

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
UNICAMP
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP
como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Elétrica.

TÍTULO: OBTENÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAFIA
DE ALTA RESOLUÇÃO

AUTOR: Belisário Nina Hualpa
ORIENTADOR: Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa OK
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Amauri Lopes OK

Este exemplar corresponde à redação final da tese	
defendida por	Belisário Nina Hualpa
e aprovada pela Comissão	
Julgadora em	21 12 1992
 Orientador	

Campinas, São Paulo, 1992

Dedico esta tese a uma pessoa
muito maravilhosa que me auxiliou
em todo instante, apesar
dos meus erros e da minha in-
constância para com Ele.

... Você também pode descobrir
essa pessoa maravilhosa ...

(Apo. 3.20)

Dedido também a Maria de
Lourdes e Luiz Felipe.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa pela orientação, confiança e amizade.

Ao Prof. Dr. Amauri Lopes pela orientação e ensinamentos.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica e Departamento de Comunicações pelos ensinamentos.

Aos amigos e colegas pela colaboração na elaboração desta tese, pela camaradagem e pela amizade.

Ao pessoal do Centro de Engenharia Biomédica, em especial os do Laboratório de Engenharia Médica, pela colaboração.

Ao pessoal de Cardiologia-Sector de Arritmias- HC-UNICAMP, em especial ao Dr. Claudio Pinho, pela constante colaboração.

Aos amigos Luis Alcoreza, Marta Fernandez e Giorgio Ghielmini pelo constante apoio moral e material.

A minha família em geral pelo esforço e apoio que me deram na educação básica, que sem ela não conseguiria terminar este curso.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente fizeram possível a finalização deste trabalho.

A Maria de Lourdes e Luiz Felipe pelo carinho, incentivo e muita paciência.

Ao Governo do Brasil por ter-me possibilitado realizar o curso de Mestrado e ao CNPQ pelo auxílio financeiro.

RESUMO

No presente trabalho, sinais de Eletrocardiografia de Alta Resolução (ECG-AR) são obtidos, processados e então analisados os chamados Potenciais Tardios Ventriculares (PTV), que resultam da despolarização defasada (tardia) do tecido cardíaco ventricular. Os PTV aparecem na fase final da despolarização ventricular, são de pequena amplitude e apresentam componentes de alta frequência quando comparados os demais potenciais de despolarização ventricular. Como consequência, não é possível observá-los usando ferramentas convencionais, já que, os potenciais devido à despolarização ventricular e ao ruído (muscular, dos eletrodos e da instrumentação utilizada) mascaram os PTV. Portanto, é necessário utilizar métodos que permitam filtrar o ruído e permitam verificar a existência ou não de PTV. Para filtrar o ruído e para obter o sinal de ECG-AR, utiliza-se a técnica de promediação. Para a detecção e análise dos PTV, foram especialmente implementadas ferramentas de processamento de sinais: 1) a Transformada de Fourier de Curta Duração (TFCD); e 2) a Distribuição de Wigner (DW). Estas duas técnicas permitem a análise de sinais de ECG-AR no duplo domínio tempo-frequência, procurando-se estabelecer critérios de positividade da existência ou não dos PTV. Para validar e parametrizar os PTV será necessário realizar muitos exames em indivíduos normais e naqueles suspeitos de serem propensos a sofrer arritmias ventriculares.

ABSTRACT

In the present work, High Resolution Electrocardiography (HR-ECG) signals are obtained, processed and then ventricular late potentials which result from the late depolarization of the ventricle are analysed. Late potentials are generally present at the end of ventricular depolarization, presenting small amplitude and high frequency components when compared to ventricular depolarization signals. Therefore, it is not possible to observe those signals using conventional instrumentation due to ventricular activation and noise (from muscle contraction, electrodes and instrumentation). So, it is necessary to use methods which permit to improve signal-to-noise ratio of the ECG and to verify the existence of the late potentials. The signal averaging method is used to obtain high resolution ECG. In order to detect and analyse the late potentials two signal processing techniques were implemented: 1) the Short Time Fourier Transform; and 2) the Wigner Distribution. These techniques allow the analysis in both time and frequency domains simultaneously and they have been used to try to detect late potentials. Normal patients as well as patients at risk of developing ventricular arrhythmias shall be tested using the methods implemented in order to validate them.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

-BASES ANATOMO-FISIOLOGICAS

1.1	O coração como bomba	2
1.2	Ativação do coração.....	2
1.3	Eletrocardiograma convencional (ECG).....	4
1.4	Arritmias cardíacas.....	4
1.4.1	Ritmos sino-atriais.....	5
1.4.2	Extra-sístoles.....	6
1.4.3	Bloqueio de transmissão atrio-ventricular.....	7
1.4.4	Fibrilação ventricular.....	8
1.5	Reentrada e Potencial Tardio Ventricular (PTV).....	9

-DEFINIÇÃO E HISTÓRICO DE ECG-AR

1.6	O Eletrocardiograma de Alta Resolução (ECG-AR).....	10
1.7	Análise do ECG-AR no domínio do tempo.....	11
1.8	Análise do ECG-AR no domínio da frequência.....	12
1.9	O estudo de PTV na UNICAMP.....	13

-OBJETIVOS.....	15
-----------------	----

CAPÍTULO 2 - INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADA

2.1	Descrição geral do sistema.....	17
2.2	Equipamentos utilizados.....	20

ÍNDICE

CAPÍTULO 3 - OBTENÇÃO DO SINAL DE ECG-AR

3.1	Introdução.....	23
3.2	Bases teóricas da promediação.....	24
3.3	Medida de ruído.....	25
3.4	Rejeição de segmentos com alto nível de ruído.....	25
3.5	Controle de qualidade do sinal de ECG-AR.....	25
3.6	Software do sistema de obtenção de ECG-AR.....	26
I	Aquisição de dados.....	26
II	Escolha do sinal padrão.....	27
III	Comparação com o sinal padrão.....	27
IV	Medida da variância do ruído a cada batimento.....	28
V	Promediação	28
VI	Medida do ruído residual no sinal promediado.....	29
VII	Gravação.....	29

CAPÍTULO 4 - PROCESSAMENTO DO SINAL DE ECG-AR

4.1	Introdução.....	33
4.2	Transformada de Fourier de Curta Duração (TFCD).....	34
4.2.1	Problema de resolução espectral.....	35
4.2.2	Uso da TF da derivada do sinal como alternativa para melhorar a resolução espectral.....	36
4.2.3	Caracterização dos PTV usando a técnica da TFCD.....	38
4.2.3	A Distribuição de Wigner (DW).....	43
4.3.1	Sinal analítico.....	44
4.3.2	O efeito dos chamados "cross terms".....	45
4.2.3	Uso da DW em sinais de ECG-AR na caracterização dos PTV	49

CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

5.1	Obtenção do sinal de ECG-AR.....	54
5.2	Processamento do sinal de ECG-AR.....	57

ÍNDICE

CAPÍTULO 6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas.....	65-69
APÊNDICE I: CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL.....	70
APÊNDICE II: USO DE JANELAS.....	77
APÊNDICE III: PROPRIEDADES DA DISTRIBUIÇÃO DE WIGNER.....	83

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

BASES ANÁTOMO-FISIOLÓGICAS

1.1 O coração como bomba

O coração é uma bomba pulsátil de quatro câmaras, composto por dois átrios e dois ventrículos (figura 1.1). Os átrios funcionam como vias de acesso para os ventrículos, que por sua vez impulsionam o sangue através dos pulmões e do sistema periférico (Guyton, 1981).

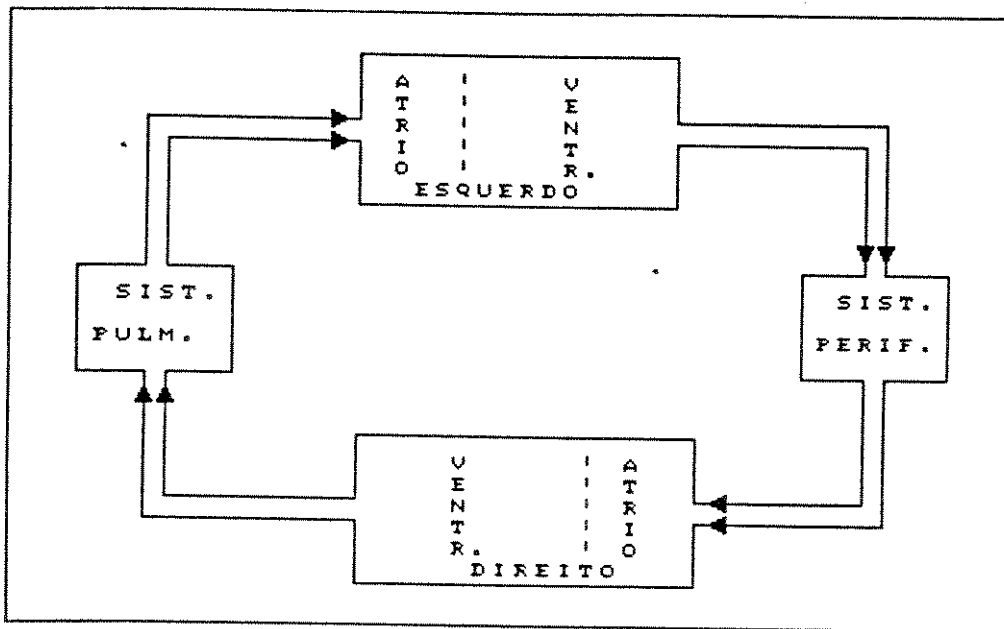


Figura 1.1. O coração como bomba.

1.2 Ativação do coração

Mecanismos especializados de excitação, condução e contração mantêm a ritmicidade do coração. Os mecanismos de excitação e condução correspondem à atividade elétrica e o mecanismo de contração corresponde à atividade mecânica. A excitação elétrica inicia-se no nódulo sino-atrial (SA) (figura 1.2) localizado no átrio direito, propaga-se até o nódulo atrio-ventricular (AV)

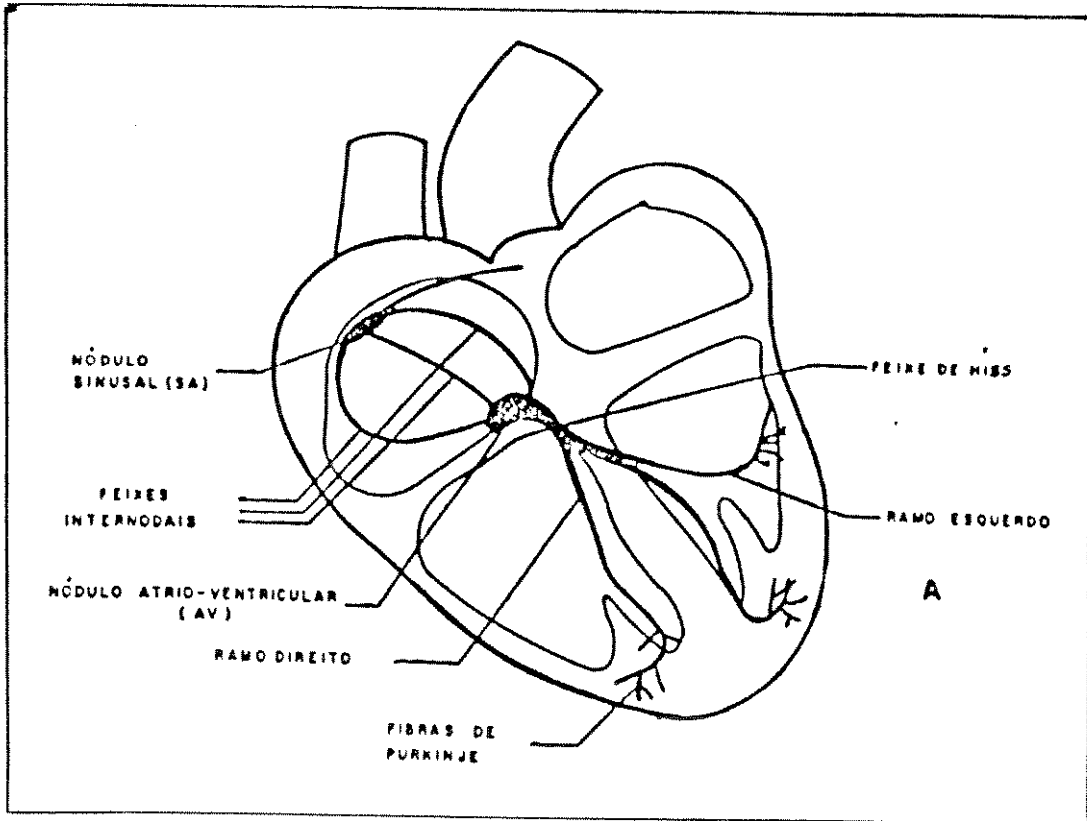


Figura 1.2. Representação da atividade elétrica do coração.

que constitui o ponto de ligação elétrica entre os átrios e os ventrículos, e onde ocorre um atraso que permite que os ventrículos comecem a se contrair após a finalização da contração atrial. Em seguida, a propagação elétrica espalha-se para os ventrículos através do feixe de Hiss e ramificações periféricas chamadas fibras de Purkinje de modo sincronizado e coordenado (Guyton, 1981). Essa atividade pode ser registrada através de eletrodos na superfície cutânea.

1.3 O eletrocardiograma (ECG)

Em geral, o registro das variações de potencial na superfície do corpo é conhecido como Eletrocardiograma (ECG). O sinal de ECG de um paciente considerado normal, tem como padrão as chamadas ondas P, QRS e T (figura 1.3). Em linhas gerais, pode-se dizer que a onda P corresponde à despolarização do átrio, o complexo QRS corresponde à repolarização do átrio e despolarização do ventrículo, e a onda T corresponde à repolarização do ventrículo. Esta forma de onda tende a se repetir regularmente definindo o que se chama de ritmo do batimento cardíaco, também conhecido como frequência cardíaca que mede o número de batimentos por minuto (bpm).

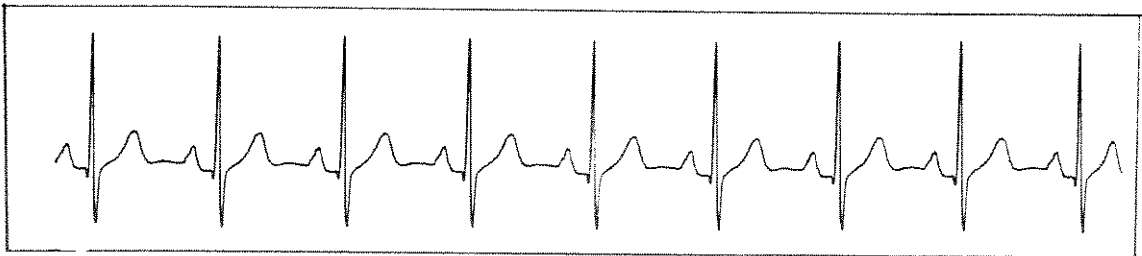


Figura 1.3. Forma típica de sinal de ECG (modificado de Webster, 1978)

1.4 Arritmias cardíacas

Para que o coração possa manter uma ação de bombeamento eficiente, todas as suas partes componentes devem manter uma ativação e contração coordenada. Uma arritmia é definida como uma

variação do ritmo normal do batimento cardíaco. Em geral, uma arritmia pode resultar de alterações na descarga do nódulo sinusal de interferências com a condução, da produção de focos ectópicos ou da combinação dos três fatores (Mountcastle, 1978). O registro de ECG está diretamente relacionado com essas alterações, e através desse registro pode-se avaliar algumas arritmias. A seguir são descritas algumas arritmias típicas.

1.4.1 Ritmos sino-atriais

O ritmo no nódulo SA é influenciado por mecanismos cronotrópicos negativos (diminuição de frequência cardíaca) e cronotrópicos positivos (aumento de frequência cardíaca) desencadeado por exercícios físicos, drogas, doenças cardíacas, etc. (figura 1.4.1). Considera-se um ritmo normal quando a frequência cardíaca está entre 60 a 100 bpm, bradicardia quando a frequência cardíaca está abaixo de 60 bpm e taquicardia quando está acima de 100 bpm. Pode-se notar, na figura 1.4.1, que para cada onda P existe uma onda QRS. Isto significa que o marcapasso inicia-se no átrio e que a cada despolarização atrial segue-se a despolarização ventricular.

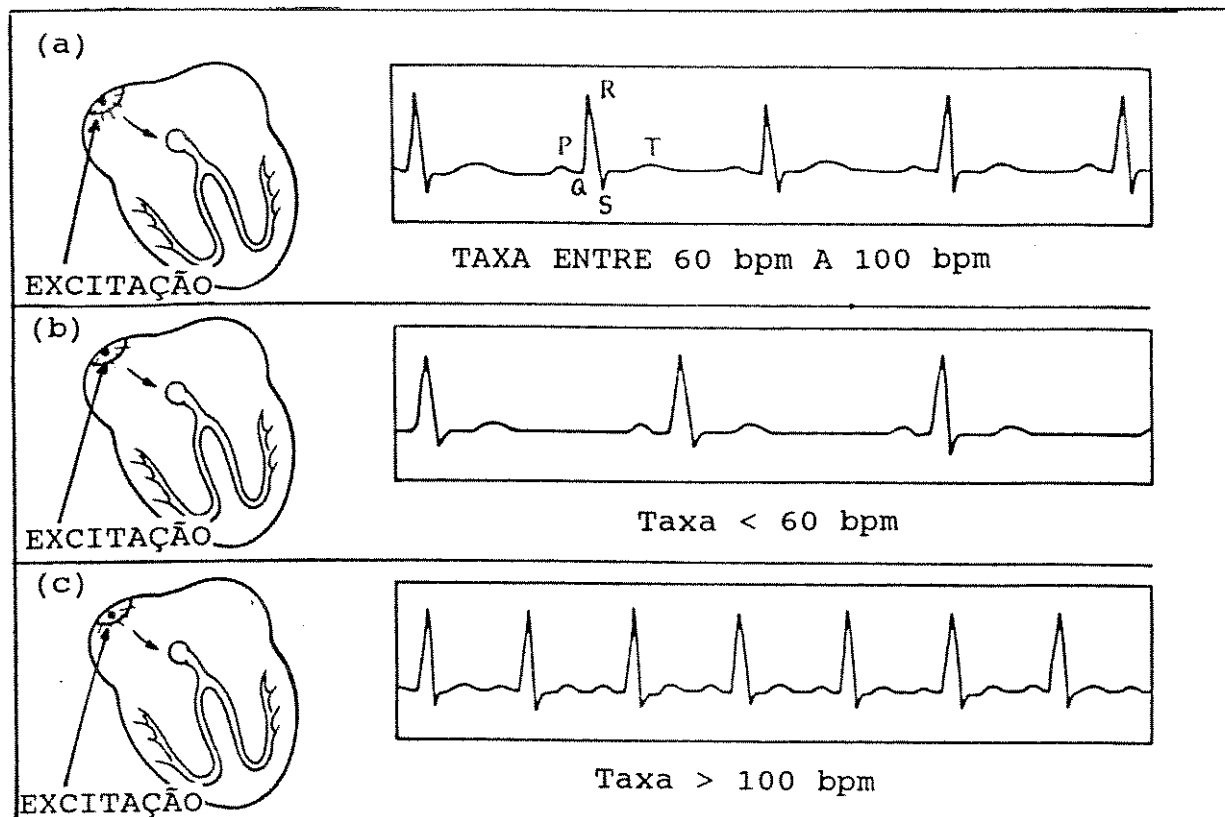


Figura 1.4.1 Rítmos sino-atriais : a) Normal; b) Bradicardia sinusal; c) Taquicardia sinusal. (Modificado de Netter F.H., 1978)

1.4.2 Extra-sístoles

As extra-sístoles originam-se em regiões fora do nódulo SA e assumem eventualmente o papel principal da excitação cardíaca. Elas podem originar-se nos átrios, na junção AV, ou nos ventrículos. A figura 1.4.2 mostra exemplos de sístoles de origem atrial e ventricular.

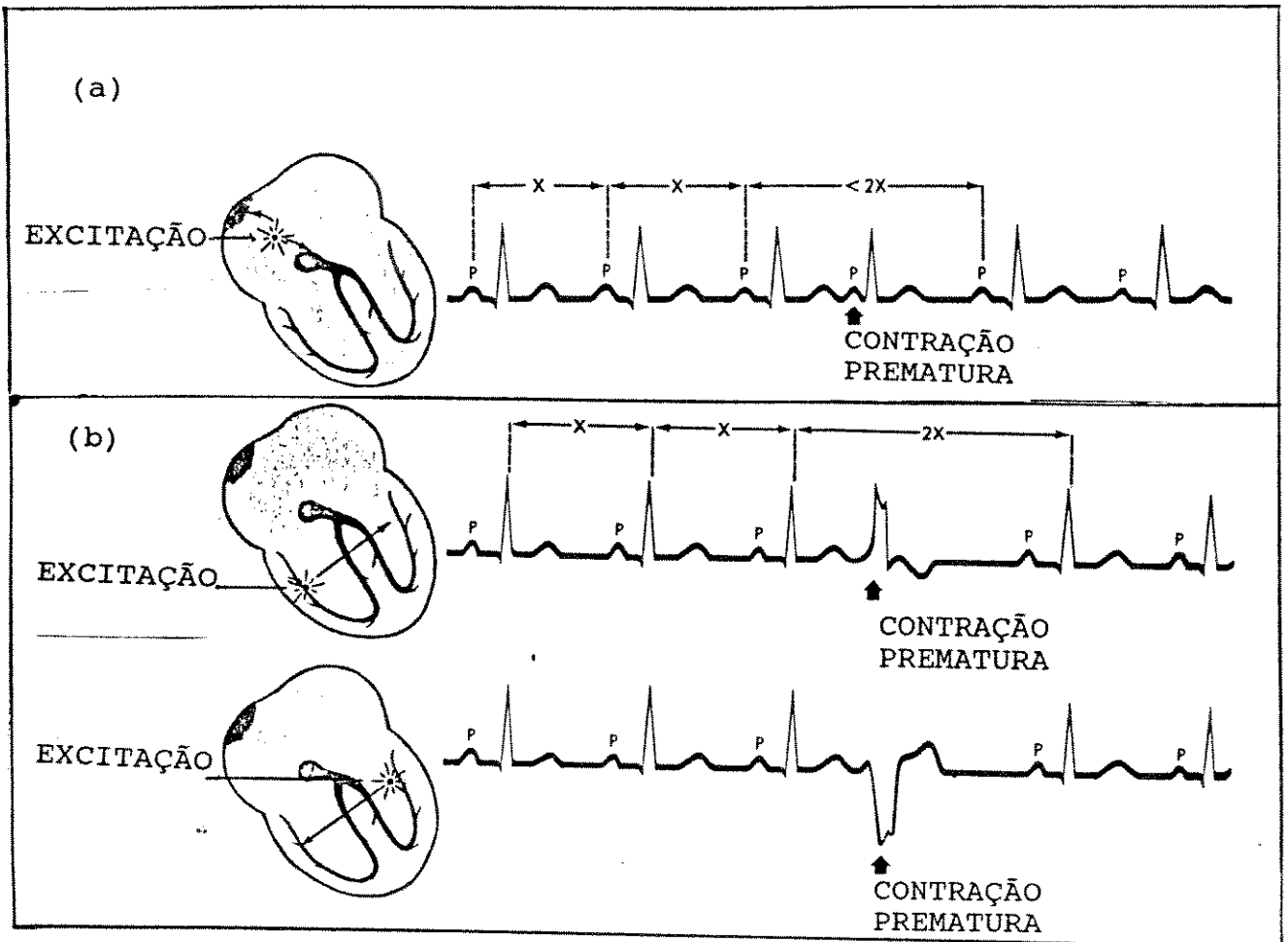


Figura 1.4.2 Sístole prematura: a) Atrial; b) Ventricular. (Modificado de Netter F.H., 1978).

1.4.3 Bloqueio de transmissão átrio-ventricular (AV)

Caracteriza-se principalmente pela dissociação entre a onda P e o complexo QRS. Existem três graus de bloqueios AV: 1) o bloqueio de primeiro grau apresenta intervalos PR prolongados (maior que 0.2 s); 2) o bloqueio de segundo grau apresenta uma relação entre onda P e complexo QRS de 2:1, 3:1 ou de 3:2 (figura 1.4.3.a); 3) o bloqueio de terceiro grau é freqüentemente conhecido como bloqueio total, onde os ritmos atrial e ventricular são completamente independentes (figura 1.4.3.b).

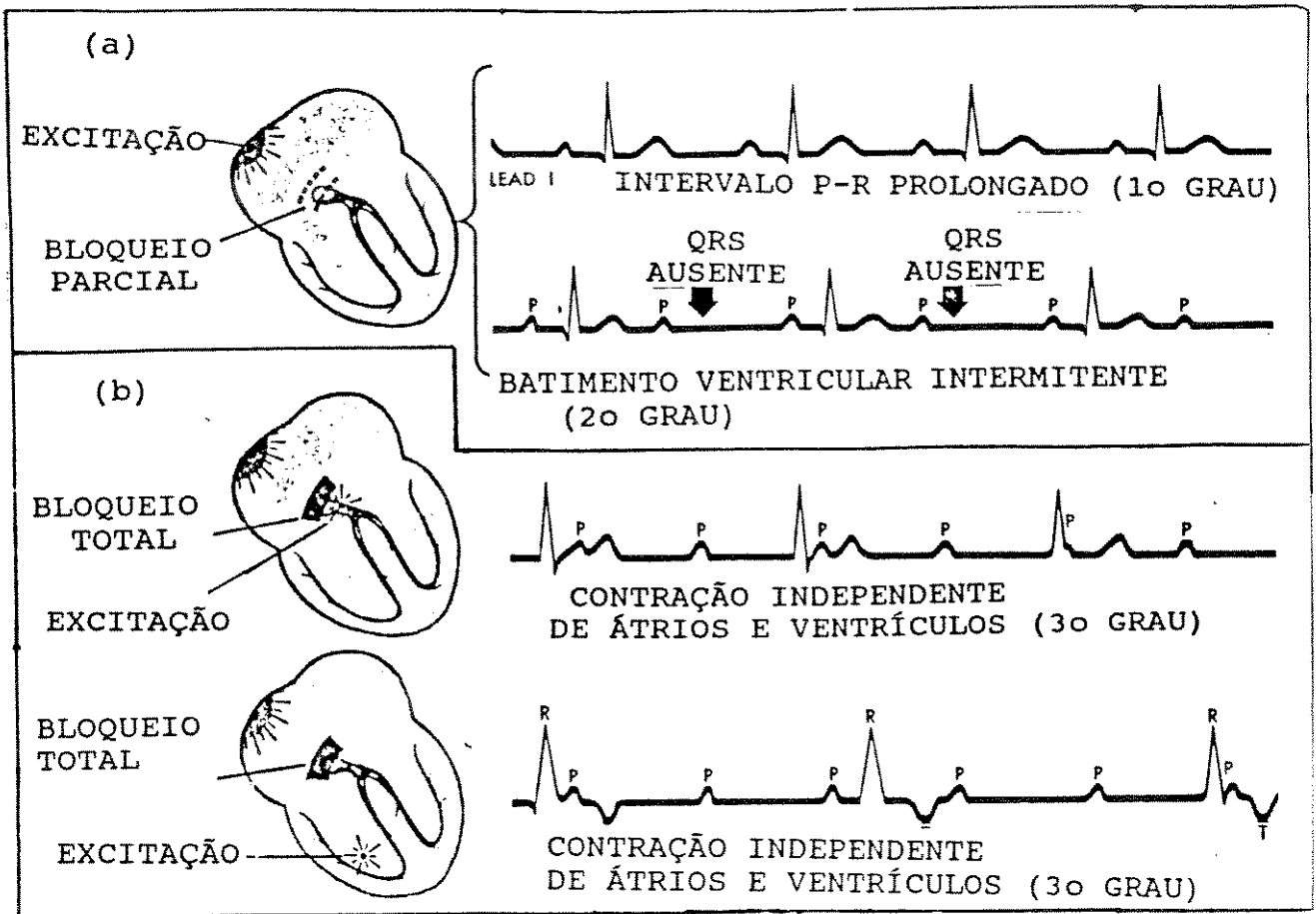


Figura 1.4.3 Bloqueio AV: (a) Bloqueio parcial; (b) Bloqueio total. (Modificado de Netter F.H., 1978).

1.4.4 Fibrilação ventricular

A fibrilação ventricular (figura 1.4.4) é uma completa descoordenação da atividade contráctil do ventrículo. Uma das teorias que explicam a fibrilação é a reentrada (Mountcastle, 1978).

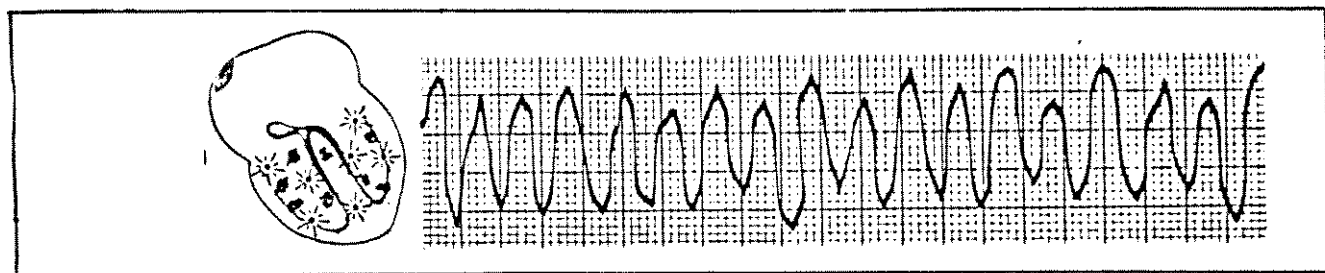


Figura 1.4.4 Fibrilação ventricular

1.5 Reentrada e Potencial Tardio Ventricular (PTV)

A reentrada (figura 1.5) pode ser produzida se o músculo cardíaco é excitado numa área em que o tecido de um lado do ponto (A) da excitação encontra-se em estado refratário. Desta maneira a condução através do tecido refratário (A->C) será bloqueada e a frente de onda da atividade elétrica viajará numa única direção (A->B->C->A), isto é, através do tecido excitável (Mountcastle, 1978). Se a velocidade de condução é baixa e a trajetória longa, a onda excitatória retornará à origem produzindo-se uma reexcitação. As reentradas causadas por infarte de miocárdio ventricular produzem uma atividade elétrica irregular que se manifesta na fase final da despolarização ventricular e que pode ser registrada na superfície do tórax. Devido à ocorrência tardia dessa atividade elétrica foi-lhe dado o nome de "Potencial Tardio Ventricular (PTV)" (El-Sherif, 1977, Simson, 1981).

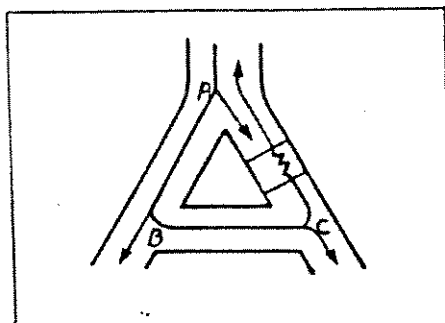


Figura 1.5 Reentrada: na região demarcada entre os pontos A e C, o tecido cardíaco encontra-se no período refratário e não permite a passagem do sinal elétrico. Quando o tecido volta ao estado de repouso, o sinal elétrico se propaga de B para C e deste ponto para A, havendo então uma re-exitação do tecido cardíaco naquela região.

-DEFINIÇÃO E HISTÓRICO DE ECG-AR

1.6 O eletrocardiograma de alta resolução (ECG-AR)

Em meados de 1950, o médico Paul Langer (1952), que trabalhava numa instituição de seguro de vida, observou componentes de baixa amplitude no complexo QRS, que estavam eventualmente correlacionados com doenças do coração. Seguindo esta linha de estudos, Flowers e colaboradores (1969) confirmaram a relação entre esses distúrbios e algumas doenças cardíacas. Em meados de 1969, Scherlag e colaboradores (1969), através da captação dos potenciais do feixe de Hiss via cateterismo, mostraram que sinais de pequena amplitude estavam ocorrendo durante intervalos iso-elétricos. Anos mais tarde, Berbari e colaboradores (1973) usaram a técnica não-invasiva de promediação para melhorar a relação sinal/ruído e assim captar sinais do feixe de Hiss-Purkinje no segmento PR, iniciando-se desta forma a Eletrocardiografia de Alta Resolução (ECG-AR). O ECG-AR é então definido como um sinal de eletrocardiograma com uma boa relação

sinal/ruído, permitindo a visualização de potenciais elétricos de pequena amplitude (dezenas de microvolts), diferentemente dos sinais de ECG convencional, onde só se podem notar as chamadas ondas P, QRS e T.

1.7 Análise do ECG-AR no domínio do tempo

A contribuição significativa na análise dos sinais de ECG-AR foi efetivada por Simson (1981) que, usando a técnica de Vetor Magnitude (VM), tornou possível a separação, através da detecção dos chamados Potenciais Tardios Ventriculares (PTV), entre pacientes normais e aqueles que sofreram Taquicardia Ventricular (TV). Os PTV são sinais de pequena amplitude (da ordem de dezenas de microvolts) e alta frequência (até 250Hz) que aparecem na fase final da despolarização ventricular.

A técnica implementada por Simson consiste em obter sinais elétricos de três derivações ortogonais X, Y e Z com uma boa relação sinal-ruído via técnica de promediação; estes sinais são então filtrados na faixa de 25-250 Hz e combinados numa resultante espacial. Segundo Simson, a divisão entre pacientes normais e aqueles com PTV, depende da análise de dois fatores: (1) a duração do complexo QRS, que se for maior que 120ms considera-se anormal; (2) o valor rms ("root mean square") da área correspondente aos últimos 40ms do QRS filtrado, considerando-se anormal se esse valor for menor que 25 μ V. A figura 1.6, mostra os gráficos de um paciente normal e outro que sofreu taquicardia ventricular.

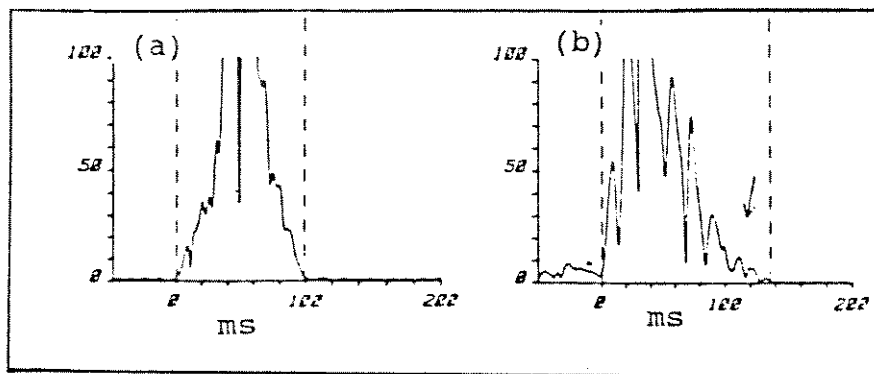


Figura 1.6. Análise do ECG-AR no domínio do tempo: paciente normal (a), paciente que sofreu Taquicardia Ventricular (b). (Modificado de Simson, 1981).

1.8 Análise de ECG-AR no domínio da frequência

Cain e colaboradores (1984) introduziram o uso da técnica da Transformada de Fourier nos últimos 40ms do complexo QRS do sinal de ECG-AR para identificar pacientes propensos a uma taquicardia ventricular sustentada. A técnica consiste em "janelar" os últimos 40 ms do complexo QRS e calcular o espectro em frequência via Transformada de Fourier (TF). Segundo Cain, para separar pacientes normais dos patológicos, calcula-se a área compreendida entre 0 a -60 dB e encontra-se o valor da magnitude do espectro em 40 Hz. Considera-se anormal se a área for maior que 2400 e se o valor da magnitude da densidade espectral de potência em 40 Hz for menor que 47 dB. Esta análise é realizada em cada derivação

independentemente. A figura 1.7 mostra o resultado desta técnica em um ECG-AR de um paciente normal (a) e outro que sofreu TV após um infarte de miocárdio (b).

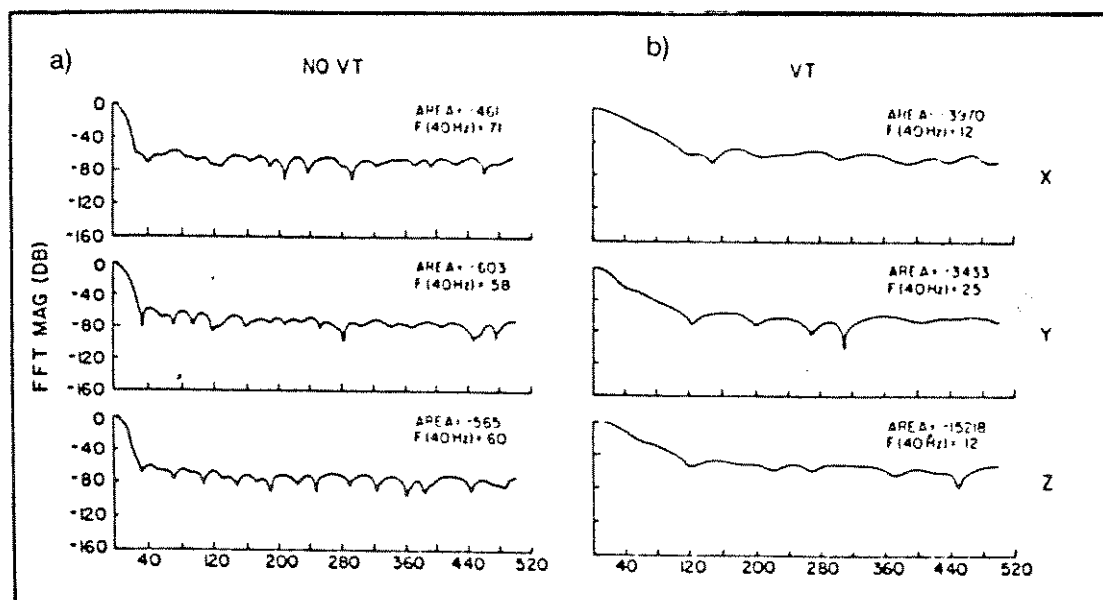


Figura 1.7. Análise no domínio da frequência: paciente normal (a), paciente que sofreu TV depois de um infarte de miocárdio (b). (Cain, 1984).

Esta técnica também foi estudada e questionada por outros pesquisadores (Kelen et al., 1987; Machac et al., 1988). O tamanho do segmento (40 ms), a determinação do segmento, o tipo de janela aplicada, entre outros, foram os pontos mais criticados. Harberl e colaboradores (1988), introduziram a TF parcelada como um método sensitivo, numa faixa de -20ms a +100ms a partir do final do complexo QRS, onde cada parcela tem uma duração de 25ms com 2ms entre duas parcelas adjacentes. Esta

técnica foi seguida por outros pesquisadores (Lander et al., 1990) com estudos mais aprofundados no aproveitamento das propriedades matemáticas da TF e na caracterização fisiológica do sinal de ECG-AR. Através destes estudos chegou-se a concluir que os potenciais tardios e o complexo QRS são sinais cujo espectro de frequência varia com o tempo. Para pacientes normais, no segmento ST do sinal de ECG-AR, geralmente não se verifica a existência de potenciais elétricos diferentes de zero. Consequentemente o aparecimento de "energia espectral" nesse segmento estaria fortemente ligado com a presença dos PTV, já que estes ocorrem neste segmento. Assim, fazendo-se a análise espectral do segmento ST, seria possível detetar os PTV.

1.9 O estudo de PTV na UNICAMP

Foi iniciada uma linha de pesquisa sobre os PTV no DEB/FEE, no CEB e no HC-UNICAMP com o trabalho de Alcocer (1990) sobre a "extração não-invasiva e análise de PTV" que consistiu em: (1) obter e filtrar o sinal de ECG-AR na faixa escolhida pelo usuário (25-250 Hz, 40-250 Hz, 60-250 Hz); (2) combinar as três derivações ortogonais X, Y e Z formando o vetor magnitude (VM); (3) calcular: (a) a duração do complexo QRS; (b) o valor rms dos 40 ms anteriores ao final do complexo QRS; (c) o valor rms do resíduo após o final de QRS, e (d) a duração dos sinais abaixo de 40 μ V anteriores ao final do complexo QRS. Foram obtidos registros de sinais de ECG de pacientes supostamente normais e outros que sofreram algum distúrbio que sabidamente poderiam induzir ao aparecimento de PTV.

O trabalho de Alcocer foi direcionado ao estudo do ECG-AR no domínio do tempo. O presente trabalho pretende contribuir para o estudo de PTV no duplo domínio tempo-frequência, além de implementar um novo programa para a obtenção do sinal de ECG-AR.

-OBJETIVOS

Para dar continuidade ao trabalho iniciado por Alcócer e colaboradores (1990) na UNICAMP, tem-se como objetivos principais:

a) Implementar um "software" para a obtenção do sinal de ECG-AR visando um controle de qualidade a cada segmento (batimento) aceito e a avaliação constante do ruído residual no sinal promediado através de métodos estatísticos.

b) Adicionar duas novas ferramentas de processamento de sinais de ECG-AR no duplo domínio tempo-frequência para a caracterização dos PTV: (1) a Transformada de Fourier de Curta Duração (TFCD); (2) a Distribuição de Wigner (DW) .

CAPÍTULO 2

INSTRUMENTAÇÃO UTILIZADA

2.1 Descrição geral do sistema

O sistema de obtenção e processamento de sinais de ECG-AR (figura 2.1) compõe-se de três fases:

Na primeira fase realiza-se a captação dos sinais de ECG na superfície torácica do paciente nas derivações ortogonais X, Y e Z, respectivamente, os quais são amplificados adequadamente e gravados numa fita magnética.

Na segunda fase, realiza-se o processo de digitalização dos sinais de ECG provenientes da fita magnética usando um conversor analógico-digital. Esses sinais digitalizados sofrem posteriormente o processo de promediação para obter-se um sinal de ECG-AR. Além do sinal de ECG-AR obtém-se a evolução da redução do ruído através de métodos estatísticos. O sinal de ECG-AR e a evolução do ruído residual são posteriormente armazenados num disco. Tanto o processo de digitalização quanto o processo de promediação são realizados num microcomputador tipo PC/XT.

Na terceira fase, o sinal de ECG-AR é processado para a caracterização dos PTV através de ferramentas modernas de processamento de sinais digitais como são a TFCD e a DW. O processamento é realizado no ambiente MATLAB num microcomputador PC/AT.

O trabalho desenvolvido corresponde às fases dois e três. A seguir é explicado o desenvolvimento dessas duas fases:

Na fase dois, o software foi implementado em linguagem C. Este software controla o processo de digitalização (multiplexação e frequência de amostragem) dos três canais de entrada correspondentes às três derivações ortogonais X, Y e Z. Estes sinais são posteriormente demultiplexados conformando três vetores correspondentes às derivações X, Y e Z. A seguir realiza-se o processo de promediação onde as principais tarefas além de promediar segmentos sucessivos, são as de realizar o controle de qualidade do segmento candidato a ser promediado e a qualidade do sinal já promediado. Após o processo de promediação, os sinais de ECG-AR e o comportamento do valor RMS do ruído residual no sinal promediado são gravados no disco.

Na fase três, os sinais de ECG-AR gravados no disco são recuperados e processados no ambiente MATLAB num microcomputador PC/AT. Nesta fase usa-se técnicas de processamento digital de sinais (TFCD e DW) que permitem mostrar a distribuição de energia do sinal de ECG-AR no duplo domínio tempo-frequência. A distribuição da energia é mostrada em três dimensões na tela do microcomputador e pode se impressa numa impressora matricial ou laser, além de poderem ser armazenadas em disco rígido.

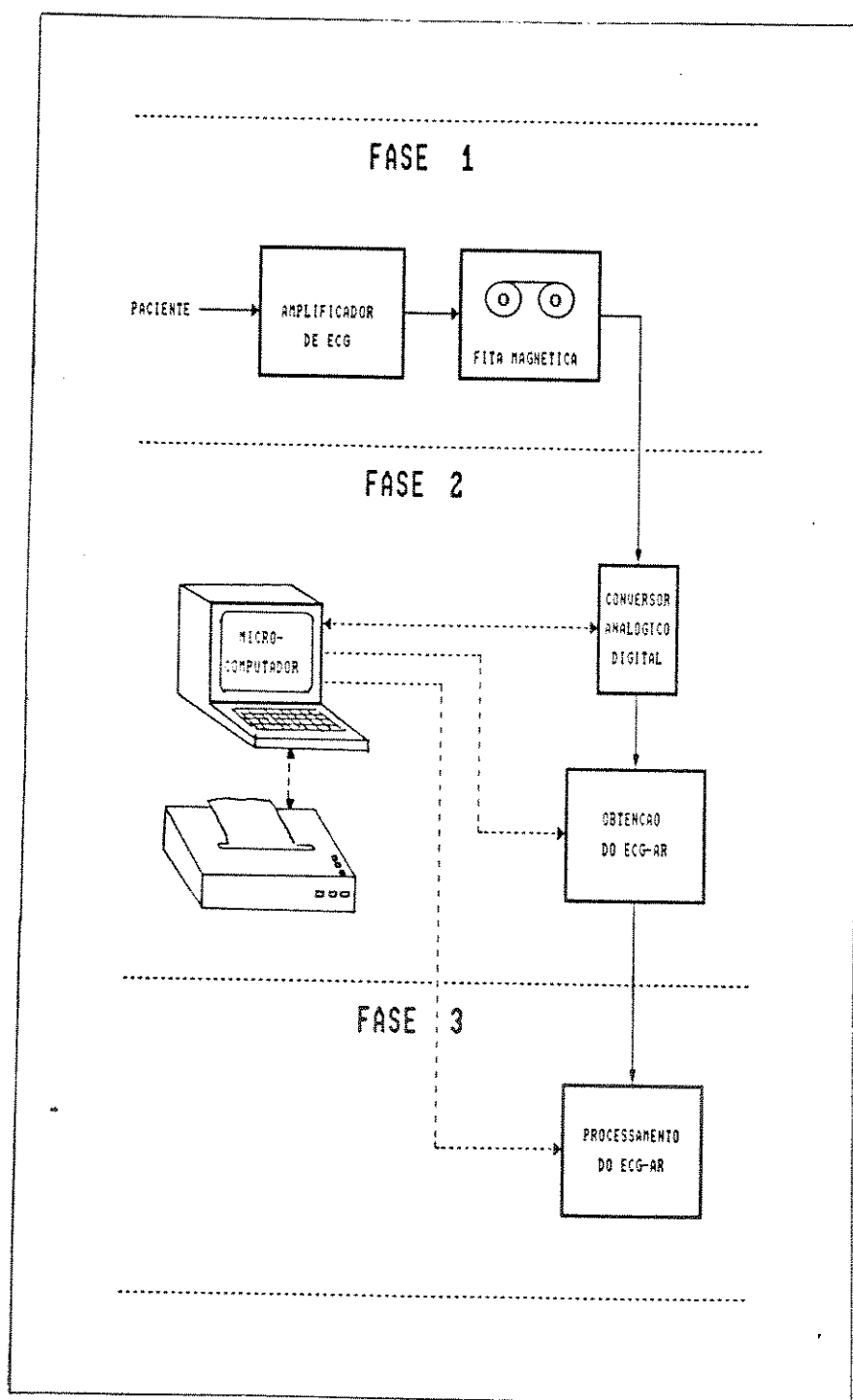


Figura 2.1 Descrição geral do sistema

2.2 Equipamentos utilizados

Para a primeira fase do sistema, utilizou-se basicamente três pares de eletrodos (Ag-AgCl), um amplificador dedicado de três canais (desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica-UNICAMP) com ganhos independentes (1000 - 4000) e com ajustes também independentes de desvio de zero ("offset"). Inclui filtros passa faixas (0.5 - 250 Hz) e filtros "notch" de 60 Hz. A alimentação é por baterias. Para a armazenagem dos sinais de ECG, usou-se um gravador comercial (HP 3968) de seis canais e fitas onde foram gravadas entre 1000 a 1200 batimentos cardíacos por paciente. Além desses equipamentos mencionados, utilizou-se um gerador de sinais para testes e calibração, um osciloscópio para testes em geral, um simulador de ECG e fitas gravadas com sinais de ECG nas derivações convencionais.

Na fase de obtenção do sinal de ECG-AR, entre o gravador e a placa de conversão Analógica- Digital, usa-se 3 cabos de conexão com terminal tipo BNC na extremidade do gravador e com terminal tipo DB25 na extremidade da placa de conversão. A placa de conversão Analógico-Digital comercial (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) é de 10 bits de resolução com 16 canais analógicos de entrada, com controles de temporização (intervalo de amostragem) por software e com controles de lógica (endereçamento, interrupção e acesso direto a memória) através de "jumpers". Usa-se também um microcomputador compatível com IBM-PC-XT (fab. Scopus, modelo Nexus 2600) de 640 Kbytes de memória com co-processador aritmético, e discos flexíveis de 5 1/4 . Para

fins de testes, usou-se um gerador de sinais, um osciloscópio, fitas magnéticas com gravações de sinais de ECG e um simulador de sinais de ECG.

Para o processamento do sinal de ECG-AR utilizou-se um microcomputador PC-AT de 1 Mbyte de memória com co-processador aritmético, discos flexíveis de 5 1/4 e 3 1/2, e uma impressora matricial compatível com a Epson FX-80 e uma impressora laser HP.

CAPÍTULO 3

OBTENÇÃO DO SINAL DE ECG-AR

3.1 Introdução

A técnica de promediação usada também na análise de potenciais evocados (Brazier,1964) foi introduzida na obtenção de sinais de ECG-AR há alguns anos (Berbari et al., 1973; Steinberg et al.,1990). O ECG-AR visa o estudo dos sinais de baixa amplitude e alta frequência comparadas com as características das ondas P, QRS e T do sinal de ECG . Para se estudar melhor o ECG-AR é necessário utilizar alta frequência de amostragem (maior ou igual a 1KHz.). Para aumentar a escala de tensão (melhorar a visualização dos sinais de baixa amplitude) não é suficiente aumentar o ganho do amplificador do sinal nem é suficiente aumentar o número de bits de digitalização; isto porque, juntamente com o sinal de ECG, estão os sinais de interferência provenientes principalmente de três fontes: 1) ruído gerado pelos próprios componentes eletrônicos do amplificador de ECG; 2) ruído gerado pelos eletrodos de contato; 3) ruído eletromiográfico gerado pelas contrações musculares do próprio paciente. As duas primeiras fontes são relativamente pequenas comparadas com a terceira fonte. Para eliminar esses sinais não desejados é conveniente definir as características do sinal de ECG e as características do ruído. Após a caracterização, é necessário encontrar um método de quantificação do nível de ruído existente no sinal. Define-se o sinal de ECG como aquele potencial gerado pelas células cardíacas e o ruído como todos aqueles outros potenciais presentes no sinal mas que não são gerados pelas células cardíacas, de forma que o sinal de ECG "limpo" é considerado como um sinal determinístico.

3.2. Bases teóricas da promediação

Considere-se o sinal de ECG composto de um sinal determinístico (s) e contaminado com ruído (n). A promediação de k ciclos correspondentes a k batimentos é dada por:

$$x = \sum_{i=1}^{i=k} (s_i + n_i) / k = \sum_{i=1}^{i=k} s_i / k + \sum_{i=1}^{i=k} n_i / k \quad (3.1)$$

Como o sinal s é determinístico e não muda de um batimento a outro, ou seja, $s_1 = s_2 = \dots = s_k = s$, então:

$$x = s + \sum_{i=1}^{i=k} n_i / k \quad (3.2)$$

Considera-se que o ruído é de média zero, segue a distribuição Gaussiana, e não apresenta correlação com aqueles dos demais ciclos nem com o sinal s (Berbari et al., 1986); intuitivamente, depois de várias promediações, o nível de ruído tenderá a zero. Considerando as hipóteses levantadas com relação às características do ruído, a variância do sinal promediado após k ciclos é dada por:

$$\text{VAR} [x] = \text{VAR} [n] = E [n^2] / k \quad (3.3)$$

onde E representa a esperança estatística. Observando a equação (3.3), pode-se notar que a variância do ruído é reduzida pelo fator k e que, portanto, o valor RMS do ruído é reduzido pela raiz quadrada do número de segmentos promediados.

3.3 Medida de ruído

Estatisticamente demonstra-se que o ruído no sinal promediado é equivalente ao ruído de um segmento reduzido pela raiz quadrada do número de segmentos promediados (Berbari et al., 1986). Na prática isto não é satisfeito, porque o ruído de um segmento a outro varia. Isto representa um problema sério, porque o ruído residual define a qualidade do sinal promediado. Por esta razão, considera-se necessária a monitoração constante do nível de ruído a cada segmento candidato a ser promediado. Neste trabalho, a quantificação do ruído é realizada num sub-segmento de 90 ms de duração correspondente ao segmento ST da onda de ECG. A cada novo segmento estima-se o ruído através da variância (ver equação 3.3).

3.4 Rejeição de segmentos com alto nível de ruído

Durante o exame, o paciente normalmente realiza movimentos, induzindo um nível de ruído alto no sinal de ECG. Por outro lado, durante a fase de expiração do paciente, o nível de ruído é maior que durante a fase de inspiração. Portanto, segmentos com nível de ruído alto devem ser rejeitados. Existem várias formas de avaliar a aceitação ou rejeição de um novo segmento. Porém, todas coincidem em que o ruído residual de k segmentos deve ser menor que o ruído residual dos primeiros $k-1$ segmentos. Isto é feito neste trabalho com uma margem de flexibilidade de até 10% sobre o valor RMS do ruído residual dos primeiros $k-1$ segmentos.

3.5 Controle de qualidade do sinal de ECG-AR

O sinal de ECG promediado é monitorado constantemente para determinar a suficiência ou não do processo de promediação. Na prática, isto é realizado através da monitoração constante via tela do microcomputador da variância do sinal promediado no subsegmento ST do sinal de ECG-AR. Quando se considerar necessário, pode ser interrompido o processo pelo usuário (quando o nível do ruído for ainda alto), ou de outra forma o processo continuará até que o valor RMS do ruído atinja o limiar abaixo de 0.55uV.

3.6 Software do sistema de obtenção do sinal de ECG-AR

Os sinais de ECG provenientes das três derivações ortogonais X, Y e Z, gravadas numa fita magnética, são digitalizados e processados num computador PC/XT através de programas desenvolvidos em linguagem C. O algoritmo de processamento é mostrado no fluxograma da figura 3. Apresenta-se a seguir a descrição de cada bloco do fluxograma.

(I) Aquisição de dados

Os sinais das três derivações ortogonais provenientes do gravador são multiplexados por hardware, e em seguida são digitalizados a uma frequência de amostragem de 1 KHz usando um conversor Analógico-Digital comercial com 10 bits de resolução, o qual foi programado no modo Direct Access Memory (DMA) (ver Apêndice 1). Estes dados são armazenados temporariamente numa pilha e em seguida são demultiplexados por software, obtendo-se

as três derivações digitalizadas em vetores apropriados .

(II) Escolha do sinal padrão

Os primeiros ciclos do sinal de ECG são utilizados para determinar o sinal padrão (escolhe-se qualquer uma das derivações possíveis para tal fim). Esta obtenção é feita via promediação dos primeiros quatro ciclos. O julgamento da qualidade do sinal padrão obtido é feito pelo operador de forma visual, repetindo-se esta operação tantas vezes quantas forem necessárias para obter-se uma forma de onda satisfatória.

(III) Comparação com o sinal padrão

Uma vez escolhido o padrão, a cada nova aquisição os sinais são comparados com o sinal padrão (Lindecrantz e Lilja, 1988) . A medida de alinhamento com o sinal padrão é dada por um coeficiente de correlação por diferença (ρ), tal que

$$\rho = \sum_{i=1}^{i=M} \text{abs}(a_i - b_i) \quad (3.4)$$

onde a_i e b_i são os valores das amostras do sinal e do padrão, respectivamente. O valor M corresponde ao número de amostras comparadas (normalmente 20 a 40 amostras). Desde que o segmento adquirido seja satisfatório ($\rho < 0.05$), é feito o cálculo da variância do sinal presente para avaliar o nível do ruído no batimento candidato a ser promediado; caso contrário um novo batimento é adquirido.

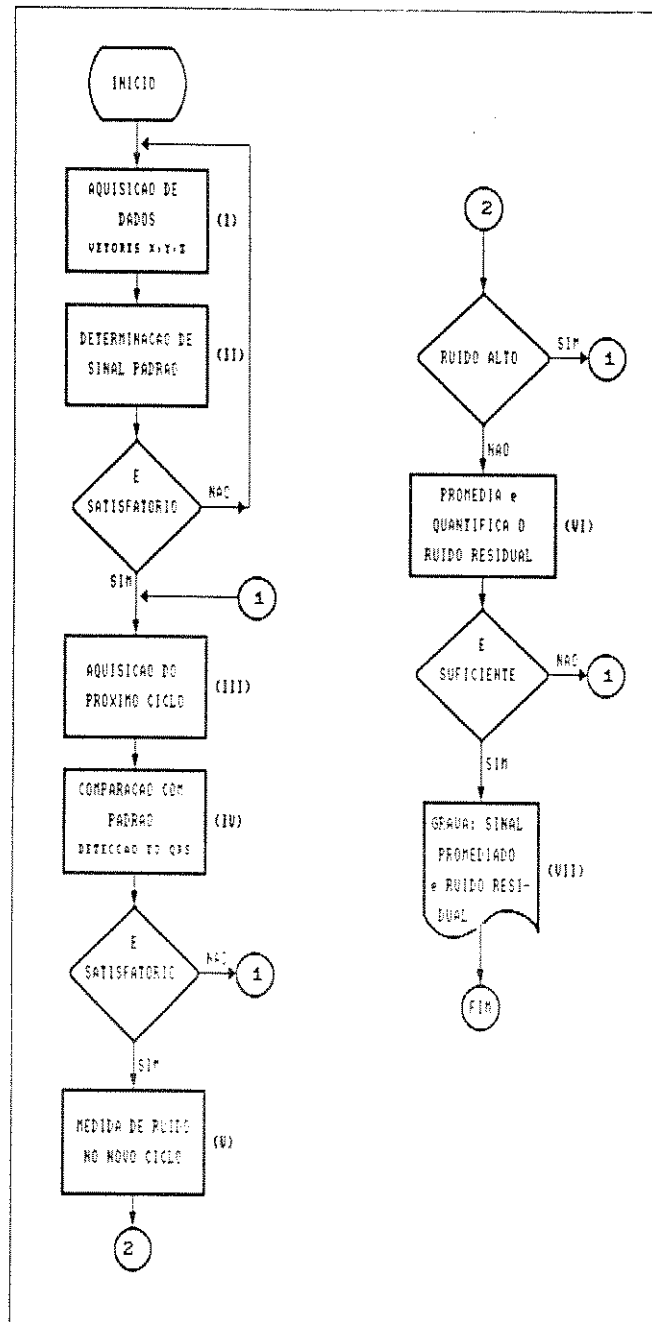


Figura 3.1 Fluxograma do sistema de obtenção do sinal de ECG-AR.

(IV) Medida da variância do ruído a cada ciclo

A cada novo segmento adquirido, calcula-se a variância do ruído. Se essa variância for menor que a menor variância obtida na fase de escolha de padrão, passa-se à fase de promediação, caso contrário, é adquirido um novo segmento.

(V) Promediação

Uma vez considerado satisfatório o novo segmento, realiza-se a operação de promediação, somando ponto a ponto o novo segmento à soma dos segmentos anteriores e dividindo pelo número de segmentos existentes na soma.

(VI) Medida do ruído residual no sinal promediado

Depois da operação de promediação, estima-se o ruído residual no sinal promediado nas três derivações ortogonais através da equação (3.3) numa faixa de 50ms no segmento ST (a 320ms do pico da onda R) em cada derivação e posteriormente é obtida uma média das três estimativas. Esta estimativa é acompanhada pelo usuário a cada ciclo. A promediação é realizada até que o valor RMS do ruído atinja um limiar menor a 0.55uV por um espaço de tempo correspondente a pelo menos 40 batimentos, ou pode ser interrompida quando o usuário desejar. A figura 3.2, mostra o resultado da promediação de 160 batimentos nas derivações ortogonais X, Y e Z. A figura 3.3, mostra o comportamento da estimativa do ruído residual durante o processo de promediação.

(VII) Gravação

Após a operação de medida de ruído, o ECG promediado nas três derivações ortogonais X, Y e Z, e os valores estimados do ruído residual a cada ciclo, são armazenados no dispositivo de armazenamento indicado pelo usuário. Esses dados armazenados podem ser usados posteriormente para avaliar o processo de promediação a cada ciclo.

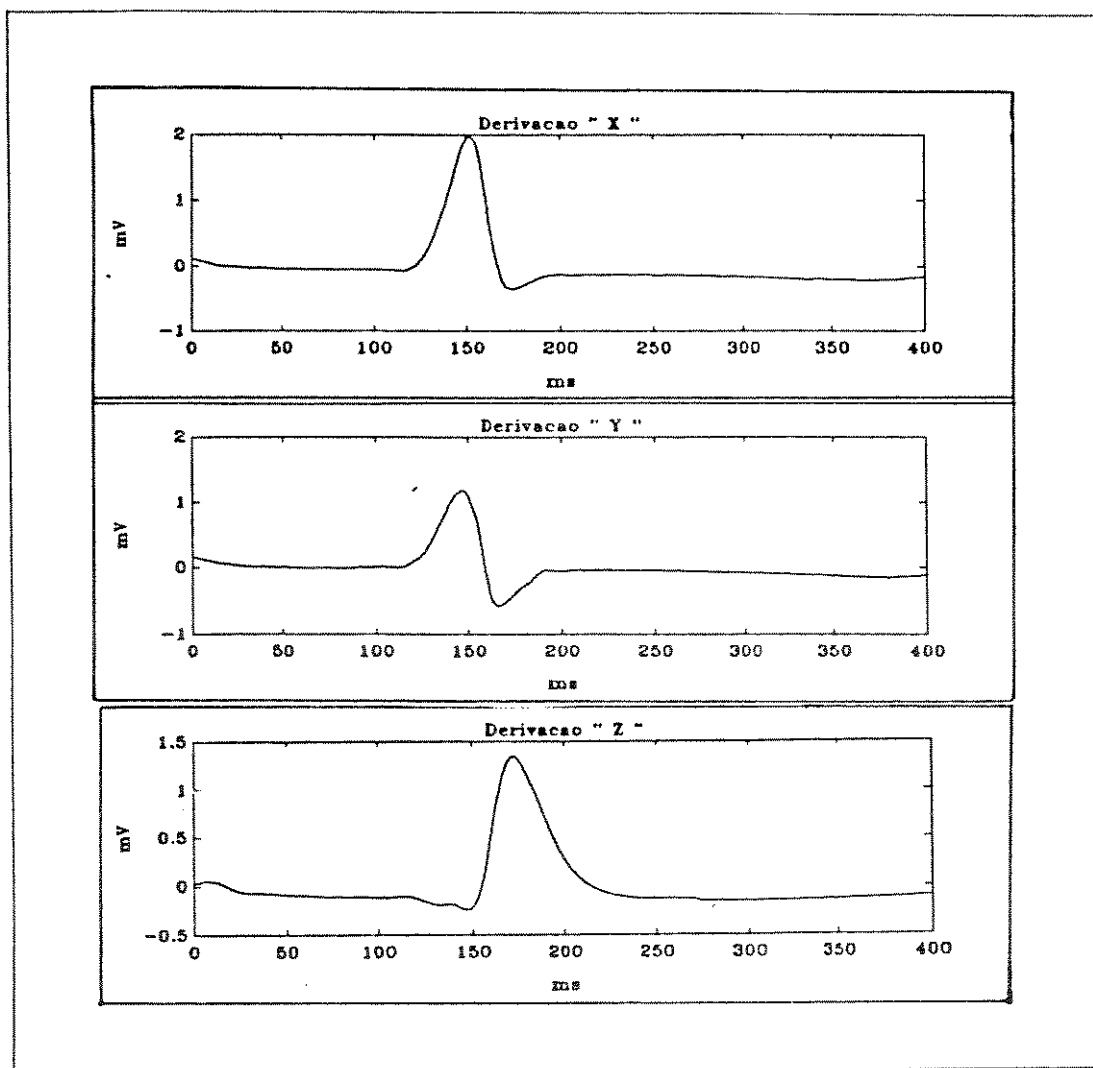


Figura 3.2 Derivações ortogonais X, Y e Z após o processo de promediação.

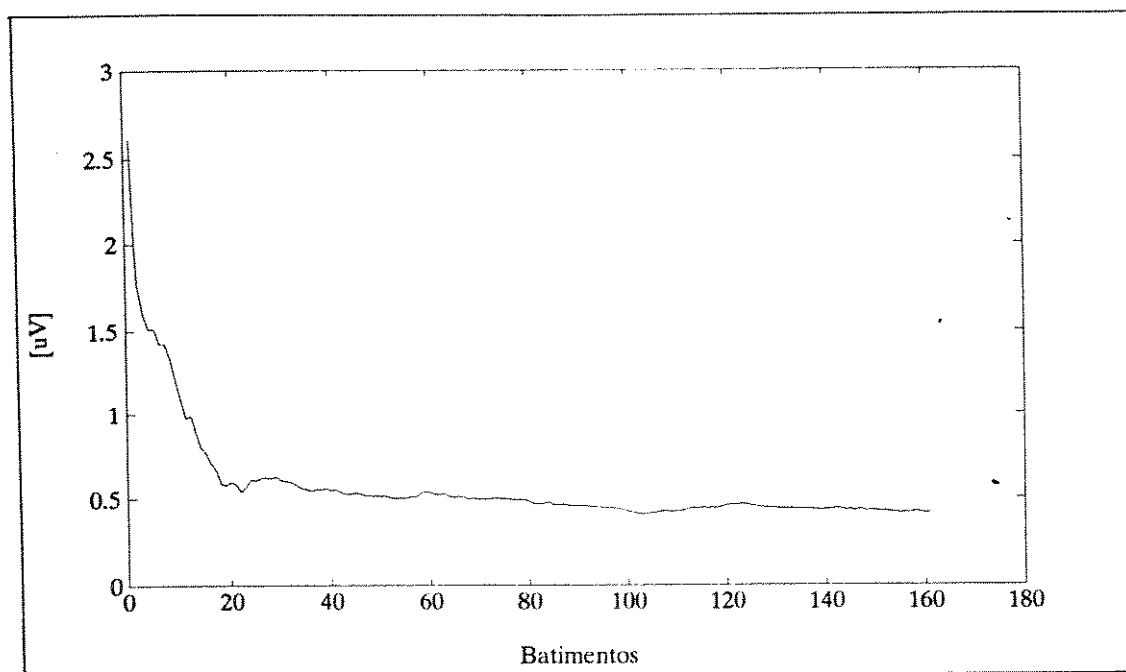


Figura 3.3 Valor RMS da tensão do ruído residual no sinal de ECG promediado.

CAPÍTULO 4

PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ECG-AR

4.1 Introdução

Em estudos recentes, tem-se pesquisado a caracterização dos Potenciais Tardios Ventriculares (PTV) usando as técnicas de Vetor Magnitude e Análise Espectral. Estes métodos fornecem informações reduzidas chegando algumas vezes a contradições. O presente trabalho combina as informações de tempo e frequência através da Transformada de Fourier de Curta Duração (TFCD) obtendo-se um mapa espectral que permite observar o espectro variando no tempo. A fim de melhorar a sensibilidade na detecção dos PTV, a técnica é aplicada sobre a derivada do sinal eletrocardiográfico. Paralelamente, a técnica de Distribuição de Wigner (DW), que também mostra a "distribuição de energia" no duplo domínio tempo-frequência é estudada como uma ferramenta candidata na caracterização dos PTV.

A TF padrão é uma ferramenta que permite decompor o sinal em componentes de frequência individuais e estabelece a intensidade de cada componente (Papoulis, 1977). Porém, o espectro de energia não indica o instante de tempo no qual esses componentes de frequência acontecem. Na maioria dos casos práticos, o sinal é considerado não estacionário, o que significa que, em diferentes instantes de tempo, o sinal mostra diferentes componentes de frequência. Desde há muito tempo, existe a preocupação de representação de fenômenos como a música, onde o compositor representa uma nota musical com a frequência exata no intervalo de tempo exato. Com o desenvolvimento tecnológico foi possível representar esses fenômenos através de ferramentas poderosas tais

como os espectrogramas (TFCD) e distribuições de tempo-frequência (Oppenheim, 1970; Claasen and Mecklenbrauker, 1980).

No tratamento de sinais de ECG-AR, estudos recentes têm mostrado que a análise no duplo domínio tempo-frequência, simultaneamente, é a alternativa apropriada para a caracterização dos PTV (Harberl et al., 1988; Lander et al., 1990). Seguindo as idéias propostas por Harberl e Lander, este trabalho está centrado em caracterizar os PTV usando técnicas como a TFCD e a DW, que mostram a "distribuição de energia" do sinal eletrocardiográfico em tempo e frequência.

4.2 TRANSFORMADA DE FOURIER DE CURTA DURAÇÃO

A TFCD tem sido usada em diferentes aplicações, principalmente em sinais cujo espectro de energia varia com o tempo (Oppenheim, 1970). Se $x(t)$ é o sinal e $X(f)$ a Transformada de Fourier (TF) de $x(t)$, então define-se o espectrograma do sinal $x(t)$ como

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t-\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau, \quad (4.1)$$

onde $w(t-\tau)$ é uma função janela centrada no instante de tempo t , cuja função é separar uma parcela do sinal $x(t)$. Para poder formar o espectrograma, a janela $w(t-\tau)$ é deslocada sobre o sinal $x(t)$, obtendo-se a cada deslocamento um espectro de cada parcela via TF, como é ilustrado na figura 4.1.

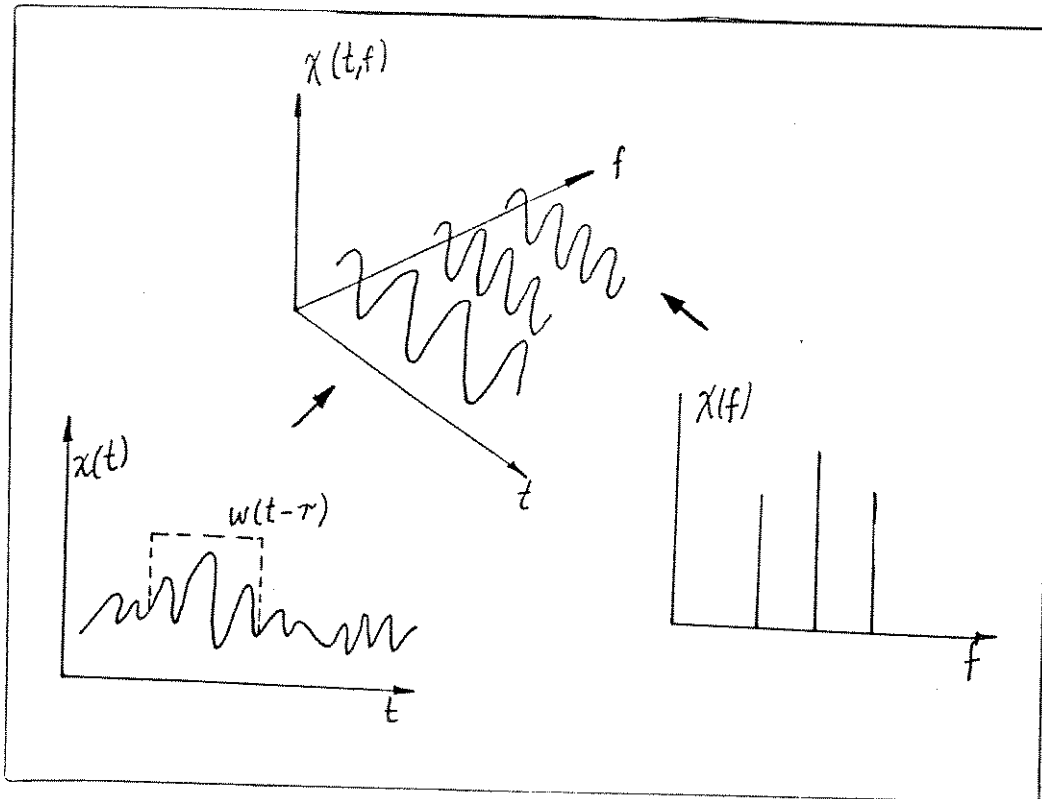


Figura 4.1 Visão esquemática do espectrograma de um sinal $x(t)$.

4.2.1 Problema de resolução espectral

A resolução do espectrograma depende do tipo de janela, da sua duração e do intervalo de deslocamento entre dois segmentos adjacentes. Se ΔT é o tamanho da duração da janela, e Δf o menor intervalo de frequência para o qual se consegue discernir picos espectrais através da análise espectral, define-se a resolução espectral "nominal" como

$$\Delta f = 1/\Delta T \quad (4.2)$$

Logo, quanto maior o valor de ΔT melhor a resolução espectral.

Na prática esta relação depende do tipo de janela aplicada,

devendo ser modificada a equação para

$$\Delta f = K_w / \Delta T \quad (4.3)$$

dando origem ao conceito de resolução espectral "efetiva", onde K_w varia entre 3.6 a 4.0 (Lander et al., 1990). Para caracterizar sinais cujo espectro de frequência varia com o tempo, é inevitável o uso de janelas para separar as parcelas. Porém a presença da janela restringe a capacidade de discernir detalhes espectrais (ver apêndice A2).

4.2.2 Uso da TF da derivada do sinal para melhorar a resolução espectral

Uma estratégia para melhorar a resolução espectral é lançar mão da propriedade da TF da derivada do sinal $x(t)$. Se a TF do sinal $x(t)$ é $X(f)$, então

$$\partial x(t) / \partial t \xrightarrow{\text{TF}} -j2\pi f X(f) \quad (4.4)$$

O fator $j2\pi f$ enfatiza as componentes de alta frequência de $X(f)$ permitindo um melhor discernimento destas componentes.

Para mostrar este efeito, é simulado um sinal $x(t)$ composto de um sinal com componentes de baixa frequência e um outro superposto com componentes de alta frequência e 1000 vezes menor em amplitude. Na figura 4.2, pode-se observar que o espectrograma de $\partial x(t) / \partial t$ consegue distinguir os componentes de frequência do sinal superposto, o que não ocorre com a TFCD de $x(t)$.

CAPÍTULO IV

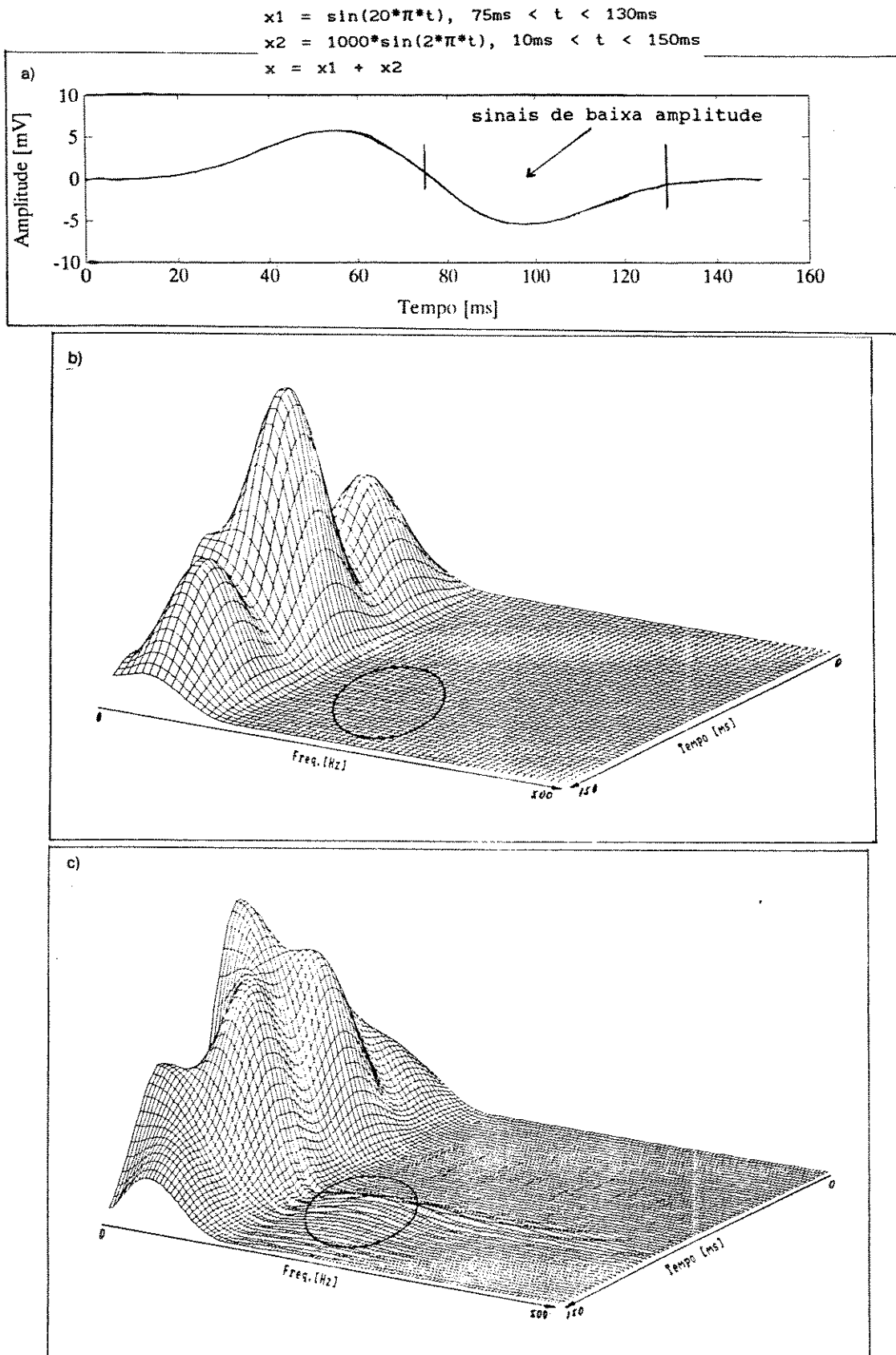


Figura 4.2 Exemplo ilustrativo: (a) Sinal composto. (b) TFCD do sinal $x(t)$. (c) TFCD do sinal $\partial x(t)/\partial t$.

4.2.3 Caracterização dos PTV usando a técnica da TFCD

Uma vez realizado o processo de redução do ruído via a técnica de promediação na obtenção de um sinal de ECG-AR, aplica-se a TFCD de acordo com o fluxograma mostrado na figura 4.3. Explica-se a seguir cada um dos blocos do fluxograma:

(I) Definição do comprimento da janela

Define-se o comprimento da janela que é de 25 ms de duração (pode variar de 15 ms a 40 ms segundo a literatura (Lander et. al,1990)).

(II) Cálculo do número de segmentos

Calcula-se o número de segmentos a serem processados que depende da duração total do sinal, do comprimento da janela e do intervalo de deslocamento entre dois segmentos adjacentes. Se T é a duração total do sinal, T_1 o comprimento da janela e ΔT o intervalo entre dois segmentos adjacentes, então:

$$\text{Num_seg} = (T - T_1) / \Delta T \quad (4.5)$$

onde ΔT varia normalmente de 1 ms a 2 ms. No caso em que a operação não for um número inteiro, então, toma-se o inteiro imediatamente inferior. Assim por exemplo se, T tem 155 ms, T_1 tem 25 ms e ΔT tem 2 ms, então, o número de segmentos será 65.

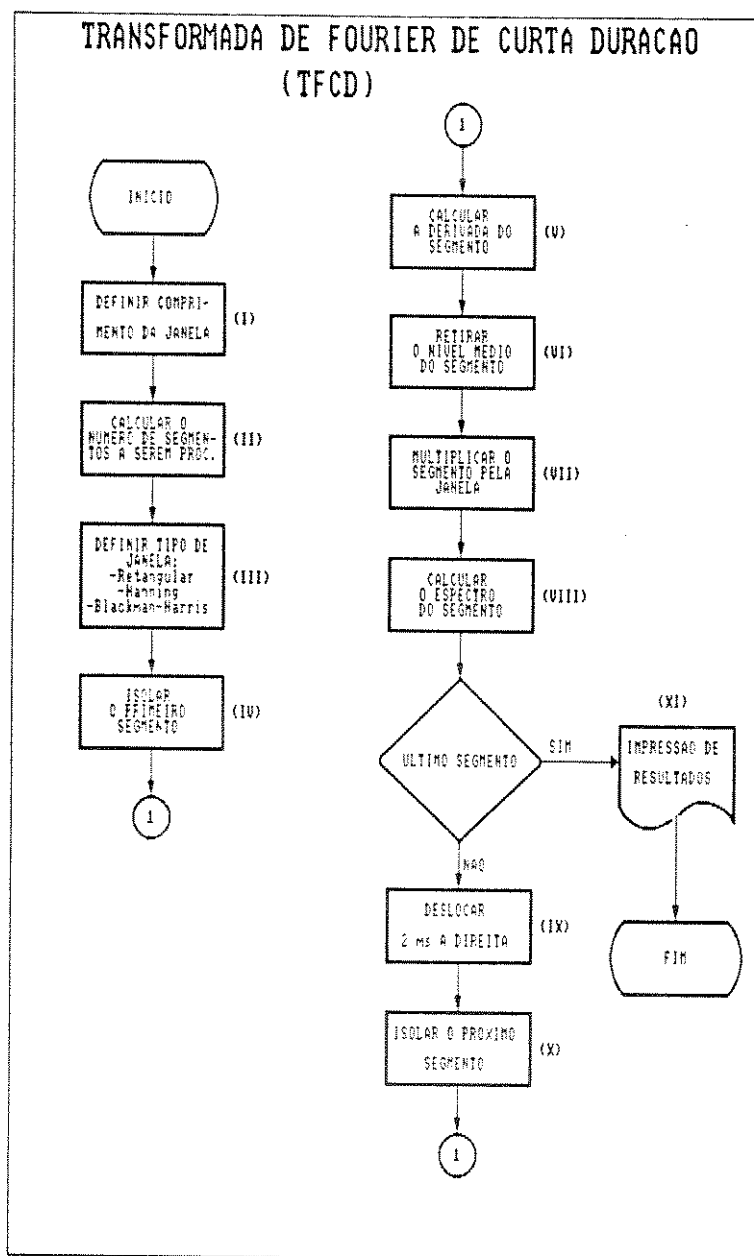


Figura 4.3 Fluxograma da TFCD na caracterização dos PTV

(III) Definição do tipo de janela

Escolhe-se o tipo de janela a ser aplicado a cada um dos segmentos. Entre as opções tem-se: Retangular, Hanning e Blackman - Harris de 3 termos (ver apêndice A2).

(IV) Separação do segmento

Separa-se o segmento a ser processado que tem a mesma duração que o comprimento da janela (25 ms).

(V) Cálculo da derivada do segmento

Calcula-se a derivada do segmento separado através da equação de diferença,

$$y(t) = (x(t+1) - x(t-1))/\Delta t, \Delta t = 2ms \quad (4.6)$$

que é um filtro de resposta finita, cujo objetivo é atenuar as componentes de baixa frequência e enfatizar as componentes de alta frequência.

(VI) Retirada do nível médio

Retira-se o nível médio no segmento isolado, calculando primeiro a média aritmética do segmento e recalculando posteriormente cada um dos valores através da diferença entre o valor anterior e o valor da média aritmética.

(VII) Aplicação da janela sobre o segmento separado

Aqui se realiza a multiplicação da janela $w(t-\tau)$ pelo segmento isolado $x(t)$. Este novo segmento é posicionado nas primeiras 25 posições de um vetor de 512 posições complementando-se as próximas 487 posições com zeros.

(VIII) Espectro de energia do segmento

Calcula-se o espectro de energia do vetor (segmento)

via a Transformada de Fourier convencional.

(IX) Deslocamento da janela

Desloca-se a janela em 2 ms para a direita e começa-se o processo no bloco IV. Este processo será executado enquanto o extremo direito do segmento separado não ultrapassar o extremo final do segmento (isto é controlado pelo número de segmentos calculado no bloco II).

(X) Isolar o próximo segmento

Aqui se realiza o mesmo processo que no bloco (IV).

(XI) Impressão do resultado

Após o cálculo dos espectros, realiza-se a representação tridimensional do espectrograma na tela do monitor e que posteriormente pode ser impresso usando uma impressora matricial ou impressora laser. Na figura 4.4 mostram-se os espectrogramas de dois electrocardiogramas correspondentes a um paciente normal (a), e outro que sofreu taquicardia ventricular (b). Em ambos os casos foram usadas parcelas de sinal de ECG-AR com duração de 150 ms (50 ms anteriores ao pico da onda R e 99 ms posteriores ao pico da onda R). Foi aplicada a TFCD usando uma janela de Blackman-Harris (3 termos) de 25 ms de duração. Pode-se observar que na parte final da despolarização ventricular (instante final do complexo QRS), o paciente que sofreu taquicardia ventricular apresenta componentes espectrais de energia que não aparecem no paciente normal.

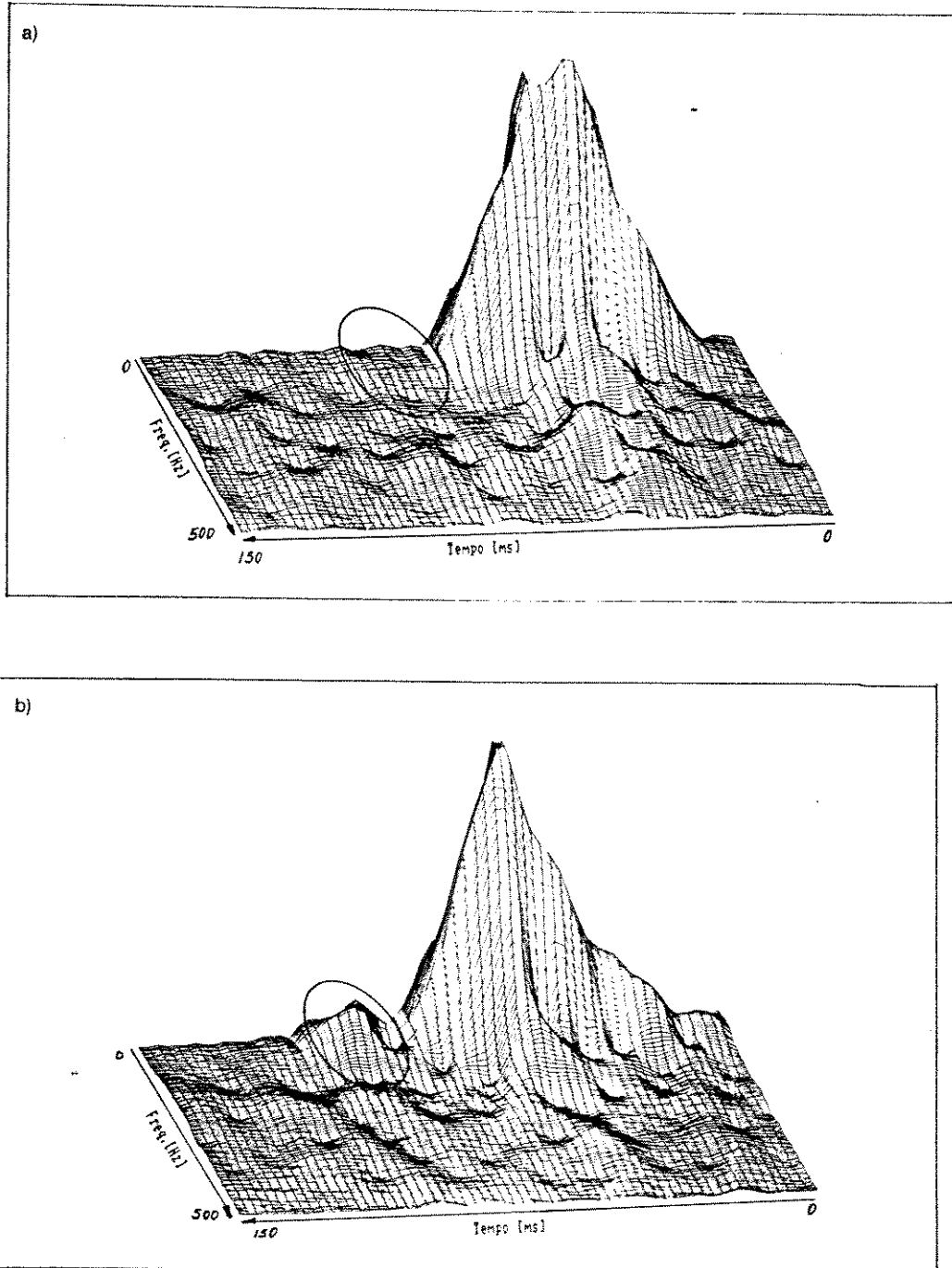


Figura 4.4 Espectrograma de eletrocardiogramas correspondentes a dois pacientes, (a) normal e (b) que sofreu taquicardia ventricular. Ver comentários no texto.

4.3 A DISTRIBUIÇÃO DE WIGNER (DW)

A DW é uma ferramenta que também permite analisar a "distribuição de energia" de um sinal $x(t)$ no domínio de tempo e no domínio da frequência simultaneamente (Claasen e Mecklenbrauker, 1980). Esta técnica é bastante usada na análise de sinais cujo espectro varia com o tempo (Cohen, 1989; Costa, 1989). A DW é definida como

$$W(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t+\tau/2) x^*(t-\tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (4.7)$$

onde $x^*(t)$ é o complexo conjugado do sinal $x(t)$. Se for introduzida a relação

$$Y(t, \tau/2) = x(t+\tau/2) x^*(t-\tau/2), \quad (4.8)$$

então a DW pode ser re-escrita como

$$W(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} Y(t, \tau/2) e^{-j2\pi f\tau} d\tau, \quad (4.9)$$

No caso, τ é independente de t , e com isto pode ser aplicada, em princípio, a TF a $Y(t, \tau/2)$ sem que seja necessário o processo de janelamento. Neste sentido não existe uma relação como a equação (4.3) que determine a resolução da distribuição. Por outro lado, o espectro de um sinal $x(t)$ via TF tem período 2π , enquanto que a DW tem período π (Claasen e Mecklenbrauker, 1980); isto causa o efeito de "aliasing". Para eliminar este efeito

usa-se a sobreamostragem do sinal em pelo menos duas vezes ou usa-se o sinal analítico associado ao sinal $x(t)$.

4.3.1 Sinal analítico

O sinal analítico $x_a(t)$ associado ao sinal real $x(t)$, é um sinal complexo dado por:

$$x_a(t) = x(t) - jx_H(t), \quad (4.10)$$

onde:

$x_H(t)$: é a Transformada de Hilbert (TH) de $x(t)$

Define-se a TH como:

$$x_H(t) = (1/\pi) \int_{-\infty}^{\infty} (x(t')/(t'-t)) dt', \quad (4.11)$$

A TH pode ser obtida através da convolução do sinal $x(t)$ e $(-1/\pi t)$:

$$x_H(t) = (-1/\pi t) * x(t), \quad (4.12)$$

Se o sinal real $x(t)$ é causal, então, a TF de $x_a(t)$ (Papoulis, 1977) será:

$$X_a(f) = 2 U(f) X(f), \quad (4.11)$$

onde:

$$U(f) = \begin{cases} 1; & f \geq 0 \\ 0; & f < 0 \end{cases}$$

O sinal $x_a(t)$ é a TF inversa de $X_a(f)$. Desta forma obtem-se um sinal analítico. Uma vez obtido o sinal analítico obtem-se o seu complexo conjugado, realiza-se o produto entre o sinal analítico e o seu conjugado e aplica-se a definição da DW. Como exemplos ilustrativos tem-se um sinal senoidal cuja frequência aumenta com o tempo (figura 4.5) e como segundo exemplo (figura 4.6), utiliza-se a mesma ilustração da TFCD na derivada de um sinal $x(t)$, onde em um ciclo de senoide é superposto uma outra senoide de uma amplitude 1000 vezes menor e com componentes de alta frequência.

4.3.2 O efeito dos chamados "cross terms"

Partindo da definição da DW dada pela equação 4.5, pode-se notar que para um instante de tempo t , a DW depende dos instantes anteriores e posteriores a esse ponto. Portanto, se num dado instante onde o sinal $x(t)$ é nulo e que em intervalos anteriores e posteriores o sinal não é nulo, a DW naquele ponto não é nula. Esta característica é conhecida como o problema de "cross terms". A figura 4.7 ilustra esta característica. Em geral a DW não é nula embora o sinal $x(t)$ seja nulo, e isto leva a interpretações errôneas. Esses valores espúrios poderiam ser eliminados usando funções de suavização (Cohen, 1989).

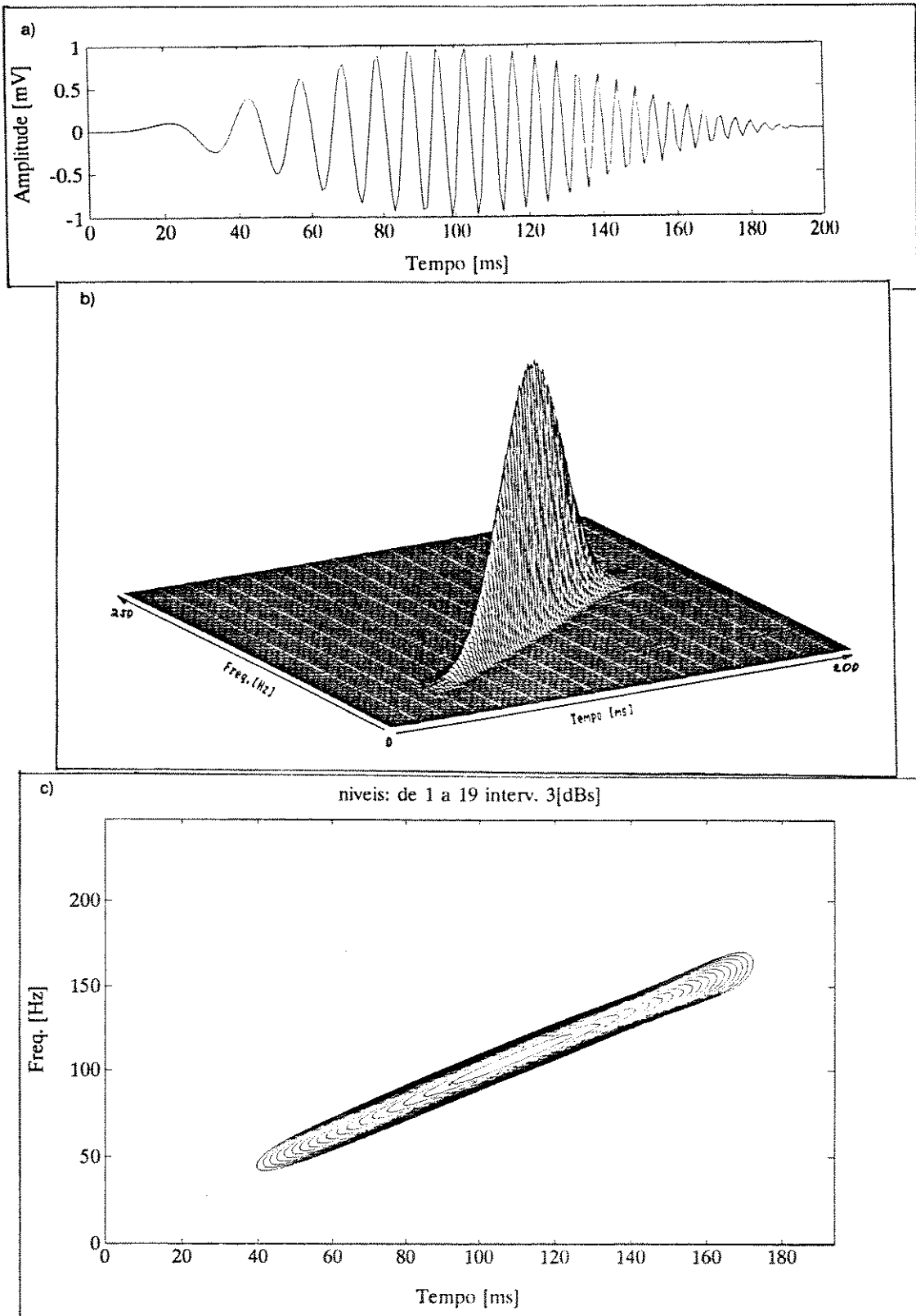


Figura 4.5 Exemplo ilustrativo da DW. (a) senóide cuja frequência aumenta com o tempo; (b) distribuição de superfície da energia no duplo domínio tempo e frequência; (c) distribuição de contorno da energia no domínio tempo e frequência.

CAPÍTULO IV

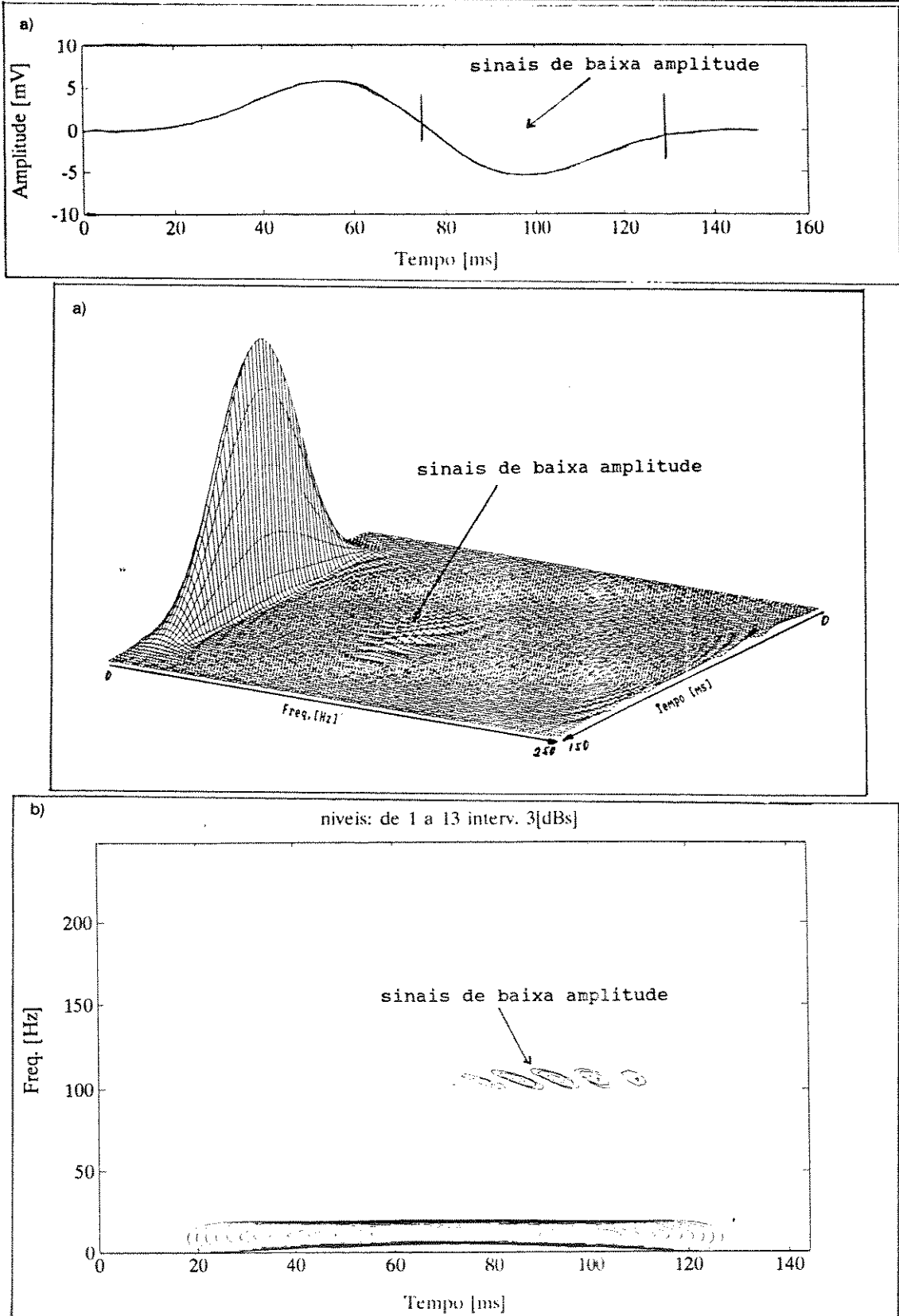


Figura 4.6 Exemplo usado na ilustração da TFCD. (a) sinal composto; (b) distribuição de superfície da energia no duplo domínio tempo-frequência; (c) distribuição de contorno da energia no domínio tempo-frequência.

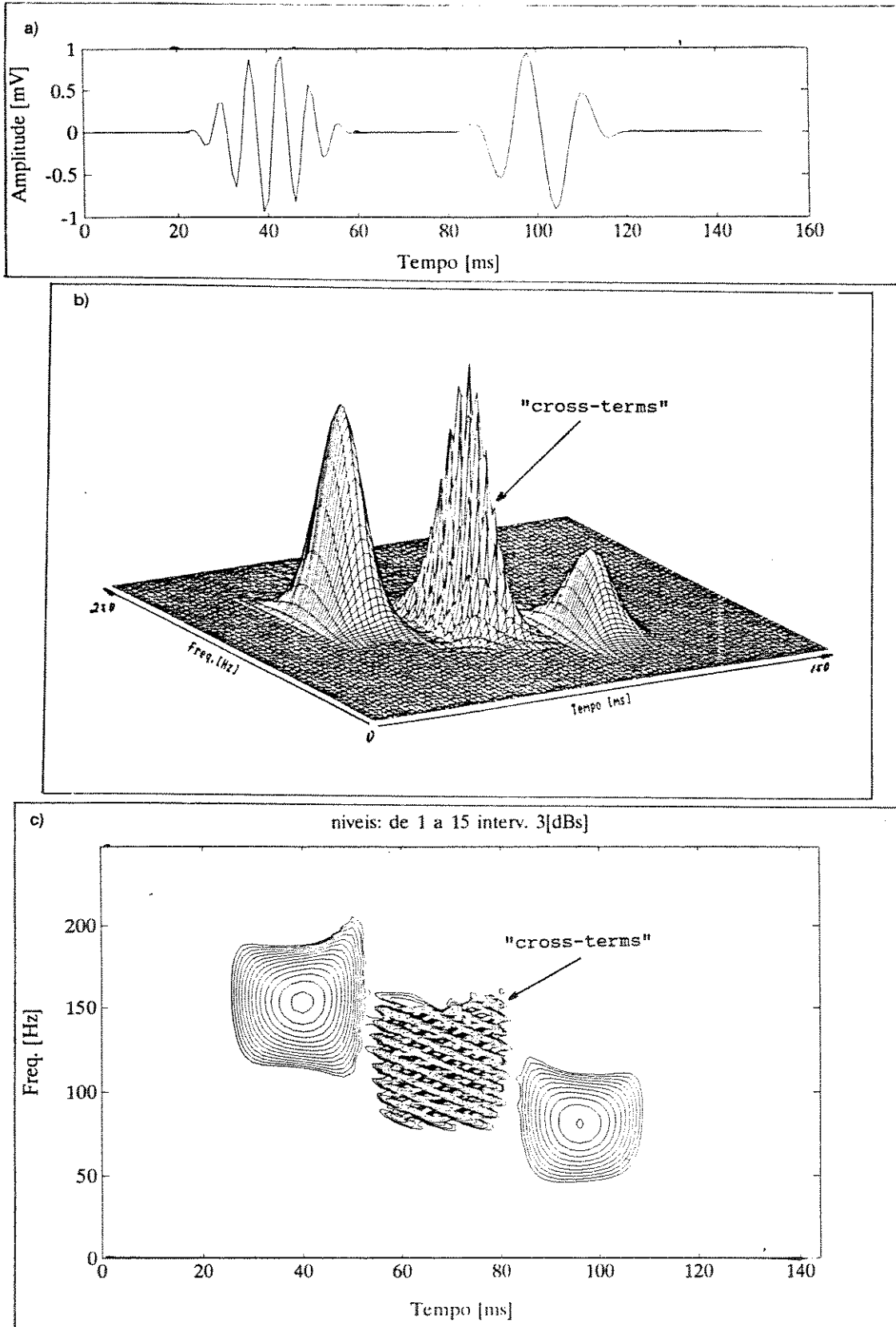


Figura 4.7 Efeito dos "cross terms". (a) Sinal composto. (b) Distribuição de superfície. (c) Distribuição de contorno.

4.3.3 Uso da DW em sinais de ECG-AR na caracterização dos PTV

Como está-se tratando sinais de tempo finito, obtém-se a Pseudo-distribuição de Wigner, embora no texto mantenha-se a denominação DW. Para obter a DW do sinal de ECG-AR para a caracterização dos PTV, segue-se o fluxograma mostrado na figura 4.8.a. A seguir descreve-se os blocos do fluxograma.

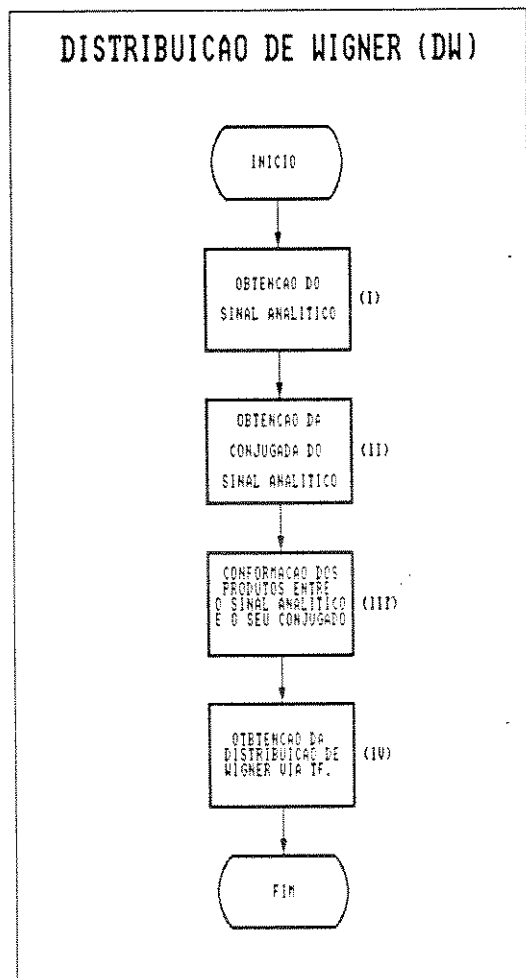


figura 4.8.a Fluxograma utilizado na obtenção da DW.

(I) Obtenção do sinal analítico

Obtem-se o sinal analítico via transformada de Hilbert do sinal. Para isto usa-se o subprograma representado na figura 4.8.b. Neste subprograma calcula-se inicialmente o espectro do sinal de ECG-AR via TF. A seguir eliminam-se as frequências negativas do espectro. Duplica-se então os valores de todos os elementos do espectro à exceção do primeiro. Finalmente calcula-se a inversa da TF, obtendo-se desta forma o sinal analítico.

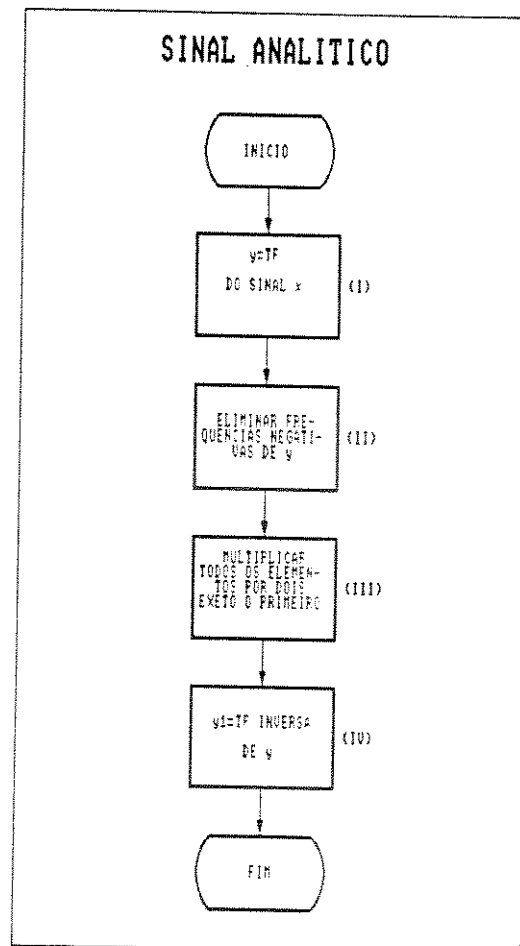


figura 4.8.b Fluxograma utilizado na obtenção do sinal analítico.

(II) Obtenção do conjugado do sinal analítico

Uma vez obtido o sinal analítico do sinal de ECG-AR, obtem-se seu conjugado, tendo-se assim dois sinais complexos (ver equação 4.7).

(III) Produto entre sinais

Neste bloco é feito o produto entre o sinal analítico e seu conjugado. Desloca-se o primeiro para a direita e o segundo para a esquerda e multiplicam-se seus termos. Este deslocamento e multiplicação são feitos até que todos os pontos do vetor tenham sido percorridos. Obtem-se assim uma matriz em que cada linha corresponde à multiplicação do sinal analítico e seu conjugado para cada τ na equação 4.8.

(IV) Obtenção da DW

Calcula-se a DW do sinal aplicando a TF em cada coluna da matriz formada no bloco III. A figura 4.9 mostra a aplicação da DW aos sinais correspondentes a sinais eletrocardiográficos de um paciente normal (a) e de outro que sofreu uma TV (b). Pode-se observar que a "distribuição de energia" do ECG-AR do paciente normal está mais concentrado num intervalo de tempo de 60 ms enquanto que aquele correspondente ao paciente que sofreu de taquicardia ventricular mostra-se espalhado ultrapassando os 60 ms além de mostrar espalhamento desordenado de energia no domínio da frequência.

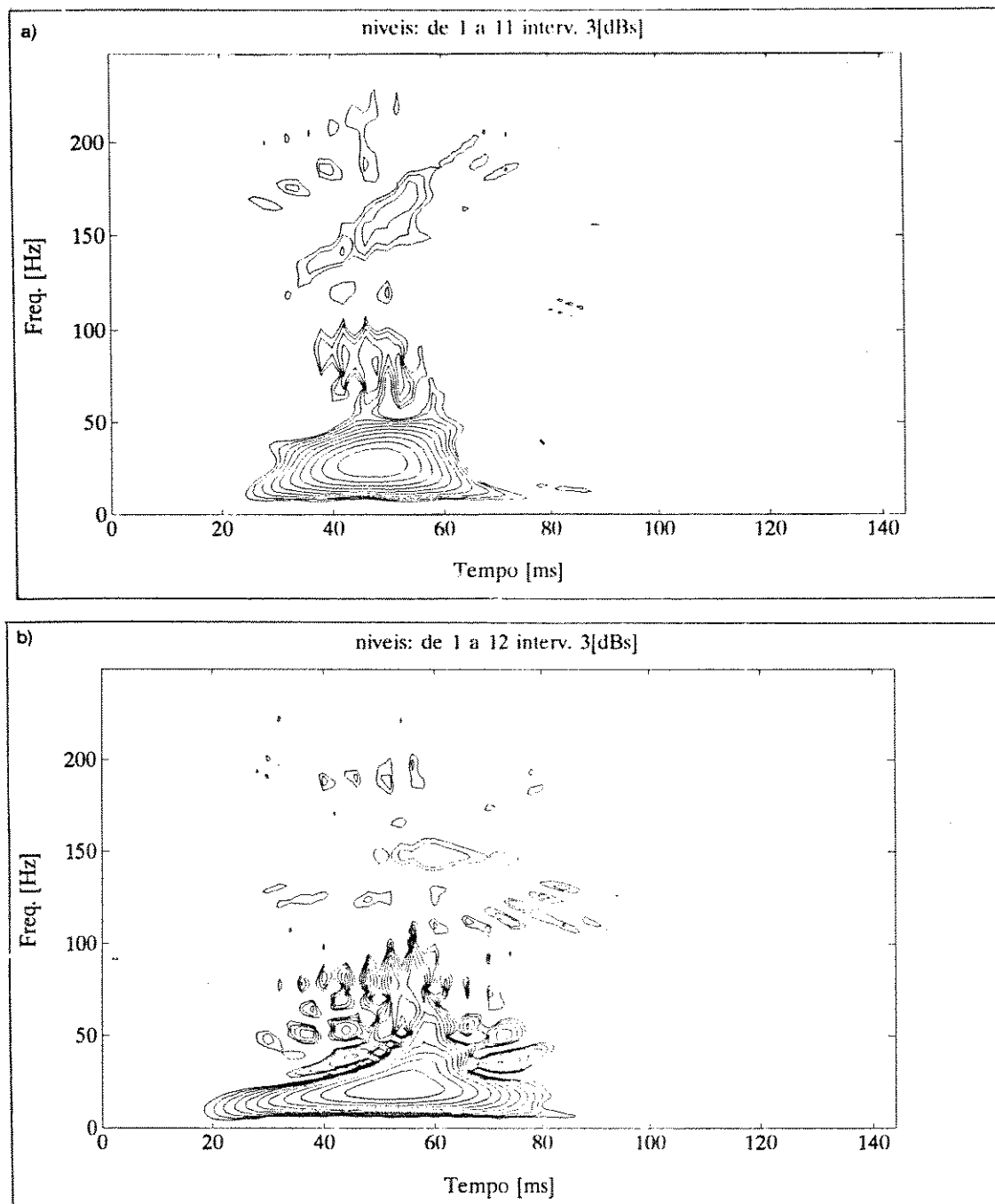


Figura 4.9 "Distribuição de energia" usando a DW em sinais de ECG-AR. (a) paciente normal; (b) paciente que sofreu TV.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

5.1 Obtenção do sinal de ECG-AR

A técnica da promediação usada na redução do ruído no sinal de ECG mostra ser um método eficiente para tal. Para se ter êxito na utilização desta técnica é necessário tomar-se alguns cuidados.

Um dos primeiros cuidados básicos é de que o paciente esteja completamente relaxado na fase de captação ou gravação dos sinais de ECG, além da utilização adequada dos eletrodos e cabos de conexão. Também o amplificador de sinais de ECG deverá ter características de alta rejeição ao ruído e que elimine sinais de baixa frequência correspondentes à respiração do paciente. Isto causaria, no processo de digitalização, a saturação da placa conversora Analógica-Digital.

Outro dos cuidados é a escolha da referência para o processo de promediação. Normalmente a onda R do complexo QRS é a mais usada como referência. Deve-se ainda tomar cuidado com a frequência de digitalização e a correta avaliação do sinal de referência. No presente trabalho, para obter-se o sinal padrão usa-se o pico da onda R como referência, e para os próximos ciclos usa-se um trecho da onda R, porque a detecção é realizada por comparação entre o sinal padrão e o sinal candidato a ser promediado. O alinhamento entre o segmento candidato e o segmento promediado deve ser realizado com a maior exatidão, porque existe o fenômeno chamado de "jitter" (erro de alinhamento). Se este "jitter" é considerável, então, poderia estar-se eliminando

características importantes no sinal de ECG promediado. Para diminuir o "jitter" aconselha-se aumentar a frequência de amostragem e escolher um método de alinhamento eficiente. No caso foi usada uma frequência de amostragem de 1000 Hz e o alinhamento foi realizada via detecção de ponto máximo. Isto é, uma vez localizado a onda R, obtem-se o maior valor desta cujo índice no vetor de dados é tomado como o ponto de referência.

A escolha do trecho onde é avaliado o nível de ruído é também um outro ponto muito importante para o controle de qualidade do sinal. Dadas as características do sinal de ECG, escolheu-se para este efeito o final do segmento ST, devido à sua característica de não apresentar variações bruscas de amplitude.

Outro aspecto a considerar é a aceitação ou não de um novo segmento-candidato. Isto é feito através da medida da variância no segmento-candidato a ser promediado. Se o valor da variância for muito alto e for aceito o segmento-candidato, o valor residual do ruído no sinal promediado aumentará. Por este motivo, a variância do ruído do segmento-candidato é avaliada antes de o segmento ser promediado. A figura 5.1 mostra o comportamento do ruído residual num paciente que realiza contrações musculares e os segmentos correspondentes a esse evento são incluídos na promediação. A trajetória do ruído residual em função do número de segmentos promediados é aproximadamente exponencial, embora existam picos de oscilações, devidos principalmente a ruídos gerados por contrações musculares do paciente.

Em geral, os pontos analisados acima, devem ser levados em consideração para obter-se um sinal de ECG-AR de boa qualidade, que precise de menor tempo de exame clínico (menor número de segmentos) e que o número de segmentos rejeitados também seja reduzido.

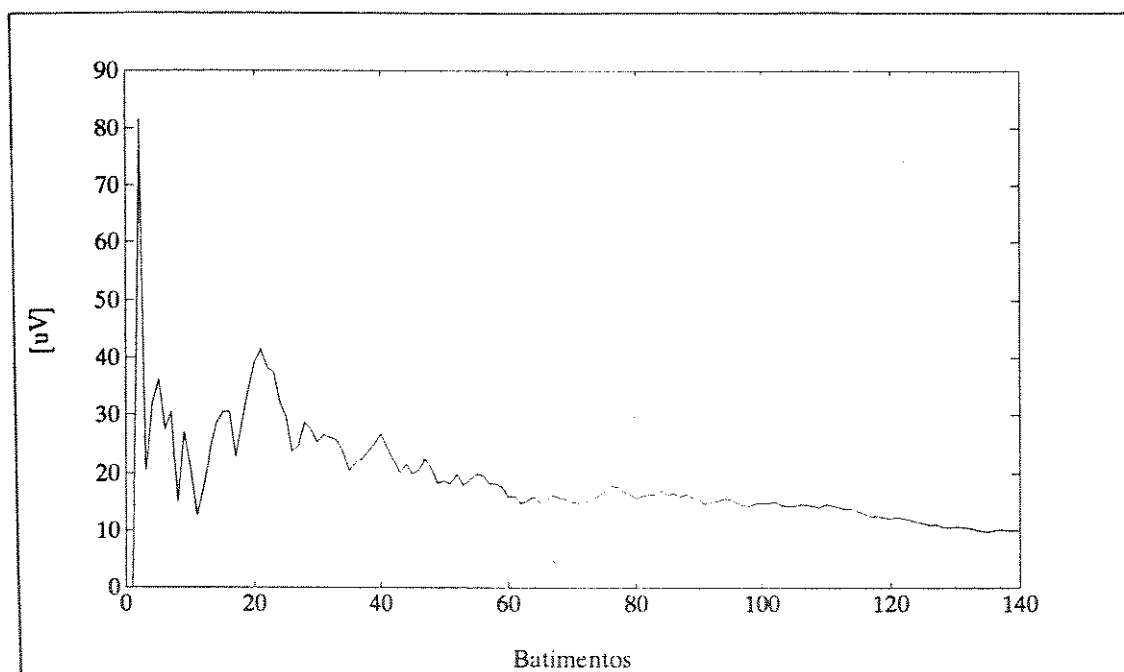


Figura 5.1 Avaliação do ruído residual. Paciente que realiza contração muscular.

O software implementado mostra problemas de tempo de processamento, principalmente porque a detecção, avaliação da variância de ruído a cada batimento, e avaliação da variância do ruído residual no sinal promediado é feita a cada batimento.

Além disso, os outros processamentos intrínsecos a esta técnica, e a necessidade de visualização (quase) on-line dos sinais a cada batimento, implica que os segmentos de alguns batimentos são perdidos (ou seja, não são promediados). O desempenho do sistema está sendo melhorado.

5.2 Processamento de sinais de ECG-AR

Resultados iniciais obtidos com as técnicas apropriadas para mostrar o espectro de energia no domínio tempo-frequência são muito alentadores.

A técnica de TFCD aplicada à derivada do sinal de ECG-AR mostrou ser sensível a pequenas variações deste sinal, embora existam problemas de resolução espectral e temporal. A escolha do tamanho (25 ms) e tipo de janela (Blackman - Harris de 3 termos) são importantes na obtenção e interpretação do espectrograma, embora exista um certo empirismo nas suas escolhas. Isto porque, para se ter uma boa resolução temporal, deve-se escolher um segmento de comprimento menor, enquanto que, para se ter uma boa resolução espectral, deve-se escolher um segmento de comprimento maior. Como os PTV não estão padronizados na localização nem na duração, então, realiza-se um mapeamento começando num instante anterior à onda do complexo QRS e terminando no segmento ST. Com isto permite-se a análise completa do trecho onde estão supostamente alojados os PTV.

A caracterização dos PTV usando esta técnica ainda se faz de maneira qualitativa, ou seja, observando-se a porção terminal do complexo QRS e verificando a existência ou não de potenciais que supostamente correspondem aos PTV.

A figura 5.2 mostra que, num paciente propenso a arritmias ventriculares, a porção final do complexo QRS mostra ter componentes de frequência enquanto que em um paciente normal esses componentes não aparecem. Com as ferramentas usadas não foi possível determinar níveis de energia nem frequências exatas para diferenciar exatamente pacientes normais e aqueles considerados propensos a arritmias. Portanto, pensa-se que a técnica da DW seria uma alternativa para encontrar a fronteira e quantificar diferentes tipos de doenças ao qual o paciente é propenso.

A técnica da DW mostra ser uma alternativa que permite observar-se a "distribuição da energia" diretamente no plano tempo-frequência. Embora a filosofia desta técnica seja diferente da TFCD, ainda assim é possível utilizar a TF para calculá-las.

A técnica de DW não precisa, em princípio, de janelamento parcelado como na TFCD, porque ela trata o sinal todo. Além disso a utilização de uma pre-filtragem na técnica de TFCD introduz alterações que pode levar a interpretações errôneas. Por isso acredita-se que a DW seja a técnica apropriada na quantificação e determinação de fronteiras entre pacientes normais e pacientes propensos a arritmias ventriculares.

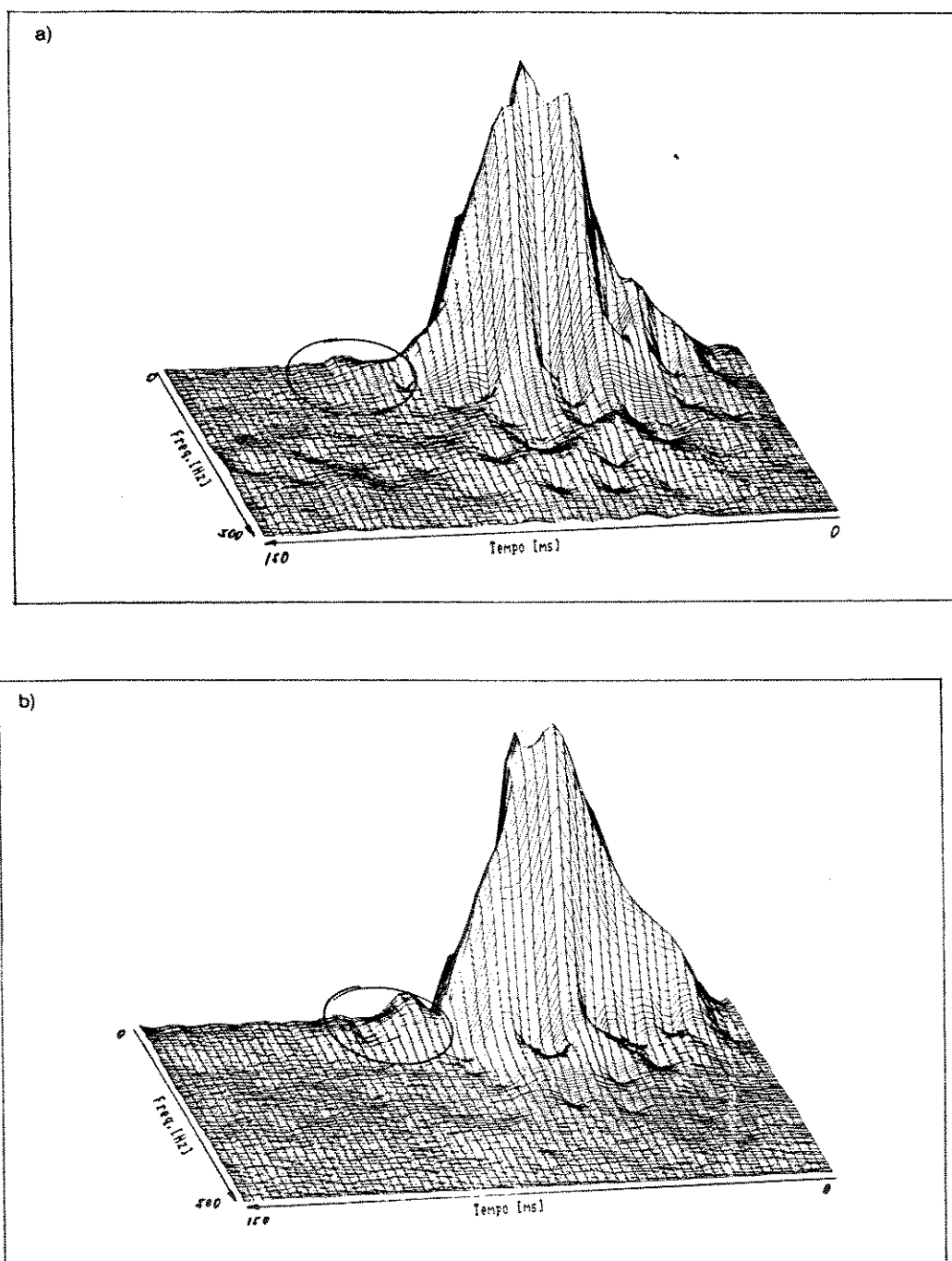


Figura 5.2 Espectrogramas correspondentes a sinais de pacientes normal (a) e propenso a arritmia ventricular (b)

O maior problema observado até então são os chamados "cross-terms", que aparecem devido ao produto cruzado entre valores do sinal de tempo passado e futuro. Estuda-se no momento, mecanismos de atenuação de sua influência sem prejudicar os componentes dos PTV. Outra observação que deve ser feita é que, se existir ruído no segmento do sinal de ECG-AR escolhido, este ruído se mostrará em outros instantes ao aplicar a DW.

As técnicas de TFCD e DW mostram ser ferramentas poderosas para caracterizar os PTV no ambiente tempo-frequência. A TFCD estabelece diferenças marcantes entre os pacientes considerados normais e aqueles com arritmias ventriculares como mostram os estudos iniciais. No entanto, é necessário ainda realizar testes intensivos para confirmar sua utilização. A DW mostra ser a ferramenta mais promissora dada sua frequente utilização no estudo de sinais não-estacionários. Estuda-se formas de diminuir o efeito dos " cross terms " e formas de melhorar a resolução espectral para uma correta interpretação dos PTV.

Observa-se na figura 5.3 que a distribuição temporal de energia do sinal de um paciente normal (a) está mais concentrado no complexo QRS, enquanto que a do sinal de um paciente considerado propenso a arritmias está mais espalhada (b).

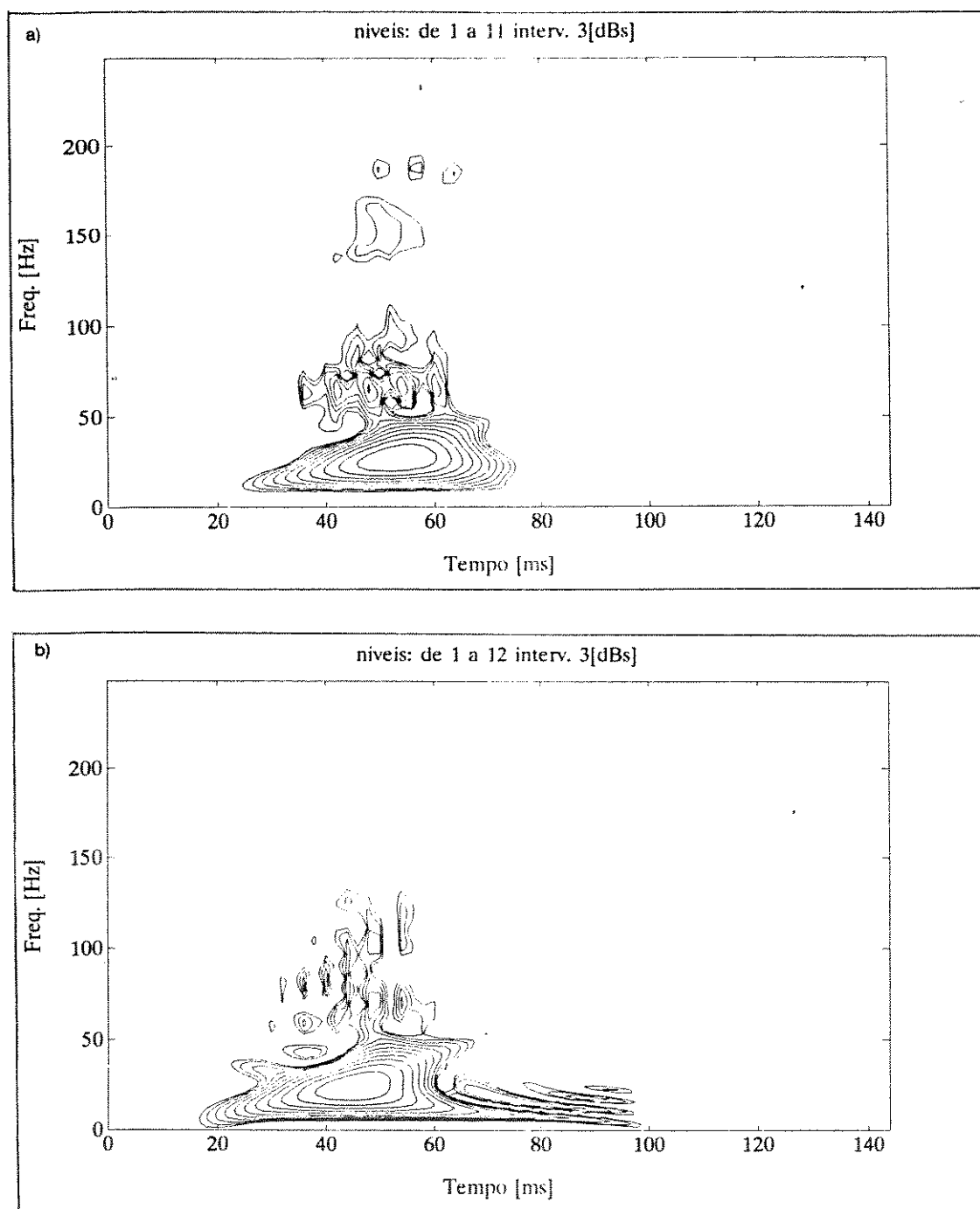


Figura 5.3 Distribuição de energia de sinais de um paciente (a) normal e (b) de outro que sofreu taquicardia ventricular.

A figura 5.4 mostra a influência de componentes de frequência correspondentes a 60 Hz e ruído gerado pelo próprio paciente. Pode-se observar que pelo efeito de "cross terms" não é possível realizar uma diferenciação entre componentes de energia correspondentes ao sinal de ECG e aqueles correspondentes ao ruído.

Será necessário realizar estudos de quantificação que estabeleçam a fronteira entre pacientes normais e pacientes propensos a arritmias ventriculares, o que não é feito neste trabalho.

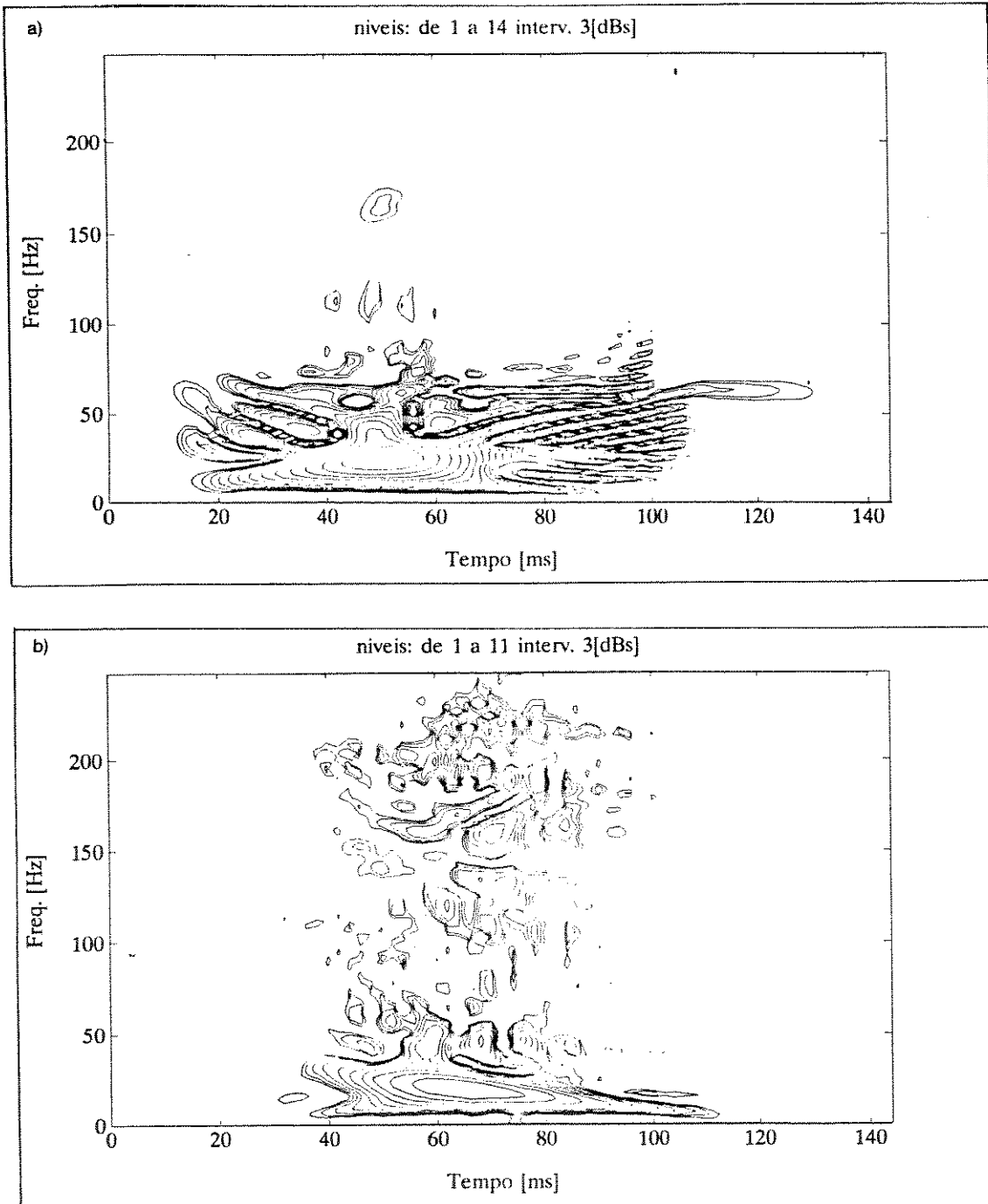


Figura 5.4 Distribuição de energia correspondente à interferência de 60 Hz (a); e ao ruído produzido pelo próprio paciente (b).

CAPÍTULO 6

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALCOCER C.P.R, "Sistema para extração não invasiva e análise de Potenciais Tardios Ventriculares", *Tese de Mestrado*, UNICAMP, Campinas-SP, 1990.

ALCOCER P.R., PINHO C., BASSANI J.W.M., "Sistema para a extração não invasiva de Potenciais Tardios Ventriculares", *RBE, Caderno de Eng. Biomédica*, 7 (1): 27-35, 1990.

BERBARI E.J., LAZZARA R., SAMET P., SCHERLAG B.J., "Non-invasive technique for detection of electrical activity during PR segment", *Circulation*, 48:1005, 1973.

BERBARI E.J., COLLINS S.M., ARZBAECHER R., "Evaluation of esophageal electrodes for recording His-Purkinje activity based upon signal variance", *IEEE Trans. of Biomed. Eng.*, 33(10):922-928, 1986.

BERNE R.M e LEVY M.N, " Fisiologia ", Guanabara Koogan S.A., R.J., 1988.

BRAZIER M.A.B, "Evoked responses recorded from the depths of the human brain", *Ann. NY Acad. Sci.*, 112: 33, 1964.

CAIN M.E., AMBOS H.D., WITKONSKI F.X., SOBEL B.E., "Fast Fourier Transform Analysis of signal averaged electrocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular

tachycardia", *Circulation*, 69 (4): 711-720, 1984.

CLAASEN T.A.C.M. e MECKLENBRAUKER W.F.G., "The Wigner Distribution- a tool for time-frequency signal analysis", *Philips Journal of Reasearch*, 35: 217-250, 1980.

COHEN L., " Time-Frequency Distributions-A Review ", *Proceedings of the IEEE*, 77 (7): 941-981, 1989.

COSTA E.T., "Development and application of a large aperture PVDF hydrophone for measurement of linear and non-linear ultrasound fields", *PhD thesis*, University of London, Inglaterra, 104-116, 1989.

EL-SHERIF N., SCHERLAG B.J., LAZZARA R., HOPE R.R., "Reentrant ventricular arrhythmias in the late myocardial infarction period I. Conduction characteristics in the infarction zone", *Circulation*, 55:686-702, 1977.

FLOWERS N.C., HORAN L.G., THOMAS J.R., TOLLESON W.J., "The anatomic basis for high frequency components in the electrocardiogram", *Circulation*, 39: 531, 1969.

GUYTON A.C., "Tratado de Fisiologia Médica", Edit. Guanabara, RJ, 1981.

HARBERL R., JILGE G., PULTER R., STEINBECK G., "Comparison of Frequency and Time Domain Analysis of the Signal Averaged Electrocardiogram in Patients with Ventricular Tachycardia and Coronary artery disease: Methodologic validation and clinical relevance", *Am. Coll. of Cardiology*, 12: 150-158, 1988.

KELEN G.J., HENKIN R., FONTAINE J.M. and EL-SHERIF N., "Effects of analysed signal duration and phase on the results of Fast Fourier Transform Analysis of the surface electrocardiogram in subjects with and without Late Potentials", *Am. J. of Cardiology*, 60: 1282-1289, 1987.

LANDER P., ALBERT D.E., and BERBARI E.J., " Spectrotemporal Analysis of Ventricular Late Potentials", *J. of Electrocardiology*, 23: 95-108, 1990.

LANGER P.H., "The value of high fidelity electrocardiography using the cathode ray and expanded time scale", *Circulation*, 5: 249, 1952.

LINDECRANTZ K.G. and LILJA H., " New software QRS detector algorithm suitable for real time applications with low signal to noise ratios", *J. of Biomed. Eng.*, 10: 280-284, 1988.

MACHAC J., WEISS A., WINTERS S.L., BARECCA P., GOMES J.A., " A comparative study of Frequency Domain an Time Domain Analysis of signal averaged electrocardiograms in patients with Ventricular Tachycardia", *Am. Coll. of Cardiology*, 11: 284-296, 1988.

MOUNTCASTLE V.B., "Fisiologia Médica", *Guanabara Koogan*, vol.2, 1978.

NETTER F.H., "Heart", *CIBA collection of Medical Illustrations*, vol.5, 1978.

NINA-HUALLPA B., COSTA E.T. e LOPES A., "Técnica de promediação para redução do ruído na obtenção do Eletrocardiograma de Alta Resolução (ECG-AR)", *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu-MG, 235-237, 1992.

NINA-HUALLPA B., COSTA E.T. e LOPES A., "Uso da Transformada de Fourier de Curta Duração e da Distribuição de Wigner na caracterização de Potenciais Tardios Ventriculares", *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu-MG, 238-241, 1992.

OPPENHEIM A.V., "Speech spectrograms using Fast Fourier Transform", *IEEE Spectrum*, 7: 57-62, 1970.

PAPOULIS A., "Signal Analysis", *Mc Graw-Hill International Book Company*, 1977.

PC-MATLAB, User's Guide, Mathworks Inc., USA, 1989.

SIMSON M.B., "Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with Ventricular Tachycardia after Myocardial Infarction", *Circulation*, 64: 235-242, 1981.

SIMSON M.B., UNTERECKER W.J., SPIELMAN S.R., HORWITZ L.N., MORAN N.A., FALCONE R.A., HARKEN A.A., JOSEPHSON M.E., "Relation between Late Potentials on the body surface and directly fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia", *The American Journal of Cardiology*, 51: 105-112, 1983.

STEINBERG J.S., BERBARI E.J. and LANDER P. "Signal averaged electrocardiography directly from Holter monitor tapes", *J. of Electrocardiology*, 22: (suppl.), 1990.

TOMPKINS J.W. and PAN J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biom. Engineering*, 32: 230-236, No 3, 1985.

WEBSTER J.G., "Medical Instrumentation", Houghton Mittlin Company, Boston-USA, 1978.

APÊNDICE I

USO DA PLACA CONVERSORA ANALÓGICO-DIGITAL

A placa conversora analógico - digital produzida pela Lynx (1987) tem entre outras as seguintes características para o propósito deste trabalho:

- Multiplexador analógico
- Conversor analógico digital
- Seletor de canais
- Temporizador
- Endereçamento
- Acesso direto à memória (DMA)

1) Multiplexador analógico

O cartão CAD10/26 possui 16 canais configuráveis em 16 entradas simples ou 8 entradas diferenciais. Neste trabalho foi escolhido o modo diferencial (os primeiros três canais). Neste modo as tensões variam entre -5 Volts e + 4.99 Volts ou entre -2.5 Volts e +2.49 Volts produzindo códigos entre 0 e 1023.

2) Conversor analógico digital

Com o sinal armazenado no "sample hold ", a conversão é realizada num tempo de 20 microsegundos. O valor resultante com 10 bits de resolução, é apresentado em 2 bytes (Byte A e Byte B) de acordo com o seguinte formato:

Byte A: D7 D6 D5 D4 D3 D2 D1 D0

Byte B: X X X S X X D9 D8

S = 0; conversão encerrada

S = 1; conversão em curso

X ; valor irrelevante

D9 - D0; bits obtidos na conversão

Se a configuração da entrada está entre -5 Volts e +4.99 Volts, então, -5 Volts equivale ao código 0, 0 Volts equivale ao código 512 e +4.99 equivale ao código 1023.

3) Seletor de canais

O seletor de canais é formado por um registro de 8 bits, onde os 4 bits superiores correspondem ao último canal a ser lido e os 4 bits inferiores correspondem ao próximo canal a ser lido. A seguir apresenta-se o formato do seletor de canais:

D7 D6 D5 D4 D3 D2 D1 D0

RC3 RC2 RC1 RC0 CC3 CC2 CC1 CC0

RC3 - RC0 ; último canal a ser lido

CC3 - CC0 ; próximo canal a ser lido

Por exemplo, para iniciar a conversão no canal 0 e terminar no canal 3, deverá ser armazenado no registro, o valor 20H (hexadecimal).

4) Temporizador

O circuito temporizador possui 3 contadores independentes e podem ser programados para executar em contagem binária de 16

bits ou BCD de 4 dígitos em até 6 modos diferentes. A palavra de controle do temporizador é como segue:

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
SC1	SC0	RL1	RL0	M2	M1	M0	BCD

Seleção do contador: SC1 SC0

0	0	- contador 0
0	1	- contador 1
1	0	- contador 2
1	1	- não válida

Tipo de operação: RL1 RL0

0	0	- armazena o valor do contador
0	1	- lê obyte menos sig. do cont.
1	0	- lê o byte mais sig. do cont.
1	1	- lê o byte menos sig. e depois o mais sig.

Modo de operação: M2 M1 M0

0	0	0	- interrupção após contagem
0	0	1	- monoestável de pulso programável
0	1	0	- gerador de pulsos programável
0	1	1	- gerador de onda quadrada prog.
1	0	0	- pulso disparado por programa
1	0	1	- pulso disparado por "gate"

Forma de contagem: BCD

0 - contador binário de 16 bits

1 - contador BCD de 4 dígitos

Para este trabalho foram escolhidos:

SC1 SC0 - 10 (contador 2)

RL1 RL0 - 11 (tipo de operação 3)

M2 M1 M0 - 010 (modo de operação 2)

BCD - 0 (contador binario)

Neste caso, o registro é preenchido com o valor B4 (hexadecimal).

5) Endereçamento

O cartão CAD/1026 ocupa no total 8 endereços contíguos da área de entrada/saída (E/S). O endereço base é na configuração padrão, 720 (2D7h hexadecimal).

Contador 0	720 - 2D0h
Contador 1	721 - 2D1h
Contador 2	722 - 2D2h
Controle do temporizador	723 - 2D3h
BYTE A do conversor A/D	724 - 2D4h
BYTE A do conversor D/A	725 - 2D4h
BYTE B do conversor A/D	725 - 2D5h
BYTE B do conversor D/A	726 - 2D5h
Registrador do modo DMA	726 - 2D6h
Seletor de canais	727 - 2D7h

6) Acesso Direto à memória (DMA)

A CAD10/26 permite que as leituras do conversor A/D sejam transferidas para a memória diretamente, permitindo a aquisição a maior velocidade e taxa de amostragem constante. No caso foi usada uma taxa de amostragem de 1000 amostras/seg.

O controle do modo de operação com DMA é feito pela escrita de um dado no Registrador de Modo.

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
X	X	X	X	X	X	X	RM

X - Bit irrelevante

RM = 0 - Habilita DMA

RM = 1 - Desabilita DMA

A máxima taxa de transferência é igual ao tempo de conversão de um canal, ou seja 23 us que aproximadamente equivale a 40 KHz. Essa taxa de transferência é programada no contador 2 usando a relação:

$$\text{Valor da contagem (hexa.)} = \frac{\text{ClockSys}}{4 * \text{FreqAmos}}$$

onde

ClockSys = Frequência de relógio do microcomputador

FreqAmos = Frequência de amostragem

Além do Valor da contagem, a transferência por DMA exige a definição do registrador de página que varia de 0 a 15, onde cada página é de 64 Kbytes; o endereço inicial da página selecionada, a partir do qual serão armazenados os dados; e o registrador de

contagem onde será definido número de transferências. Como exemplo ilustrativo, deseja-se transferir 1000 dados para a página 4 da memória começando em 00 a uma frequência de amostragem de 1 Khz e a frequência do relógio do microcomputador é de 10 Mhz. Os dados são recepcionados através do canal 0.

- Valor no contador 2 = $1000 / (4 * 1) = 250$ (00FAh)
- Valor do registrador de página = 02h
- Valor de registrador de endereço na página = 00h
- Valor do registrador de contagem = $(1000 * 2) - 1 = 1999$ (07CFh)
- Valor do seletor de canal = 00h

Maiores detalhes sobre DMA ver no Manual de Referência da Placa (Linx Tecnologia).

APÊNDICE II

USO DE JANELAS

Ao aplicar a TF a um sinal $x(t)$, considera-se o sinal de duração finita sofrendo um corte abrupto. Este corte, no espectro de frequência do sinal, mostra-se em forma de lóbulos laterais, o que é mais conhecido como o efeito de "leakage". O "leakage" pode-se considerar como espalhamento da energia do sinal do lóbulo fundamental do espectro de frequência do sinal aos laterais.

Para reduzir o "leakage" pode-se usar janelas que reduzem os lóbulos laterais. Entre as utilizadas na tese tem-se:

- Retangular
- Hanning
- Blackman - Harris

a) Retangular

Ao aplicar a TF automaticamente está-se usando a janela retangular. Esta janela apresenta uma melhor resolução, embora apresente maior espalhamento dos lóbulos laterais (ex., figura A2.1.a). A definição matemática da janela retangular é dada pela equação abaixo:

$$w(t) = \begin{cases} 1, & 0 < t \leq t_0 \\ 0, & t > t_0 \end{cases} \quad (A2.1.a)$$

b) Hanning e Blackman - Harris

Estas janelas apresentam uma menor resolução espectral mas, em compensação, apresentam menor espalhamento dos lóbulos laterais. Cada uma delas é usada dependendo das características

do sinal. Assim, por exemplo, a janela de Blackman - Harris é designada para diferenciar duas harmônicas uma perto da outra com diferentes amplitudes (ex., figuras A2.1.b e A2.1.c). A definição matemática das janelas Hanning e Blackman-Harris são descritas pelas equações abaixo:

$$\text{Hanning: } w(t) = \begin{cases} 0.5 - 0.5 \cos(2\pi ft), & 0 \leq t \leq t_0 \\ 0, & t > t_0 \end{cases} \quad (\text{A2.1.b})$$

$$\text{Blackman-Harris: } w(t) = \begin{cases} 0.42 - 0.5 \cos(2\pi ft) + 0.14 \cos(4\pi ft), & 0 \leq t \leq t_0 \\ 0, & t > t_0 \end{cases} \quad (\text{A2.1.c})$$

Para ilustrar o efeito no espectro ao se usar as diferentes janelas, são mostrados nas figuras A2.3a, A2.3b e A2.3c os espectros de frequência de um sinal composto (ver figura A2.2) com dois componentes de frequência com diferentes amplitudes. Observe-se que o espectro do sinal ao ser aplicado uma janela retangular (figura A2.3.a), mostra uma melhor resolução, porém mostra espalhamento do espectro. A janela Hanning (figura A2.3.b) mostra um aprimoramento na redução do espalhamento, porém mostra resolução espectral diminuída com relação à janela retangular. A janela de Blackman - Harris (figura A2.3.c) apresenta uma resolução espectral ainda mais diminuída, em compensação, o efeito do espalhamento é reduzido bem mais do que a com a janela de Hanning. Isto mostra que para a caracterização dos PTV, a janela de Blackman-Harris (3 termos) mostra ser a janela mais apropriada.

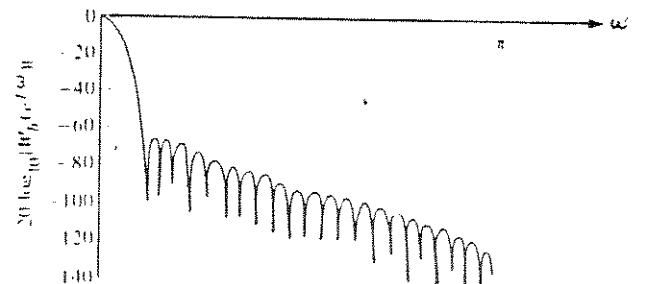
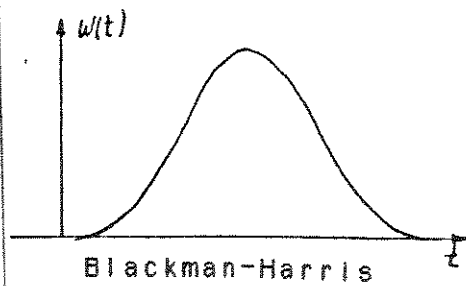
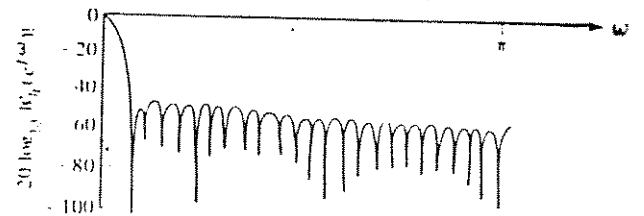
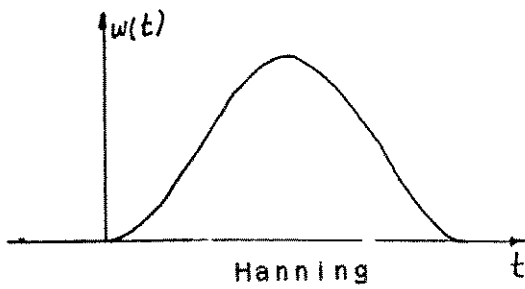
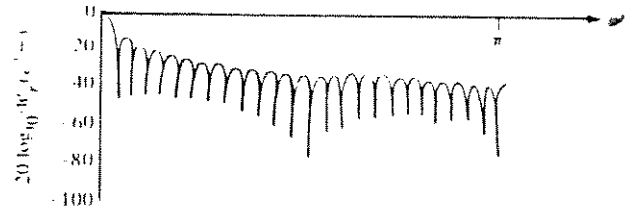
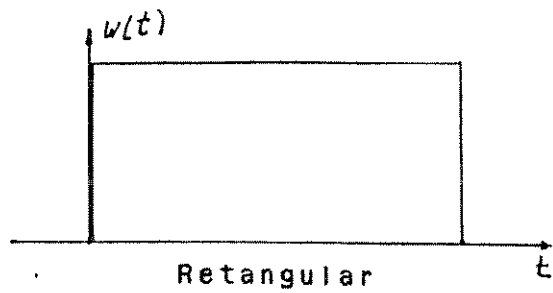


Figura A2.1 Representação de Janelas (a) Retangular; (b) Hanning; (c) Blackman-Harris no domínio do tempo (coluna da esquerda) e no domínio da frequência (coluna da direita).

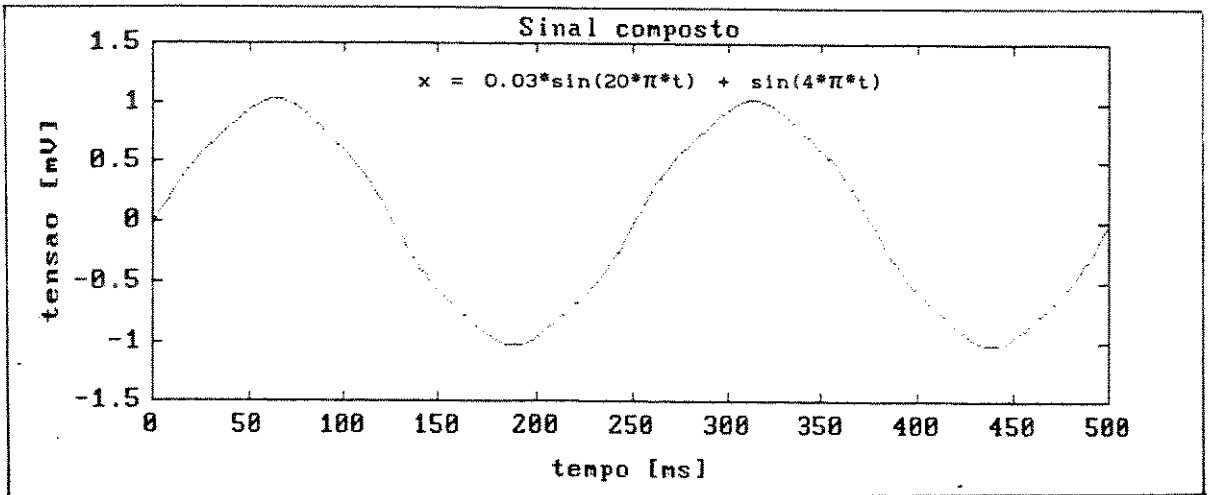


Figura A2.2 Sinal composto usado para a ilustração do efeito "leakage" .

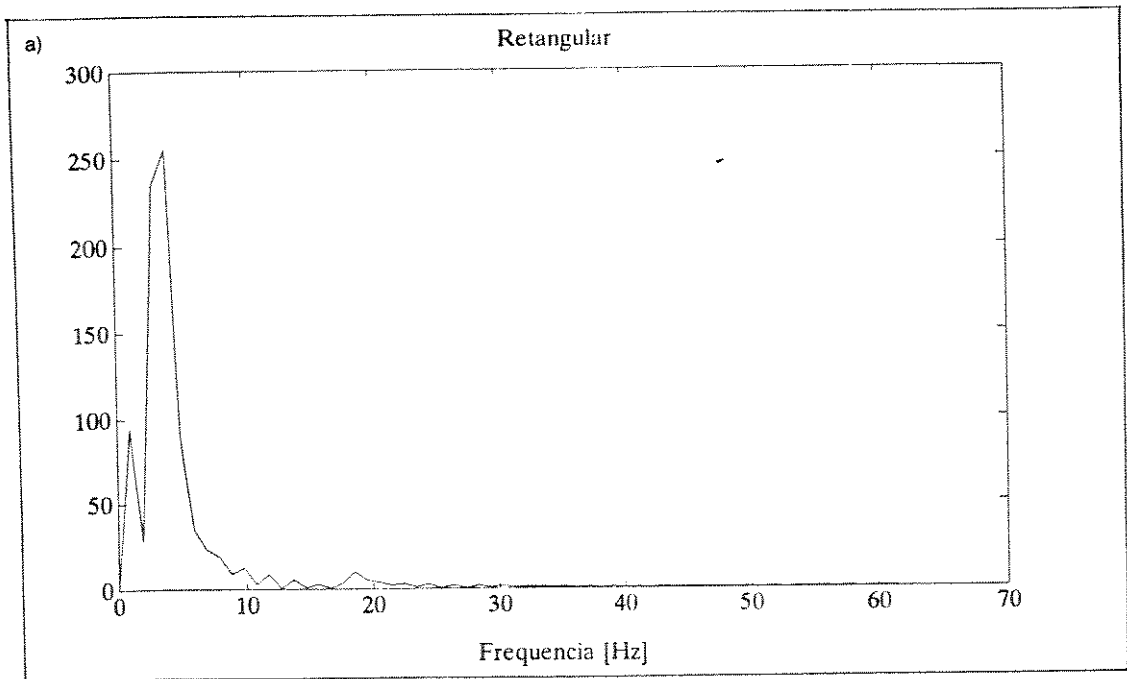


Figura a2.3 Ilustração do efeito "leakage" no domínio da frequência: (a) retangular; (b) Hanning; (c) Blackman-Harris (3 termos).

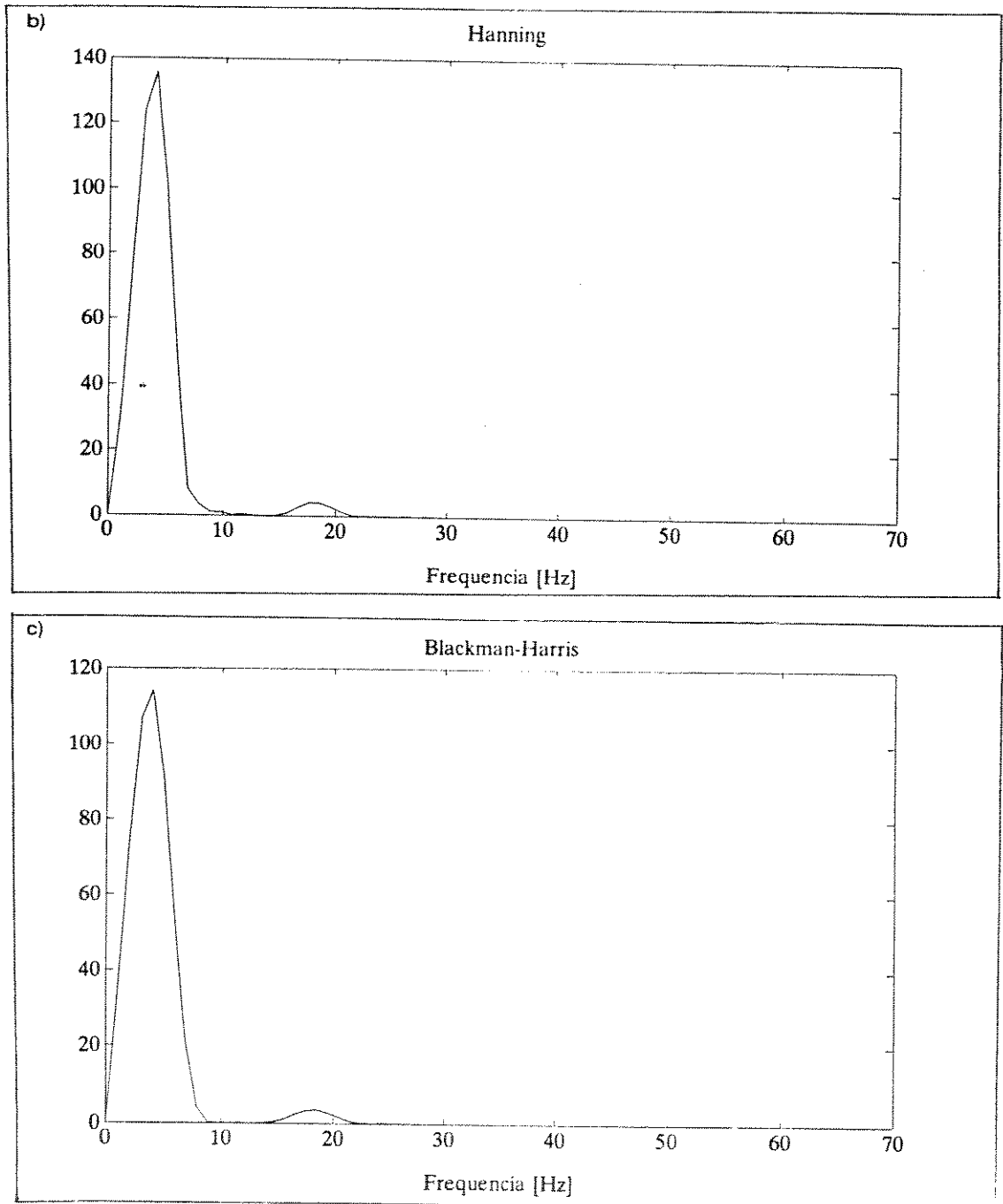


Figura a2.3 Ilustração do efeito "leakage" no domínio da frequência: (a) retangular; (b) Hanning; (c) Blackman-Harris (3 termos).

APÊNDICE III

PROPRIEDADES DA DW

A3.1) A DW de um sinal $x(t)$ (complexo ou real) é sempre real.

$$W(t, f) = W^*(t, f) \quad (a3.1)$$

A3.2) A DW de um sinal real é uma função par em frequência.

$$W(t, f) = W(t, -f) \quad (A3.2)$$

A3.3) Um deslocamento do sinal no tempo corresponde a um deslocamento no tempo na DW.

$$x(t-\tau) \text{----->} W(t-\tau, f) \quad (A3.3)$$

A3.4) A modulação do sinal $x(t)$ pela função $\exp(jf_0 t)$ corresponde a um deslocamento em frequência.

$$\exp(jf_0 t) x(t) \text{----->} W(t, f-f_0) \quad (A3.4)$$

A3.5) A integral da DW em frequência a um determinado instante do tempo, corresponde à potência instantânea do sinal $x(t)$.

$$|x(t)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) df \quad (A3.5)$$

A3.6) A integral da DW em tempo a um determinado instante da frequência, corresponde à densidade espectral de potência do sinal a essa frequência.

$$|X(f)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} W(t, f) dt \quad (A3.6)$$

A3.7) Se o sinal $x(t)$ é zero fora do intervalo t_a e t_b , isto é:

$$x(t) = 0, \quad t < t_a \text{ ou } t > t_b$$

então

$$W(t, f) = 0, \quad t < t_a \text{ ou } t > t_b, \text{ para todo } f \quad (\text{A3.7})$$

A3.8) Se o espectro do sinal $x(t)$ é $X(f)$ e que o mesmo é nulo fora do intervalo $f_a - f_b$, isto é:

$$X(f) = 0, \quad f < f_a \text{ ou } f > f_b$$

então

$$W(t, f) = 0, \quad f < f_a \text{ ou } f > f_b, \text{ para todo } t \quad (\text{A3.8})$$

A3.9) Se $x_1(t)$ é nulo fora do intervalo (t_1, t_2) e $x_2(t)$ é também nulo fora do intervalo (t_3, t_4) , então

$$W_{12}(t, f) = 0, \text{ para todo } t \leq (t_1+t_3)/2, \quad t \geq (t_2+t_4)/2 \quad (\text{A3.9})$$

A3.10) Se $X_1(f)$ é nulo fora do intervalo (f_1, f_2) e $X_2(f)$ é nulo fora do intervalo (f_3, f_4) , então

$$W_{12}(t, f) = 0, \text{ para todo } f \leq (f_1+f_3)/2, \quad f \geq (f_2+f_4)/2, \quad (\text{A3.10})$$

A3.10) Se $X_1(f) = X_2(f) = 0$ no intervalo $f_1 < f < f_2$ e $f_2 - f_1 > \pi$ então

$$W_{12}(t, f) = 0 \text{ no intervalo } f_1 < f < f_2 - \pi \quad (\text{A3.11})$$

A3.11) Se $x(t)$ é um sinal causal, isto é $x(t) = 0$ se $t < 0$, então

$$W(t,f) = 0 \text{ quando } t < 0, \text{ para todo } f \quad (\text{A3.12})$$

A3.12) De forma similar para um sinal analítico, isto é $X(f) = 0$ para todo $f < 0$, então

$$W(t,f) = 0 \text{ quando } f < 0, \text{ para todo } t \quad (\text{A3.13})$$

Maiores informações ver a revisão realizada por Cohen (Cohen, 1989).