R;
- calcula a porcentagem de diferenças em cada quadrante e também de diferenças nulas.

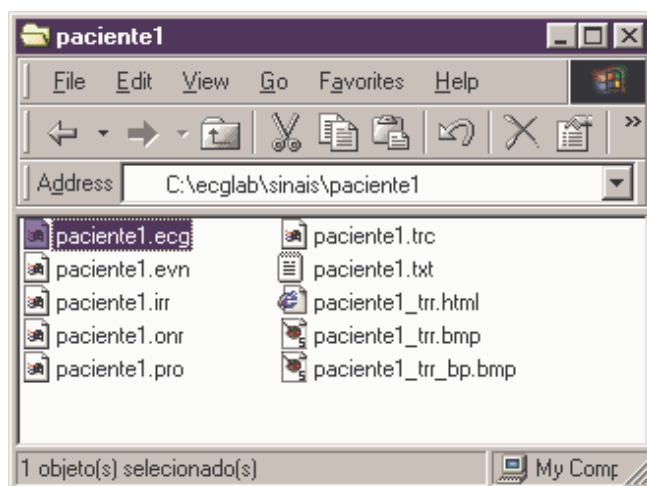
#### 7. PoincareRR

- apresenta o plot de Poincaré da série de intervalos;
- calcula os desvios vertical e longitudinal em relação à reta de regressão ou à reta de identidade;
- calcula a razão entre os desvios, a área da elipse formada por estes, e os coeficientes de regressão e correlação;
- calcula a estatística das séries de intervalos nos percentis 10, 25, 50, 75 e 90.

#### 8. ECGLabQT

- permite marcar as ondas Q e T no ECG;
- é necessário que tenha sido feita previamente a marcação das ondas R no módulo ECGLabRR;
- calcula os intervalos QT<sub>o</sub> e QT<sub>c</sub>;
- a série de intervalos QT<sub>c</sub> pode ser analisada da mesma forma que se analisou as séries de intervalos R-R, usando os módulos OutliersQT, TemporalQT, SpectralQT, SequentialQT e PoincareQT.

Os módulos de análise geram relatórios em formato HTML, sendo recomendado o uso do MS-Internet Explorer para impressão dos resultados. Os arquivos com os relatórios, bem como os gráficos gerados ficarão gravados no mesmo diretório onde se encontra o sinal analisado.

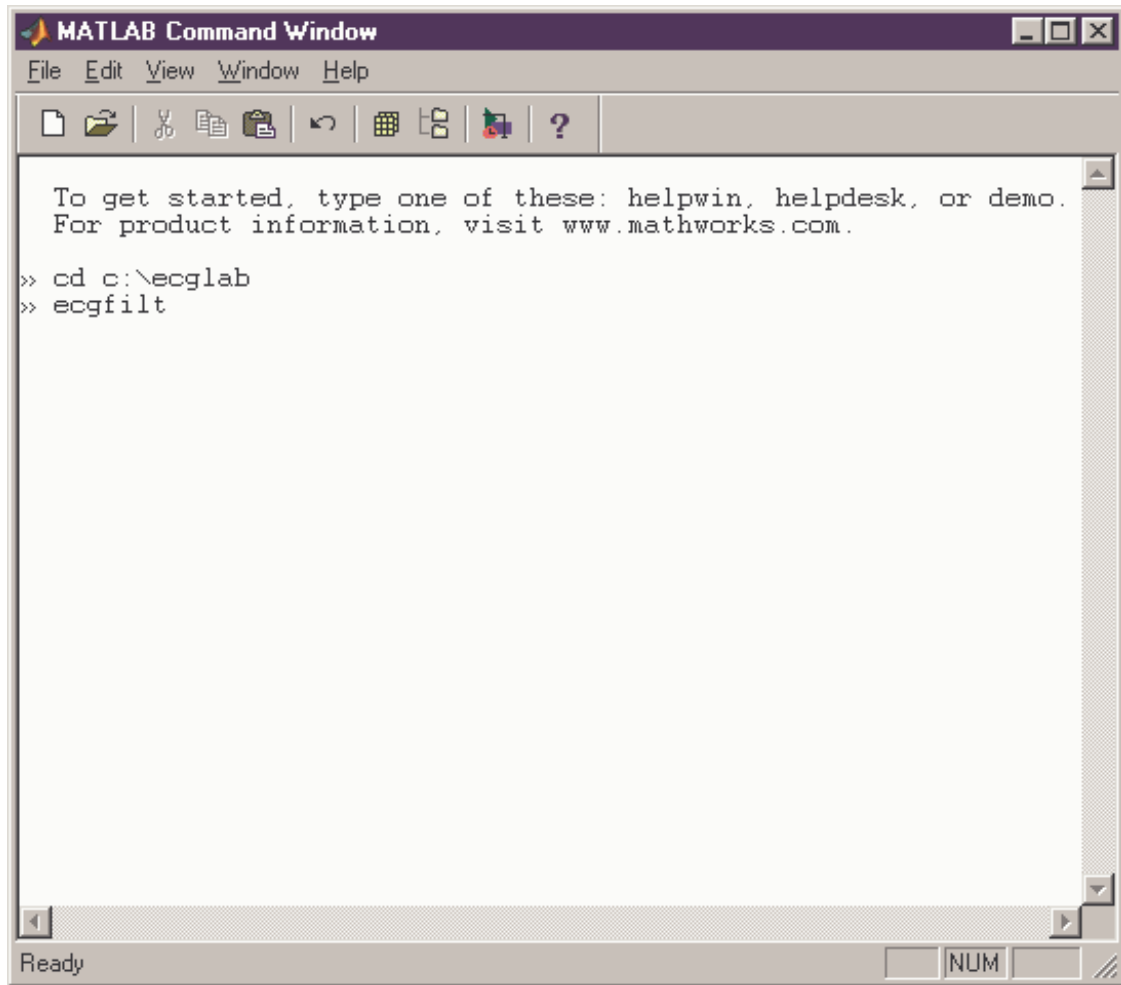


## 2. Instalando o ECGLAB

Para instalar o ECGLAB, crie um diretório chamado 'c:\ecg\_lab' e copie os arquivos para dentro dele. Copie seus arquivos contendo sinais de ECG, séries de intervalos R-R e séries de intervalos Q-T para o diretório 'c:\ecg\_lab\sinais'.

Para rodar o programa, abra o MATLAB 5.3 e digite: **cd c:\ecglab**

A seguir, digite o nome do módulo que se deseja usar. Recomenda-se seguir os passos descritos no capítulo 1. Cada módulo será descrito em detalhes nos capítulos a seguir.

A screenshot of the MATLAB Command Window. The window title is "MATLAB Command Window". The menu bar includes "File", "Edit", "View", "Window", and "Help". Below the menu bar is a toolbar with various icons. The main area of the window contains the following text:

```
To get started, type one of these: helpwin, helpdesk, or demo.  
For product information, visit www.mathworks.com.  
  
>> cd c:\ecglab  
>> ecgfilt
```

The status bar at the bottom left shows "Ready" and at the bottom right shows "NUM".

Dica: se quando está se observando um gráfico, e deseja-se remover a grade tracejada que ajuda a visualizar a escala, isso pode ser feito também nesta janela de comando. Para isso, basta digitar o comando “**grid off**”.



### 3. Módulo ECGFilt

Para iniciar o módulo ECGFilt, abra o MATLAB e digite:

```
cd c:\ecglab
ecgfilt
```

Para abrir um sinal de ECG, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo de ECG que se deseja abrir. Clique então no botão 'Abrir'. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

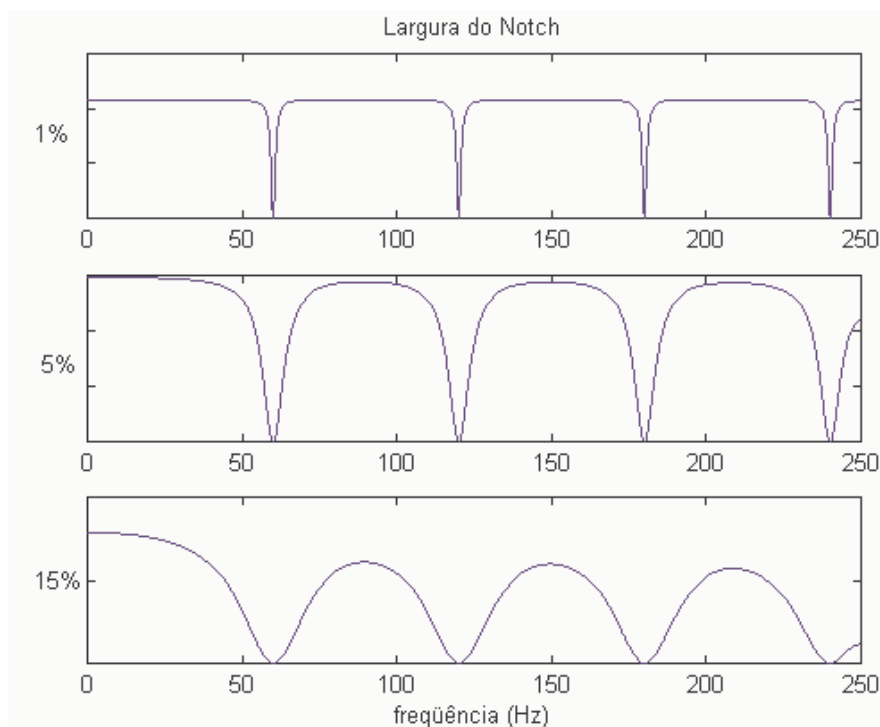
Nota: Quando o arquivo de ECG é aberto, o ECGLAB-RR grava um arquivo com extensão '.evn', contendo a posição no tempo dos eventos encontrados no ECG, usando formato ponto flutuante de 32 bits.



O objetivo neste módulo é, através de filtragens sucessivas, remover o ruído de 60 Hz da rede elétrica, o ruído muscular (EMG) e a oscilação da linha da base. Para isso três filtros diferentes podem ser usados.

O primeiro passo deve ser remover o ruído de 60 Hz da rede elétrica, presente infelizmente em quase todas as aquisições de ECG. Para isso será usado um filtro notch, que é um filtro que deixa passar as componentes de todas as frequências, menos a componente de 60 Hz e suas harmônicas (120 Hz, 180 Hz, 240 Hz, etc.). No campo largura do notch, o usuário pode determinar a faixa de rejeição na zona de 60 Hz. Com valores próximos de 1%, apenas as componentes de exatamente 60 Hz são afetadas.

Apesar de ser a solução ideal, isso pode não ser o suficiente para remover toda interferência da rede elétrica. Se for o caso, tente abrir novamente o ECG (botão “ABRIR”), aumentar a largura do notch e filtrar novamente. Se for usada uma largura muito grande, o filtro passa a rejeitar uma faixa muito grande de frequência, o que pode distorcer o sinal. Se isso acontecer, tente abrir novamente o ECG (botão “ABRIR”), diminuir a largura do notch e filtrar novamente. Quando se chegar a um bom resultado, salve o sinal obtido, clicando no botão “SALVAR”.



O passo seguinte é a remoção do ruído muscular, que tem componentes a partir de 20 Hz. Portanto, para eliminar esse ruído, deve-se aplicar um filtro passa-baixas com frequência de corte em torno de 35 Hz. Usando valores mais próximos a 20 Hz, começa-se a filtrar também parte do sinal de ECG, o que faz com que seu traçado fique distorcido. Filtrando em frequências mais altas, pode não se conseguir o resultado desejado. Se isso acontecer, tente abrir novamente o ECG (botão “ABRIR”), mudar a frequência de corte do filtro passa-baixas e filtrar novamente (botão “Filtrar EMG”). Quando se chegar a um bom resultado, salve o sinal obtido, clicando no botão “SALVAR”.

Uma vez removido o ruído, resta agora atenuar a oscilação da linha de base. Como essa oscilação é de baixa frequência, esse processo será feito com um filtro passa-altas com frequência de corte em torno de 0.1 Hz. Novamente, com valores muito pequenos pode não se conseguir o resultado desejado. Mas com valores grandes (próximos a 1 Hz), começa-se a distorcer o traçado do ECG. Se isso acontecer, tente abrir novamente o ECG (botão “ABRIR”), mudar a frequência de corte do filtro passa-altas e filtrar novamente (botão “Filtrar linha de base”). Quando se chegar a um bom resultado, salve o sinal obtido, clicando no botão “SALVAR”.

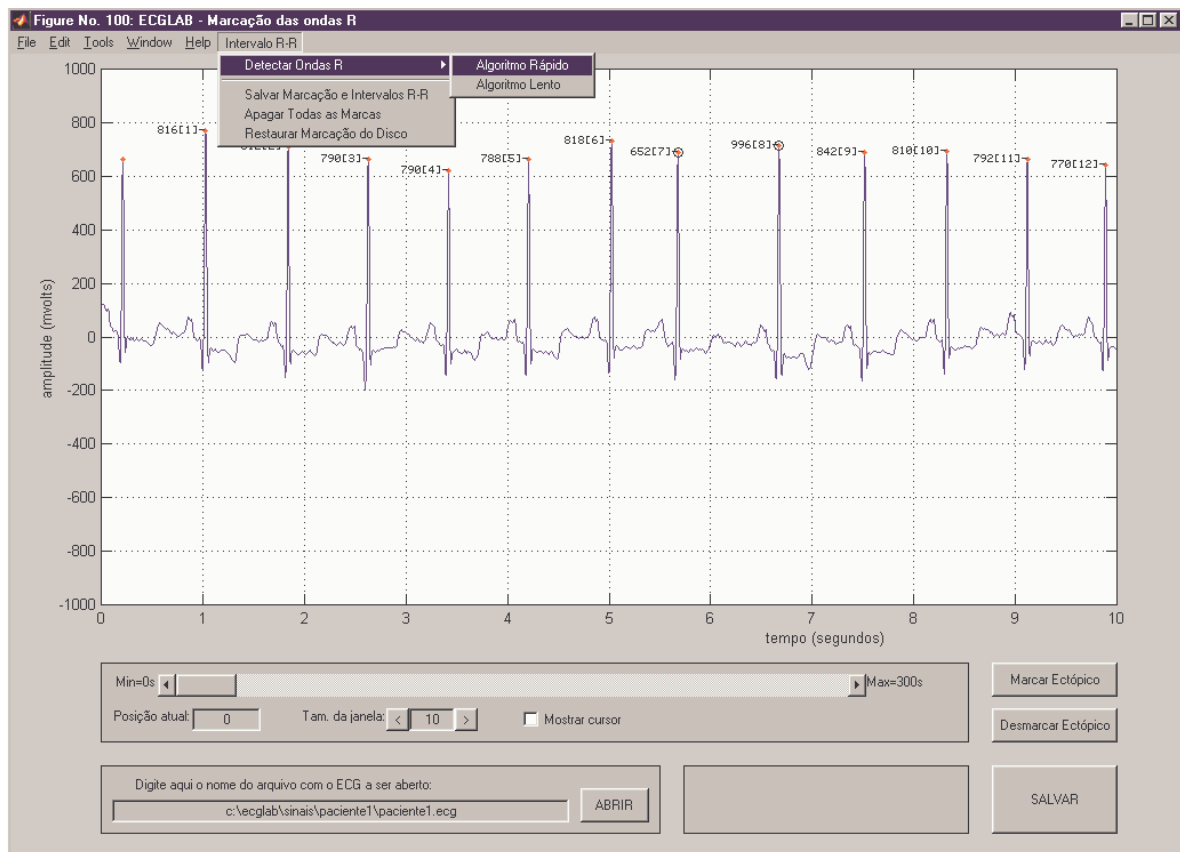
Nota: Os filtros passa-altas e passa-baixas são filtros Butterworth de 2ª ordem. O filtro notch é construído pela técnica de colocação de pólos e zeros. A fase zero nos três filtros é conseguida com a técnica de filtragem forward/reverse.

## 4. Módulo ECGLabRR

Para iniciar o módulo ECGLabRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
ecglabRR
```

Para abrir um sinal de ECG, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo de ECG que se deseja abrir. Clique então no botão ‘Abrir’. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.



Uma vez aberto um ECG, clique no menu “Intervalo R-R” e a seguir na opção “Detectar Ondas R”. Deve-se então escolher um dos dois algoritmos para a detecção. O algoritmo rápido é de fato bem mais eficiente em termos de velocidade, porém o algoritmo lento faz uma detecção consideravelmente melhor em sinais com bastante ruído. Sugere-se que se faça primeiro um teste com o algoritmo rápido. Se a marcação não for eficiente para o ECG em questão, teste então o algoritmo lento.

Escolhido o algoritmo, o ECGLAB iniciará a detecção automática do complexo QRS e, finalmente, das ondas R. Obs: Este processo é demorado, e não é possível utilizar o MATLAB enquanto a detecção não terminar. Qualquer operação realizada no MATLAB enquanto a detecção é realizada pode fazer com o que a função trave ou que a detecção seja feita de forma errada. Porém, é possível usar outros softwares, que não o MATLAB, normalmente enquanto a detecção ocorre. Para interromper o processo, tecla CTRL-C e reinicie o ECGLabRR.

Quando a detecção acabar, aparecerá uma mensagem dizendo que a detecção foi concluída com sucesso e devem aparecer pequenos pontos vermelhos sobre as ondas R do

ECG. Salve então a marcação com a opção “Salvar Marcação e Intervalos R-R” no menu “Intervalo R-R”.

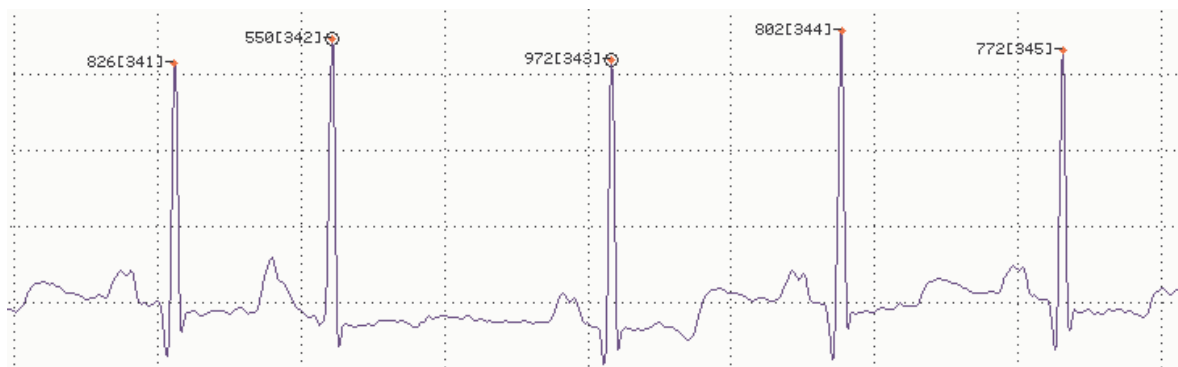
Para visualizar o valor de cada intervalo, mude o valor no campo “Tam. da janela” para 10 segundos ou menos. O número dentro dos colchetes corresponde ao índice do intervalo, e o número à esquerda dos colchetes corresponde à duração do intervalo R-R em milissegundos.

Em conjunto com a detecção das ondas R, o algoritmo faz uma análise estatística da série de intervalos, e marca os outliers como supostos batimentos ectópicos. Esses outliers aparecem marcados com um círculo preto ao redor do ponto vermelho. O usuário deve observar o ECG e verificar se houve erros nessa marcação.

Para conferir a marcação das ondas R e dos batimentos ectópicos, mude o tamanho da janela do ECG no campo “Tam. da janela”. Com valores grandes a verificação é mais rápida, uma vez que se vê um trecho maior do sinal na janela. Porém a precisão na verificação e na correção é menor.

Ao clicar sobre uma marcação já existente, esta é apagada. Clicando sobre uma região do ECG não marcada, o software marca esse ponto como uma onda R. Existe ainda a opção de usar o cursor (clique em “Mostrar Cursor”), mas este é muito lento, então só use se seu computador for rápido. A cada modificação na marcação, os intervalos são novamente calculados.

Com os botões “Marcar Ectópico” e “Desmarcar Ectópico” é possível corrigir a marcação prévia dos outliers estatísticos. Verificando-se que o outlier marcado não corresponde a um batimento ectópico, deve-se desmarcá-lo. Por outro lado, ao verificar que um batimento ectópico não está marcado, deve-se marcá-lo. O processo é simples: clique no botão de marcar (ou desmarcar) e leve o cursor até a onda R que se deseja marcar (ou desmarcar) como sendo (ou não) um batimento ectópico. Clicando nessa onda R (que já deve estar marcada com um ponto vermelho), o círculo preto correspondendo à marcação dos batimentos ectópicos deve aparecer (ou sumir) em volta da marcação da onda R (ponto vermelho).



Com os botões “<” e “>” o sinal desloca discretamente, janela por janela. Com a barra de rolagem, pode-se dirigir a um ponto mais distante do sinal. Para o mesmo fim, pode-se entrar com um valor em segundos, compreendido entre o “Min” e o “Max” indicados ao lado da barra de rolagem, no campo “Posição Atual”.

O procedimento recomendado para a conferir e corrigir a marcação das ondas R é o seguinte:

1. Configure o tamanho da janela para um valor grande, digamos 60 segundos.
2. Vá deslocando o sinal com o botão “>” e conferindo as marcações.
3. Quando um erro de marcação for encontrado, olhe no eixo do tempo em qual posição se encontra o erro, e entre com um valor próximo a este no campo “Posição Atual”.

4. De um 'zoom' no sinal, entrando com um valor pequeno no campo "Tam. da Janela", digamos 1 ou 2 segundos.
5. Vá deslocando o sinal com os botões "<" e ">" até encontrar o ponto exato do erro de marcação.
6. Com o mouse, apague a marcação errada e marque novamente no lugar correto.
7. Configure o tamanho da janela de volta para o valor grande e repita o processo até o final do sinal.
8. Encontrando batimentos ectópicos não marcados ou círculos pretos em batimentos normais, deve ser corrigir a marcação dos batimentos ectópicos com os botões "Marcar Ectópico" ou "Desmarcar Ectópico".
9. Salve novamente a marcação, clicando no botão 'Salvar'.

No menu "Intervalo R-R" ainda existem outras opções relacionadas à marcação das ondas R:

- Apagar todas as marcas: apaga todas as marcações de onda R do sinal.
- Restaurar marcação R-R do disco: abre o arquivo de marcações de onda R do disco.

Quando se salva a marcação das ondas R, três arquivos são gerados:

- arquivo .onr: corresponde a marcação em si. As marcações são salvas em inteiros de 32 bits com sinal, correspondendo aos índices das ondas R no sinal de ECG em questão.
- arquivo .irr: contém os intervalos R-R e o eixo do tempo do intervalograma, bem como os índices dos batimentos ectópicos e dos batimentos 'verdadeiros', que deverão ser levados em considerações na análise futura. As 4 primeiras palavras de 16 bits, sem sinal, do arquivo, correspondem ao número de intervalos, amostras no tempo, índices verdadeiros e índices de batimento ectópicos, respectivamente. A seguir, são gravados os intervalos R-R como 'uint16', o eixo do tempo, como 'float32', os índices dos batimentos verdadeiros, como 'uint16', e os índices dos batimentos ectópicos, também como 'uint16', respectivamente.
- arquivo .txt: uma lista dos intervalos R-R em ASCII. Cada intervalo é dado em uma linha, em milisegundos.

Uma vez finalizada a marcação das ondas R, deve-se salvar a marcação, fechar o ECGLabRR, e seguir ao próximo módulo: OutliersRR. Para isso, digite o comando **outliersRR** na janela de comando do MatLab. Para maiores informações sobre esse módulo, leia o capítulo seguinte.

## 5. Módulo OutliersRR

Para iniciar o módulo OutliersRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
outliersRR
```

Para abrir um sinal R-R obtido através da marcação das ondas R no ECG com o módulo ECGLabRR, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo '.IRR' que se deseja abrir. Clique então no botão "Abrir IRR". Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

Para se importar uma série de intervalos R-R em arquivo texto (ASCII), o procedimento é o mesmo, mas deve se clicar no botão "Abrir ASCII". O arquivo texto com sinal R-R deve ser digitado de forma que **cada intervalo fique em uma linha, e sem pular linhas**, nem no começo, nem no meio, nem no fim do arquivo. Exemplos de sinal R-R em arquivo ASCII (texto) aceitos pelo ECGLab:

814	1340,	Q: Qualified QRS	A: Atrial Ectopic
788	1360,	V: Ventricular Ectopic	Z: Artifact
790	1290,	Start time:11:05	
788	1330, ESV	First beat time:11:20:00.304	
762	1400,	End header	
	1330,	Q818	
	1290,	Q897	
		Z901	
		Z886	

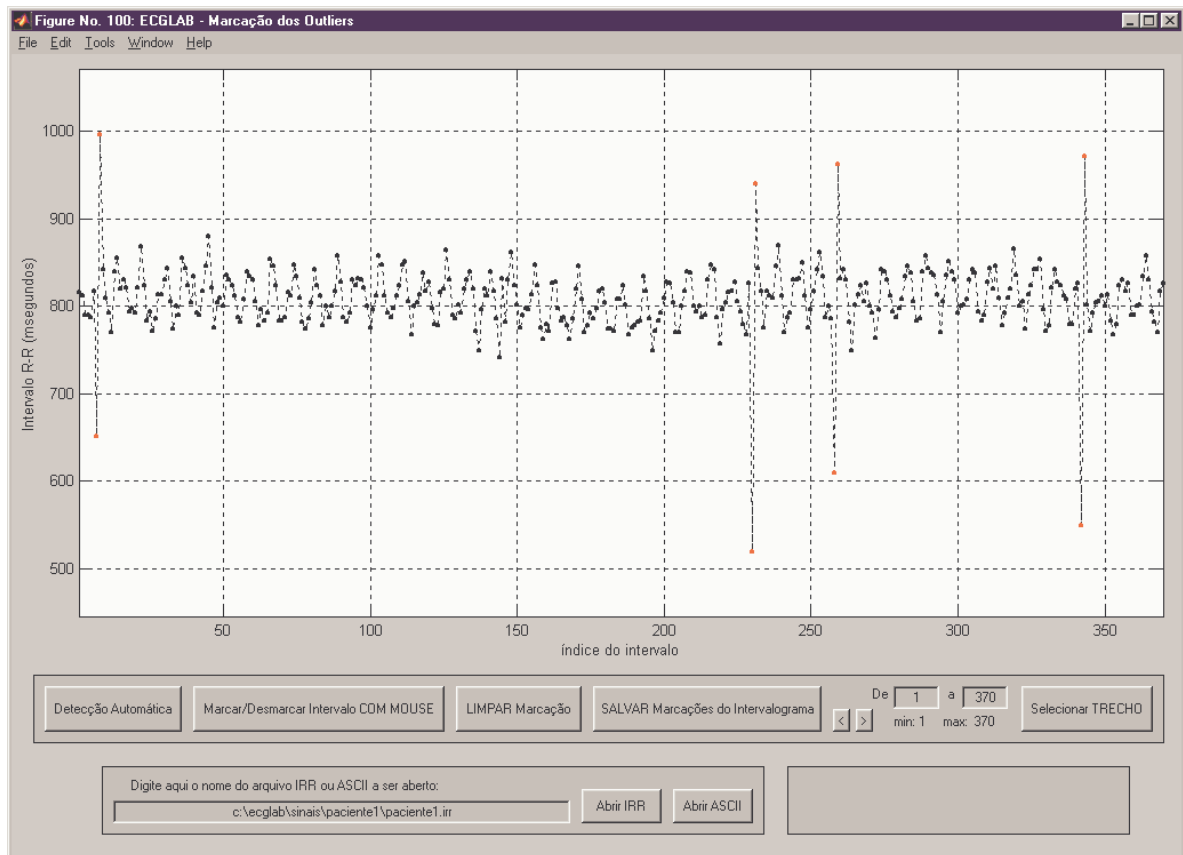
Os objetivos neste módulo são:

- visualizar graficamente a série de intervalos obtida a partir da marcação no módulo anterior;
- importar séries de intervalos em arquivo texto e salvá-los no padrão do ECGLAB para utilização da série em outros módulos.
- observar e marcar batimentos anormais que passaram despercebidos durante a marcação dos batimentos ectópicos no módulo anterior;
- selecionar apenas um trecho da série de intervalos, se for desejado.

Ao abrir a série de intervalos, o intervalograma aparece na tela. Os pontos pretos correspondem aos batimentos classificados previamente como normais. Os pontos vermelhos correspondem a batimentos classificados previamente como batimentos ectópicos. Caso se observe algum erro nessa marcação (batimento ectópico classificado como normal, ou batimento normal marcado como sendo ectópico), pode-se corrigir a marcação clicando no botão "Marcar/Desmarcar Intervalo COM MOUSE". Basta então levar o cursor ao intervalo que se deseja marcar ou desmarcar. Para desmarcar todos os intervalos marcados como batimentos ectópicos (classificar todos como batimentos normais), clique no botão "LIMPAR Marcação". Para salvar a marcação, clique em "SALVAR Marcações do Intervalograma". Ao se fazer isso, os batimentos ectópicos devem aparecer como pontos vermelhos, fora do traçado do sinal R-R (em azul).

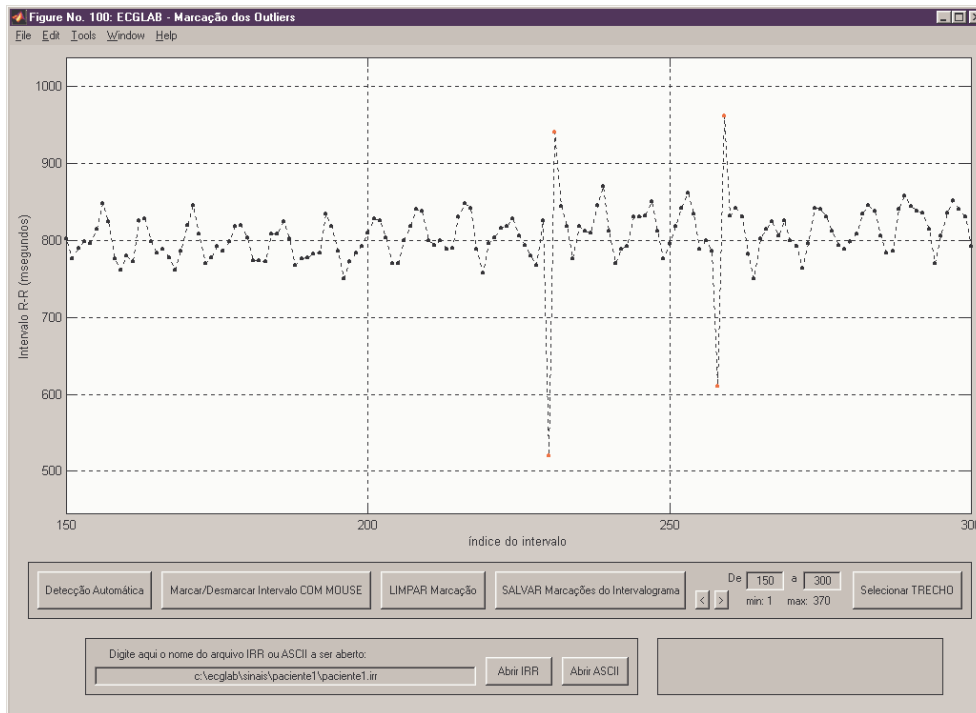
O sistema conta ainda com uma "Detecção Automática". Esse algoritmo primeiramente desfaz as marcações feitas previamente. A seguir, ele marca como sendo batimentos ectópicos aqueles intervalos cujos valores são considerados outliers estatísticos da série de intervalos em questão.

ATENÇÃO: Ao se marcar, no gráfico do intervalograma, um intervalo como sendo batimento ectópico, seja manualmente (com o mouse), seja automaticamente (com a detecção de outliers), deve-se verificar **no traçado do ECG** se o intervalo marcado de fato corresponde a um batimento ectópico. Para isso, salve a marcação e anote os índices de cada intervalo marcado. A seguir, feche o OutliersRR e volte ao módulo ECGLabRR. Verifique, no traçado do ECG, se os batimentos marcados com o círculo preto ao redor do ponto vermelho são mesmo batimentos ectópicos. Caso contrário, desmarque o batimento (botão “Desmarcar Ectópico”) e salve novamente a marcação das ondas R. Para localizar mais facilmente os intervalos marcados, procure pelos índices dos batimentos que foram anotados (como sugerido).

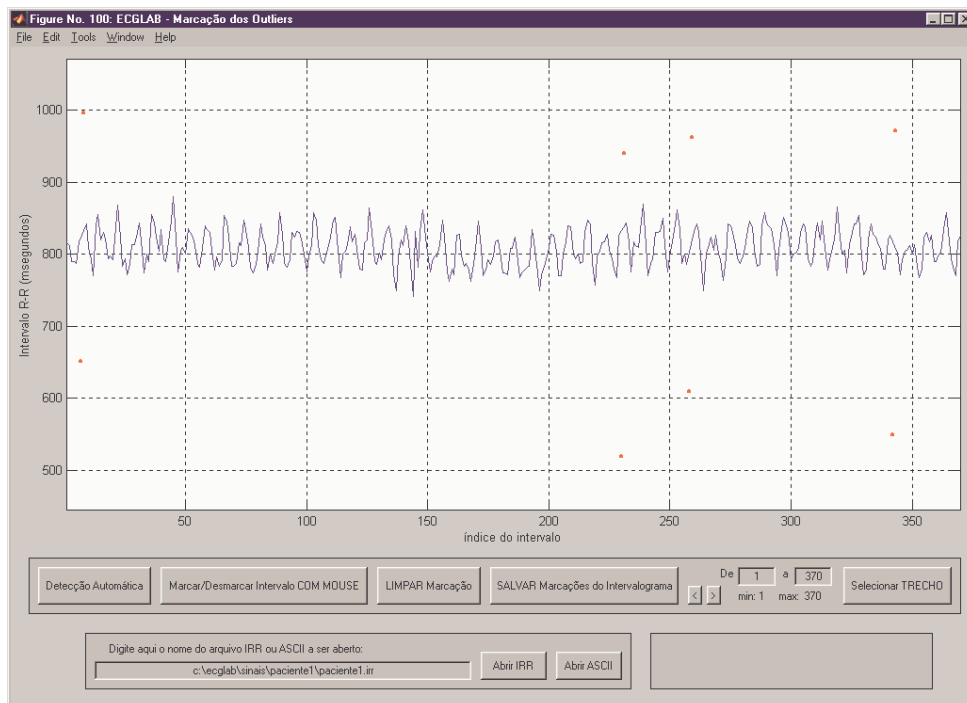


Para facilitar a visualização de uma série grande de intervalos, use o campo “De \_ a \_” e as setas de deslocamento. Se foi definida uma janela contendo, por exemplo, 100 intervalos, ao se pressionar as setas de deslocamento, a janela será deslocada em 100 intervalos.

Caso se deseje utilizar para a análise da variabilidade da frequência cardíaca apenas um trecho da série de intervalos, proceda da seguinte maneira: indique e visualize o trecho usando o campo “De \_ a \_”. A seguir, clique no botão “Selecionar TRECHO”. Se o resultado obtido foi o desejado, salve a marcação. Caso contrário, você pode obter novamente a série original clicando no botão “Abrir IRR” ou “Abrir ASCII”. Mas atenção: uma vez descartado um trecho de sinal, e tendo sido salva essa marcação, a série original só poderá ser obtida novamente ao se salvar novamente a marcação das ondas R no módulo ECGLabRR.



ATENÇÃO: as marcações e seleções feitas aqui são salvas em formato IRR, mesmo que o arquivo com a série original seja um arquivo texto. Por tanto, use este módulo para importar e validar uma série de intervalos em arquivo texto. A partir daí, **passe a trabalhar com a série em formato IRR nos outros módulos**. Dessa forma se poupa tempo, além de se garantir que a série analisada não contém batimentos ectópicos.





## 6. Módulo TemporalRR

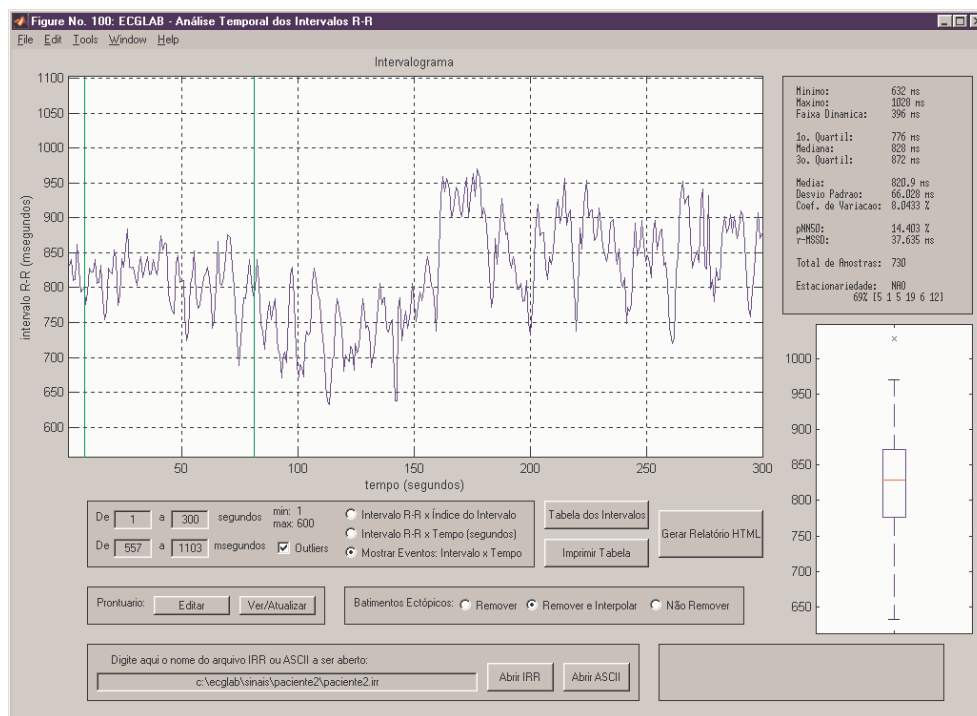
Para iniciar o módulo TemporalRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
temporalRR
```

Para abrir um sinal no formato IRR, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo ‘IRR’ que se deseja abrir. Clique então no botão “Abrir IRR”. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

Aqui se pode também importar uma série de intervalos R-R em arquivo texto (ASCII), sendo o procedimento o mesmo que no capítulo 5. Porém é reforçada a sugestão de que não se importe sinais em arquivo texto direto dos módulos de análise. Ao invés disso, procure fazer a importação no módulo OutliersRR. Uma vez analisada e validada a série de intervalos, salve a marcação naquele módulo e, neste módulo, utilize a opção “Abrir IRR”, uma vez que a marcação feita no módulo OutliersRR é salva também em formato IRR. Dessa forma se poupa tempo, além de se garantir que a série analisada não contém batimentos ectópicos.

Ao se abrir um sinal, obtém-se automaticamente um gráfico da série de intervalos R-R. Os eventos marcados durante a aquisição do ECG (com o programa ECGCapt) aparecem como uma linha vertical verde indicando o instante de ocorrência do evento. O programa apresenta ainda um desenho esquemático da estatística da série de intervalos, no qual os ‘x’ indicam outliers estatísticos, a linha vermelha indica a mediana e as linhas azuis indicam o 1º e o 3º quartil da série. Desmarcando a opção “Outliers” nos controles, os outliers não serão mostrados como ‘x’, sendo assim apresentados no desenho esquemático como sendo intervalos normais na série.



Ainda nos controles, o usuário tem a opção de ajustar a escala do gráfico, nos campos “De \_ a \_”. Note que os valores mínimo e máximo para o eixo x são apresentados. É possível ainda escolher entre 3 formas de se apresentar o gráfico: intervalos em função do índice do batimento, intervalos em função do tempo, e intervalos em função do tempo, mas mostrando os eventos marcados na aquisição com linhas verdes verticais.

O usuário pode escolher entre três versões diferentes da série de intervalos: a série original, contendo inclusive os batimentos que foram marcados como sendo ectópicos; a série original mas removendo os batimentos ectópicos; uma série corrigida, substituindo os batimentos ectópicos removidos por intervalos com valores calculados por meio de interpolação. Isso pode ser feito no campo “Batimentos Ectópicos”, escolhendo-se uma das três opções: “Não Remover”, “Remover” ou “Remover e Interpolar”.

Além dos gráficos, os seguintes índices temporais são calculados:

- total de intervalos, intervalo mínimo, intervalo máximo e faixa dinâmica de excursão;
- 1º quartil, mediana, 3º quartil, média, desvio padrão e coeficiente de variação (desvio/média);
- pNN50 e r-MSSD
- avaliação da estacionariedade

O pNN50 é um índice que diz a porcentagem das diferenças entre intervalos normais consecutivos que excedem 50 ms. O r-MSSD, ou *root mean square of standard deviation*, é uma medida da variação da duração de intervalos R-R de batimentos consecutivos. Pode ser descrita pela equação a seguir.

$$rMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (X_{i+1} - X_i)^2}{(N-1)}}$$

A avaliação da estacionariedade, além de dizer se o sinal é estacionário ou não, retorna números apresentados da seguinte forma – X% [a b c d e f]. Para o cálculo, a série é dividida em três segmentos de tamanhos iguais, assim, compara-se a média e o desvio padrão de cada um desses segmentos. Dessa forma:

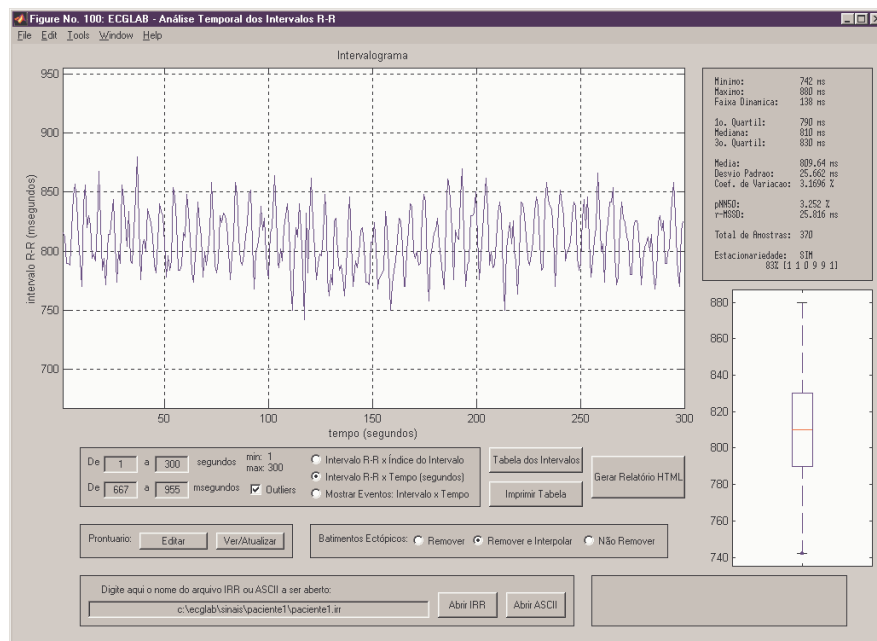
- a = 100.(média do 1º segmento – média do 2º segmento)/(média das 2 médias)
- b = 100.(média do 2º segmento – média do 3º segmento)/(média das 2 médias)
- c = 100.(média do 1º segmento – média do 3º segmento)/(média das 2 médias)
- d = 100.(desvio do 1º segmento – desvio do 3º segmento)/(média dos 2 desvios)
- e = 100.(desvio do 1º segmento – desvio do 3º segmento)/(média dos 2 desvios)
- f = 100.(desvio do 1º segmento – desvio do 3º segmento)/(média dos 2 desvios)
- X é uma avaliação do grau de estacionariedade da série, e é obtido com base nesses seis índices. Quanto maior a porcentagem, mais estacionária é a série.

Neste módulo é possível ainda editar ou visualizar o prontuário do paciente. Para editar, clique no botão “Editar”. Uma janela do Wordpad deve se abrir, mostrando um formato de prontuário padrão. Preencha o prontuário e, quando acabar, salve o arquivo texto. A seguir clique no botão “Ver/Atualizar” e confira se os dados digitados foram apresentados corretamente. Esses dados constarão no relatório em HTML que será gerado com os dados desta análise. O mesmo prontuário também será usado pelos demais módulos nas análises seguintes.

Para gerar esse relatório, basta apertar o botão “Gerar Relatório HTML”. Esse documento apresentará os dados do prontuário, e todos os gráficos e índices obtidos neste módulo. O relatório deve ser aberto automaticamente assim que o TemporalRR acabar de

gerá-lo (o processo demora). Recomenda-se que o MS-Internet Explorer seja o browser padrão. No sistema operacional testado (Windows 98), o ECGLab consegue abrir automaticamente o relatório. Mas se isto não acontecer, você ainda pode abrir o relatório manualmente. O arquivo HTML estará gravado no mesmo diretório onde se localiza o arquivo com os intervalos RR que foi aberto. As figuras com os gráficos também estarão neste mesmo diretório, bem como um arquivo .BAT para abrir o Internet Explorer. O nome do arquivo HTML com o relatório será 'xxxxx\_trr.html', onde xxxxx é o nome do arquivo com os intervalos.

No mais, este módulo ainda apresenta duas opções. Com o botão "Tabela dos Intervalos", o usuário verá uma tabela com os intervalos RR presentes no gráfico. Nesta tabela, os intervalos estão dispostos em linhas. Com o botão "Imprimir Tabela", o ECGLabRR abre esta tabela no Wordpad em forma de arquivo texto, permitindo a impressão. Note que o relatório HTML gerado já contém a tabela de intervalos R-R, bem como os instantes de cada batimento. Nesse relatório, quando um batimento foi obtido por meio de interpolação devido à remoção de um batimento ectópico, o instante deste batimento será mostrado com '0'.



Nota: O TemporalRR grava um arquivo com extensão '.trc', contendo as informações sobre a análise temporal do sinal em questão. O arquivo '.trc' segue o seguinte padrão:

Os 4 primeiros bytes correspondem a uma string de 4 caracteres que determina a abscissa do intervalograma. Pode ser: 'time', 'beat' ou 'evnt'. O byte seguinte é um caracter que determina qual a unidade usada no eixo do tempo. Pode ser: 's' (segundos) ou 'i' (intervalos). Seguem 4 inteiros de 32 bits, correspondendo respectivamente as variáveis eiox1, eiox2, minimox, limitex que ajudarão na demarcação do gráfico do intervalograma. Para a mesma finalidade, seguem dois inteiros de 16 bits, eiox1 e eiox2 respectivamente.

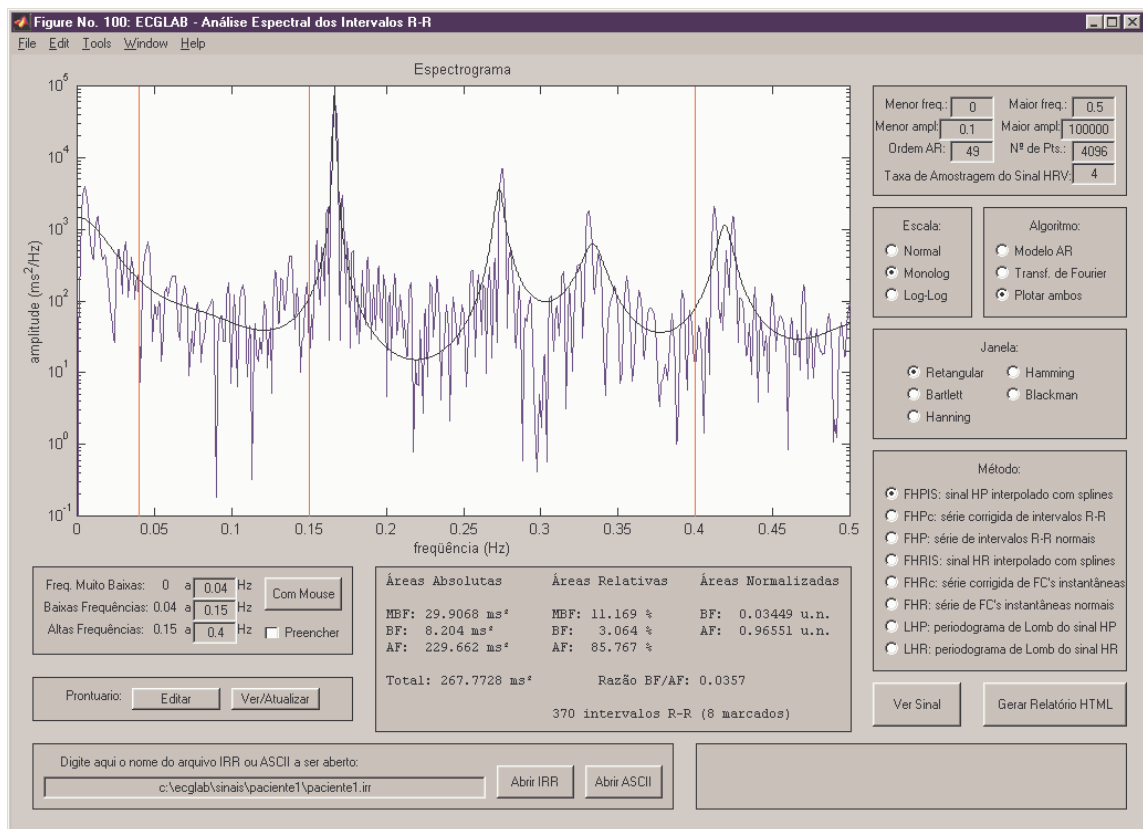
## 7. Módulo EspectralRR

Para iniciar o módulo EspectralRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
espectralRR
```

Para abrir um sinal no formato IRR, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo ‘IRR’ que se deseja abrir. Clique então no botão “Abrir IRR”. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

Aqui se pode também importar uma série de intervalos R-R em arquivo texto (ASCII), sendo o procedimento o mesmo que no capítulo 5. Porém é reforçada a sugestão de que não se importe sinais em arquivo texto direto dos módulos de análise. Ao invés disso, procure fazer a importação no módulo OutliersRR. Uma vez analisada e validada a série de intervalos, salve a marcação naquele módulo e, neste módulo, utilize a opção “Abrir IRR”, uma vez que a marcação feita no módulo OutliersRR é salva também em formato IRR. Dessa forma se poupa tempo, além de se garantir que a série analisada não contém batimentos ectópicos.



Uma vez aberto o sinal, um gráfico do espectrograma aparecerá. Existe então uma série de controles para ajudá-lo a visualiza-lo. O primeiro ajuste que deve ser feito é limitar o eixo das freqüências, entrando nos campos “Menor Freq.” e “Maior Freq.” os valores de freqüência de início e de final do gráfico. Essa delimitação, bem como a delimitação das amplitudes (“Menor ampl” e “Maior ampl”) não influencia em nada o cálculo das áreas de cada banda.

Cabe aqui dar uma dica sobre a regulação das amplitudes, especialmente quando está se observando o logaritmo do espectro de potência. Ao invés de se entrar um número como 0.0045 por exemplo, pode se entrar com o número em notação científica ( $4,5 \cdot 10^{-3}$ ). Para isso digite, no caso, 4.5e-3 ou 45e-4. Para números com 0,01 ( $10^{-2}$ ), pode se usar 1e-2 por exemplo.

Continuando, é possível escolher o número de pontos do espectrograma. A Transformada de Fourier é mais sensível a modificações nessa opção, uma vez que para um número maior de pontos, tem-se mais resolução, mas por outro lado o espectro fica mais irregular. São usados sempre valores em potência de dois. Quando está se trabalhando com o modelo Autoregressivo, aparece também a opção “Ordem AR”. Quanto maior este número, mais próximo do espectro de densidade de potência real o modelo fica. A maior ordem que o EspectralRR aceita é 150, mas este parâmetro pode ser facilmente alterado no código fonte da função. Quando está se trabalhando com métodos onde o sinal R-R é amostrado uniformemente por meio de interpolação, pode-se determinar essa nova taxa de amostragem. De acordo com o critério de Nyquist, o espectro de potência só pode ser visualizado até a metade da frequência de amostragem, e uma frequência de amostragem muito baixa pode causar ‘aliasing’, ou seja, superposição espectral. Por isso, recomenda-se trabalhar com valores entre 1 e 4 Hz.

A escala dos eixos do gráfico pode ser facilmente mudada, podendo-se escolher entre um gráfico log-log, monolog ou normal. Esta escolha não influencia em nada o cálculo das áreas de cada banda, devendo ser utilizada somente para melhorar a visualização. Pode ser útil digitar o comando “grid off” na janela de comando quando se usa escala logarítmica.

O EspectralRR permite visualizar o espectro de densidade de potência do sinal R-R de três formas: através do Modelo Autoregressivo, através da Transformada Rápida de Fourier ou os dois gráficos sobrepostos. O método de Lomb também está disponível, mas será discutido mais adiante. A escolha do algoritmo é feita facilmente no controle “Algoritmo”, mas a escolha do algoritmo interfere diretamente nos valores da área de cada banda. Portanto, note que quando se pede para visualizar ambos os gráficos, o modelo auto-regressivo é utilizado no cálculo das bandas. Neste caso, é necessário escolher uma ordem adequada para o modelo AR de forma que o espectrograma se aproxime do espectro de densidade de potência real.

A outra opção para o cálculo do espectrograma é o tipo de janelamento utilizado. O espectro de densidade de potência é calculado para sinais infinitos ou periódicos. Como o sinal R-R não é periódico, e não dispomos de um segmento infinito do sinal, deve-se considerar que estamos trabalhando com um apenas um trecho de um sinal que na prática é infinito ou do tamanho do tempo de vida do paciente. Quando isso acontece, e obviamente esta é a realidade de todo sistema de processamento digital de sinais, diz-se que está trabalhando com uma janela do sinal infinito. Porém, esse janelamento, que nada mais é que um truncamento ou segmentação do sinal, distorce o espectro de densidade de potência. Para que não houvesse distorção, teríamos que trabalhar com uma janela retangular infinita. Isso não é possível, pois temos apenas um trecho de sinal, mas variando a forma da janela, varia-se a intensidade e o efeito dessa distorção. A janela retangular é a janela básica de qualquer sistema. Com essa janela, o sinal será representando por uma série finita, correspondendo a um trecho do sinal, que é infinito. As demais janelas fazem com que, no cálculo do espectro de potência, se dêem pesos maiores àqueles elementos da série que se encontram mais no centro desta. Os elementos das extremidades, por sua vez, recebem pesos menores, tentando minimizar o efeito do truncamento. A forma da janela determina como os pesos serão distribuídos. Com a janela retangular, todos os elementos recebem peso 1. Com a janela triangular (Bartlett), o elemento do centro recebe o valor 1, e esse valor vai decrescendo linearmente à medida que se aproxima das extremidades. Com

as janelas de Hanning, Hamming e Blackman, o decrescimento não é linear, mas segue uma equação que tem como constante de decrescimento uma função trigonométrica. O efeito prático da escolha da janela, é uma versão diferente do espectro de potência. Experimentando diferentes janelas, pode-se escolher aquela mais adequada para o sinal em questão.

Além disso, existem diversos métodos para se tratar a distorção na estimação do espectro de potência, que pode ser causada por problemas com o da amostragem não uniforme, característico nos sinais de variabilidade da frequência cardíaca, bem como a presença de batimentos ectópicos e a resposta não linear do coração aos estímulos do sistema nervoso.

A forma mais utilizada de se corrigir o problema da amostragem é interpolar o sinal com splines e reamostrá-lo a uma taxa constante. Pode-se também assumir que o sinal foi amostrado a uma taxa uniforme e usar a própria série de intervalos para o cálculo do espectro, o que gerará uma certa distorção. Em relação aos batimentos ectópicos, nesse caso eles podem ser substituídos por valores mais razoáveis ou simplesmente removidos, o que causa uma distorção ainda maior no espectro.

Uma outra solução que dispensa a interpolação é o periodograma de Lomb. O problema é que com este método a amplitude do espectro de potência será dada em valores normalizadas, além de não ser possível utilizar o modelo AR nem a transformada de Fourier com esse método. Além disso, o método de Lomb é relativamente mais lento que os demais métodos, por isso seu uso não é recomendado. Vale acrescentar que com as splines ou o com Lomb, os batimentos ectópicos serão removidos sem causar maiores distorções no espectro.

Ainda, um outro fator a se considerar é a resposta não linear do coração aos estímulos do sistema nervoso. Como está se usando o período cardíaco para avaliar a atuação do sistema nervoso, a não linearidade do sistema gera distorção. Essa distorção pode ser reduzida utilizando a série  $1/RR$ , ou seja, à série das frequências cardíacas instantâneas correspondentes a cada intervalo RR em função do tempo. Nesse caso a energia será dada em  $b.p.m.^2$  ao invés de  $ms^2$ .

Todas essas opções estão disponíveis no campo “Método”, e são elas:

- FHPIS: a série de intervalos RR (sinal HP) é interpolada com splines e reamostrada a taxa uniforme para o cálculo do espectro usando modelo auto-regressivo ou transformada de Fourier.
- FHPc: não há interpolação do sinal HP, mas os intervalos RR marcados como batimento ectópicos são substituídos por valores que causarão menos distorção.
- FHP: os batimentos ectópicos são simplesmente removidos da série, o que pode gerar certa distorção.
- FHRIS: o mesmo que o FHPIS, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- FHRC: o mesmo que o FHPc, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- FHR: o mesmo que o FHP, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.
- LHP: usa-se o método de Lomb para se calcular o espectro do sinal HP. Note que este método é lento e que as amplitudes serão normalizadas.
- LHR: o mesmo que o LHP, mas usa-se a frequência cardíaca ao invés do período cardíaco.

Existem duas formas de se delimitar as bandas, ou seja, as faixas de frequência, da análise espectral: digitando ou clicando com o mouse. Para entrar com os valores digitando,

procure os campos que dizem “Freq. Muito Baixas”, “Baixas Freq” e “Altas Freq” e entre com o valor desejado para cada uma das bandas. Para delimitar com o mouse, clique no botão “Com Mouse”, e a seguir clique três vezes com o cursor sobre o gráfico. Cada clique marcará uma banda, nesta ordem: Freqüências Muito Baixas, Baixas Freqüências, Altas Freqüências. Marcando a opção “Preencher”, cada banda de energia aparecerá “pintada” de uma cor diferente.

A medida que se altera cada uma das opções descritas neste capítulo, deverá ser notada uma diferença não só no gráfico, mas também nos índices espectrais apresentados. São eles: áreas absolutas de cada banda; área absoluta total nas três bandas; áreas relativas de cada banda, em porcentagem do total das três bandas; áreas normalizadas das bandas de baixa freqüência (BF) e alta freqüência (AF), em porcentagem do total nessas duas bandas; razão BF/AF; total de intervalos RR e número de batimentos marcados como ectópicos.

Neste módulo é possível ainda editar ou visualizar o prontuário do paciente. Para editar, clique no botão “Editar”. Uma janela do Wordpad deve se abrir, mostrando um formato de prontuário padrão. Preencha o prontuário e, quando acabar, salve o arquivo texto. A seguir clique no botão “Ver/Atualizar” e confira se os dados digitados foram apresentados corretamente. Esses dados constarão no relatório em HTML que será gerado com os dados desta análise. O mesmo prontuário também será usado pelos demais módulos nas análises seguintes.

Para gerar esse relatório, basta apertar o botão “Gerar Relatório HTML”. Esse documento apresentará os dados do prontuário, o espectrograma e os índices obtidos neste módulo. O relatório deve ser aberto automaticamente assim que o EspectralRR acabar de gerá-lo (o processo demora). Recomenda-se que o MS-Internet Explorer seja o browser padrão. No sistema operacional testado (Windows 98), o ECGLab consegue abrir automaticamente o relatório. Mas se isto não acontecer, você ainda pode abrir o relatório manualmente. O arquivo HTML estará gravado no mesmo diretório onde se localiza o arquivo com os intervalos RR que foi aberto. A figura com o gráfico também estará neste mesmo diretório, bem como um arquivo .BAT para abrir o Internet Explorer. O nome do arquivo HTML com o relatório será ‘xxxxx\_frr.html’, onde xxxxx é o nome do arquivo com os intervalos.

No mais, este módulo ainda apresenta a opção “Ver Sinal”, que mostra um gráfico do sinal R-R com os batimentos ectópicos removidos.

Nota: Quando um arquivo de sinal R-R é aberto, o EspectralRR grava um arquivo com extensão ‘.frc’, contendo as informações sobre a análise espectral do sinal em questão. O arquivo ‘.frc’ segue o seguinte padrão:

Os seis primeiros dados são números de 16 bits sem sinal, correspondendo as freqüências de cada banda (VLF,LF,HF), a mínima e a máxima freqüência plotada e a taxa de amostragem do sinal R-R, respectivamente. Como esses valores não são inteiros, antes de serem gravados eles são multiplicados por 1000. Os próximos dois números também são de 16 bits sem sinal, correspondendo à ordem do modelo autoregressivo e ao número de pontos do espectro de potência, respectivamente. Seguem dois números em ponto fluante de 32 bits correspondendo à mínima e máxima amplitude plotada. Seguem três letras, correspondendo ao algoritmo: ‘mar’ (modelo AR), ‘fft’ (transformada de Fourier) ou ‘amb’ (ambos). Os cinco próximos caracteres correspondem ao método utilizado, a serem descritos mais adiante. As três próximas letras correspondem à janela utilizada: ‘ret’ (retangular), ‘han’ (Hanning), ‘ham’ (Hamming), ‘bla’ (Blackman) ou ‘bar’ (Bartlett). O último caracter corresponde à escala utilizada no gráfico: ‘n’ (normal), ‘m’ (monolog), ‘l’ (log-log).

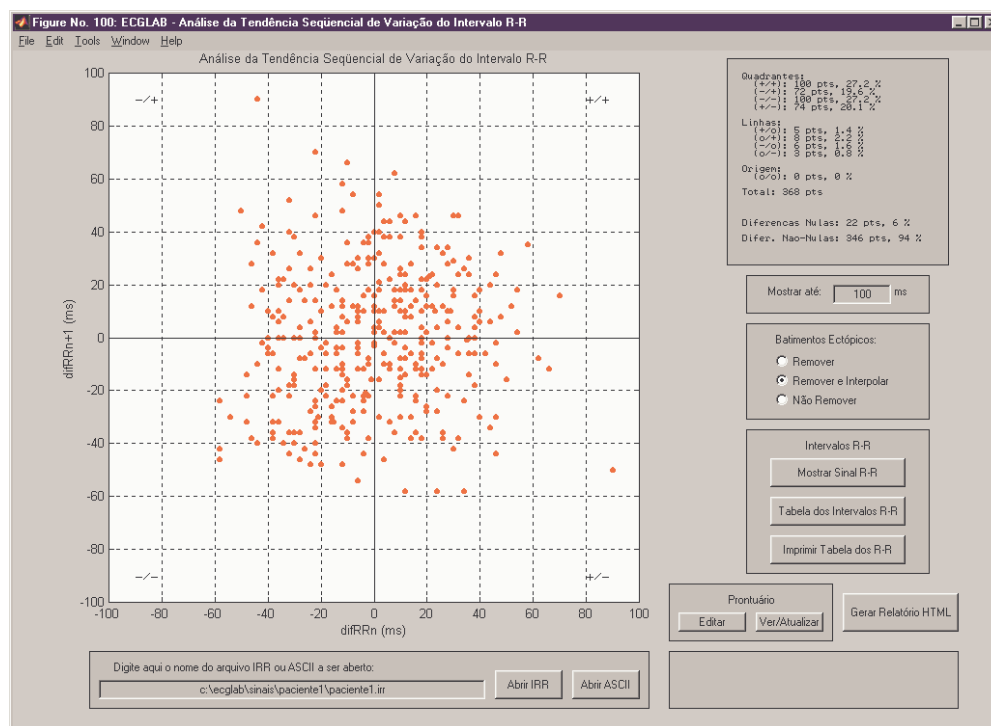
## 8. Módulo SequencialRR

Para iniciar o módulo SequencialRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
sequencialRR
```

Para abrir um sinal no formato IRR, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo ‘IRR’ que se deseja abrir. Clique então no botão “Abrir IRR”. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

Aqui se pode também importar uma série de intervalos R-R em arquivo texto (ASCII), sendo o procedimento o mesmo que no capítulo 5. Porém é reforçada a sugestão de que não se importe sinais em arquivo texto direto dos módulos de análise. Ao invés disso, procure fazer a importação no módulo OutliersRR. Uma vez analisada e validada a série de intervalos, salve a marcação naquele módulo e, neste módulo, utilize a opção “Abrir IRR”, uma vez que a marcação feita no módulo OutliersRR é salva também em formato IRR. Dessa forma se poupa tempo, além de se garantir que a série analisada não contém batimentos ectópicos.



Uma vez aberto o sinal, é apresentado um gráfico do tipo  $\Delta RR_n \times \Delta RR_{n+1}$  (onde  $\Delta RR_n$  é a diferença entre dois intervalos RR subsequentes e  $\Delta RR_{n+1}$  é a próxima diferença, ou seja cada ponto no gráfico é gerado a partir das diferenças entre 3 intervalos RR consecutivos). Para mudar a escala do gráfico, basta editar o campo “Mostrar até X ms”.

O usuário pode escolher entre três versões diferentes da série de intervalos: a série original, contendo inclusive os batimentos que foram marcados como sendo ectópicos; a série original mas removendo os batimentos ectópicos; uma série corrigida, substituindo os batimentos ectópicos removidos por intervalos com valores calculados por meio de interpolação. Isso pode ser feito no campo “Batimentos Ectópicos”, escolhendo-se uma das três opções: “Não Remover”, “Remover” ou “Remover e Interpolar”.



Com isso, obtém-se os seguintes índices: número de pontos em cada quadrante e porcentagens; número de pontos em cada linha de divisão de quadrantes e porcentagens; número de pontos na origem e porcentagem; total de pontos; total de diferenças nulas e porcentagens; total de diferenças não nulas e porcentagem. Os pontos classificados como diferenças nulas são aqueles que caem sobre as linhas divisórias de quadrante ou sobre a origem do gráfico, ou seja pontos que possuem ao menos uma das coordenadas igual a zero, indicando que não houve diferença entre intervalos consecutivos. Por sua vez, os pontos classificados como diferenças não-nulas são aqueles que estão dentro de um dos quatro quadrantes.

Com base nesses índices, é possível determinar qual ramo do sistema nervoso está atuando com mais intensidade, uma vez que pontos no quadrante  $+/+$  indicam diminuição do ritmo cardíaco (intervalos mais longos) e pontos no quadrante  $-/-$  indicam aumento na frequência cardíaca (intervalos mais curtos), ou seja, atuação parassimpática e simpática, respectivamente.

Neste módulo é possível ainda editar ou visualizar o prontuário do paciente. Para editar, clique no botão “Editar”. Uma janela do Wordpad deve se abrir, mostrando um formato de prontuário padrão. Preencha o prontuário e, quando acabar, salve o arquivo texto. A seguir clique no botão “Ver/Atualizar” e confira se os dados digitados foram apresentados corretamente. Esses dados constarão no relatório em HTML que será gerado com os dados desta análise. O mesmo prontuário também será usado pelos demais módulos nas análises seguintes.

Para gerar o relatório, basta apertar o botão “Gerar Relatório HTML”. Esse documento apresentará os dados do prontuário e o gráfico e os índices obtidos neste módulo. O relatório deve ser aberto automaticamente assim que o SequencialRR acabar de gerá-lo (o processo demora). Recomenda-se que o MS-Internet Explorer seja o browser padrão. No sistema operacional testado (Windows 98), o ECGLab consegue abrir automaticamente o relatório. Mas se isto não acontecer, você ainda pode abrir o relatório manualmente. O arquivo HTML estará gravado no mesmo diretório onde se localiza o arquivo com os intervalos RR que foi aberto. A figura com o gráfico também estará neste mesmo diretório, bem como um arquivo .BAT para abrir o Internet Explorer. O nome do arquivo HTML com o relatório será ‘xxxxx\_srr.html’, onde xxxxx é o nome do arquivo com os intervalos.

No mais, este módulo ainda apresenta a opção “Mostrar Sinal R-R”, que mostra um gráfico da série de intervalos R-R que está sendo utilizada na análise, além do botão “Tabela dos Intervalos RR”, que apresenta uma tabela com os valores dos intervalos RR dessa série (os valores são dispostos em linhas). Com o botão “Imprimir Tabela dos R-R”, o SequencialRR abre esta tabela no Wordpad em forma de arquivo texto, permitindo a impressão.

Nota: Quando um arquivo de sinal R-R é aberto, o SequencialRR grava um arquivo com extensão ‘.src’, contendo as informações sobre a análise da tendência sequencial de variação do intervalo RR. O arquivo ‘.src’ contém um inteiro de 16 bits com o número correspondendo a escala do gráfico, como determinado no campo “Mostrar até X ms”.

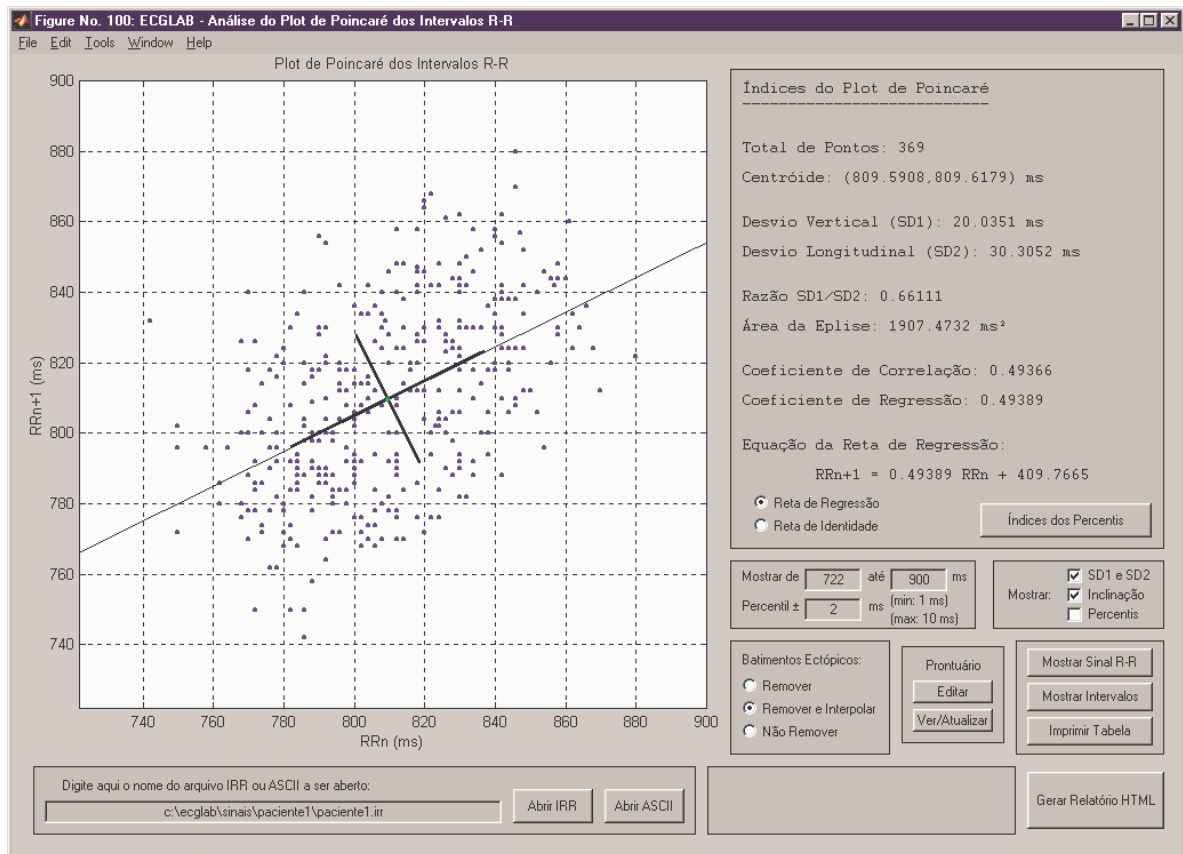
## 9. Módulo PoincareRR

Para iniciar o módulo PoincareRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
poincareRR
```

Para abrir um sinal no formato IRR, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo 'IRR' que se deseja abrir. Clique então no botão "Abrir IRR". Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente.

Aqui se pode também importar uma série de intervalos R-R em arquivo texto (ASCII), sendo o procedimento o mesmo que no capítulo 5. Porém é reforçada a sugestão de que não se importe sinais em arquivo texto direto dos módulos de análise. Ao invés disso, procure fazer a importação no módulo OutliersRR. Uma vez analisada e validada a série de intervalos, salve a marcação naquele módulo e, neste módulo, utilize a opção "Abrir IRR", uma vez que a marcação feita no módulo OutliersRR é salva também em formato IRR. Dessa forma se poupa tempo, além de se garantir que a série analisada não contém batimentos ectópicos.

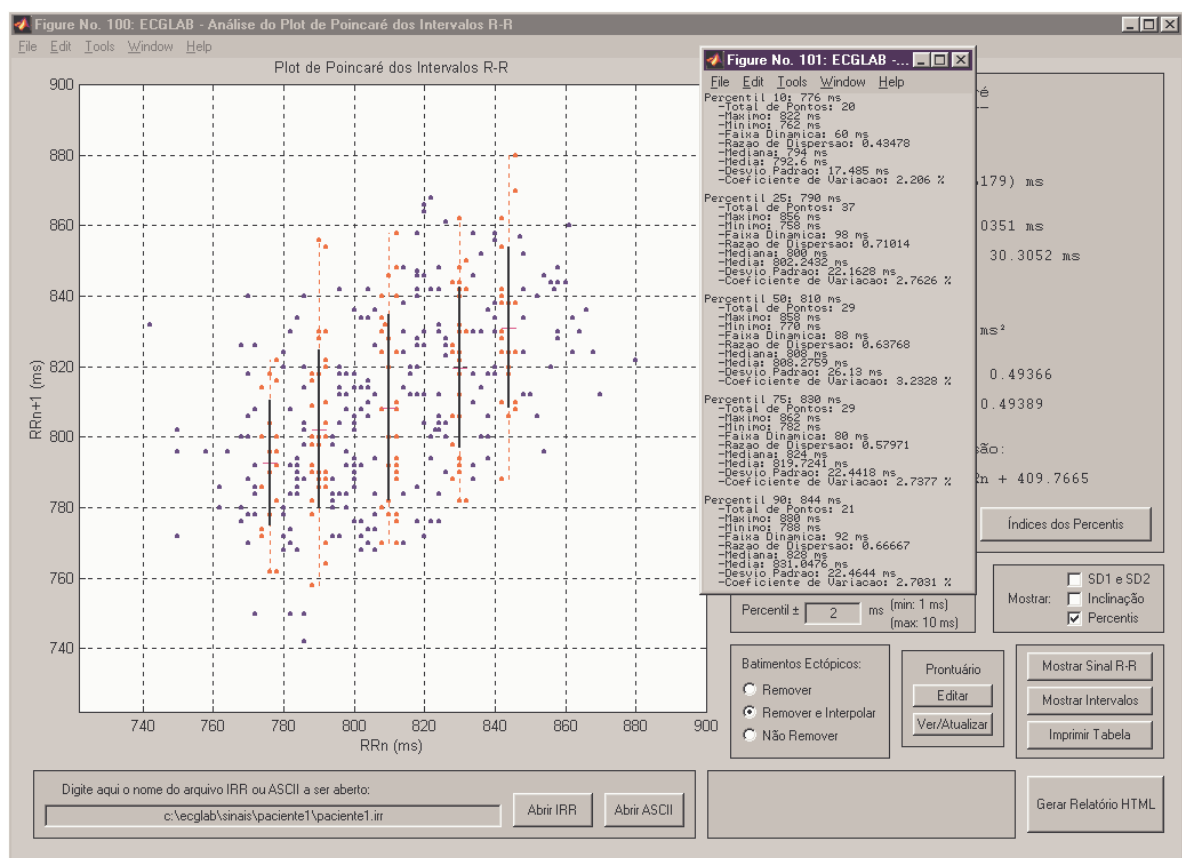


Uma vez aberto o sinal, é apresentado o plot de Poincaré, ou seja, um gráfico do tipo  $RR_n \times RR_{n+1}$  (cada intervalo RR por seu consecutivo). Para mudar a escala do gráfico, basta editar o campo "Mostrar de X até X ms". No campo "Mostrar" o usuário pode escolher entre visualizar ou não os desvios SD1 e SD2, a reta de inclinação escolhida (regressão ou identidade) e as séries de pontos em cada percentil, com suas respectivas médias e desvios.

A escolha entre a reta de regressão e a reta de identidade pode ser feita no quadro com os índices. Essa escolha influencia diretamente alguns dos índices obtidos, uma vez que os desvios SD2 e SD1 são calculados com base nessa reta de inclinação e em sua perpendicular, respectivamente.

O usuário pode escolher entre três versões diferentes da série de intervalos: a série original, contendo inclusive os batimentos que foram marcados como sendo ectópicos; a série original mas removendo os batimentos ectópicos; uma série corrigida, substituindo os batimentos ectópicos removidos por intervalos com valores calculados por meio de interpolação. Isso pode ser feito no campo “Batimentos Ectópicos”, escolhendo-se uma das três opções: “Não Remover”, “Remover” ou “Remover e Interpolar”.

Com isso, obtém-se os seguintes índices: total de pontos no gráfico, coordenadas da centróide (ponto médio), desvio vertical (SD1) e longitudinal (SD2), razão SD1/SD2, área da elipse formada pelos desvios SD1 e SD2, coeficiente de correlação da série, coeficiente de regressão e equação da reta de regressão.



Clicando no botão “Índices dos Percentis”, é apresentada uma tabela com a estatística da série de pontos em cada percentil (os percentis apresentados são os seguintes: 10, 25, 50, 75 e 90). Para a série em cada percentil são apresentados os seguintes índices: valor daquele percentil; total de pontos naquele percentil; valores máximo e mínimo da série naquele percentil, faixa dinâmica e razão de dispersão correspondentes; mediana; média, desvio padrão e coeficiente de variação. A razão de dispersão é a razão entre a faixa dinâmica dos pontos naquele percentil e a faixa dinâmica total da série de intervalos RR.

É possível aumentar ou diminuir o número de pontos em cada percentil mudando o valor no campo “Percentil ± X ms”. Esse valor é a faixa de abrangência do percentil e determina até que valores os pontos serão considerados como tendo o valor do percentil. Por exemplo, se um percentil é 800 ms, e a faixa de abrangência é de  $800 \pm 2$  ms, então

pontos com valores 798 ms, 800 ms e 802 ms serão considerados como tendo valor igual ao do percentil. Porém, pontos com valores menores que 798 ms ou maiores que 802 ms não serão incluídos na série daquele percentil. Portanto, quanto maior a faixa de abrangência do percentil, maior será o número de pontos na série daquele percentil, fornecendo uma estatística um pouco mais consistente.

Neste módulo é possível ainda editar ou visualizar o prontuário do paciente. Para editar, clique no botão “Editar”. Uma janela do Wordpad deve se abrir, mostrando um formato de prontuário padrão. Preencha o prontuário e, quando acabar, salve o arquivo texto. A seguir clique no botão “Ver/Atualizar” e confira se os dados digitados foram apresentados corretamente. Esses dados constarão no relatório em HTML que será gerado com os dados desta análise. O mesmo prontuário também será usado pelos demais módulos nas análises seguintes.

Para gerar o relatório, basta apertar o botão “Gerar Relatório HTML”. Esse documento apresentará os dados do prontuário e o gráfico e os índices obtidos neste módulo. O relatório deve ser aberto automaticamente assim que o PoincareRR acabar de gerá-lo (o processo demora). Recomenda-se que o MS-Internet Explorer seja o browser padrão. No sistema operacional testado (Windows 98), o ECGLab consegue abrir automaticamente o relatório. Mas se isto não acontecer, você ainda pode abrir o relatório manualmente. O arquivo HTML estará gravado no mesmo diretório onde se localiza o arquivo com os intervalos RR que foi aberto. A figura com o gráfico também estará neste mesmo diretório, bem como um arquivo .BAT para abrir o Internet Explorer. O nome do arquivo HTML com o relatório será ‘xxxxx\_prr.html’, onde xxxxx é o nome do arquivo com os intervalos.

No mais, este módulo ainda apresenta a opção “Mostrar Sinal R-R”, que mostra um gráfico da série de intervalos R-R que está sendo utilizada na análise, além do botão “Mostrar Intervalos”, que apresenta uma tabela com os valores dos intervalos RR dessa série (os valores são dispostos em linhas). Com o botão “Imprimir Tabela”, o PoincareRR abre esta tabela no Wordpad em forma de arquivo texto, permitindo a impressão.

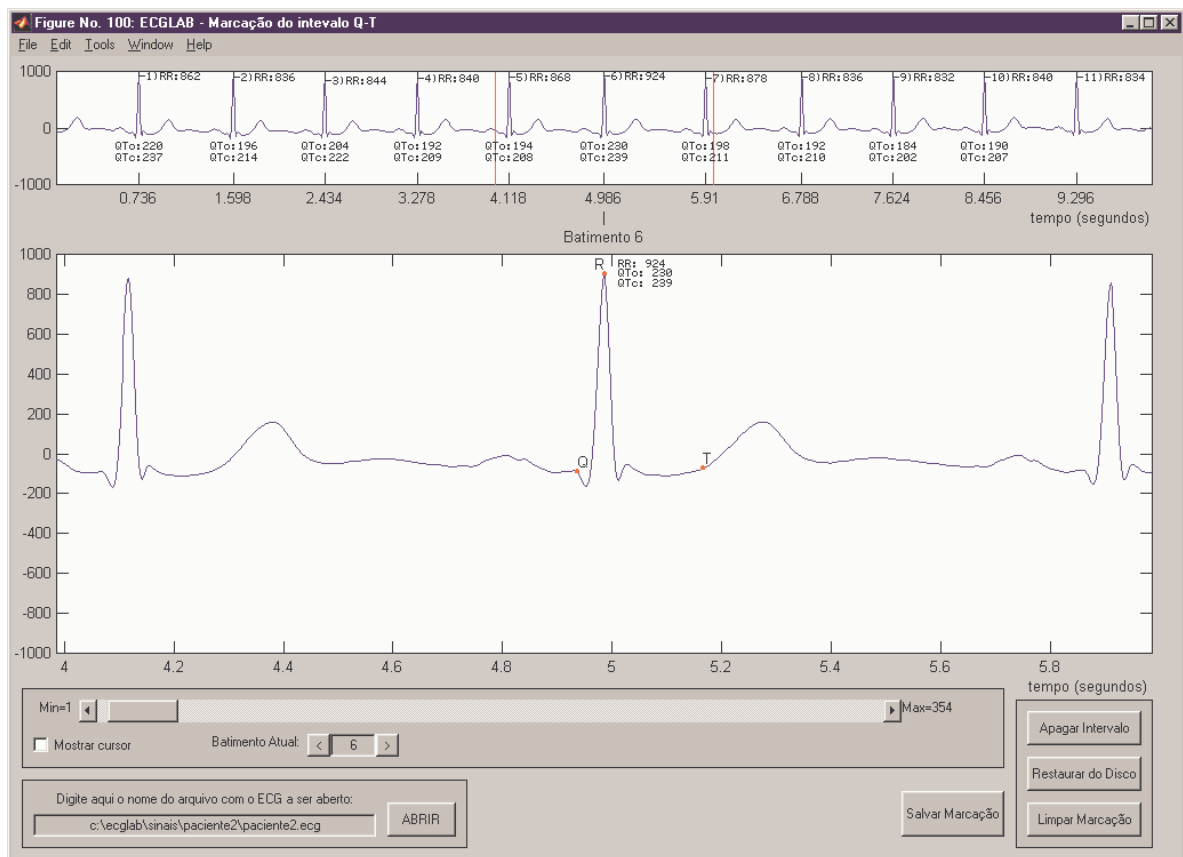
Nota: Quando um arquivo de sinal R-R é aberto, o PoincareRR grava um arquivo com extensão ‘.prc’, contendo as informações sobre a análise do plot de Poincaré. O arquivo ‘.prc’ contém dois inteiros de 16 bits indicando os limites do gráfico e um número em ponto flutuante de 32 bits indicando a faixa de abrangência dos percentis.

## 10. Módulo ECGLabQT

Para iniciar o módulo PoincareRR, na tela de comando do MATLAB digite:

```
cd c:\ecglab
ecglabQT
```

Para abrir um sinal de ECG, digite, no campo indicado, o caminho e nome do arquivo de ECG que se deseja abrir. Clique então no botão ‘Abrir’. Se aparecer uma mensagem de erro, verifique se o diretório, o nome do arquivo e a extensão estão corretos e tente novamente. Se aparecer uma mensagem dizendo “Antes faça a marcação dos intervalos R-R”, então o arquivo a ser aberto foi encontrado, mas não foram encontradas as informações sobre a marcação das ondas R. O ECGLabQT utiliza essa informação para localizar cada batimento e para corrigir o intervalo QT observado. Por isso, é preciso rodar o ECGLabRR antes de utilizar o ECGLabQT.



Uma vez aberto um ECG, serão apresentadas duas telas. A de cima, mostra um trecho mais longo de ECG e os números na abscissa indicam os instantes das ondas R. O valor de cada intervalo RR também é mostrado. O batimento centralizado dentro nas barras verticais vermelhas é apresentado de forma ampliada no gráfico maior, logo abaixo. O usuário pode deslocar entre batimentos usando as setas no campo “Batimento Atual” ou usando a barra de rolagem logo abaixo dos gráficos. Também é possível pular direto para um batimento em específico, entrando com o número desse batimento no campo “Batimento Atual”.

Uma vez centralizado no batimento para o qual se deseja medir o intervalo QT, deve se proceder da seguinte forma:

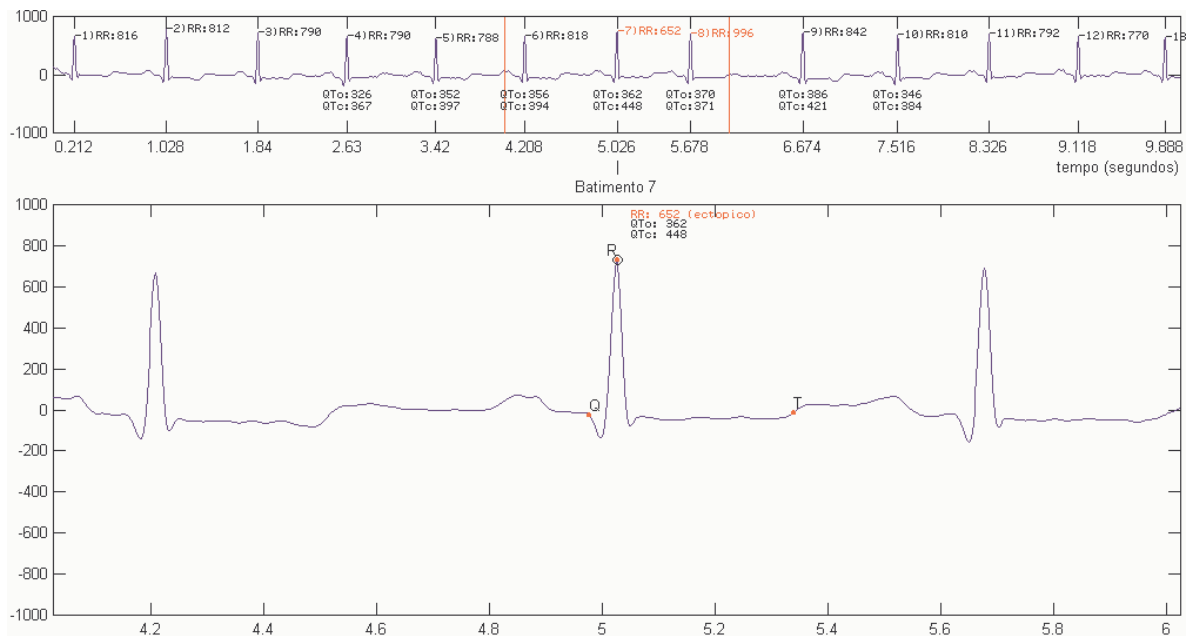
- Clique em qualquer lugar na tela, dentro do gráfico maior. Isso fará com que um cursor apareça;
- Use esse cursor para clicar sobre a onda Q. Assim, uma reta horizontal vermelha aparecerá nesse ponto indicando a linha de base.
- Use essa reta como referência para alinhar o cursor e marcar o início ou o fim da onda T. Para marcar o ápice da onda T, essa reta não tem utilidade.
- Deverá então aparecer os dois pontos marcados indicando as ondas Q e T. O valor do intervalo medido (ou observado) é apresentado (QT<sub>o</sub>), assim como o intervalo QT<sub>c</sub> corrigido com base no valor do intervalo RR subsequente. O QT<sub>c</sub> é calculado com base na equação:

$$QT_c = \frac{QT_o}{\sqrt{RR}}$$

- Se houve erro na marcação, basta reiniciar o processo, clicando em qualquer ponto do gráfico para fazer o cursor aparecer.
- Se o intervalo foi marcado corretamente, deve-se seguir ao próximo batimento, clicando nas setas no campo “Batimento Atual”, e repetir o processo.
- Quando desejado, salve a marcação clicando no botão “Salvar Marcação”.

Para apagar um intervalo, basta centralizar no intervalo que se deseja apagar e clicar no botão “Apagar Intervalo”. Para apagar todos os intervalos, pode-se clicar no botão Limpar Marcação. Para restaurar uma marcação previamente salva, basta clicar no botão “Restaurar do Disco”.

Batimentos classificados como ectópicos durante a marcação das ondas R aparecem neste módulo em destaque, com cor vermelha e com um círculo preto ao redor da onda R. Os valores de QT para esses intervalos poderão ser removidos ou corrigidos nos módulos de análise.



Quando se salva a marcação os seguintes arquivos são gerados:

- arquivo .QTC: contem a série de intervalos QTc em ponto flutuante de 32 bits.
- arquivo .WRI: em formato ASCII, também contém a série de intervalos QTc, que pode ser visualizada em qualquer editor de texto.
- arquivo .IQT: contem a matriz RRQT gravada como ponto flutuante de 32 bits. Essa matriz tem 4 colunas, e cada uma contem respectivamente: o índice de cada onda R, o intervalo RR correspondente, o índice da onda Q e o índice da onda T. Ondas R com sinal negativo indicam batimentos ectópicos. Ondas Q e T representadas com -1 indicam que essas ondas ainda não foram marcadas.

Uma vez finalizada a marcação das ondas Q e T, deve-se salvar a marcação, fechar o ECGLabQT, e seguir ao próximo módulo.

## **Apêndice A: descrição do padrão ecgcapt**

O programa ECGCAPT grava os arquivos de ECG com a taxa de amostragem de 500Hz, mas este parâmetro pode ser facilmente modificado no código fonte do ECGCAPT e no arquivo 'samplerate\_ecg.cfg' do ECGLAB. As amostras são codificadas como inteiros de 16 bits sem sinal. Os 12 bits menos significativos correspondem ao valor da amostra, que vai de 0 a 4095. O bit mais significativo é utilizado para marcação de eventos (tecla [3] no ECGCAPT). Os três demais bits serão sempre iguais a zero.

Obs: Para utilizar sinais capturados com outros programas, pode ser necessário fazer um programa que os converta para o formato utilizado pelo ECGCAPT.