

Boletim Técnico da Escola Politécnica da USP

Departamento de Engenharia Eletrônica

ISSN 1413-2206

BT/PEE/9617

**Análise Crítica dos Métodos
de Medição do Intervalo QT
do Eletrocardiograma**

**Sídney da Silva Viana
José Carlos Teixeira de Barros Moraes**

São Paulo - 1996

O presente trabalho é um resumo da dissertação de mestrado apresentada por Sídney da Silva Viana, sob orientação do Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes: "Análise Crítica dos Métodos de Medição do Intervalo QT do Eletrocardiograma", defendida em 31/07/96, na Escola Politécnica.

A íntegra da dissertação encontra-se à disposição com o autor e na biblioteca de Engenharia de Eletricidade da Escola Politécnica/USP.

Viana, Sidney da Silva

Análise crítica dos métodos de medição do intervalo QT do eletrocardiograma / S.S. Viana, J.C.T.B. Moraes. -- São Paulo : EPUSP, 1996.

20p. -- (Boletim Técnico da Escola Politécnica da USP, Departamento de Engenharia Eletrônica, BT/PEE/9617)

1. Eletrocardiografia I. Moraes, José Carlos Teixeira de Barros II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Eletrônica III. Título IV. Série

ISSN 1413-2206

CDD 616.1207547

ANÁLISE CRÍTICA DOS MÉTODOS DE MEDAÇÃO DO INTERVALO QT DO ELETROCARDIOGRAMA

Sídney da Silva Viana e José Carlos Teixeira de Barros Moraes

RESUMO

O intervalo QT é um dos parâmetros mais importantes e mais difíceis de ser medido no eletrocardiograma porque envolve a determinação do final da onda T, uma das ondas mais complexas e mais discutidas por apresentar grande variabilidade.

As medições realizadas de forma manual dependem de muita experiência, tempo e exigem uma atenção contínua do especialista, ao contrário dos métodos automáticos que realizam esta mesma tarefa em um tempo muito menor. Esta é uma das razões pela qual há necessidade de uma avaliação criteriosa a respeito do desempenho destes métodos.

Este trabalho apresenta os principais métodos automáticos de medição do intervalo QT do eletrocardiograma utilizados atualmente, apresentando uma análise descritiva, implementação e avaliação. Um novo método de medição automática é proposto como uma alternativa para medição do intervalo QT do ECG.

Os resultados apresentados pelos métodos implementados foram comparáveis às medições manuais realizadas pelos especialistas, incluindo o método proposto, o que permite concluir que são úteis em aplicações clínicas.

ABSTRACT

The QT interval is one of the most important and difficult parameters computed from the electrocardiographic signal (ECG) due to the end of T-wave, a very complex wave and presenting high variability.

Manual procedures are dependent on the operator's experience and are time consuming. By the other hand, automatic methods are fast and present high reproducibility. Thus, it becomes necessary a critical assessment of the automatic methods performance, comparing their results with the measurements of a skilled physician.

This work presents an evaluation of the main automatic methods designed to measure QT interval in electrocardiographic signals. It covers a complete description of each method and the performance evaluation is done by computational implementation and comparison with medical results. A new method is also proposed as an alternative to measure QT interval in ECG.

The results have shown that the automatic methods discussed in this work have the same precision of those obtained by manual procedures performed by skilled physicians, including the proposed method. In conclusion, the methods are useful for clinical applications.

1 INTRODUÇÃO

Este trabalho apresenta uma análise crítica de alguns métodos automáticos de medição do intervalo QT do eletrocardiograma descritos na literatura e incluindo um novo método proposto, havendo sido realizado junto ao Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, conjuntamente com a Divisão de Métodos Gráficos do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (INCOR/HCFMUSP).

A Divisão de Métodos Gráficos dispõe de equipamentos que possibilitam a análise automática de vários parâmetros extraídos do sinal eletrocardiográfico, tais como, o intervalo PR, o intervalo RR, o intervalo QT, o intervalo ST e a duração do complexo QRS, realizando também classificação e análise de arritmias cardíacas. Entretanto, alertou-se recentemente sobre o problema da falta de metodologia e padronização adequadas na definição e análise dos diversos parâmetros dos eletrocardiogramas utilizados clinicamente

(STATTERS, D., 1994). O conhecimento da confiabilidade e precisão inerentes às técnicas automáticas de medição destes parâmetros se faz necessário aos especialistas, inclusive para que possa escolher adequadamente dentre os vários métodos existentes.

2 ELETROCARDIOGRAMA

O eletroograma é o registro da atividade elétrica do coração obtido por meio de eletrodos colocados direta e externamente às células miocárdicas, representando um valioso registro clínico do funcionamento cardíaco. Entretanto, o mais comum é que tais eletrodos sejam aplicados na superfície externa corporal (NETTER, 1991, SILVA, 1991), fornecendo o eletrocardiograma (ECG). O eletrocardiograma é composto de várias ondas e o conjunto dessas ondas representa o comportamento elétrico seqüencial e global do coração (Figura 2.1). A primeira onda a se manifestar é a onda P, que representa a despolarização de ambos os átrios. Durante o segmento PQ, correspondente ao intervalo desde o final da onda P até o início da onda Q, o estímulo elétrico está transitando pelo nó atrioventricular, onde há uma pausa aproximada de 0,10 segundos para que o sangue entre nas câmaras ventriculares. O conjunto de ondas após o segmento PQ é chamado de complexo QRS, formado pelas ondas Q, R e S, e representativo da despolarização ventricular. Durante esta fase do registro, o impulso elétrico parte do nó AV para as fibras especializadas de Purkinje e logo a seguir para as células miocárdicas ventriculares. Seguido da onda S tem-se o segmento ST, que representa o comportamento de um conjunto de células ventriculares despolarizadas, e, por fim, a onda T que corresponde à repolarização ventricular. Os ventrículos não apresentam resposta mecânica à repolarização. Este é um fenômeno estritamente elétrico, registrado no ECG. O último registro a se manifestar no ECG é a onda U, nem sempre presente.

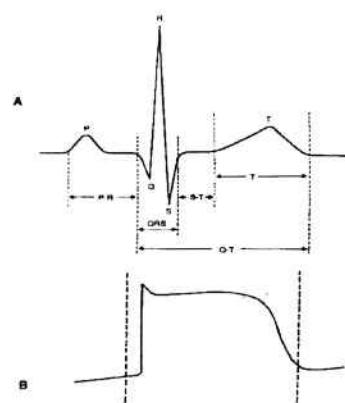


Figura 2.1 - Eletrocardiograma e potencial de uma célula cardíaca ventricular (SILVA, 1991)

2.1 Intervalo QT

O intervalo QT do eletrocardiograma é formado pelo complexo QRS representativo da contração ventricular, pelo segmento ST localizado após a despolarização e antes da repolarização ventricular, e pela onda T representativa da repolarização ventricular (HIGHAM, P. D., 1994, SIMONSON, E. et al, 1961, LEPESCHKIN, E. et al, 1952,). Portanto, o intervalo QT abrange o intervalo de tempo que vai desde o início do complexo QRS até o término da onda T, sendo de grande utilidade na avaliação clínica do desempenho cardíaco.

2.2 Métodos automáticos de medição do intervalo QT

Vários autores de Centros de pesquisa diferentes propuseram algoritmos que realizassem medições automáticas tanto do intervalo QT como da dispersão do intervalo QT, com o objetivo de serem auxílios valiosos para o especialista da área médica, tornando suas medições mais precisas e com maior velocidade. Existem duas abordagens básicas para a medição computadorizada do intervalo QT (TOMPKINS, 1993). A primeira, usada nos modernos equipamentos comerciais, está baseada em lógica de decisão. Neste caso um sistema computacional imita o processo de decisão do especialista humano, utilizando um sistema especialista baseado em regras. A segunda abordagem visa a interpretação do intervalo QT como um problema de classificação de padrões e aplica métodos de reconhecimento de padrões para obter a solução do problema. Este trabalho pertence à classe que utiliza a primeira abordagem.

A medição do intervalo QT pode ser realizada de várias formas, porém a importância de um método que realiza tal medida depende principalmente da precisão¹ com que consegue identificar o final da onda T. As três técnicas normalmente encontradas na literatura (McLAUGHLIN, 1993, McLAUGHLIN, 1994) para identificar o final da repolarização ventricular são:

¹O termo precisão neste texto deve ser entendido como a caracterização da melhor aproximação que pode ser atingida pelo método de medição automática em relação às medidas manuais realizadas por profissionais médicos atuantes na área.

- a. O ponto de intersecção de uma linha tangente ao ponto de máxima declividade do último segmento na onda T com a linha isoelettrica.
- b. O ponto onde a onda T cruza com um limiar pré-determinado. Este limiar é proporcional ao último pico da onda T.
- c. O ponto onde a derivada temporal da onda T cruza um limiar pré-determinado. Este limiar é proporcional ao último pico da derivada temporal da onda T.

Os métodos de Pisani (PISANI, 1985), de Algra (ALGRA, 1987), de Laguna (LAGUNA et al, 1990, 1992 e 1994), de Ferretti (FERRETTI, 1992) e de Meij (MEIJ, 1994) foram analisados, constituindo-se nos métodos de medição automáticos do intervalo QT, bem como de sua dispersão, mais significativos encontrados na literatura. Dentre os cinco métodos analisados, tanto o método de Laguna quanto o método de Meij utilizam a técnica descrita em *c*, a que fornece os resultados que melhor se aproximam das medidas obtidas visualmente por especialistas. Este critério determinou a escolha desses dois métodos e seus algoritmos para serem implementados e desenvolvidos em ambiente “Matlab for Windows”. As principais razões para a escolha de tal aplicativo foram: i) facilidade de desenvolver os algoritmos na linguagem Matlab, semelhante à linguagem C, propiciando uma programação estruturada, ii) trabalhar no ambiente “Windows”, iii) disponibilidade de uma biblioteca de funções matemáticas e procedimentos, iv) aplicativo largamente difundido e utilizado nos laboratórios de pesquisa, com desenvolvimento a nível mundial.

2.2.1 Algoritmo de Laguna

Para uma melhor compreensão do algoritmo, foi realizado um diagrama hierárquico por módulos, juntamente com a descrição de cada módulo. O módulo principal contém os blocos de cada rotina do algoritmo, que são as rotinas de leitura, pré-processamento, parâmetros iniciais, cálculo do início da onda Q e cálculo do final da onda T. O módulo principal é apresentado na Figura 2.2.

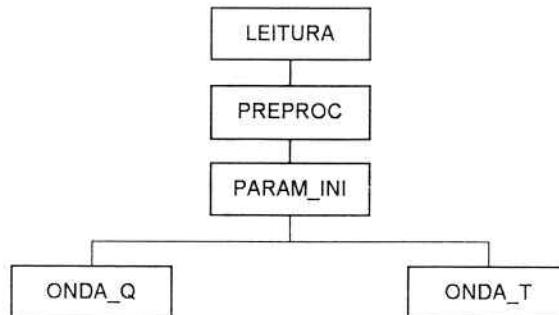


Figura 2.2 - Módulo Principal do algoritmo de Laguna

Neste módulo realiza-se inicialmente a leitura dos dados, para então serem pré-processados. Logo a seguir extraem-se os parâmetros iniciais necessários e a partir destes valores busca-se o início da onda Q e o final da onda T.

No sub-módulo de leitura, indicado na Figura 2.3, é realizada a solicitação dos dados, a ser requisitada pelo algoritmo posteriormente, e logo a seguir será feita a leitura do arquivo de dados que está em formato binário.



Figura 2.3 - Sub-módulo Leitura

O sub-módulo de pré-processamento está dividido em três partes: cálculo do limiar, do ECG derivado e do ECG filtrado. Sobre o sinal de ECG é aplicado um derivador e um filtro para diminuir os erros na deteção dos pontos a que se propõe o algoritmo. Logo a seguir é efetuado o cálculo do limiar, porque dele depende todos os outros parâmetros que irão identificar o início da onda Q e o final da onda T. A etapa de pré-processamento é apresentada na Figura 2.4.



Figura 2.4 - Sub-módulo Pré-Processamento

O sub-módulo Parâmetros Iniciais contém três blocos principais e duas subrotinas. O primeiro bloco na sequência de desenvolvimento do algoritmo calcula os picos PKn, PKb e PKa, que são referências para encontrar o pico da onda R no sinal de

ECG original. Uma vez realizada uma avaliação da magnitude da cada um dos picos, passa-se para a segunda fase que é a de encontrar o cruzamento por zero entre os dois maiores picos, dentre os três picos determinados. Este cruzamento, denominado Rp, corresponde ao pico da onda R no ECG original. O pico da onda Q será detetado no sinal de ECG derivado d(k) e terá como ponto de referência o cruzamento por zero Rp, encontrado no sinal de ECG filtrado. A partir da determinação de Rp, procura-se o primeiro cruzamento por zero, em direção ao pico PKb, e a este cruzamento dá-se o nome de Qp. A “distância” entre Qp e Rp definirá a existência ou não da onda Q. A Figura 2.5 apresenta a seqüência de cálculo do algoritmo para este sub-módulo.

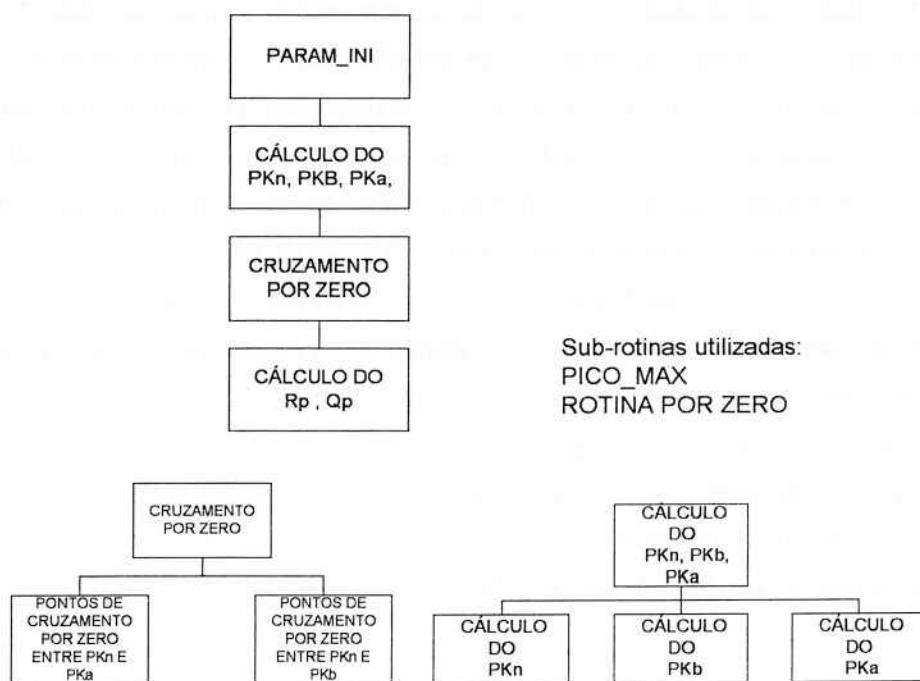


Figura 2.5 - Sub-módulo Parâmetros Iniciais

Para o cálculo da onda Q, faz-se uso do sub-módulo ONDA_Q, que apresenta três blocos e três sub-rotinas. O diagrama hierárquico apresentado na Figura 2.6 procura elucidar as etapas a serem executadas. No primeiro bloco é calculada a distância (D) entre Rp e Qp. Conforme o valor de D, serão acionadas as subrotinas pico_Qi ou pico_Ri, que por sua vez acionarão o próximo bloco, responsável pelo cálculo do ponto QR, valor este que definirá o pico_Qi ou o pico_Ri. Caso exista a onda Q, será definido então seu início através do cálculo de QRS1.

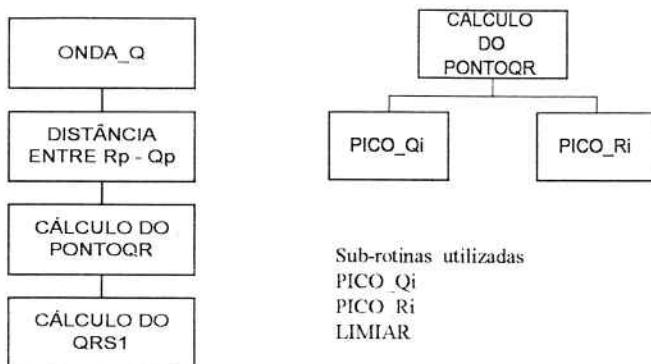


Figura 2.6 - Sub-módulo Onda_Q

O último sub-módulo a ser detalhado determina o final da onda T, como apresentado na Figura 2.7. Este sub-módulo está dividido em cinco blocos além de outras seis subrotinas, sendo que o primeiro desta série é responsável por definir os limites da janela onde se encontra o final da onda T em questão. Esta janela é diretamente proporcional a variabilidade da freqüência cardíaca. Uma vez que esta janela seja definida, parte-se para a análise da morfologia da onda T no sinal f(k), conforme as regras apresentadas em Laguna et al (LAGUNA et al, 1990), referentes ao algoritmo de Laguna. Estas regras estão definidas dentro da rotina define_Ti, e têm como base os valores encontrados como máx.,min. e mina dentro desta janela. Esta etapa está definida dentro do segundo bloco. O bloco seguinte é responsável por definir o cruzamento por zero que corresponderá ao pico da onda T no ECG, sendo este cruzamento diretamente dependente das regras apresentadas anteriormente. O último bloco se encarrega de encontrar o final da onda T. Para tanto faz-se uso de duas rotinas, final_ondaT e limiar_HT.

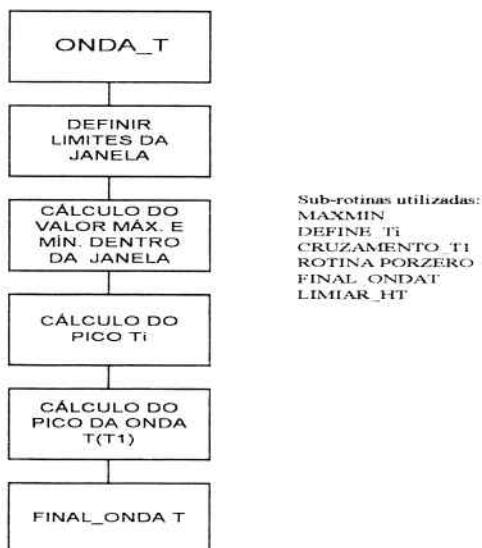


Figura 2.7 - Sub-módulo OndaT

2.2.2 Algoritmo de Meij

A implementação deste algoritmo é relativamente mais simples que o algoritmo de Laguna, apresentando três blocos principais: passo_1, passo_2 e imprimir. Na Figura 2.8 apresenta-se o diagrama hierárquico de bloco.

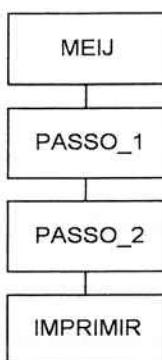


Figura 2.8 - Módulo Principal do algoritmo de Meij

No bloco de pré-processamento, dentro do passo_1, faz-se tanto a leitura dos dados de cada paciente quanto o processamento de dados, fazendo uso da derivada que é o ponto de partida para qualquer análise automática do intervalo QT neste método, para que se possa aplicar posteriormente um detetor de QRS. No bloco seguinte é realizada a deteção do complexo QRS, do pico da onda R, do pico da onda T e do final da onda T, nesta seqüência, como apresenta o diagrama da Figura 2.9.

Dentre os vários detetores de QRS apresentados na literatura, este adotado por Meij (ENGELSE, W.A.H. 1979) apresenta características superiores quando comparado com outros nove algoritmos detetores de QRS (FRIESEN, G. M. et al, 1990). Para estas comparações foram usadas quatro fontes diferentes de ruído: interferência eletromagnética, interferência da rede de alimentação, deslocamento da linha de base devido a respiração e deslocamento abrupto da linha de base. Como o objetivo do método de Meij é a medição do intervalo QT, ajustou-se o detetor de QRS para que fizesse a deteção do final da onda T baseada nestas mesmas características.

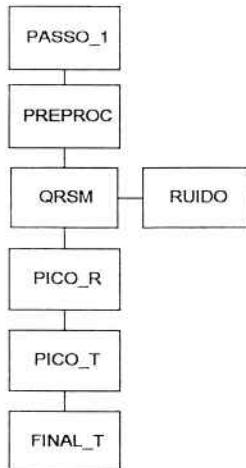


Figura 2.9 - Sub-módulo Passo_1

O algoritmo dividiu-se em dois passos principais. O primeiro passo, representado pelo passo_1, tem como objetivo apontar o início da contração ventricular e o final da repolarização ventricular. O passo_2 tem como função a extração da linha de base, fazendo uso de um filtro de média móvel, interpolação do segmento de ECG indicado pelos ponteiros presentes no passo_1 e subtração de linha de base do sinal estimada com o sinal de ECG original. O sinal de ECG resultante não apresenta mais a ondulação da linha de base, tão comprometedora na medição do final da onda T, porém deve-se aplicar o passo_1 novamente para detetar o início da onda Q e o final da onda T. Assim sendo, aplica-se o sub-módulo passo_1, depois o sub-módulo passo_2 e novamente o primeiro sub-módulo para depois imprimir os resultados.

2.2.3 Algoritmo proposto: Algoritmo LEBINC

O algoritmo LEBINC se apresenta como uma nova proposta para o auxílio à deteção do intervalo QT. Como não existe uma metodologia para justificar a exatidão da medida do final da repolarização, o algoritmo de LEBINC, assim como os outros apresentados na literatura, não pretende considerar a medida encontrada para o final da onda T como a mais correta.

O algoritmo proposto procura usar algumas qualidades positivas apresentadas pelos algoritmos anteriores de Laguna e Meij, algumas inovações e simplicidade. O algoritmo LEBINC procura encontrar o inicio da onda Q e o final da onda T através das etapas de pré-processamento, detetor de QRS, detetor do pico R, detetor do pico T e detetor do final da onda T.

Pré-processamento: durante os dois primeiros segundos, o algoritmo procura e determina o batimento onde se dará a localização do início da onda Q e o final da onda T. Esta determinação é realizada por uma deteção do pico da primeira onda R e aguardando-se mais 250 mseg para iniciar a análise do primeiro batimento. Logo a seguir este segmento de ECG é sujeito a um filtro de média móvel para diminuir os ruidos externos, sendo depois derivado e novamente aplicado o filtro anterior, para diminuir os ruidos intrínsecos à derivação.

Detetor de QRS: o detetor de QRS faz uso da derivada absoluta e um limiar proporcional ao maior pico do sinal dentro deste segmento de ECG, somente para detetar o início da busca do pico Qi. Quando a derivada encontra este limiar, segue-se em busca do cruzamento por zero localizado anterior a esta deteção e em seguida ao primeiro pico também anterior a este cruzamento (Qi). O valor correspondente a este pico é dividido pela mesma constante usada no algoritmo de Laguna, para a onda em questão, determinando-se então o início da onda Q. A diferença básica entre o algoritmo de LEBINC, que usa a deteção do início da onda Q com o uso deste limiar, e o algoritmo de Laguna reside no fato de que, se o limiar encontrado no algoritmo de Laguna se encontrar entre dois pontos de amostragem, então será necessário fazer uma regressão linear, aumentando o tempo de computação do algoritmo. O novo método considera o ponto mais próximo ao limiar.

Detetor do pico R: após a deteção do início da onda Q, procura-se dentro de uma janela de 200 mseg, no sinal original, o maior pico positivo ou negativo, que será adotado como pico da onda R.

Detetor do pico T: após o final da janela para a deteção do pico da onda R no sinal original, procura-se novamente dentro de uma janela de 200 mseg o maior pico positivo ou negativo, o qual será adotado como pico da onda T.

Detetor do final da onda T: após o pico da onda T, no sinal original, retorna-se ao sinal derivado, para o ponto correspondente a este pico e procura-se o final da onda T. Esta procura está associada à variabilidade cardíaca como descrito em Algra, sendo que este limite de busca só faz uso do final da janela de Algra. Quando este sinal de derivada encontra o nível zero, projeta-se esta posição no segmento de ecg original, o qual será adotado como final da onda T. Note-se que este final leva em consideração o fato de que, não havendo mais qualquer manifestação eletrofisiológica no tecido miocárdico o sinal de eletrocardiografia corresponderá a um nível zero, o que estará de acordo com o nível zero

continuado na derivada desse sinal. Neste método optou-se por não medir o intervalo QT quando houver ondulação de linha de base, o que será indicado automaticamente pelo algoritmo. Esta decisão está coerente com o critério adotado por especialistas médicos (GRUPI).

O diagrama hierárquico por módulos da Figura 2.10 apresenta esta proposta.

O sub-módulo passo_1 constitui o cerne do algoritmo. Na fase de pré-processamento, o algoritmo usa o diferenciador apresentado pelo algoritmo de Meij incorporando um filtro de média móvel após a saída do derivador, com a finalidade de diminuir as oscilações intrínsecas à diferenciação.

Durante a fase seguinte faz-se uma busca no sinal derivado a fim de encontrar o maior pico positivo ou negativo. Aplica-se então um limiar cujo valor é de 80% deste pico encontrado. Quando o sinal derivado cruzar este limiar, pela primeira vez, anota-se este valor como um ponteiro e a partir deste ponto faz-se uma busca em direção contrária (em direção a onda P) até o ponto de cruzamento por zero. Este valor corresponde ao pico da onda Q no ECG original.

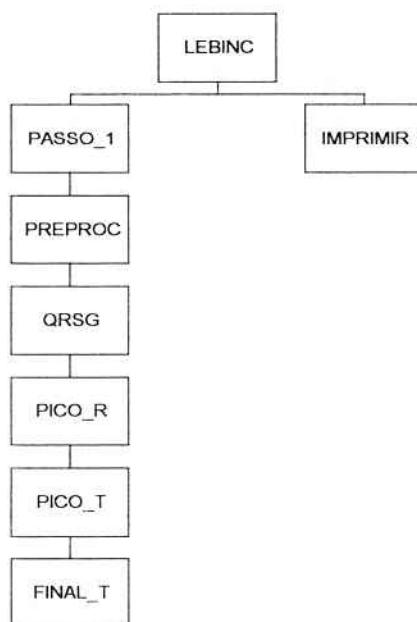


Figura 2.10 - Diagrama Hierárquico por módulos do algoritmo LEBINC

A partir do inicio da onda Q, dentro de uma janela cujo intervalo de tempo é de 200 milisegundos, procura-se o maior pico, a fim de identificar o pico da onda R, e também para utilizar este valor como um ponteiro para fazer uma análise da variabilidade

da freqüência cardíaca. O maior pico a ser encontrado após o término desta janela é o pico da onda T. Uma vez que este pico seja encontrado no sinal de ECG original, retorna-se ao sinal derivado onde o valor de partida para encontrar o final da onda T é o valor correspondente a este pico no sinal derivado. O final da onda T deve localizar-se dentro de um limite máximo estipulado por t_2 , valor este dependente da variabilidade da freqüência cardíaca, não devendo ultrapassá-lo. Para determinar o ponto representativo do final da onda T para este algoritmo, procura-se pelo primeiro cruzamento por zero que sucede o pico da onda T no sinal derivado, e a seguir determina-se a devida correspondência no ECG original.

3 APRESENTAÇÃO DOS VALORES MEDIDOS DE FORMA AUTOMÁTICA PELOS ALGORITMOS E DE FORMA VISUAL PELO ESPECIALISTA

Os registros usados nas medições foram obtidos tanto de pacientes da Divisão de Métodos Gráficos do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, de sexos masculino e feminino e com idades variando entre 26 anos e 33 anos, como amostras de padrões normais do banco de dados do IMT-BIH (IMT-BIH, 1982). Os batimentos cardíacos foram escolhidos aleatoriamente, sendo que para a primeira análise dos resultados foram usados um total de 28 batimentos. Para a obtenção das amostras utilizadas na avaliação dos algoritmos desenvolvidos, usou-se um microcomputador PC 486, uma placa de aquisição com conversor A-D de 10 bits e um eletrocardiógrafo.

Para cada um dos registros de indivíduos normais, denominados de *Ju*, *sid* e *aur*, foram considerados seis segmentos de ECG, cada um deles contendo aproximadamente oito batimentos cardíacos. Para a apresentação dos resultados das medições realizadas pelos algoritmos e especialistas, apresentados nas Tabelas 3.1 e 3.2, foram escolhidos de forma aleatória três segmentos de ECG e destes escolheu-se dois batimentos cardíacos. Também foram usados os registros extraídos do banco de dados do MIT-BIH denominados por *Normalh* (*Norm*), *103imt* e *101imt*. O critério de seleção utilizado para a escolha dos registros de indivíduos normais, descrito acima, foi também usado para o registro *Normalh*, sendo que este registro apresenta três segmentos denominados *Normal1h*, *Normal2h* e *Normal3h*. Tanto o registro *102imt* como o registro *103imt* apresenta um segmento de eletrocardiograma com aproximadamente oito batimentos cardíacos. Deve ser

observado que as fitas do banco de dados do MIT-BIH estavam num estado muito precário. Os registros indicados na Tabela 3.1 adotam a seguinte notação: “**Nome do registro_{ij}**”, onde o nome em negrito é usado para descrever o nome do registro, “i” representa o segmento de onde foi extraído o batimento e “j” representa o batimento dentro do segmento.

Os resultados apresentados nestas Tabelas foram obtidos da seguinte forma: no painel do “windows”, clica-se no ícone referente ao algoritmo escolhido, o qual abrirá a janela do Matlab. Logo a seguir, digita-se o nome do algoritmo para iniciar a execução do programa correspondente. Logo no início da execução do programa selecionado para medir automaticamente o intervalo QT do eletrocardiograma será requisitado, via teclado, o nome do registro seguido do segmento onde se encontra o batimento cardíaco a ser avaliado. Após um pequeno intervalo de tempo, que depende do algoritmo sendo executado, será apresentado este registro na tela do monitor, seguido das respectivas marcações do início da onda Q, pico da onda R, pico da onda T e final da onda T. O programa também indica a medida correspondente ao intervalo QT em milisegundos, como mostrado na Figura 3.1.

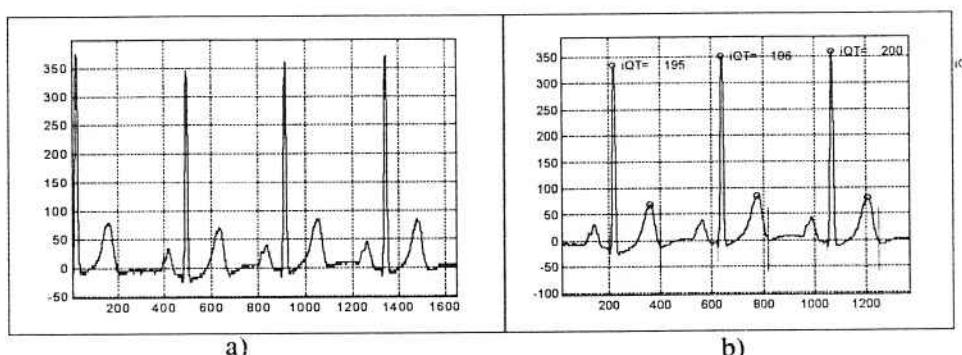


Figura 3.1 - a) segmento *Jul* com três batimentos cardíacos. b) os mesmos batimentos cardíacos com a indicação do início da onda Q (traço vertical menor), pico da onda R indicado pelo símbolo “o”, pico da onda T indicado pelo símbolo “o”, final da onda T (traço vertical maior) e medida do QT (iQT)

Durante a implementação dos algoritmos de Laguna e Meij procurou-se ser o mais fiel possível ao desenvolvimento de cada passo apresentado tanto pelo texto quanto pelas Figuras elucidativas de cada artigo. Vários pontos e instantes necessários para a correta validação de cada algoritmo foram minuciosa e cuidadosamente considerados e analisados, como apresentado na Figura 3.2.

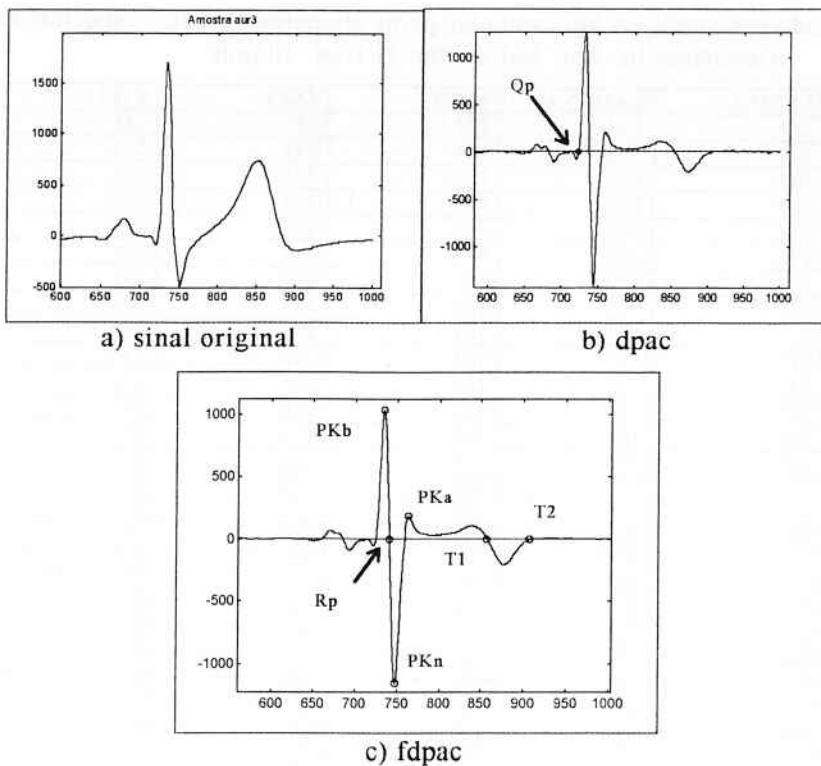


Figura 3.2 - a) sinal original. b) o sinal derivado com a respectiva marcação do ponto Qp. c) sinal diferenciado e filtrado, indicando os pontos Pkb, Rp, Pkn, Pka, T2 e T1 detetados

Alguns resultados das medições realizadas pelos algoritmos automáticos e pelos especialistas são apresentados na Tabela 3.1.

TABELA 3.1 - Resultado das medições apresentadas pelos algoritmos e pelos especialistas, para alguns segmentos do registro Ju

Ju	Ju2/6	Ju2/7	Ju5/3	Ju5/6	Ju1/3	Ju1/7
ESP1	234	222	204	222	246	228
ESP2	232	234	204	242	204	228
LEBINC	210	231	250	242	206	214
LAGUNA	199	198	198	202	196	200
MEIJ	165	171	171	172	165	169

Na Tabela 3.2 são apresentados os resultados das medições automáticas e manuais, para o mesmo conjunto de registros, sendo que neste caso foram acrescentadas as medidas referentes aos dois registros *101imt* e *103imt*, estes dois últimos apresentando características similares.

TABELA 3.2 - Resultado das medições apresentadas pelos algoritmos e pelos especialistas, para a amostras Ju, Aur, Sid, Norm, 101imt, 103imt

Amostras	LEBINC	LAGUNA	MEIJ	ESP2	ESP1
Ju2/7	231	198	171	234	222
Ju2/6	210	199	165	232	234
ju5/6	242	202	172	242	242
Ju5/3	250	198	171	204	204
Ju1/7	214	200	169	228	228
Ju1/3	206	196	165	204	246
Aur5/6	201	170	164	227	237
Aur5/3	221	172	160	226	243
Aur3/5	211	174	163	235	244
Aur3/3	214	176	163	226	236
Aur1/5	230	175	163	231	238
Aur1/3	209	176	164	229	237
Sid1/6	209	171	158	213	225
Sid1/2	205	173	159	212	221
Sid4/6	207	172	160	225	208
Sid4/2	211	175	160	218	202
Sid6/5	201	211	156	223	229
Sid6/2	209	172	159	225	215
Norm3/4	251	284	185	234	244
Norm3/2	236	216	179	233	251
Norm2/3	237	224	185	235	239
Norm2/2	228	273	185	219	225
Norm1/4	250	222	189	236	248
Norm1/5	249	223	186	229	229
101imt/4	228	253	215	238	225
101imt/2	212	248	188	243	252
103imt/3	210	195	180	201	216
103imt/2	218	198	181	205	219

3.1 Comparação dos resultados apresentados pelos métodos automáticos e pelas medições manuais por especialistas. Avaliação dos métodos

Os resultados das comparações serão apresentados nesta Seção em termos de média (μ) e desvio padrão (σ) das medidas obtidas com os algoritmos de medição automática do intervalo QT e por dois especialistas da área médica que trabalham no INCOR/HCFMUSP. O especialista ESP2 tem experiência mais acentuada em medir o intervalo QT do que o especialista ESP1, sendo portanto considerado elemento de referência para as medições do intervalo QT. Também foi usado como referência um outro conjunto de medidas do intervalo QT pertencente ao CSE (CSE, 1985). Nesta publicação são apresentados os desvios padrões médios para o final da onda T e para o início do complexo QRS. Supondo que estas medidas não sejam correlacionadas, tem-se o desvio padrão médio para o intervalo QT de 37,1 mseg. Embora saiba-se que as medidas são correlacionadas e o desvio padrão seja maior do que a soma dos desvios apresentados isoladamente, este valor de 37,1 mseg é normalmente utilizado como referência na literatura.

Os resultados das medições apresentadas pelo método de Laguna em relação às medições dos dois especialistas, ESP1 e ESP2, se mantiveram próximos do erro mínimo de leitura, que é de 20 mseg, tanto para a média quanto para o desvio padrão. Esta medida provém das medições manuais realizadas com o auxílio de uma régua. Conforme mencionado anteriormente, o desvio padrão médio mínimo apresentado pelo CSE em relação a um especialista da área é de 37.1 mseg, sendo superior às medições apresentadas pelo algoritmo de Laguna. Os desvios padrão apresentados pelo CSE são medidas robustas, usadas como referência em relação as medições realizadas por um especialista experiente na área de cardiologia. O algoritmo de Meij apresentou uma imprecisão maior em relação ao especialista ESP2, embora seu desvio padrão esteja abaixo do recomendado pelo CSE, necessitando portanto de uma análise individual de cada registro. O método de LEBINC apresentou resultados mais próximos das medidas obtidas pelo especialista ESP2, como mostra a Tabela 3.3. O sinal negativo indica que a medida se encontra à esquerda do valor de referência.

Na Tabela 3.4 são apresentados os resultados das medições realizadas pelos algoritmos automáticos e pelas medições manuais dos dois especialistas aplicados aos vários registros isoladamente. Estes resultados são baseados em seis batimentos de cinco indivíduos diferentes, resultando num total de trinta batimentos cardíacos. Os registros *Aur* e *Sid* apresentam no final da onda T uma repolarização super-normal. Os registros *Nor* e *103imt* são procedentes das fitas do MIT-BIH que foram lidas por um equipamento de leitura-gravação bastante antigo, o que proporcionou uma relação sinal-ruido elevada. O registro *Ju* não apresenta características relevantes.

TABELA 3.3 Comparação dos algoritmos apresentados com as medições manuais em relação a 28 batimentos cardíacos escolhidos aleatoriamente

	LAGUNA-ESP1	LAGUNA-ESP2	LAGUNA-LEBINC	ESP1 - ESP2	CSE
Nº de batimentos	28	28	28	28	-
μ (ms)	-28.92	23.50	-19.67	5.42	-
σ (ms)	17.49	19.62	16.06	2.13	37.1

	MEIJ-ESP1	MEIJ -ESP2	MEIJ - LEBINC	CSE
Nº de batimentos	28	28	28	-
μ (ms)	-58.71	-53.29	-49.46	-
σ (ms)	-0.3	1.83	-2.57	37.1

	LEBINC-ESP1	LEBINC -ESP2	CSE
Nº de batimentos	28	28	-
μ (ms)	-9.25	3.83	-
σ (ms)	2.27	4.4	37.1

O algoritmo de Laguna apresentou em relação ao especialista ESP2, para os registros *Aur* e *Sid*, uma diferença acentuada com relação às suas médias, devido às características próprias de seus registros, embora o desvio padrão esteja dentro dos valores esperados, tanto em relação as medições apresentadas pelo CSE quanto a medições manuais. Comparando as medidas apresentadas pelo algoritmo de Laguna com o especialista ESP1 em relação ao especialista ESP2, vê-se que o algoritmo de Laguna teve um desempenho muito similar.

Tabcia 3.4 - Comparaçao das medições apresentadas pelos métodos automáticos em relação as medições manuais, com relação as amostras individuais

	LAGUNA-ESP1		LAGUNA-ESP2		LAGUNA- LEBINC		ESP1-ESP2	
Registros	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)
Ju	-27.2	-10.94	25.2	-10.94	-26.7	-14.07	2	1.94
Aur	-64.83	-1.64	-54.67	-1.72	-51.5	-7.77	10.16	-0.08
Sid	-37.66	4.94	-40.33	8.99	-28	8.99	-2.67	4.05
Nor	-4	16.88	9.33	20.84	-1.5	18.63	13.33	3.96
103imt	-29.83	-7.13	-10.66	-4.77	-10.16	-0.46	19.17	4.67

	MEIJ-ESP1		MEIJ -ESP2		MEIJ - LEBINC	
Registros	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)
Ju	-57.17	-9.95	-55.17	-11.89	-56.67	-13.08
Aur	-76.33	-1.71	-66.33	-1.79	-51.5	-7.77
Sid	-58	-8.05	-60.67	-8.05	-48.34	-1.89
Nor	-59.5	-7.45	-46.17	-3.49	-57	-5.7
103imt	-53.83	-9.44	-34.66	-4.77	-34.16	-2.77

	LEBINC -ESP1		LEBINC -ESP2	
Registros	μ (ms)	σ (ms)	μ (ms)	σ (ms)
Ju	-0.5	3.13	1.5	1.19
Aur	-24.83	6.06	-14.67	5.98
Sid	-9.66	-6.16	-12.33	-2.11
Nor	-2.5	-1.75	10.83	2.21
103imt	-19.67	-6.67	-0.5	-2

Com relação ao algoritmo de Meij, as medidas foram elevadas quando comparadas com os outros dois algoritmos e as medidas manuais, isto porque a deteção do início da onda Q é muito robusta, e o final da onda T é fortemente dependente da janela apresentada pelo algoritmo de Algra, também implementado no algoritmo de Meij.

O algoritmo de LEBINC apresentou um resultado muito próximo das medidas manuais para os três conjuntos de registros apresentados, principalmente para as medições realizadas pelo especialista ESP2.

4 CONCLUSÕES

As principais conclusões desta pesquisa podem ser summarizadas como segue:

1. Os médicos, fisiologistas e pesquisadores atuantes na área de medição do intervalo QT do eletrocardiograma necessitam definir precisa, justificada e universalmente os pontos correspondentes ao início da onda Q e ao término da onda T, provavelmente em função de fenômenos fisiológicos e considerando particulares aplicações médicas.

2. Os métodos de engenharia, principalmente em processamento de sinais, não constituem barreiras ou limitações à adequada medição do intervalo QT e de sua variabilidade.

3. Os autores de publicações nesta área devem ser mais cuidadosos, detalhistas e concientes, inclusive possibilitando o uso de seus desenvolvimentos e implementações computacionais a outros pesquisadores quando solicitados.

4. Os fabricantes de equipamentos que medem automaticamente o intervalo QT devem informar detalhada e precisamente nos documentos acompanhantes desses instrumentos qual foi o método e o procedimento de avaliação clínica adotados ao longo do desenvolvimento do aparelho, bem como os resultados obtidos.

5. Há necessidade de se determinar de maneira universal e facilmente disponível uma base de dados padrão para avaliação, validação e comparação dos métodos atuais e de novos métodos automáticos para medição do intervalo QT e de sua variabilidade.

Referências Bibliográficas

- ALGRA, A.; BRUN, H.; ZEELENBERG, C. An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG. In: CONFERENCE ON COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Boston, 1986. **Proceedings**. New York, IEEE, 1987. p.117-9

- COMMON STANDARDS IN QUANTITATIVE ELECTROCARDIOGRAPHY WORKING PARTY. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, v.6, p.815-5, 1985.
- ENGELSE, W. A. H.; ZEELENBERG, C. A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Geneva, 1979. *Proceedings*. New York, IEEE, 1979. p.37-42.
- FERRETTI, G.F. et al. A new method for the simultaneous automatic measurements of the RR and QT intervals in ambulatory ECG recordings. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Durham, 1992. *Proceedings*. Los Alamitos, IEEE Computer Society, 1992. p.171-4.
- FRIESEN, G. M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v.37, n.1, p.85-98, Jan. 1990.
- GRUPI, J. C. Comunicação verbal.
- HIGHAM, P.D.; CAMPBELL, R.W.F. QT dispersion. *British Heart Journal*, v.71, p.508-10, 1994.
- LAGUNA, P. et al. New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v.28, p.67-73, 1990.
- LAGUNA, P. et al. Automatic wave onset and offset determination in ECG signal: validation with the CSE database. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Durham, 1992. *Proceedings*. Los Alamitos, IEEE Computer Society, 1992. p.167-70.
- LAGUNA, P.; JANE, R.; CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with CSE database. *Computers and Biomedical Research*, v.27, n.1, p.45-60, Feb. 1994.
- LEPESCHKIN, E.; SURAWICZ, B. The measurement of the QT interval of the electrocardiogram. *Circulation*, v. 6, p.378-8, Sept. 1952.
- McLAUGHLIN, N. B.; CAMPBELL, R. W. F.; MURRAY, A. Effects of filtering and algorithm parameters on automatic QT measurement techniques. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Bethesda, 1994. *Proceedings*. Los Alamitos, IEEE Computer Society, 1995. p.221-4.
- Accuracy of automatic QT measurements techniques. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, London, 1993. *Proceedings*. Los Alamitos, IEEE Computer Society, 1993. p.863-6.
- MEIJ, S.H. et al. An algorithm for automatic beat-to-beat measurement of the QT interval. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Bethesda, 1994. *Proceedings*. Los Alamitos, IEEE Computer Society, 1994. p.597-600.
- NETTER, F.H. *Heart*. New York, CIBA, 1969. 5v. (The CIBA Collection of Medical Illustration).
- PISANI, E. et al. Performance evaluation of algorithms for QT interval measurements in ambulatory ECG recording. In: COMPUTERS IN CARDIOLOGY, Linkoping, 1985. *Proceedings*. New York, IEEE, 1985. p.459-62.
- SILVA, M. R. Atividade elétrica cardíaca. In: AIRES, M. M., coord. *Fisiologia*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991. Cap.30, p.373-82.
- As bases fisiológicas da cardiologia. In: AIRES, M. M. coord. *Fisiologia*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991. Cap.31, p.383-94.
- SIMONSON, E.; CADY, L.D.; WOODBURY, M. The normal QT interval, *American Heart Journal*, v.63, n.6, p.747-53, June 1961.
- TOMPKINS, W. J. *Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM-PC*. Englewood Cliff, Prentice-Hall, 1993.

BOLETINS TÉCNICOS - TEXTOS PUBLICADOS

- BT/PEE/9301 - Oscilador a HEMT - 10 GHz - FÁTIMA S. CORRERA, EDMAR CAMARGO
BT/PEE/9302 - Representação Senoidal da Voz através dos Polos do Filtro Preditor - MARCELO B. JOAQUIM, NORMONDS ALENS
BT/PEE/9303 - Blindagens por Grades Condutoras: Cálculo do Campo Próximo - LUIZ CEZAR TRINTINALIA, ANTONIO ROBERTO PANICALI
BT/PEE/9304 - Sistema de Otimização e Controle de Produção em Minas de Pequeno e Médio Porte - TSEN CHUNG KANG, VITOR MARQUES PINTO LEITE
BT/PEE/9401 - Determinação das Frases de Aplicação Forense para o projeto NESPER e Tese de Mestrado IME/94, com Base em Estudos Fonéticos - MARCONI DOS REIS BEZERRA, EUVALDO F. CABRAL JUNIOR
BT/PEE/9402 - Implementação e Teste de uma Rede Neural Artificial do Tipo KSON (Kohonen Self-Organizing Network) com Entradas Bidimensionais - MARCELO YASSUNORI MATUDA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9403 - Transformada de Walsh e Haar Aplicadas no Processamento de Voz - ALEXANDRE AUGUSTO OTTATI NOGUEIRA, THIAGO ANTONIO GRANDI DE TOLOSA, EUVALDO F. CABRAL JÚNIOR
BT/PEE/9404 - Aplicação de Redes Neurais ao Problema de Reconhecimento de Padrões por um Sonar Ativo - ALEXANDRE RIBEIRO MORRONE, CRISTINA COELHO DE ABREU, EDUARDO KOITI KIUKAWA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9405 - Tudo que se Precisa Saber sobre a Prática da FFT - Transformada Rápida de Fourier (Inclui Software) - ROGÉRIO CASAGRANDE, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9406 - A Survey on Speech Enhancement Techniques of Interest to Speaker Recognition - CELSO S. KURASHIMA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9407 - Identificação de Pulses Decádicos em Linhas Telefônicas - ANTONIO P. TIMOSZCZUK, MÁRCIO A. MATHIAS, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9408 - Implementação e Teste de Filtros do Tipo Adaptativo e "Notch" para a Remoção de Interferência de 60 Hz em Sinais de Eletrocardiograma - FLÁVIO ANTÔNIO MENEGOLA, JOSÉ AUGUSTO DE MATTOS, JOSÉ GOMES G. FILHO, SIDNEY SILVA VIANA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9409 - Compressão de Sinais de Voz utilizando Transformadas de Karhunen-Loève, Fourier e Hadamard - IVAN LUIS VIEIRA, LUIZ FERNANDO STEIN WETZEL, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9410 - "Ray Tracing" Paralelo - EDUARDO TOLEDO SANTOS, JOÃO ANTONIO ZUFFO
BT/PEE/9411 - Implementação de uma Ferramenta Posicionador para "Gate-Arrays" Tipo Mar de Portas - JORGE W. PERLAZA PRADO, WILHELMUS A. M. VAN NOIJE
BT/PEE/9412 - Tudo que se Precisa Saber Sobre a Teoria da FFT - Transformada Rápida de Fourier - FÁBIO LUÍS ROMÃO, REINALDO SILVEIRA, ROGÉRIO CASAGRANDE, EUVALDO CABRAL JR.
BT/PEE/9413 - Análise do Ruído Sonoro em uma Sala de Aquisição de Amostras de Som com Microcomputador - FÁBIO LUÍS ROMÃO, REINALDO SILVEIRA, EUVALDO CABRAL JR.
BT/PEE/9414 - Cor: Aspectos Relevantes para Visualização de Dados - SÍLVIA DELGADO OLABARRIAGA
BT/PEE/9415 - Projeto de Filtros Digitais IIR com Fase Aproximadamente Linear Utilizando Redução de Ordem - IVAN F. J. RODRIGUES, MAX GERKEN
BT/PEE/9416 - GERAFLITO: Sistema para Projeto Automático de Filtros Digitais "IIR" (da especificação em alto nível ao leiaute do "ASIC") - RICARDO PIRES, JOSÉ VIEIRA DO VALE NETO
BT/PEE/9417 - Redes Neurais Artificiais Aplicadas à Identificação de Pulses Decádicos em Linhas Telefônicas - ANTONIO P. TIMOSZCZUK, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9501 - Estudo Comparativo de Métodos de Cálculo da Frequência Fundamental - MARCOS COSTA HUNOLD, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9502 - Combinando Técnicas de Redes Neurais Artificiais e Informações de Excitação no Reconhecimento Automático do Locutor - ANDRÉ BORDIN MAGNI, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9503 - Utilização de Redes Neurais Artificiais para Detecção e Identificação de Falhas em Circuitos - MÁRCIO YUKIO TERUYA, ROBERTOAMILTON BERNARDES SÓRIA, EUVALDO CABRAL JR.
BT/PEE/9504 - Uso de Redes Neurais Artificiais no Reconhecimento de Locutores no Domínio Temporal - BENEDITO JOSÉ BARRETO FONSECA JÚNIOR, EUVALDO CABRAL JÚNIOR
BT/PEE/9505 - Projeto de Filtros Passivos e Ativos em Técnicas de Circuitos Integrados de Microondas - DAVID VIVEIROS JÚNIOR, DENISE CONSONNI
BT/PEE/9506 - Uma Análise de Clustering para as Frases de Projeto NESPER - RONALDO OLIVEIRA MESSINA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9507 - Controle com Estrutura Variável e Modos Deslizantes - Um Estudo para Aplicação em Controle Carga-frequência da Geração - JOSE PAULO F. GARCIA, JOCELYN FREITAS BENNATON
BT/PEE/9508 - Recuperação das Margens de Ganho e de Fase para Sistemas de Fase Não Mínima por Realimentação da Saída - MARCO H. TERRA, VITOR M. P. LEITE
BT/PEE/9509 - Sistema de Inspeção Óptica de Dispositivos Bi-Dimensionais - CASIMIRO DE ALMEIDA BARRETO, PEDRO LUIZ PRÓSPERO SANCHEZ
T/PEE/9510 - Sistema de Partículas Uma Poderosa Técnica de Animação em Computação Gráfica - RENATO CURTO RODRIGUES, JOÃO ANTONIO ZUFFO
BT/PEE/9511 - Efeito de Ruídos em Sinais de Voz Visualizados em Trajetórias Neurais de Kohonen - CELSO S. KURASHIMA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9601 - "Um Reconhecedor de Sinais Sonoros Utilizando LVQ" - ALEXANDRE TORNICE, EUVALDO CABRAL JR.
BT/PEE/9602 - "Coleção Artificial Neural Networks: Uma Visão Geral dos Sistemas Neurais Artificiais de Stephen Grossberg" - CHIU HSIUNG HUANG
BT/PEE/9603 - "Reactively-Sputtered TiN Formation Using a RF Magnetron System" - SÉRGIO PAULO AMARAL OSÓRIO, LUIZ SÉRGIO ZASNICOFF
BT/PEE/9604 - Aspectos em Tradução de Linguagens Naturais Através de Redes Neurais Artificiais - CARLOS EDUARDO DANTAS DE MENEZES, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9605 - Implementação de Blocos Passa-Tudo Utilizando Realimentação de Erro - SÉRGIO JOSÉ CARNEIRO LEÃO, MAX GERKEN
BT/PEE/9606 - Coleção *SANL group* Redes Neurais Artificiais: A Rede Neural de Sakoe - ANDRÉ BORDIN MAGNI, EUVALDO F. CABRAL JR.

BT/PEE/9607 - Coleção *SAIN group* Redes Neurais Artificiais: A Rede Neural de Steinbuch - ROBERTO AMILTON
BERNARDES SÓRIA, EUVALDO F. CABRAL JR.
BT/PEE/9608 - Desenvolvimento de uma Estrutura de Duplo Nível de Metal para a Confecção de Interconexões em Circuitos Integrados - JOSÉ AUGUSTO DE ALENCAR PEREIRA, LUIZ CARLOS MOLINA TORRES
BT/PEE/9609 - Determinação de Parâmetros de Processo para Fotomáscara "Balzers" Utilizando Gerador de Padrões - JORGE SEKI, MEGUMI SAITO
BT/PEE/9610 - Um Ambiente para Desenvolvimento de Sistemas Distribuídos - PEDRO F. ROSA, JOÃO A. ZUFFO
BT/PEE/9611 - Interpretações Teóricas do Funcionamento Cerebelar: Uma Revisão - MARCUS FRAGA VIEIRA, ANDRÉ FÁBIO KOHN
BT/PEE/9612 - Marcapasso Cardíaco Temporário Microcontrolado de Demanda e Baixo Consumo - FLAVIO ANTONIO MENEGOLA, JOSÉ CARLOS TEIXEIRA DE BARROS MORAES
BT/PEE/9613 - Um Sistema de Planejamento de Ação Baseado em Casos para uma Célula Flexivel de Manufatura - RICARDO LUÍS DE FREITAS, MÁRCIO RILLO
BT/PEE/9614 - Aplicações do Boundary-Scan para o Teste de Módulos Multichip - ROBERTO C. COSSI JR., JOSÉ ROBERTO DE A. AMAZONAS
BT/PEE/9615 - A 2.488 Gb/s GaAs 1:4/1:16 Demultiplexer IC with Skip Circuit for Sonet STS-12/48 Systems - TAUFIK ABRÃO, FATIMA S. CORRERA
BT/PEE/9616 - Uma Contribuição para a Construção de Algoritmos em Projetos de Redes - ALLAN DE SOUZA, JOSÉ ROBERTO CASTILHO PIQUEIRA

U

Q

U

Q

1

2

3