



Universidade do Porto
Faculdade de Engenharia

FEUP



Daniel José Teixeira Carrilho

Sistema de aquisição e registo de variáveis cardíaco-respiratórias durante o sono

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E REGISTO DE VARIÁVEIS CARDÍACO-
RESPIRATÓRIAS DURANTE O SONO**

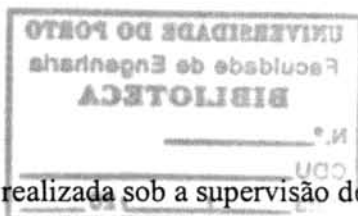
Daniel José Teixeira Carrilho

Licenciado em Engenharia Electrotécnica, ramo de electrónica, instrumentação e computação
pela Universidade de Trás-os-montes e Alto Douro

Dissertação submetida para satisfação parcial
dos requisitos do grau de mestre

em

Engenharia Biomédica



Dissertação realizada sob a supervisão de

Prof. Doutora Ana Maria Tomé

Prof. Auxiliar do Departamento de Electrónica e Telecomunicações da Universidade de Aveiro

e

Prof. Doutor António Martins da Silva

Director do Serviço de Neurofisiologia do Hospital Geral de Santo António

Porto, Maio de 2001

004(043)/CARD/sis

UNIVERSIDADE DO PORTO
Faculdade de Engenharia
BIBLIOTECA M
N.º <u>60305</u>
CDU <u>004(043)</u>
Data <u>15, 7, 2002</u>

Agradecimentos

Desejo antes de mais, expressar os meus sinceros agradecimentos à Prof. Doutora Ana Maria Perfeito Tomé, pelo forte empenho, constante disponibilidade e compreensão.

Ao Prof. Doutor António Martins da Silva por me ter aberto as portas para a realização deste trabalho, pela abertura de espírito, prestabilidade e capacidade de comunicar a perspectiva médica.

A toda a equipa médica, técnica e administrativa do SNHGSA pelo acolhimento e apoio. Em particular quero agradecer o companheirismo e colaboração do Dr. João Lopes, Dr. Viana e Dr. Teresa, aos técnicos Aires, Isaiás, Helena e Orquídea.

Agradeço ao grupo de instrumentação e Controlo do departamento de Engenharia da Universidade de Trás-os-montes e Alto Douro, em particular ao Eng. José Boaventura e ao Eng. Raul Morais pela prestabilidade e companheirismo; e em especial, ao Eng. António Valente pela disponibilidade e apoio prestado na elaboração desta dissertação, pelas conversas e pela amizade de longa data.

Finalmente, agradeço à Fundação para a Ciência e Tecnologia do Ministério da Ciência e Tecnologia pela atribuição da bolsa Praxis XXI/BM/21013/99 para apoio à elaboração deste trabalho de mestrado.

à minha família,
aos meus amigos,

Resumo

O estudo do sono num laboratório de neurofisiologia envolve a recolha e o registo em papel de vários sinais biológicos: Electroencefalograma, Electrooculograma, Electromiograma, Electrocardiograma, sinais respiratórios (nariz e peito), saturação de oxigénio e pulsação cardíaca. A saturação de oxigénio e a pulsação cardíaca são determinados por um oxímetro comercial que fornece os resultados numa linha de comunicação série. Os restantes sinais são amplificados, filtrados e colocados num *bus* analógico para serem registados em papel. Depois do exame, normalmente uma noite de sono, o clínico lê o registo em papel e correlaciona os diversos sinais com a saturação de oxigénio e a pulsação cardíaca quando uma perturbação respiratória está sob diagnóstico.

Foi desenvolvido um sistema protótipo para aquisição de sinais biológicos durante o sono baseado num PC (Computador Pessoal) com duas portas de comunicação série e uma placa de aquisição de sinal comercial. A primeira porta série é usada para receber os dados do oxímetro cuja informação é encaminhada para a segunda porta série para ser registada em papel. A placa de aquisição é usada para adquirir oito sinais analógicos de entre o conjunto de sinais que é registado em papel.

O *software* foi desenvolvido sob o sistema operativo *Windows* usando *LabView IDE* (Ambiente de Desenvolvimento Integrado) que forneça uma linguagem de programação gráfica orientada ao fluxo de dados. A construção do programa é baseada num desenho orientado ao fluxo de dados, usando uma teoria sintáctica simples para arquitectura de *software*, por forma a ser facilmente codificada usando o *LabView IDE*. O *software* é constituído por dois módulos: um módulo responsável pela aquisição e armazenamento digital automático, pela sincronização da informação proveniente dos diferentes dispositivos e pelo relacionamento temporal do registo em papel com a informação digital armazenada; e um módulo para visualização e processamento de sinal.

A grande quantidade de dados adquirida poderá ser processada para aplicação em vários domínios da neurofisiologia clínica, entre os quais, a detecção do Síndrome da Apneia Periódica de Sono correlacionada com a variabilidade do ritmo cardíaco e os estádios do sono.

Abstract

Sleep studies in a Neurophysiology Laboratory involves the collection and paper recording of various biological signals: Electroencephalogram, Electrooculogram, Electromiogram, Electrocardiogram, respiratory signals (nose and chest), Oxygen saturation and heart beat rate. The Oxygen saturation and the heart beat rate are determined by a commercial oximeter which provides results on a serial communication line; all the other signals are amplified, filtered and fed into an analogue bus which are paper recorded. After the exam, usually a night sleep, the clinician has to read the paper tracing and correlate the various signals with oxygen saturation and heart beat rate if a sleep respiratory perturbation is under diagnosis.

A sleep's signals acquisition system prototype has been developed using a PC (Personal Computer) based configuration with two serial communication ports and a commercially available data acquisition board. The first serial port is used to receive data from the oximeter. (Oxygen saturation and heart beat rate) that is dumped into the second serial port to be paper recorded. The data acquisition board is used to acquire eight analogue signals from the signal set that is paper recorded.

The software was developed under Windows operating system using *LabView* IDE (Integrated Development Environment), which provides a data flow graphical oriented programming language. The software construction follows a data flow oriented design, with a simple syntactic theory for software architecture, so that it can be easily implemented using *LabView* IDE. The software comprises two main modules: an automatic data acquisition and storage module that synchronises the incoming information from the distinct devices, and relates in time the recorded paper and the digitally stored data; and an off-line module for review and data processing.

The large amount of data acquired can be processed for various domains of the clinical neurophysiology, such as the detection of Periodic Sleep Apnoea Syndrome correlated with heart rate variability and sleep stages.

Résumé

L'étude du sommeil dans un laboratoire de neurophysiologie enveloppe le recueil de plusieurs signaux biologiques: Electroencefalographie, Electrooculographie, Electromiographie, Electrocardiographie, signaux respiratoires (nez et poitrine), saturation de l'oxygène et pulsation cardiaque. La saturation de l'oxygène et la pulsation cardiaque sont obtenues avec un oxymètre commercial qui fournit les résultats sur une voie de communication série. Les autres signaux sont amplifiés, filtrés et placés sur un *bus* analogique pour être enregistrés sur papier. Après l'examen, généralement une nuit de sommeil, le clinicien lit le registre en papier et établit des corrélations sur les différents signaux, la saturation de l'oxygène et la pulsation cardiaque, lorsqu'une perturbation respiratoire est sous diagnostique.

Nous avons développé un prototype d'un système d'acquisition de signaux biologiques, pendant le sommeil, qui a comme configuration de base un ordinateur personnel qui comporte deux voies de communication série et une carte commerciale d'acquisition de données. La première voie série est utilisée pour recevoir les données de l'oxymètre, qui seront conduits vers la deuxième voie série afin d'être enregistrées sur papier. La carte d'acquisition est utilisée pour acquérir huit signaux entre l'ensemble des signaux enregistrés sur papier.

Le *software* a été développé sur le système d'exploitation *Windows*, en utilisant le *LabView IDE* (Environnement de Développement Intégré), qui fournit un langage de programmation graphique orienté au flux des données. La construction du *software* suit un dessin orienté au flux des données, en utilisant une théorie syntaxique simple d'architecture de *software*, pour être facilement transcrit sur *LabView IDE*. Le *software* est constitué par deux principaux modules: un module qui se charge d'acquérir et stocker automatiquement l'information digitale, de synchroniser l'information des différents dispositifs, et de mettre en rapport le registre en papier et le registre digital; et un module utilisé pour la revue et le traitement des données.

La grande quantité de données acquise peut être traitée pour être appliquée à plusieurs domaines de la neurophysiologie clinique, comme la détection du Syndrome de l'Apnée Périodique du Sommeil corrélée avec la variabilité du rythme cardiaque et les phases du sommeil.

Índice

AGRADECIMENTOS	2
RESUMO	4
ABSTRACT	5
RÉSUMÉ	6
ÍNDICE	7
ÍNDICE DE FIGURAS	9
CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	10
1.1 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	12
CAPÍTULO 2 O SONO, PATOLOGIAS ASSOCIADAS E POLISSONOGRAFIA	14
2.1.1.1 O sono	14
2.2 PATOLOGIAS ASSOCIADAS AO SONO	18
2.3 O SAPS, SÍNDROMA DA APNEIA PERIÓDICA DE SONO.....	18
2.4 POLISSONOGRAFIA(PSG): A POLIGRAFIA DO SONO.....	20
2.5 STANDARD PARA A POLISSONOGRAFIA.....	20
2.5.1 <i>Especificação da Polissonografia realizada no SNHGSA</i>	21
CAPÍTULO 3 POLISSONOGRAFIA DIGITAL	23
3.1 TRABALHOS DE ENGENHARIA NO SNHGSA.....	24
3.2 SISTEMAS COMERCIAIS PARA POLISSONOGRAFIA	26
3.3 CONCLUSÕES	30
CAPÍTULO 4 SISTEMA PARA AQUISIÇÃO, ARMAZENAMENTO E MANUSEAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS DURANTE O SONO	32
4.1 O HARDWARE	33
4.2 A ENGENHARIA DE <i>SOFTWARE</i>	35
4.2.1 <i>As fases do desenvolvimento de software</i>	37
4.2.1.1 Especificação de requisitos.....	38
4.2.1.2 Desenho arquitectural e detalhado para desenvolvimento de software.....	39
Desenho detalhado segundo a filosofia do fluxo de dados.....	40
4.2.2 <i>Modelos para definição do ciclo de vida do desenvolvimento de software</i>	41

4.2.2.1 Modelo "Codifica e conserta"	42
4.2.2.2 Modelo "Queda de água"	42
4.2.2.3 Modelo "Espiral"	44
4.3 REQUISITOS GERAIS DA APLICAÇÃO	46
4.4 DESENHO ARQUITECTURAL DA APLICAÇÃO.....	47
4.4.1 O módulo <i>on – line</i>	47
4.4.1.1 Requisitos específicos do módulo <i>on – line</i>	47
4.4.1.2 Desenho detalhado para o módulo <i>on-line</i>	48
Manuseamento automático dos ficheiros do registo.....	51
Ficheiros resultantes de um registo	52
4.4.2 O módulo <i>Off – Line</i>	52
4.4.2.1 Requisitos específicos do módulo <i>off – line</i>	52
4.4.2.2 Desenho detalhado módulo <i>off – line.</i>	53
4.5 CODIFICAÇÃO.....	55
4.6 INTERFACES GRÁFICOS.....	57
4.7 CONCLUSÕES	60
CAPÍTULO 5 CONCLUSÕES GERAIS E PREPARAÇÃO DE TRABALHOS FUTUROS	61
5.1 O SISTEMA NA ROTINA CLÍNICA DO SNHGSA.....	61
5.2 VALIDAÇÃO DO SISTEMA DE ARMAZENAMENTO DIGITAL.....	62
5.3 MELHORIAS E NOVAS FUNCIONALIDADES	63
5.4 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAL	64
5.5 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	67
ANEXO A	72
O LABVIEW	72
A.1 INTRODUÇÃO.....	73
A.2 VIRTUAL INSTRUMENT	73
A.3 FLUXO DE DADOS E A LINGUAGEM GRÁFICA G	74
A.4 UM EXEMPLO	75
A.5 O ICON E OS CONECTORES.....	75
A.6 PROGRAMAR COM LABVIEW.....	75
A.7 AS FERRAMENTAS DO LABVIEW	76
A.7.1 O <i>Debugger</i>	76
A.7.2 A janela de <i>Hierarquias</i>	78
A.7.3 O <i>Profiler</i>	78
A.8 DISCUSSÃO.....	79

Índice de figuras

FIGURA 2-1: <i>PADRÕES DO EEG NOS DIFERENTES ESTÁDIOS DE SONO</i>	17
FIGURA 4-1: <i>ESTRUTURA DO HARDWARE COM OS SINAIS BIOLÓGICOS ENVOLVIDOS</i>	33
FIGURA 4-2: <i>CONJUNTO PICTURAL PARA ELABORAÇÃO DO DESENHO DETALHADO</i>	41
FIGURA 4-3: <i>MODELO "QUEDA DE ÁGUA"</i>	43
FIGURA 4-4: <i>MODELO "ESPIRAL"</i>	45
FIGURA 4-5: <i>DIAGRAMA GERAL DO MÓDULO ON - LINE</i>	47
FIGURA 4-6: <i>DIAGRAMA DE FLUXO DO DESENHO DETALHADO PARA O MÓDULO ON - LINE</i>	49
FIGURA 4-7: <i>DESENHO GERAL DO MÓDULO OFF - LINE</i>	53
FIGURA 4-8: <i>DESENHO DETALHADO MÓDULO OFF - LINE</i>	55
FIGURA 4-9: <i>INTERFACE GRÁFICO DO MÓDULO ON-LINE</i>	58
FIGURA 4-10: <i>INTERFACE GRÁFICO DO MÓDULO OFF-LINE</i>	60

Capítulo 1

Introdução

Esta dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica pretende ser a apresentação de um trabalho de engenharia de forte componente prática e fundamento teórico, com aplicação na área da saúde. Pela facto da formação base do autor deste trabalho ser uma licenciatura em Engenharia Electrotécnica, esta área está presente com preponderância relativamente à área da saúde cuja aplicação se destina. No entanto, o domínio ao qual pertence este mestrado, a importância da aplicação do trabalho prático, e o interesse do autor pela área em questão, motivaram a realização de um estudo cujo objectivo seria a tentativa de ultrapassar a barreira de uma simples tomada de conhecimento sobre o assunto. Desta forma fortalecem-se os laços existentes neste trabalho entre o domínio da engenharia e sua aplicação à ciência da saúde. O desenvolvimento de um sistema de aquisição de variáveis cardíaco - respiratórias durante o sono é um trabalho de engenharia electrotécnica com aplicação na área da neurofisiologia clínica.

O sono é uma área extremamente importante da saúde pública. As perturbações do sono podem acarretar graves consequências na vida activa do indivíduo. Infelizmente, os problemas de sono são inúmeros e atingem uma quantidade significativa de indivíduos. Esta situação é facilmente comprovado pelo facto do Serviço de Neurofisiologia do Hospital Geral de Santo António(SNHGSA) da cidade do Porto estar a efectuar quatro registos nocturnos por semana, há vários anos, e ter uma lista de espera de vários meses.

Durante a consulta, se o médico suspeitar da existência de uma perturbação de sono, aconselha o paciente a realizar um registo polissonográfico nocturno. Os técnicos do serviço que são responsáveis pelo registo nocturno têm como função, além de preparar o paciente, manipular e monitorar vários dispositivos com os quais é adquirido e registado uma diversidade de sinais biológicos cuja origem depende essencialmente do tipo de patologia em suspeita. Depois do exame,

o clínico faz a leitura de quinhentos metros dos traçados no registo em papel, enquanto correlaciona a informação obtida para tentar concluir sobre o diagnóstico preliminar obtido durante a consulta.

De entre as diversas patologias de sono diagnosticadas e tratadas no SNHGSA, destaca-se pela incidência, o Síndrome da Apneia Periódica de Sono(SAPS). Basicamente, o SAPS manifesta-se causando interrupções da respiração (apneia) que impedem o paciente de usufruir de um sono profundo e reparador, que acarreta consequências durante a vida diurna activa.

Durante a inspecção de um registo cujo paciente esteja sob suspeita de SAPS, o neurofisiologista estabelece entre outros a estrutura do sono do paciente que correlaciona com a ocorrência de paragens respiratórias e quedas no nível de saturação de oxigénio. Este trabalho é muito moroso pela muito grande quantidade de informação a analisar. Esta tarefa é ainda minuciosa e muito penosa, podendo tornar a análise qualitativamente desigual ao longo da inspecção. Por isso, a automatização de processos que possam apoiar o clínico nesta tarefa torna-se relevante.

Tem havido no SNHGSA um esforço combinado entre clínicos, técnicos e engenheiros no sentido de desenvolver soluções computadorizadas para polissonografia digital e apoio na detecção de patologias de sono. Este trabalho constitui assim a evolução natural do esforço de engenharia já desenvolvido neste serviço hospitalar. Apesar de existir uma variedade de sistemas de polissonografia digital no mercado, o SNHGSA tem preterido a compra de um sistema comercial pelo facto de apresentarem variadas desvantagens e dificuldades na sua utilização e não existir trabalhos concretos e fidedignos sobre a validação dos sistemas e resultados com eles obtidos. O SNHGSA apoia assim a continuada investigação de engenharia que permite uma constante interacção entre médicos e engenheiros para o desenvolvimento e validação de técnicas automáticas elaboradas no próprio serviço.

Pretende-se um sistema de aquisição de sinais biológicos durante o sono que por um lado seja de fácil utilização para os técnicos do serviço que realizam o registo, e por outro, apoia o clínico na leitura do registo em papel e no diagnóstico de patologias. Por fim, o sistema deve fornecer uma plataforma adequada para os engenheiros continuarem a desenvolver soluções de processamento automático de sinal.

A componente de engenharia deste trabalho centra-se assim nos aspectos de instrumentação, no que diz respeito ao manuseamento e estruturação de diversos dispositivos de hardware ligados a um computador pessoal que necessita de ser programado, integrando ainda uma componente significativa de desenvolvimento de *software*. A aquisição e tratamento de sinais envolve ainda uma terceira componente de engenharia: o processamento digital de sinal. Estas três vertentes de engenharia formam assim o alicerce tecnológico deste trabalho de mestrado.

É nesse sentido que foi desenvolvido o trabalho de engenharia biomédica que apresentamos nesta dissertação e cuja estrutura geral passamos a referir.

1.1 Estrutura da dissertação

A introdução geral e a estrutura da dissertação estão aqui apresentados e formam o capítulo I desta dissertação.

No capítulo II apresenta-se a aplicação médica que fundamenta o tema deste trabalho. É feito um resumo de um estudo sobre o sono e patologias a ele associadas, com realce para o síndrome da apneia periódica do sono. Aborda-se ainda a polissonografia como metodologia genérica para aquisição de sinais biológicos de interesse para o estudo do sono e de patologias a ele associadas. O final deste capítulo é dedicado à especificação da metodologia polissonográfica realizada no SNHGSA.

É apresentado no capítulo III o esforço de engenharia que tem sido desenvolvido no SNHGSA no sentido de obter soluções tecnologicamente avançadas para aplicação em diversas áreas da neurofisiologia clínica, nomeadamente aos sistemas dedicados à análise de sinais biológicos de sono. Neste capítulo será ainda apresentado uma revisão de soluções comerciais actuais para polissonografia digital que se encontram no mercado, realçando as suas principais características e funcionalidades. No final deste capítulo é feita uma discussão sobre estas duas vertentes com algumas conclusões e críticas.

O capítulo IV é dedicada à apresentação do sistema implementado nas suas componentes de hardware e software. O Desenvolvimento do *software* tornou-se a principal tarefa de engenharia

desta tese de mestrado e como tal, é - lhe dada particular ênfase fazendo-a acompanhar com um resumo de um estudo efectuado sobre o domínio da engenharia de *software*. No final é feita uma discussão resumo dos principais pontos deste capítulo.

O capítulo V e último é dedicado às conclusões gerais sobre este trabalho de mestrado onde é analisado o desempenho do sistema na rotina clínica do serviço. São ainda apresentadas alguns métodos e resultados de validação do sistema no respeitante ao armazenamento da informação digital. Referir-se-ão algumas melhorias e novas funcionalidades que poderão ser introduzidas no sistema. Como preparação de uma plataforma para trabalhos futuros são apresentados algumas metodologias de processamento de sinal e como poderão ser melhoradas e integradas no novo sistema desenvolvido

Capítulo 2

O sono, patologias associadas e polissonografia

O sono é uma área de estudo complexa e tema importante de investigação em saúde pública, pela implicação que os distúrbios de sono podem acarretar na vida activa. A caracterização da arquitectura do sono é um assunto relevante, motivador de inúmeros trabalhos científicos em que a aproximação entre a investigação das componentes de sinal (análise matemática e desenvolvimento de engenharia), exemplifica eloquentemente as relações entre a biologia, a medicina e a engenharia. Tentar-se-á aqui de uma forma sucinta juntar algum conhecimento de trabalhos dedicados e fornecer um enxerto explicativo sobre os estádios, as actividades básicas e a estrutura do sono num indivíduo adulto (entre os 20 e 30 anos) saudável.

Existem diversas patologias associadas ao sono. Far-se-á uma descrição de alguns problemas de saúde que perturbam o descanso nocturno. Realçar-se-á o síndrome da apneia periódica do sono (SPAS) que é uma das patologias mais frequentemente referidas para diagnóstico, tratamento e investigação no SNHGSA.

Para finalizar este capítulo apresenta-se o standard para a polissonografia e a técnica polissonográfica que está em uso no SNHGSA.

2.1.1.1 O sono

O sono foi considerado um estado passivo do cérebro no qual o humano, inanimado, se encontrava desactivado neurologicamente. Ao aparecerem os primeiros métodos de registo electrofisiológico durante o sono, foi possível concluir que a actividade eléctrica cerebral, não só não era interrompida como estava extremamente bem organizada em estádios e ciclos periódicos. A subsequente descoberta do movimento rápido dos olhos durante o sono, denominado REM (*Rapid Eye Movement*), associado aos sonhos e à falta de tónus muscular, veio revelar a natureza neurológica de um estádio de sono muito tempo associado unicamente a domínios extra físicos [Culebras 92]. O

sono REM foi inicialmente descrito por Kleitman, Aserinsky e Dement em Chicago e Jouvet, Michel e Mounier em França [ASDA 97(a)].

A monitorização da actividade eléctrica cerebral denominada electroencefalografia e abreviada de EEG, e de outros sinais electrobiológicos, normalmente o electrooculograma EOG que reflecte o movimento ocular dos olhos, e o electromiograma EMG, tradutor da actividade electromuscular, deu origem à classificação do sono em diferentes estádios com características definidas [R&K 68]. Os sinais são registados ao longo de uma noite de sono originando um traçado em papel com cerca de 500 metros de comprimento que será analisado pelo clínico. A classificação em estádios é feita para cada época do traçado. Define-se uma época como sendo uma página do registo, normalmente de 300 mm e que corresponde a 30 ou 20 segundos, para uma velocidade de arrastamento do papel de 10 ou 15 mm/sec, respectivamente. A cada época é atribuído um único estádio de sono. Quando mais de um estádio está presente numa época, é considerado aquele que ocupa maior porção da época em causa [R&K 68]. Assim o sono foi diferenciado em dois estádios principais: o Sono não-REM (NREM) e o sono REM. O sono NREM é dividido nos estádios I, II, III e IV. Assim sendo, apresenta-se uma possível classificação dos estádios de sono e o seu significado fisiológico:

O estádio 0 ou acordado é caracterizado por uma actividade eléctrica cerebral cuja frequência posterior varia entre os 8.0 - 13.0 Hz, denominada de actividade alfa, predominante no lobo occipital quando o indivíduo se encontra de olhos fechados. Este estádio é ainda acompanhado de movimentos oculares, de uma actividade muscular (EMG) de grande amplitude [Paiva 91]

O estádio I é caracterizado por um EEG de amplitude relativamente baixa e de frequência variada com predomínio na gama dos 2-7 Hz. Este estádio é ainda definido pela falta de complexos K e de actividade sigma (também denominada de fusos de sono) característicos do estádio II. O estádio I compõe cerca de 4% a 5% do tempo total de sono e é ainda referência neste estádio, o início da relaxação muscular e um decréscimo da temperatura corporal. Uma pessoa neste estádio pode perder noção do meio circundante, sendo no entanto facilmente acordada. O cérebro está ainda muito activo e processa os dados residuais adquiridos durante o estádio de vigília [Culebras 92].

O estádio II predominam a ocorrência de fusos de sono e complexos K, bem como a ausência de actividade lenta característica dos estádios III e IV. Os fusos de sono são actividades rítmicas entre

os 12 e 14 Hz, com um aumento gradual de amplitude, seguido de uma diminuição também gradual, marca característica de que o indivíduo está a dormir. Os complexos K são definidos como elementos gráficos transitórios, geralmente bifásicos [Paiva 91]. Esta fase representa cerca de 40% a 50% do tempo total de sono. A frequência cardíaca e a respiração diminuem.

O estágio III representa cerca de 4% a 5% do tempo total de sono e é definido por uma actividade electroencefalográfica lenta de frequência inferior ou igual a 2 Hz, denominada actividade delta. Fusos de sono podem, ou não, existir neste estágio. A respiração e a pressão arterial diminuem ainda mais.

O estágio IV, muito semelhante ao estágio III, compõe cerca de 12% a 15% do tempo total de sono e é constituída por mais de 50% de actividade lenta delta de grande amplitude, por cada época. Fusos de sono podem, ou não, aparecer neste estágio [Tomé 90].

O estágio V, fase REM, ou sono activo, é essencialmente caracterizado pelo movimento ocular rápido e ausência de tónus muscular. O EEG é de baixa amplitude e frequência variada. Esta fase representa cerca de 20% a 25% do tempo total de sono. Existe uma associação desta fase com o sonho pelo facto de se registar maior actividade cerebral, semelhante à actividade do acordado e, paradoxalmente, há baixa actividade electromiográfica.

Os estádios III e IV são muito semelhantes e normalmente analisados em conjunto sendo considerados os estádios de “sono profundo”. Considera-se aqui a fase na qual o corpo se restaura através da libertação de hormonas reguladoras e reparadoras, favorecendo o crescimento do corpo e melhoramento do sistema imunitário [NatSleep 95].

O sono, como processo dinâmico, está envolvido numa constante evolução ontogenética e filogenética [Culebras 92]. Pela evolução das espécies e dos seus cérebros ao longo dos tempos, progrediu em paralelo a evolução da complexidade do sono para compensar e restabelecer uma co-actividade física e mental cada vez mais exigente. A evolução do sono ao longo da vida de um indivíduo sofre igualmente alterações constantes apresentando uma arquitectura dependente do momento evolutivo. Durante a gestação e à medida que o cérebro se organiza, o sono do feto é palco de diversas configurações de sono REM/NREM. A partir do nascimento a fase REM ocupa cerca de

metade do tempo total de sono ocupando um terço das 24 horas diárias. A medida que o estágio acordado amadurece e o sono se desenvolve de acordo com a evolução cerebral, a percentagem de sono REM com relação ao tempo total de sono diminui. Ao longo da vida do indivíduo a relação sono REM *versus* sono NREM encontra-se em constante alteração. Com a idade avançada, o sono e a sua arquitectura modificam-se de forma sistemática com um decréscimo de eficiência, obrigando o idoso a compensar a fragmentação do sono nocturno, com um maior tempo de repouso durante o dia [Culebras 92].

Apresenta-se na figura abaixo, retirado de [Hobson 89], os padrões de EEG dos 4 estádios do sono e do estágio acordado para um indivíduo adulto saudável. Apesar da progressão no tempo das ondas do EEG durante o sono terem sido divididas em estádios discretos, ela é gradual e contínua. O EEG passa sucessivamente do estágio acordado para os estádios I, II, III e IV, denominado período descendente [Paiva 91]. Do estágio IV regressa sucessivamente aos estádios III, II, e ao estágio I REM, denominado período ascendente [Paiva 91]. Este processo cíclico repete-se normalmente, do estágio I ao estágio I, em intervalos de 90-100 minutos ao longo da noite.

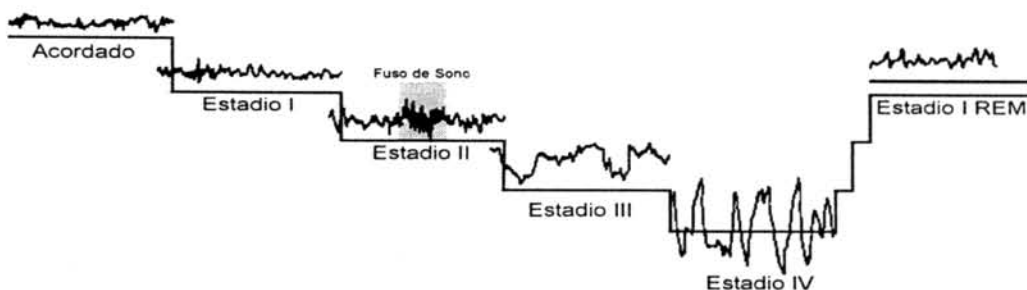


Figura 2-1: Padrões do EEG nos diferentes estádios de sono

A classificação das épocas do traçado em estádios de sono pode ser apresentado sob a forma de um histograma (gráfico dos estádios de sono Vs Tempo) denominado hipnograma. O hipnograma é útil para os clínicos apreciarem a estrutura geral do sono de um indivíduo. Apesar das variações intra e inter individual das sequências de um hipnograma é possível descrever uma noite de sono “típica” ou “média” [Paiva 91].

2.2 Patologias associadas ao sono

O sono é parte essencial da vida e um componente necessário para um completo bem estar físico, psíquico e social. Embora os requisitos individuais variem de pessoa para pessoa, todos necessitam de uma boa noite de sono para repousar e “recarregar” o estado físico e mental [Hobson 89]. A delicada e complexa natureza do sono cria, por parte do cérebro, um paradoxo entre a faculdade de adormecer e a capacidade de se manter acordado. Sono excessivo, insuficiente ou desfasado acarreta consequências nefastas na qualidade de vida, na sociabilidade e na saúde do indivíduo. Os factores causadores de problemas de sono que podem levar à definição de patologias associadas são inúmeros: perturbações cardiovasculares, diabetes, problemas de alimentação, menopausa, ansiedade, problemas musculares, problemas respiratórios, uso de substâncias psico - activas, problemas do foro neurológico, psicológico, psiquiátrico, etc...

O SAPS é a patologia de sono com maior número de casos registados no SNHGSA. Existem ainda outras formas de perturbações do sono, como por exemplo, a narcolepsia, uma das mais curiosas perturbações do sono, manifesta-se sob diferentes formas: uma irresistível necessidade de dormir levando directamente ao estágio REM; uma paralisia muscular, parcial ou completa, com consciência preservada, denominada queda de cataplexia; alucinações, sonambulismo, e outras actividades físicas indesejáveis como as mioclonias, caracterizadas por movimentos periódicos involuntários dos membros, são ainda patologias relacionadas com o sono.

2.3 O SAPS, Síndrome da Apneia Periódica de Sono

O SAPS é definido por surtos repetidos de paragens respiratórias durante o sono. A palavra apneia deriva do termo grego “ápnoia” que significa “falta de respiração” [PENN 95], [DLP 6ªEd]. As apneias podem ocorrer centenas de vezes por noite [NINDS 97], chegando a representar três quartos do tempo total de sono [ASDA 92]. A cessação da actividade respiratória causa uma diminuição da saturação de oxigénio e o consequente despertar do paciente no sentido de retomar uma respiração normal. Estes despertares frequentes impedem o paciente de alcançar os estádios de sono profundo e portanto obter um descanso reparador e satisfatório. As consequências na vida activa são características de uma pessoa com falta de repouso: hipersónia diurna, irritabilidade, dificuldade

de concentração, falta de memória, mudanças de humor, ansiedade que pode conduzir à depressão. Os pacientes queixam-se ainda de dores de cabeça ao despertar e falta de interesse sexual[ASDA 92].

Quatro tipos diferentes de apneias de sono formam o SAPS: a apneia obstrutiva, a apneia central, a apneia mista, e a hipoapneia.

A apneia obstrutiva é o tipo mais comum de apneia de sono tendo por origem perturbações anatómicas. Em meados de 1960, dois grupos de investigadores europeus [ASDA 97(a)] fizeram observações sobre a correlação entre obstruções das vias aéreas superiores e distúrbios do sono, abrindo as portas ao conhecimento do SAPS. O síndrome da apneia obstrutiva é definido por episódios repetitivos de obstrução das vias aéreas superiores que ocorrem durante o sono, associado a uma redução da saturação de oxigénio no sangue [ASDA 97(b)]. Existe na proximidade da base da língua um conjunto de músculos que formam o palato mole e a úvula que, relaxando, obstruem as vias aéreas superiores provocando o conhecido, problemático e ruidoso ressonar. Existem casos de obstrução motivado pelo alargamento das paredes musculares da faringe [PENN 95] cuja oclusão pode originar uma apneia obstrutiva. As causas do relaxamento e/ou alargamento dos músculos acima descritos é pouco conhecida, correlacionada com o aumento da massa muscular e adiposa em indivíduos obesos[NIH 95].

Durante a apneia, o cérebro reage devido a dessaturação de oxigénio acabando por acordar o doente. Este despertar é muitas vezes inconsciente (denominado por isso de micro - despertar), e deverá ser suficiente para permitir a retoma normal da respiração. A dessaturação de oxigénio é ainda a causa de um aumento da actividade cardíaca e da pressão arterial que, em casos de deficiência cardio - vascular pode levar a consequências mais graves.

A apneia central tem uma origem menos conhecida do que a apneia obstrutiva. Neste tipo de apneia, as vias aéreas encontram-se livres, sendo motivada por uma paragem dos movimentos torácicos que leva a cessação de fluxo de ar nas vias superiores e à queda do nível de oxigénio, e consequente aumento da percentagem de dióxido de carbono. A resposta cerebral leva o doente a despertar e retomar a actividade respiratória. Ao contrário do que acontece na apneia obstrutiva, onde geralmente apenas a micro - estrutura do sono é afectada, não havendo por parte do doente tomada

de consciência do sucedido, a apneia central provoca uma retoma respiratória que leva ao despertar do doente e a consciencialização do facto [Oliveira 96].

A apneia mista é a terceira forma de paragem respiratória durante o sono e é formada pela associação das formas de apneia central e obstrutiva. Na apneia mista existe uma cessação inicial do fluxo aéreo e dos movimentos respiratórios, seguido de apneia obstrutiva caracterizada pela existência do esforço torácico sem a presença de fluxo de ar nas vias superiores [Aminolf 97].

A Hipoapneia é uma forma incompleta de apneia, onde se regista somente uma ligeira diminuição da actividade respiratória com decréscimos do nível de saturação de oxigénio. Não sendo uma apneia no sentido restrito, é no entanto indicadora da existência de perturbações respiratórias.

No SNHGSA, a principal forma de apneia diagnosticada e estudada é a apneia obstrutiva. Em rotina clínica a hipoapneia e a apneia são geralmente indiferenciadas por apresentarem a mesma patologia e consequências [ASDA 97(a)]. A apneia central e mista são pouco frequentes.

2.4 Polissonografia(PSG): A poligrafia do sono

A polissonografia clínica é o termo usado para definir um registo poligráfico contínuo constituído por múltiplos canais de várias funções fisiológicas durante um extenso período de sono, tendo o diagnóstico por objectivo [Aminolf 97]. PSG e a medicina clínica do sono evoluíram em conjunto desde as suas origens em meados de 1950. O princípio da polissonografia está relacionado com a descoberta do sono REM e do síndrome da apneia de sono. A PSG tornou-se então a principal ferramenta da investigação do sono e de patologias associadas, e passou a ser o procedimento *standard* na prática clínica da medicina do sono [ASDA 97(a)].

2.5 Standard para a polissonografia

Vários guias práticos para definição das técnicas de polissonografia clínica foram publicados por entidades especializadas: *American Thoracic Society*, *American Academy of Neurology*, *American*

Electroencephalographic Society, American Association of Respiratory care, Association of Polysomnographic Technologists, American Sleep Disorders Association [ASDA 97(a)].

Vários *standards* foram definidos para estabelecer o conjunto de variáveis a registar para cada diagnóstico específico. A definição de *standard* tem por objectivo o correcto uso desta técnica dispendiosa, e a tentativa de determinação de medidas válidas de distúrbios de sono, bem como o estabelecimento da fiabilidade dos diferentes métodos de diagnóstico [Withelaw 96].

Para o estudo de perturbações cardíaco – respiratórias são normalmente monitorizados canais de electroencefalografia EEG (actividade eléctrica cerebral), de electromiografia EMG (actividade electromuscular), o electrocardiograma ECG (actividade eléctrica gerada pelos batimentos cardíacos), o electrooculograma EOG (actividade electromuscular gerada pela mecânica ocular), o pneumograma (movimento respiratório torácico-abdominal), o fluxo nasal e bucal, a saturação de oxigénio no sangue, e a pulsação cardíaca. Os canais de EMG são normalmente das pernas, dos braços e do mento. Um ou vários canais de cada um destes parâmetros pode ser monitorizado[ASDA 97(a)].

2.5.1 Especificação da Polissonografia realizada no SNHGSA

No SNHGSA, o registo polissonográfico consta dos seguintes canais [Oliveira 96]:

- 3 canais de EEG para detecção das actividades básicas e classificação dos estádios de sono
- 1 canal de EOG para detecção do sono REM. Por vezes são usados dois canais de electrooculografia: EOG direito e esquerdo, permitindo a detecção de artefactos e uma melhor apreciação dos movimentos oculares durante a fase REM do sono.
- 3 canais de EMG para detecção de movimentos e artefactos: mento, braço e perna.
- 2 canais de respiração: fluxo nasal e pneumograma (movimento torácico – diafragmático) para detecção de quebras de respiração(apneias).

- 1 canal de ECG.
- 1 canal para registo da pulsação cardíaca e da saturação de oxigénio obtidos com um oxímetro digital.

Capítulo 3

Polissonografia digital

O SNHGSA é palco de uma antiga e continuada colaboração entre clínicos, técnicos e engenheiros [Guedes de Oliveira 87], [Tomé 90], [Cunha 90], [Silva Cunha 95], [Oliveira 96], [Pacheco 96]. A resultante é a permanente aplicação de tecnologia avançada para criação de ferramentas de apoio para diversas áreas da neurofisiologia clínica. É objectivo deste capítulo a apresentação do esforço desenvolvido neste serviço hospitalar no sentido de obter soluções orientadas à polissonografia digital, nas vertentes de aquisição e processamento automático de sinais biológicos, para estudo do sono e de patologias a ele associado. Os trabalhos aqui referenciados, por formarem parte do alicerce sobre o qual o presente trabalho foi desenvolvido, são aqui analisados e criticados no sentido de justificar a continuada tentativa de melhorar o empenho, a utilização e os resultados com eles obtidos. Parece importante indicar ainda, nesta nota introdutória, a escassa existência de referências de trabalhos cujo objectivo seja o estudo de técnicas de desenvolvimento de sistemas computadorizados de polissonografia digital. Esta situação deve-se ao facto da aquisição e registo de sinais biológicos ser realizada com sistemas comerciais, ou se for usado um sistema desenvolvido pelos próprios, este não ser objecto de um estudo específico, que é normalmente preterido pelo estudo do processamento de sinal.

Abordar-se-á ainda, neste capítulo, o estado da arte dos sistemas de polissonografia digital actualmente disponíveis no mercado, sem no entanto entrar num estudo comercial exaustivo que se desenquadraria dos objectivos gerais deste trabalho. Esta segunda perspectiva do assunto permite dar a conhecer o que se pode adquirir comercialmente mediante a informação divulgada em forma publicitária pelas empresas que os desenvolvem ou comercializam. A informação então acessível é essencialmente relativa aos resultados que estes sistemas permitem obter com a sua utilização. As metodologias usadas para o desenvolvimento destes sistemas não são divulgadas, por serem normalmente “sistemas fechados”.

3.1 Trabalhos de engenharia no SNHGSA

O historial de trabalhos de engenharia desenvolvidos no SNHGSA tem um marco inicial com o sistema HIDRA (Hierarchical Instrument for Distributed Real - Time Analysis)[Guedes de Oliveira 87]. Este dispositivo realiza processamento em tempo real de vários sinais biológicos e dedica-se a detecção de actividades características do EEG, EOG e EMG durante o sono.

O HIDRA é um sistema de multiprocessamento constituído por um processador central, quatro pré-processadores, um módulo de aquisição de sinal com ADC e módulos de memória e de comunicação entre o processador central e os pré - processadores.

Os algoritmos de detecção das actividades acima referidas, desenvolvidos por [Guedes de Oliveira 87] e [Tomé 90], baseiam-se numa filtragem seguida de estratégias de reconhecimento de padrões simples com base nas características temporais do sinal. O HIDRA fornece já resultados das detecções através de um ficheiro em formato binário, e através de uma linha de comunicação série. A análise desta informação é levada a cabo num computador pessoal através de *software* complementar que deve antes de realizar processamento, separar as actividades características detectadas pelo HIDRA. Este procedimento é bastante complexo e torna a utilização dos resultados do HIDRA muito difícil em rotina clínica [Oliveira 96].

Para trabalhar sobre os dados fornecidos pelo sistema HIDRA, foi ainda desenvolvido um sistema de classificação automático dos estádios de sono [Tomé 90, Príncipe 89], baseado na utilização de uma rede neuronal artificial treinada para o efeito.

O sistema DORIS (Dynamic Overlaid Recording of Image and Signal) [Cunha 90], permite gravar em formato vídeo VHS, dezasseis canais de sinal em formato digital, em conjunto com a imagem do paciente e informação horária gerada por um dispositivo denominado *TimeMarker* [Cunha 92]. O DORIS disponibiliza os sinais analógicos por ele armazenados através de uma linha digital que podem ser adquiridos para um computador através de uma placa de aquisição digital.

Em 1995 é desenvolvido o SAIAS (Sleep Apnea Integrated Analysis System) [Silva Cunha 95]. Este sistema adquire os sinais de respiração: fluxo aéreo nasal e movimentos torácicos, através de uma

placa de aquisição e conversão analógico – digital. Um pacote de *software* permite detectar e classificar as apneias usando uma estratégia de processamento de sinal simples baseada na comparação da amplitude dos sinais respiratórios com limiares pré - definidos. A variabilidade inter – indivíduos dos níveis respiratórios obriga à calibragem individual dos limiares de decisão (valores percentuais da excursão máxima), no início de cada exame enquanto o paciente apresenta níveis de respiração considerados normais. Durante a noite de sono, a variação dos níveis de respiração considerados normais para um único paciente é igualmente variável, o que obriga os técnicos a manter uma atenção extra no caso de se tornar necessário redefinir os limiares de decisão. Estes factores reduzem consideravelmente o desempenho do sistema em rotina clínica [Oliveira 96].

Mais recentemente, foi desenvolvido o sistema ISAS (Integrated Sleep Analysis System) [Oliveira 96] que integra o *software* do SAIAS, os dados oriundos do sistema HIDRA e recebe os dados de um oxímetro comercial. A sincronização do sistema automático com o traçado e a temporização dos diferentes sistemas é realizado através da recepção de informação temporal vinda do *TimeMarker*[Cunha 92]. O ISAS realiza algum processamento *on – line*(durante a aquisição), representando num gráfico os valores da saturação de oxigénio e frequência cardíaca e a evolução de actividades características do EEG durante o sono. Ainda durante o registo, o ISAS envia um sinal para o polígrafo relativo ao início de cada apneia detectada, e outro para indicar o fim da respectiva apneia. Esta funcionalidade é igualmente de grande apoio para o técnico que realiza o registo. No final da noite, em modo *off – line*(depois da aquisição), o ISAS gera um relatório complementar e mais completo do exame, com histogramas da evolução das diferentes actividades do EEG e as tabelas de detecção das apneias geradas pelo sistema SAIAS.

O ISAS representou um evolução dos sistemas anteriores na rotina clínica do SNHGSA. No entanto, a necessária coordenação de um número elevado de sistemas externos torna complexa a sua operação pelos técnicos do serviço.

O sistema ISAS foi desenhado para a plataforma DOS (Disk Operating System), num computador munido de um processador 486DX a 33 MHz. Não pondo em causa a eficácia e qualidade do sistema, este tem-se tornado obsoleto, devido ao hardware e sistema operativo usados. O autor [Oliveira 96] refere estes factos nas conclusões do seu trabalho, fazendo alusão à necessidade de mudança do hardware bem como do sistema operativo e do uso de ferramentas, como o *LabView*,

que proporcionam o desenvolvimento simplificado de interfaces gráficas e algoritmos de processamento.

3.2 Sistemas comerciais para polissonografia

A análise dos sistemas comerciais está limitada aos documentos fornecidos pelos próprios fabricantes que tomam a forma de panfletos publicitários, de anúncios em revistas especializadas, e de informação digital acessível pela Internet. A definição das características e funcionalidades desses sistemas é realizada normalmente pela própria empresa. A informação disponível é normalmente do tipo publicitária, encontrando-se dificilmente, certamente por razões de competitividade do mercado, pormenores sobre métodos de implementação e técnicas usadas na elaboração dos sistemas.

Não se encontraram referências à validação destes sistemas por parte das empresas, nem parece ser uma prática normalizada. Encontram-se alguns trabalhos de validação realizados por utilizadores dos sistemas com patrocínio dos fabricantes [White 98], [DiPhillipo 98]. As conclusões destes trabalhos são apresentadas adiante com a respectiva caracterização dos sistemas.

Uma empresa contactada [EMSA] e à qual foi pedida informação sobre a avaliação feita ao sistema, revelou que esta corresponde à utilização satisfatória dos utilizadores no seu uso em rotina clínica, não referindo no entanto a existência de um trabalho concreto e respectiva documentação sobre uma possível validação.

Um estudo semelhante foi realizado em [Oliveira 96]. Parece interessante verificar a evolução dos sistemas actuais com àqueles apresentados nesse trabalho. Oliveira em [Oliveira 96] refere a existência de diferentes grupos de sistemas: os sistemas classificados de “assistentes” elaboram relatórios com base nas indicações dos utilizadores; outros, classificados de “semi – automáticos”, realizam algum processamento automático mas requerem a colaboração do utilizador para confirmação dos resultados; e o último grupo, os sistemas classificados de “automáticos”, geram resultados de uma forma autónoma. Estes sistemas não processam a totalidade de sinais normalmente adquirido num estudo polissonográfico. Assim, alguns dedicam-se exclusivamente aos

sinais respiratórios, outros aos sinais de EEG, etc.... Ainda relativo ao processamento de sinal e aos resultados fornecidos por estes sistemas, Oliveira refere em [Oliveira 96] que todos eles acabam por requerer a intervenção do utilizador, mesmo os classificados em sistemas automáticos.

Relativamente à estrutura física, Oliveira apresenta sistemas com hardware próprio e sistemas baseados em computadores pessoais referindo que formam um conjunto indissociável com o respectivo *software*, tornando-se soluções muito caras.

Uma importante conclusão deste trabalho é relativa à validação dos sistemas. Em caso algum, foi encontrado um estudo comprovativo do bom desempenho dos sistemas.

As soluções que apresentamos são em tudo semelhantes às soluções apresentadas por Oliveira, fazendo no entanto uso de tecnologia actual. Existem poucas soluções com hardware dedicado, sendo normalmente usado um computador pessoal como suporte físico. Os sistemas actuais tentam ser completos, e todos eles apresentam características que lhes permitem ser classificados simultaneamente de “assistentes”, de “semi - automáticos” e de “automáticos”. Assim, esta separação deixa de ter sentido. Nenhum é totalmente autónoma sendo factor essencial a intervenção do utilizador, na definição de parâmetros ou na confirmação dos resultados.

Apresentamos de seguida uma lista de sistemas para aquisição, registo e processamento de sinais polissonográficos, com as suas respectivas características, sendo todos eles baseados em computadores pessoais com o sistema operativo Windows:

O sistema “Easy II sleep” [Cadweel] constitui uma solução completa para polissonografia digital que possibilita a aquisição simultânea de sinal e vídeo, e disponibiliza a sessão de aquisição para outros sistemas que se encontram ligados numa rede de computadores. O *software* relativo à análise de sono, apoia o clínico na identificação e controlo de eventos de sono, ferramentas de análise para eventos cardíaco - respiratórios, movimento periódico das pernas, ressonar, mudança de posição do corpo, e saturação de oxigénio.

O sistema Rembrandt [Medcare] é uma solução de análise digital de sinais biológicos dedicada ao estudo de sono. Das soluções comerciais que foram apreciadas é uma das mais completas. Este

sistema é composto por vários módulos independentes que interagem entre si. Este sistema é munido de visualização simultânea de dados e imagem, permitindo a aquisição, monitorização e manuseamento dos sinais biológicos. Este sistema de polissonografia vem equipado com amplificadores digitais ou pode ser usado com outros amplificadores existentes. O *Software* de visualização e análise de dados previamente adquiridos constitui um pacote que fornece uma extensiva biblioteca de funções para análise, visualização e manuseamento de dados de sono, como por exemplo, a análise de patologias respiratórias. Os algoritmos são implementados usando sistemas periciais e lógica *fuzzy* assistindo na detecção e análise de eventos respiratórios, depois da colaboração do utilizador na definição de certos parâmetros. O processamento para obtenção dos estágios de sono e análise das variáveis respiratórias pode ser automático, semi – automático, ou manual. O *software* é ainda munido de uma base de dados e de uma aplicação para elaboração de relatórios. Este sistema é usado num consultório particular de sono, e foi possível experimentá-lo e verificar algumas das características acima indicadas.

O sistema “Sleep monitoring system” [NCI] oferece monitorização e análise avançada de sono como por exemplo, a detecção automática da dessaturação de oxigénio. Desenhado para funcionar em ambiente com múltiplos processos, possibilita a aquisição, monitorização, tratamento e registo em simultâneo. Pacotes adicionais de *software* incluem a impressão em papel dos níveis de saturação de oxigénio, de dióxido de carbono, e do ritmo cardíaco.

O pacote de *software* “Sleep Vue” [Nicolet] é usado para análise de dados registados com o electroencefalógrafo digital da mesma companhia. Este pacote permite a visualização e edição dos dados de sono. Dizem ser uma solução completa para análise de sono. Não se encontraram detalhes sobre o processamento automático realizado por este sistema.

O programa “Polysmith” [NK] de aquisição e análise de dados biológicos diz ser uma ferramenta poderosa para o diagnóstico e estudo de patologias do sono. Não se encontraram no entanto detalhes do tipo de análise automática do sono realizada por este sistema.

O sistema “Medelec” [Oxford] fornece uma solução digital completa para Electroencefalografia e polissonografia. O software “Profile automatic sleep software” possibilita, segundo o fabricante, a detecção automática dos estágios do sono segundo as regras de [R&K 68], a detecção automática das

apneias, dos complexos K, dos *spindles* (fusos de sono), e de micro despertares, a análise espectral, a detecção automática da dessaturação de oxigénio, a geração automática de relatórios e a aquisição simultânea de Video e audio.

O sistema “Home monitoring system” [Digitrace] constitui uma solução portátil para polissonografia digital que permite que os registos sejam realizados na casa dos pacientes, que por conseguinte não necessitam de se deslocar e passar uma noite nos centros de investigação onde são normalmente realizados os exames de sono. A análise automática fornece a duração dos diferentes estágios de sono e a duração das apneias e hypoapneias durante o período REM e NREM, com análise simultânea dos níveis de saturação de oxigénio.

Este sistema foi avaliado em [DiPhillipo 98]. Os resultados obtidos por este estudo referem que este sistema é óptimo para realizar aquisição e registo, não sendo no entanto uma ferramenta auto-suficiente para a detecção de perturbações respiratórias durante o sono.

O sistema “Alice 3” [Healthdyne] é um sistema para registo e visualização de dados polissonográficos. Contém um módulo de processamento de sinal e criação de relatórios.

Os resultados do estudo realizado sobre este sistema sugerem que este é adequado no armazenamento e apresentação dos dados biológicos reduzindo o tempo de análise feita no papel. Foram encontrados muito erros na análise automática relativamente à análise realizada manualmente pelo clínico. Assim, a análise automática não é totalmente fiável e requer sempre a intervenção humana [White 98].

O Sistema integrado “Morfeu” [Dolsch] para aquisição, registo, e análise automática e manual para determinação dos estádios de sono. Devido à arquitectura modular do *software*, pode ser configurado também para trabalhar em conjunto com um polígrafo analógico.

O “PoliWin” [EMSA] é um sistema de inspecção e auxílio à análise de sinais de polissonografia, visando o diagnóstico de distúrbio em geral e de apneias em particular. Permite a análise até 32 canais com uma frequência de amostragem de 200 amostras/segundo. As características principais são: visualização, elaboração de montagens referenciais, filtragens, detecção semi-automática de

dessaturação dos níveis de oxigénio, apneias, e movimentos periódicos, com possibilidade de confirmação pelo médico, diagramas resumo de todo o exame, cálculo da frequência cardíaca por página apresentada. Este sistema não efectua elaboração automática de hipnogramas.

O sistema [Nervus] realiza registo, análise, e administração de sinais de EEG em particular e polissonografia em geral. A aplicação “HERA” que corre neste sistema parece ser uma solução completa, com apresentação de gráficos em diversos formatos, e geração automática de relatório. A análise automática fornece um hipnograma baseado no EEG, EOG e EMG, a correlação dos eventos respiratórios com a frequência cardíaca, a saturação de oxigénio, a posição do corpo e movimentos periódicos. O tratamento estatístico fornece a distribuição das apneias de acordo com o tipo, a duração, a fase de sono REM/NREM e a saturação média de oxigénio com referência aos estádios de sono.

O sistema “Embla” [Flaga] consiste em *hardware* específico para aquisição de sinais biológicos de diversas fontes. Apresenta dezasseis canais analógicos, dois canais para oximetria e um canal para eventos. A aplicação “Somnológica”, analisa os dados e fornece processamento automático para determinação dos estádios de sono, análise automática dos parâmetros de respiração, transformada de Fourier, espectro de potência, espectro auto - regressivo, espectro *Wavelet*, geração automático de relatórios contendo os eventos apnéicos, as dessaturações, e detecção dos movimentos periódicos.

3.3 Conclusões

No que diz respeito aos trabalhos de engenharia desenvolvidos no SNHGSA, destaca-se o sistema ISAS que juntando as funcionalidades do sistema HIDRA e do SAIAS, forma o alicerce do nosso trabalho que apresentamos no capítulo 4. As melhorias que carece trazer a este sistema, deparam-se essencialmente em facilitar o seu uso por parte dos técnicos, fornecendo-lhe um *hardware* actual e simplificado, bem como um *software* com um interface gráfico amigável e principalmente de fácil utilização. Relativamente ao processamento de sinal, abordado no capítulo 5, este será dedicado à preparar uma plataforma para estudos de métodos que possam trazer melhorias aos clínicos e à rotina clínica do SNHGSA.

A vertente comercial forma uma pequeno apêndice deste trabalho que no entanto não se desprezou. Existirão possivelmente outras soluções digitais para a polissonografia digital baseada no computador pessoal e no sistema operativo Windows para além das apresentadas. Essencialmente podemos concluir que todas elas são soluções bastante completas. Existirão essencialmente dois factores contra a sua utilização: por um lado são de difícil utilização, como se pôde verificar na experimentação do sistema Rembrandt [Medcare], que requer um conhecimento aprofundado de métodos de análise específica a cada sistema, para que a cooperação do utilizador com a aplicação, na definição de certos parâmetros, permita tirar todo a potencialidade deste sistema; por outro, e sendo este um factor de grande importância, não se encontraram trabalhos concretos de validação dos resultados fornecidos por nenhum destes sistemas.

Capítulo 4

Sistema para aquisição, armazenamento e manuseamento de sinais biológicos durante o sono.

Apresentam-se neste capítulo a estrutura do *hardware* e o *software* desenvolvido no âmbito deste trabalho de Mestrado.

A componente de *hardware*, essencialmente comercial, envolve diversos dispositivos correntemente usados nos registos nocturnos de sono do SNHGSA. Falaremos de cada um dos dispositivos envolvidos, das suas principais características e do modo como interagem. O *hardware* mantém a estrutura geral apresentada por [Oliveira 96], com algumas modificações e melhorias tecnológicas introduzidas relativamente ao suporte físico do sistema ISAS, referido no capítulo 3.

A componente de *software* constitui a principal tarefa de engenharia desta tese de mestrado. É apresentada a funcionalidade da aplicação, a sua estrutura interna, a interacção com os componentes físicos externos e o interface gráfico com o utilizador, resultado de um trabalho encaminhado seguindo uma via prática e uma teórica, que se entrelaçaram ao longo do desenvolvimento da aplicação e do estudo da engenharia de *software*. Basicamente, adiantamos que a aplicação foi desenvolvida seguindo uma programação intuitiva, correntemente denominada de modelo “codifica e concerta” na literatura sobre ciclos de vida para desenvolvimento de *software*[NI 99], alternada com o estudo de especificações de outros modelos que apresentam uma estrutura mais organizada relativamente ao modelo já referido. em conjunto com técnicas específicas de desenvolvimento das diferentes fases que constituem ciclos de vida para criação de *software*. Far-se-á ainda uma referência específica às diferentes fases que constituem os vários ciclos de vida para criação de *software*. A parte deste capítulo relativa ao *software* será assim dedicada à apresentação destas duas facetas. Apresentamos, na secção seguinte, a estrutura e funcionalidade do *hardware* do sistema desenvolvido.

4.1 O Hardware

No diagrama abaixo apresenta-se a estruturação dos diferentes dispositivos de hardware e a sua interação com os sinais biológicos de interesse para os registos nocturnos de sono realizados no SHGSA.

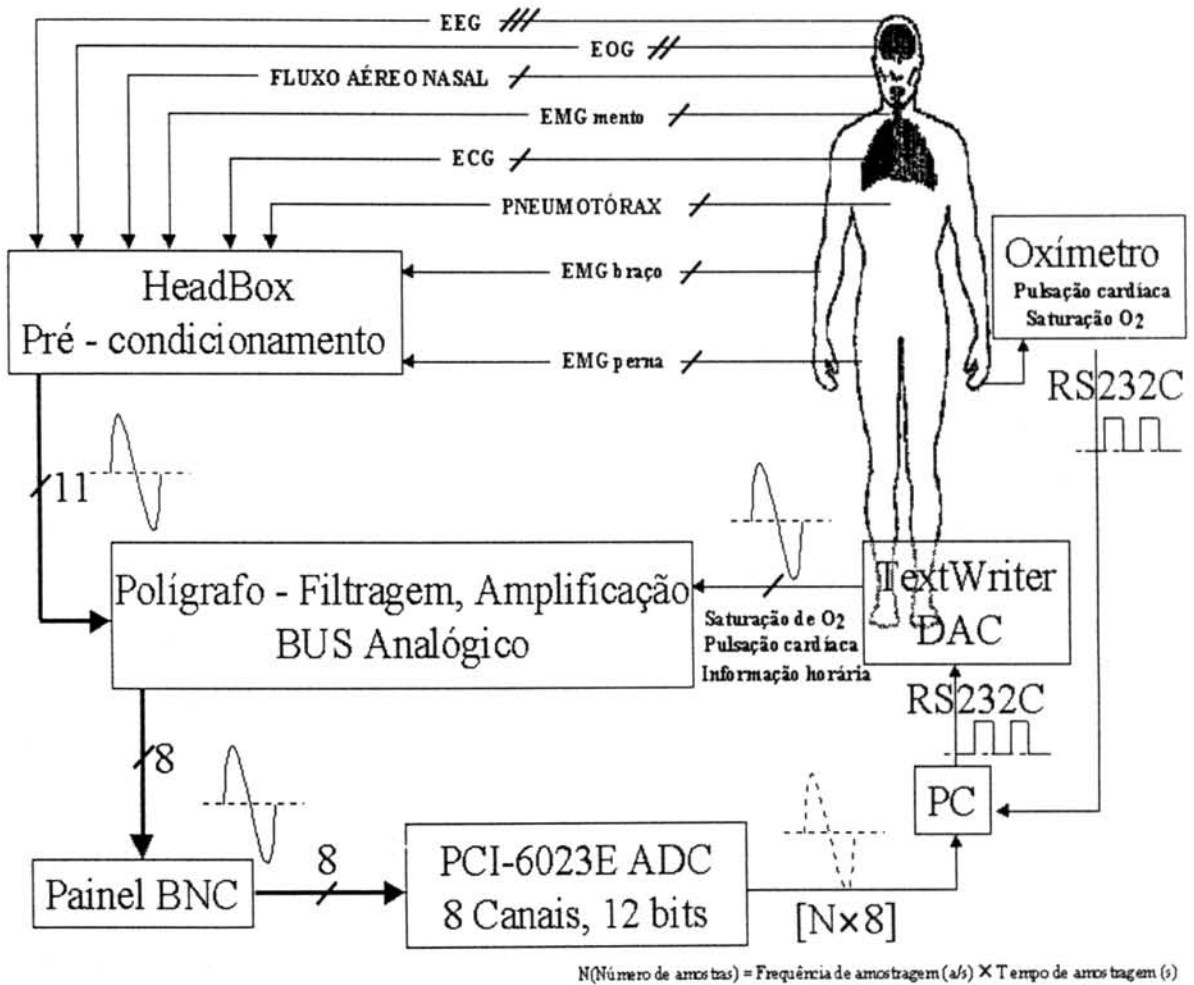


Figura 4-1: Estrutura do hardware com os sinais biológicos envolvidos

Pela natureza dos sinais e hardware usados na captação e aquisição, distinguem-se dois conjuntos de sinais:

Um primeiro conjunto de sinais biológicos é formado por três canais de electroencefalografia (EEG frontal, parietal e occipital), um ou dois canais de electrooculografia (EOG direito e esquerdo), três

canais de electromiografia (EMG mento, braço e perna), um canal de electrocardiografia (ECG), e dois canais respiratórios: o fluxo aéreo nasal e o pneumograma do tórax (movimento mecânico do tórax em respiração). Os sinais de EEG, EOG, EMG, ECG, são captados com sensores convencionais metálicos (liga de prata/cloreto de prata) colocados na superfície da pele com um gel condutor intermediário. O fluxo nasal é captado com um sensor térmico e os movimentos torácicos com uma cinta que possui um extensómetro incorporado.

Este conjunto de sinais é pré - condicionado por um dispositivo colocado à beira da cama do paciente denominado "HeadBox" que forneça essencialmente um andar de alta impedância para introdução dos sinais no polígrafo onde são amplificados, filtrados e registados em papel.

Um segundo conjunto de sinais biológicos é formado pela pulsação cardíaca e o nível de saturação de oxigénio do sangue. Essas variáveis são obtidas com um sensor colocado no dedo do paciente constituído por um conjunto emissor/receptor de luz (visível e infra - vermelha). Os dados do sensor são analisados pelo oxímetro que fornece informação numérica visual, em degraus unitários, do número de pulsos por minuto e da percentagem de saturação de oxigénio no sangue. Esta informação é ainda disponibilizada através de um interface de comunicação série.

O primeiro conjunto de sinais registados no papel, e portanto já tratado com filtragem e amplificação, é disponibilizado num *bus* analógico pelo polígrafo. Dos onze sinais que formam o primeiro conjunto, são captados oito por um painel (painel BNC), que constitui basicamente um interface entre conectores BNC ligados ao polígrafo e o conector de 68 pinos da placa de aquisição (DAQ). A placa de aquisição é basicamente um conversor analógico - digital de aproximação sucessiva de 12 bits, multiplexado por oito canais, podendo atingir uma taxa de aquisição de 200 mil amostras/segundo em cada canal. Depois de seleccionada, a frequência de amostragem é a mesma em todos os canais. Introduzidos na DAQ, os sinais são digitalizados e disponibilizados ao PC (computador pessoal) para armazenamento digital. A placa de aquisição possui memória para armazenamento temporário da informação digitalizada que é acessível ao PC. A DAQ pode ainda usar DMA (Acesso Directo à Memória) para colocar dados na memória do PC sem a intervenção do CPU (Unidade de Processamento Central do PC).

O PC é ainda responsável pela aquisição e armazenamento da saturação de oxigénio e da pulsação cardíaca obtidos através de uma linha de comunicação série ligada ao oxímetro. Os dados são processados pelo PC, armazenados em unidade de registo permanente (Disco) e encaminhados, por uma segunda linha de comunicação série, para um conversor digital – analógico (*TextWriter*) que possibilita a condução de uma pena analógica do polígrafo para impressão em papel de informação recebida em formato digital ASCII. A impressão da informação da oximetria é intercalada com a impressão de informação horária cuja origem é o relógio interno do PC.

As secções seguintes apresentam, como nota introdutório ao desenvolvimento da aplicação, um resumo de um estudo que se elaborou sobre a engenharia de *software*.

4.2 A engenharia de *software*

“Na programação não é suficiente ser inventivo e engenhoso. É necessário ser disciplinado e controlado para se não ser estrangulado pela sua própria complexidade”¹

Esta frase reflecte a realidade com a qual deparamos no início deste trabalho depois de desenvolvido um primeiro protótipo da aplicação. Este facto despertou a necessidade de estudar o desenvolvimento de programas que não sendo somente uma arte essencialmente intuitiva e desta forma praticada por nós, e muitas vezes, por especialistas de áreas afins (matemáticos, químicos, físicos, e outros cientistas e engenheiros), é uma engenharia com um domínio próprio, vasto e complexo.

Das diferentes definições encontradas para definir o domínio da Engenharia de *software*, destacamos a definição de McDermid [McDermid 99], por parecer completa e poder reflectir as definições de outras disciplinas de engenharia:

“A engenharia de *software* é a ciência e a arte de especificar, desenhar, implementar e desenvolver – com economia, oportunidade, e elegância – programas, documentação e procedimentos operativos com os quais os computadores podem ser tornados úteis para o homem”.

¹ Traduzido de [Mills 75]

A criação de software integra assim aspectos exactos e sistemáticos que fundamenta a componente científica, englobando ainda uma parte abstracta, que fundamenta a componente artística definida como “complexidade arbitrária” [Shapiro 97].

Os projectos de desenvolvimento de *software* são complexos. Desde meados dos anos 60 que os técnicos de software identificaram a nomeada “crise do software”. Parecia óbvio para a comunidade da computação, que o desenvolvimento de *software* era um grande e crescente problema. Enquanto que o custo de *Hardware* diminuía, apesar da performance aumentar, o *software* parecia tomar a direcção oposta. Os grandes projectos de *software* estavam constantemente atrasados, fora do orçamento e cheio de defeitos. Hoje em dia este problema não parece ser muito diferente [Shapiro 97].

Para enfrentar a complexidade do domínio da engenharia de software, profissionais envolvidos com a criação de *software* agruparam um conjunto de princípios para o desenvolvimento de aplicações definindo assim o campo da tecnologia do *software*. Esta complexidade envolve várias facetas, dimensões e contextos: a eficiência dos algoritmos, a estruturação de procedimentos e dados, o esforço psicológico da compreensão do problema, e o desenho dos sistemas. Estes contextos manifestam-se em bibliografia dedicada à programação estruturada, à métrica do *software*, à verificação e validação dos programas, aos métodos formais de desenvolvimento, às linguagens e ambientes de programação, aos diferentes ciclos de vida do desenvolvimento de *software* e ao *design* arquitectural e detalhado das aplicações.

Devido ao facto dos domínios da engenharia de *software* serem vastos e não terem fronteiras bem definidas, o que acarreta uma complexidade acrescida na abordagem deste tema, destacar-se-ão os temas relativos às diferentes fases para criação de *software*, dando ênfase àquelas que nos foram mais úteis e nos forneceram opções que foram aplicadas no desenvolvimento do nosso programa. A organização temporal das diferentes fases resulta em modelos que definem os ciclos de vida para desenvolvimento de *software*. Apresenta-se ainda um resumo dos modelos mais comuns referidos na literatura.

4.2.1 As fases do desenvolvimento de *software*

O desenvolvimento organizado de *software* requer a passagem por diferentes fases, em cada uma das quais, se realiza uma tarefa específica. Passamos a enumerar as diferentes fases dando uma pequena definição para cada uma delas:

- Especificação dos requisitos do sistema: Estabelecimento dos componentes para a construção do sistema, incluindo os requisitos de *hardware*, as ferramentas de programação, e outros componentes necessários.
- Especificação dos requisitos de *software*: Especificação das funcionalidades do *software* e identificação dos requisitos genéricos afectados. A análise destes requisitos pode incluir a determinação das interacções com outras aplicações ou base de dados, requisitos de desempenho, requisitos de interface com o utilizador.
- Desenho arquitectural: Determina a estrutura geral do *software* para ir de encontro aos requisitos especificados na fase anterior. O desenho arquitectural define os principais componentes e suas interacções, sem no entanto definir a estrutura ou forma de implementação de cada componente.
- Desenho detalhado: Examina os componentes de *software* definidos no desenho arquitectural e produz uma especificação sobre a forma de implementação desses componentes.
- Codificação: Implementação numa linguagem de programação das especificações referidas no desenho detalhado.
- Teste, verificação e validação: Determina se o *software* vai de encontro aos requisitos iniciais e se são encontrados erros de codificação.
- Manutenção: Depois de obter a primeira versão do *software*, torna-se necessário corrigir os erros encontrados na fase de testes, melhorar funcionalidades existentes e integrar novas funcionalidades.

Apresenta-se de seguida, com mais pormenor, as fases de especificação de requisitos e de elaboração de desenhos por serem fundamentos teóricos importantes perante as opções que foram tomadas na elaboração da nossa aplicação. A fase de codificação depende essencialmente da linguagem usada para implementação do código. Exemplificar esta fase levaria a explicar o funcionamento de uma dada linguagem de programação. O nosso código foi implementado com a linguagem *G* do *LabView* cujo funcionamento é apresentado com mais pormenor em anexo. A fase de testes representa um passo fundamental na elaboração de *software* constituindo uma ciência por si só. O estudo teórico desta fase foi no entanto preterido por questões de tempo. Far-se-á referência à fase de teste e validação de *software* no capítulo V desta dissertação. A fase de manutenção está ligada à fase de codificação no respeitante à correcção de erros de código. A melhoria e integração de novas funcionalidades, na fase de manutenção, acaba por ser uma revisão das restantes fases: especificação de requisitos, desenho, codificação, teste e validação.

4.2.1.1 Especificação de requisitos

“Eu sei que acredita que percebeu aquilo que pensa que eu disse, mas não tenho a certeza que tem a noção de que o que ouviu não tem o significado que eu lhe dei...”²

A definição dos requisitos é normalmente a tarefa inicial para o desenvolvimento de um sistema de *software*. A engenharia de requisitos é um processo complexo que se dedica a descobrir, refinar, modelar e especificar as funcionalidades da aplicação. Com predisposição natural para erros, pode beneficiar do uso de um suporte inteligente para captação e validação dos requisitos [Sutcliffe 98]. Na fase de especificação dos requisitos são definidos os objectivos a alcançar, procurando um enunciado claro, sucinto e objectivo. Esta fase de desenvolvimento requer uma colaboração estreita com os destinatários da aplicação. Começa-se por elaborar uma lista de requisitos onde se distinguem características essenciais e desejos extras que possam ser preteridos sem afectar os requisitos importantes. Os requisitos não devem ser demasiado detalhados por poderem implicar constrangimentos nas fases de desenho e implementação, nem devem referir o comportamento que se deseja que o programa tenha, mas apenas as tarefas que se pretende que o *software* execute. A estruturação dos requisitos deve permitir futuras mudanças para se poder alterar elementos

² Traduzido de [Pressman 92]

existentes, ou acrescentar novos elementos sem implicar uma completa reformulação da estrutura geral. Para tal, a especificação dos requisitos deve ser modular, por forma a identificar e representar explicitamente as interacções e relações entre os diferentes módulos, facilitando a verificação da consistência, a validação e subseqüente mudanças evolucionárias[Russo 99].

Torna-se assim necessário, em engenharia de *software*, existir um adequado manuseamento dos conhecimentos sobre o domínio de aplicação, como factor crítico na obtenção de requisitos completos, consistentes e precisos. Infelizmente, a aquisição de conhecimentos sobre o domínio de aplicação é um processo extremamente complexo e dispendioso [Sutcliffe 98].

4.2.1.2 Desenho arquitectural e detalhado para desenvolvimento de software

“A arquitectura de *software* é a estruturação dos componentes de um programa/sistema, suas relações, princípios e normas que governam o seu desenho e evolução ao longo do tempo”³.

Depois de analisar e compreender os requisitos para um sistema, dá-se lugar ao desenvolvimento do desenho que irá satisfazer essas especificações. A fase de desenho, tal como a fase de especificação dos requisitos, é a fase mais importante para criação de sistemas de *software*. O tempo despendido na fase de desenho afecta consideravelmente as subseqüentes fases de implementação, teste e manutenção [Tremblay 89]. A fase de desenho pode ser dividida na fase de desenho arquitectural e na fase de desenho detalhado.

A importância da arquitectura de *software* tem emergido como um campo explícito de estudo para investigadores e profissionais da engenharia de *software* [Garlan 95]. Este facto é devido à informalidade que existe, em termos práticos, na criação de um desenho arquitectural. Este desenho representa normalmente os componentes envolvidos e as interacções entre eles, falhando na especificação de detalhes importantes. A falta de formalidade leva ao aparecimento de trabalhos científicos dedicados à criação de técnicas sintácticas para criação de desenhos arquitecturais [Dean 95].

³ Traduzido de [Garlan 95]

A arquitectura de *software* constitui a parte de alto nível do desenho de *software*, ou seja, é a estrutura que suporta as partes pormenorizadas do desenho detalhado [McConnel 93]. Assim, o desenho arquitectural ocupa-se com a decisão de como será dividido um programa nas suas componentes genéricas, e com a definição da interacção entre essas componentes.

O desenho detalhado refina o desenho arquitectural, transformando as componentes genéricas num formato adequado para a fase seguinte de codificação. O desenho detalhado pode ser dividido em vários níveis. Cada componente do desenho arquitectural pode ser dividido em módulos e nas interacções entre os mesmos. Cada módulo é dividido em rotinas, e em estrutura de dados. Finalmente cada rotina e estrutura de dados é especificado em termos de uma linguagem de desenho de programas, que irá servir a fase seguinte de implementação numa linguagem de codificação [McConnel 93].

Desenho detalhado segundo a filosofia do fluxo de dados

O fluxo de dados, como filosofia para o desenvolvimento de um desenho detalhado, foi escolhido por ter uma implementação directa na linguagem de programação gráfica *G* fornecida pelo IDE (ambiente de desenvolvimento integrado) do *LabView*.

Desenhos escritos como fluxo de dados são uma forma intuitiva de mostrar como os dados são processados pelo sistema. A notação usada nesses modelos representam processamento funcional, armazenamentos de dados e movimento dos dados entre funções. Estes modelos são então usados para mostrar como os dados são encaminhados através de uma sequência de passos de processamento. Os dados são transformados a cada passo antes de mover para o passo seguinte [Sommerville 01]. Uma sequência ou passo só inicia quando todas as entradas estão presentes e é finalizado quando todas as saídas estão prontas. Devido a estes factos, um desenho escrito usando o fluxo de dados pode ter duas perspectivas ou estruturas [Bass 97]:

Estrutura em fluxo de dados: As unidades são programas ou módulos; a relação é do tipo “Envia dados para”. As ligações são anotadas com o nome dos dados em transmissão. A vista do fluxo de dados é útil para verificação dos requisitos.

Estrutura em controlo de fluxo: As unidades são programas, módulos ou máquinas de estados; A relação é do tipo “Torna-se activo depois de”. Esta vista estrutural é útil para verificação do comportamento funcional do sistema assim como propriedades de temporização.

Para o desenvolvimento do desenho detalhado criou-se um conjunto pictural simplificado baseado em [Dean 95] e [Tremblay 89] constituído apenas por 4 elementos:



Figura 4-2: Conjunto pictural para elaboração do desenho detalhado

O primeiro elemento da figuraX: a caixa, representa um processo que actua sobre os dados, pode igualmente ser visto como uma rotina ou função denominada de VI (Virtual Instrument) no *LabView*. É usado uma caixa para representar uma função pelo facto da linguagem gráfica *G* do *LabView* usar esta representação pictórica para representar funções(ver Anexo A). O segundo elemento: a seta, representa o fluxo de dados que pode ser acompanhado de um texto definindo o tipo de dado em causa. O terceiro elemento: a caixa aberta, representa uma fonte de dados interna ao sistema ou um meio de armazenamento. O último elemento: a oval, representa uma entidade externa (Utilizador, hardware externo ao PC, entre outros).

4.2.2 Modelos para definição do ciclo de vida do desenvolvimento de *software*

Os modelos de ciclo de vida [NI 99]descrevem os passos que se podem seguir para desenvolver *software*, desde o estágio conceptual inicial até à entrega da primeira versão, da manutenção e subsequente melhoramento da aplicação.

Existem actualmente vários modelos que definem o ciclo de vida do desenvolvimento de *software*. Cada um apresenta vantagens e desvantagens em termos de tempo de finalização da primeira versão, em termos de qualidade, verificação e validação. Estes modelos servem assim de fundação para um processo completo de desenvolvimento de *software*. Uma escolha adequada de um modelo de ciclo

de vida pode melhorar a qualidade do *software* desenvolvido e diminuir o tempo de desenvolvimento.

4.2.2.1 Modelo “Codifica e conserta”

Este modelo é provavelmente a mais frequente metodologia usada para desenvolvimento de aplicações. Inicia-se o processo com um pequeno ou nenhum planeamento inicial, passando de imediato para a codificação, reparando os erros à medida que vão surgindo até que o projecto esteja suficientemente completo.

Este método é uma escolha tentadora quando o tempo disponível é reduzido, codificando de imediato, podem ser apreciados resultados rapidamente. No entanto, o aparecimento de problemas arquitecturais numa fase avançada de desenvolvimento pode levar à necessidade de rescrever grande parte da aplicação. Alternativamente, outros modelos de desenvolvimento de *software* podem ajudar a localizar defeitos arquitecturais nas fases iniciais, onde se torna menos dispendioso e mais fácil operar mudanças. Pode-se assim concluir que este modelo serve para pequenos projectos que não tenham a intenção de servir como base para o futuro desenvolvimento de um projecto com maior dimensão.

4.2.2.2 Modelo “Queda de água”

O modelo “queda de água” é o modelo clássico da engenharia de *software*. Apresenta deficiências, tendo servido como linha de base para outros modelos de ciclo de vida. Apresenta-se abaixo um diagrama representativo deste modelo que é essencialmente uma execução sequencial das diferentes fases de desenvolvimento de *software*.

Em cada fase deste ciclo de vida são criados documentos que explicam os objectivos e descrevem os requisitos. No fim de cada estágio, é feita uma análise que pondera a possibilidade de passagem para a fase seguinte. Como é possível verificar na figura abaixo, os estádios são independentes em termos temporais, ou seja, os estádios não se sobrepõem no tempo. Assim, os requisitos de *software* devem ser definidos antes de iniciar o desenho arquitectural, e o desenho detalhado deve ser completado antes de se iniciar a codificação.

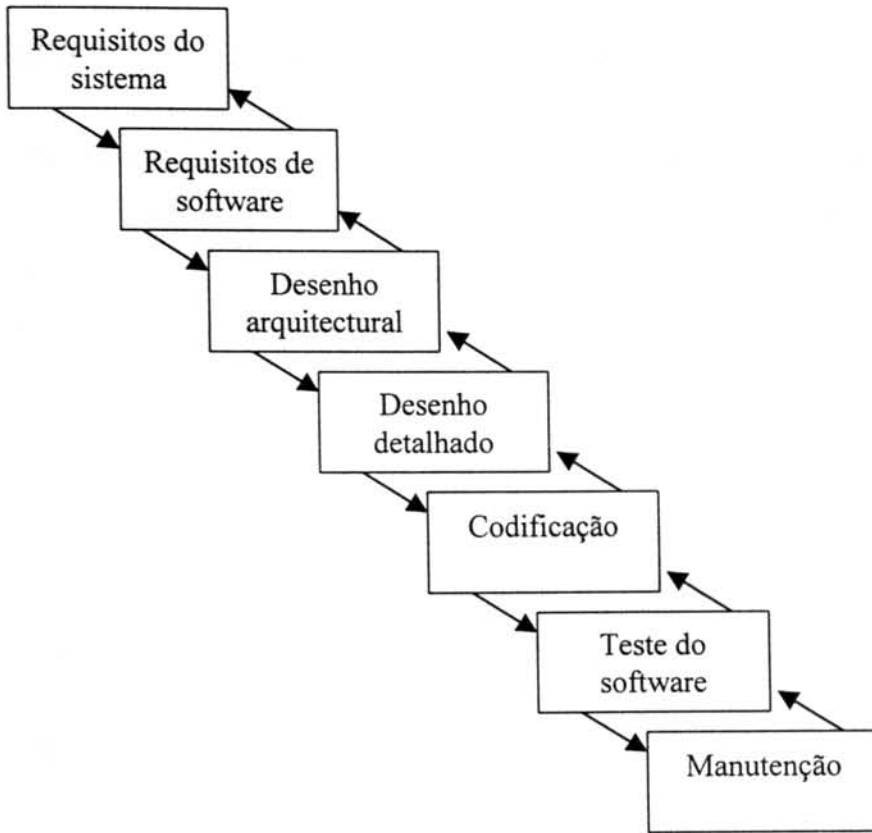


Figura 4-3: Modelo "Queda de água"

Uma desvantagem deste modelo depara-se com a necessidade de regresso para fases anteriores quando da descoberta de falhas em fases posteriores. Se a fase estiver imediatamente antes, o problema é minimizado, no entanto se encontrar defeitos numa fase que requeira regressar à uma fase não adjacente, os custos são altamente afectados. Uma possível modificação ao modelo é a conjugação no tempo de fases adjacentes, reduzindo a dificuldade inerente ao regresso para fases anteriores. No entanto, sobrepor diferentes estágios acresce a dificuldade de saber se a fase está completa, tornando difícil o rasto dos progressos realizados.

A aplicação deste modelo implica ainda a espera durante um longo período antes de se obter os primeiros resultados resultantes da codificação. Este facto pode conduzir à necessidade de redefinir os requisitos iniciais pela observação de resultados insatisfatórios que só serão visíveis e compreendidos depois da fase de codificação, quando é então possível testar uma aplicação em funcionamento. A utilização de um protótipo para complementar o modelo "queda de água" pode se

tornar uma ferramenta poderosa para demonstrar como um desenho detalhado se comporta a partir de um conjunto de requisitos. Depois de uma primeira passagem pelos requisitos genéricos, desenho arquitectural e detalhado, pode ser iniciada uma primeira fase de codificação com o intuito de desenvolver um protótipo que forneça uma visão genérica dos resultados. A partir desses resultados pode-se regressar às fases anteriores, refinar requisitos e desenhos, e modificar o protótipo de acordo. Quando o protótipo satisfizer suficientemente os requisitos, deverá ser tomada a decisão de o usar como base para a aplicação definitiva ou apenas como referência para a implementação final de uma nova aplicação.

Apesar deste modelo apresentar alguma fragilidade, é altamente instrutivo pelo facto de dar ênfase às diversas fases para o desenvolvimento de *software*. Mesmo que este modelo não seja aplicado rigorosamente forma um bom alicerce para o estudo da engenharia de *software* por aplicar as diversas fases e relações entre as mesmas de uma forma sequencial.

4.2.2.3 Modelo “Espiral”

O modelo em espiral é uma popular alternativa ao modelo “queda de água” que dá ênfase à gestão de riscos por forma a encontrar, o mais cedo possível, problemas no ciclo de desenvolvimento. Assim, o projecto é dividido num conjunto de riscos que devem ser analisados. Inicia-se uma série de interacções nas quais se analisam os riscos mais importantes, avaliam-se opções para resolver os riscos, estabelecem-se resultados, e planifica-se a próxima iteração.

No primeiro ciclo à volta da espiral são definidos os requisitos dos quais se destacam os objectivos, alternativas e constrangimentos. No segundo ciclo, os riscos mais importantes são identificados e analisados. No ciclo seguinte é desenvolvido e testado uma primeira aplicação com os dados recolhidos dos ciclos anteriores. O produto em curso é avaliado e planeia-se a fase seguinte. Em cada iteração à volta da espiral são desenvolvidas versões mais completas e complexas do *software*.

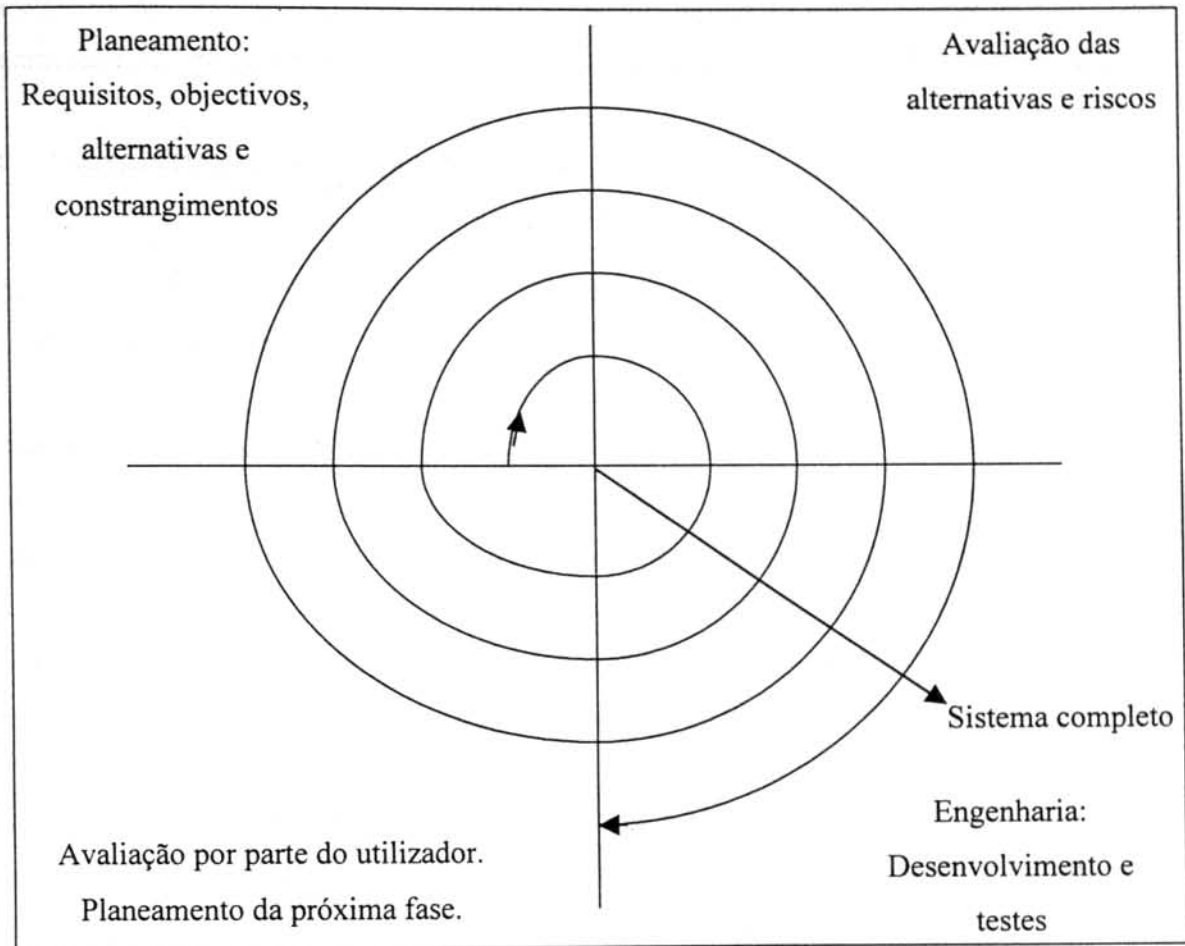


Figura 4-4: Modelo "Espiral"

Este modelo é apresentado como o paradigma para engenharia de *software* com mais realismo. Usa uma abordagem evolutiva que permite em cada ciclo avaliar os riscos e a viabilidade do sistema. Este modelo pode ser usado em conjunção com a faceta clássica e sistemática do modelo "queda de água", acrescentando-lhe uma interactividade entre as diferentes fases o que irá permitir um reflexo mais realístico da criação de *software* [Pressman 92].

Os modelos de ciclo de vida são descritos na literatura como escolhas distintas para desenvolvimento de *software*. No entanto, na prática, é possível aplicar mais do que um modelo ou até uma conjunção dos modelos propostos. A criação do nosso programa resultou assim de um misto de elaboração intuitiva e de conceitos teóricos fundamentados neste estudo sobre fases e ciclos de vida de engenharia de *software*, do qual sobressaiu que o modelo em espiral é o mais realístico.

Apresenta-se, nas secções seguintes, a especificação dos requisitos e a elaboração dos desenhos que formam o alicerce do desenvolvimento da aplicação de *software* deste trabalho de mestrado.

4.3 Requisitos gerais da aplicação

A aplicação foi desenvolvida para três tipos de utilizadores ou destinatários: Os técnicos, os clínicos, e os autores deste trabalho.

Os técnicos são encarregados de realizar o registo e assegurar a correcção e qualidade dos sinais a adquirir. Os técnicos requerem essencialmente que a aplicação seja em português e de fácil utilização, minimizando o mais possível a sua intervenção sobre o *software*, como por exemplo, a manipulação dos ficheiros resultantes do registo. Os técnicos pretendem ainda que a informação dos valores de oximetria seja impressa no papel conjuntamente com os restantes sinais analógicos. Esta tarefa era realizada a mão, obrigando - os a passar a noite a anotar os respectivos valores no papel.

Os clínicos, por sua vez, dispensam a utilização da aplicação para efectuar análise visual do registo com um écran de computador, pois alegam, com a experiência, que um registo completo nocturno de oito horas é mais rapidamente analisado usando o registo em papel. Assim, os clínicos pretendem que a aplicação minimize o tempo de análise do registo. Essencialmente, esperam um relatório final que forneça informação útil para o estudo de patologias que lhes permite localizar rapidamente épocas relevantes no registo em papel. A discriminação do tipo de análise e resultados obtidos para satisfação destes utilizadores são apresentados no capítulo V desta dissertação e correspondem ao processamento de sinal efectuados sobre os dados do registo.

Os autores deste trabalho pretendem uma aplicação que, para além de satisfazer os requisitos dos utilizadores já referenciados, permite o armazenamento num formato digital próprio de toda a informação relevante para um registo nocturno completo de sono e que possibilita o acesso posterior aos dados para desenvolvimento de técnicas de processamento *off-line* que satisfaçam os requisitos dos clínicos. A aplicação deve ainda permitir a sincronização entre os diferentes dispositivos envolvidos e o registo em papel, bem como suportar falhas do sistema (falhas de energia, *crash* do

sistema operativo ou do programa) sem perder os dados já adquiridos, e sem que isso dificulte a utilização da aplicação por parte dos técnicos.

4.4 Desenho arquitectural da aplicação

A estrutura global do sistema foi dividida em dois módulos : um módulo para funcionamento *on – line* que se dedica a aquisição e registo, e um módulo para processamento *off – line* que se dedica ao tratamento dos dados adquiridos pelo módulo *on – line* tendo por objectivo a obtenção de resultados clínicos. Esta estratégia foi escolhida pelo facto da análise clínica dos sinais em tempo real ser irrelevante para a aplicação em causa, pois os clínicos realizam a análise nos dias seguintes ao registo. A capacidade de processamento dos computadores da actualidade permitiriam certamente realizar, algum, senão todo o processamento *on – line*, não sendo portanto esta uma limitação. Decidiu-se, no entanto, seguir a estratégia de implementar dois módulos distintos com o objectivo de simplificar o desenvolvimento do código. No entanto, o módulo para funcionamento *on – line* realiza algum processamento de dados durante a aquisição relativo ao cálculo de valores médios das variáveis de oximetria que serão impressos no registo em papel.

4.4.1 O módulo *on – line*

4.4.1.1 Requisitos específicos do módulo *on – line*

A aplicação deve adquirir, registar e sincronizar a informação de duas fontes distintas: O oxímetro e a placa de aquisição de sinais analógicas. O programa deve ainda enviar a informação do oxímetro e informação horária para ser registada em papel com o restante conjunto de sinais. Este conjunto de informação (hora e dados de oximetria) registada no papel serve de sincronização com os sinais analógicos, que será ainda usada à posteriori para referenciar ao clínico as épocas de interesse na análise das patologias. O módulo *on – line* é ainda responsável pelo registo dos dados informativos do paciente que serão preenchidos pelos técnicos.

Apresenta-se abaixo um diagrama arquitectural da estrutura global funcional do *software*:

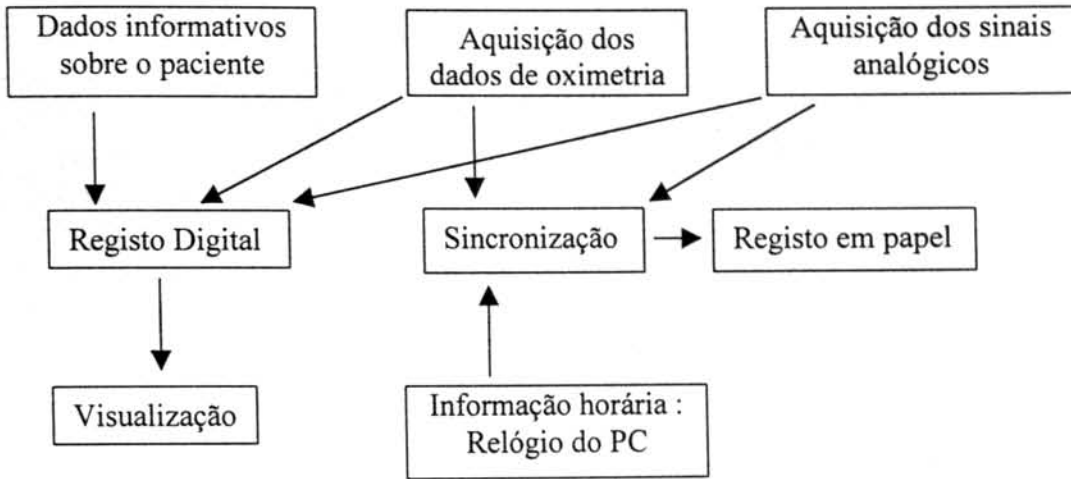


Figura 4-5: Diagrama geral do módulo *on-line*

O registo digital armazena os dados informativos sobre o paciente, os dados de oximetria e os sinais analógicos digitalizados. A sincronização é feita entre os dados da oximetria e os sinais analógicos depois da qual é feita a impressão em papel da informação relativa à oximetria, bem como informação horária.

4.4.1.2 Desenho detalhado para o módulo *on-line*

O desenho detalhado da ambos módulos (*on-line* e *off-line*) foi desenvolvido usando a sintaxe simplificada já apresentada. Apresenta-se no diagrama seguinte o desenho detalhado do módulo *on-line* com uma explicação do seu funcionamento.

A aplicação inicia com a execução da função “FILE HANDLER”, pelo facto de ser a única que não está dependente de dados de entrada. Esta função tem por tarefa o manuseamento e armazenamento dos ficheiros gerados pela aquisição e sobre a qual falaremos em detalha mais a frente. “FILE HANDLER” fornece ainda o caminho de um directório em disco às restantes funções.

“CONFIG SERIAL PORT1” configura a primeira porta de comunicação série para leitura dos dados fornecidos pelo oxímetro.

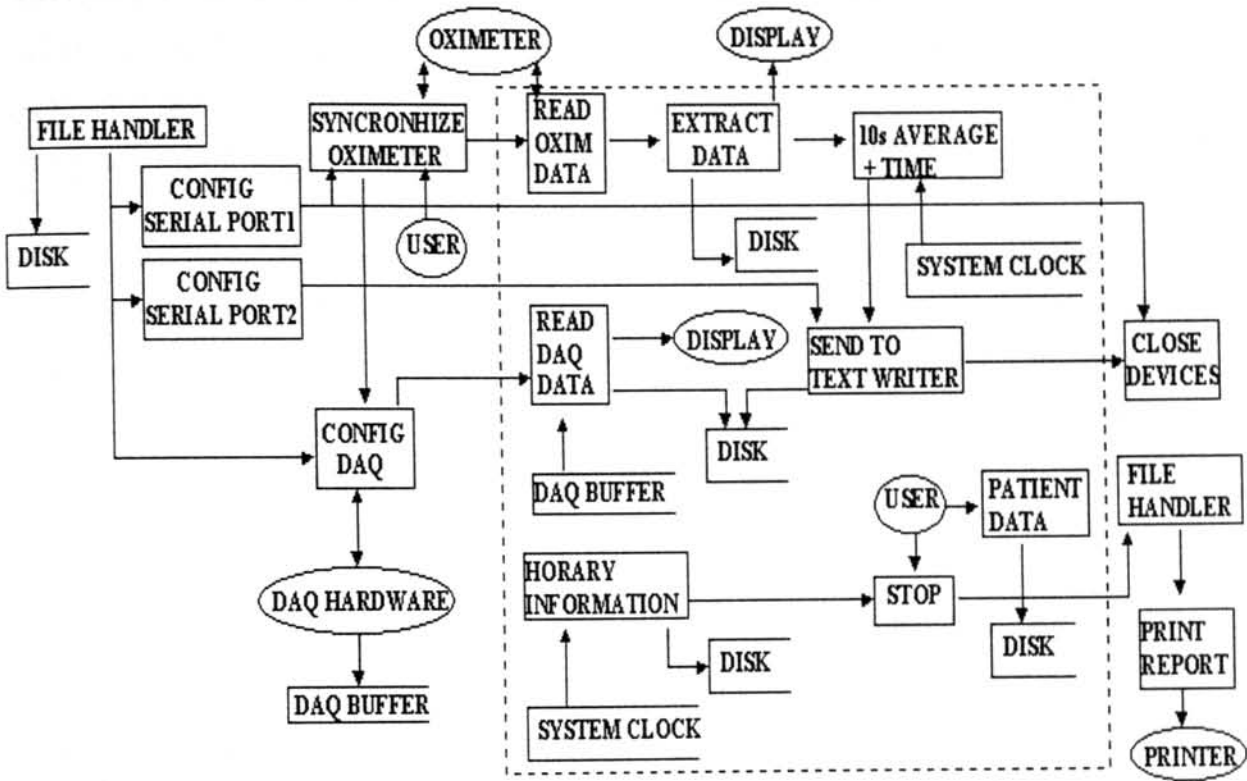


Figura 4-6: Diagrama de fluxo do desenho detalhado para o módulo on - line.

“CONFIG SERIAL PORT2” configura a segunda porta série para comunicação com o dispositivo “Text Writer” que irá servir para comunicar com o polígrafo e assim escrever no papel a informação relativa à oximetria e informação horária.

A função “SYNCHRONIZE OXIMETER” recebe a informação relativa à configuração da porta série da função “CONFIG SERIAL PORT1” e, com a intervenção do utilizador, que liga o oxímetro quando lhe é indicado pela aplicação, estabelece e sincroniza a comunicação com o oxímetro. A sincronização está finalizada quando a aplicação recebe o primeiro pacote de dados válidos para os valores de saturação de oxigénio e pulsação cardíaca. O oxímetro passa agora a enviar um pacote de dados válidos a cada segundo. Nesse mesmo momento, e como veremos já de seguida, é iniciada a aquisição dos sinais analógicos.

“CONFIG DAQ ” recebe a informação da função “FILE HANDLER” e da função “SYNCHRONIZE OXIMETER” e configura a placa de aquisição. A informação vinda da função

“SYNCHRONIZE OXIMETER” é de máxima importância pois indica que o oxímetro está sincronizado com a aplicação. “CONFIG DAQ” configura a placa de aquisição para funcionar com DMA (Acesso Directo à Memória) o que permite a transferência dos dados para a memória da PC sem intervenção do *software*. A placa de aquisição passa a adquirir 250 amostras/segundo. A frequência de amostragem é facilmente alterável durante este processo.

Assim a aquisição dos dados analógicos pela placa de aquisição é iniciado imediatamente após a sincronização com o oxímetro estar estabelecida. Deste modo a cada segundo obtemos um pacote de informação do oxímetro e, X amostras * N canais, da placa de aquisição. O facto de obter X amostras por canal da placa de aquisição por cada pacote de informação vindo do oxímetro, a cada segundo, é uma forma simples de validar a sincronização entre a informação obtida destes dois dispositivos.

Após a sincronização, inicia-se uma actividade cíclica indicada no diagrama com um rectângulo de linha tracejada, que embora não faça parte da sintaxe escolhida para representar o desenho detalhado da aplicação permite uma melhor compreensão do funcionamento do programa. A actividade cíclica referida tem a duração de um segundo e é conduzida pela actividade do oxímetro que envia dados nessa frequência à aplicação. A função “READ OXIM DATA” dedicada à comunicação com o oxímetro recebe os dados provenientes desse dispositivo. Simultaneamente, a função “READ DAQ DATA” lê no *buffer* de DMA os dados provenientes da placa de aquisição e regista essa informação em formato digital. Esta função gera ainda informação em ficheiro relativa a ocorrência de perda de dados da aquisição dos sinais analógicos. Quando o *buffer* de aquisição estiver cheio e implicar que os próximos dados adquiridos irão sobrepor os presentes, levando à perda de dados, a função “READ DAQ DATA” grava informação sobre a hora de ocorrência e sobre a quantidade de informação perdida.

A função “READ OXIM DATA” envia os dados para a função “EXTRACT DATA” que retira a informação útil (valores numéricos da saturação de oxigénio e da pulsação cardíaca) do pacote enviado pelo oxímetro. A função “EXTRACT DATA” faz ainda um acesso ao disco para gravar essa informação. A função “EXTRACT DATA” envia os dados para a função “10s AVERAGE + TIME” que acumula 10 segundos de informação, calcula a média desses valores que são enviados para a função “SEND TO TEXT WRITER” para registo em papel. Além da informação de

oximetria enviada a cada 10 segundos para registo em papel, a função “10s AVERAGE + TIME” alterna a cada 30 segundos o registo da informação horária. A função “SEND TO TEXT WRITER” além de enviar os dados para o polígrafo para registo em papel regista a mesma informação em formato digital.

A função “PATIENT DATA” recebe do utilizador a informação relativa aos dados pessoais do paciente que são salvaguardados em disco. Esta operação pode ser feita em qualquer momento do registo mas sempre antes da finalização do mesmo.

A função “HORARY INFORMATION” ocupa-se com a salvaguarda de informação horária relativa ao início e fim da aquisição. Esta informação permite no final do registo verificar que a quantidade de dados armazenados está de acordo com o tempo total de aquisição, sendo esta uma forma simples de validação do registo. Esta última função possibilita ainda que o registo seja finalizado automaticamente com a escolha de uma hora fornecida à aplicação pelo utilizador. A função “STOP” trata de finalizar o registo mediante um comando de execução imediata por parte do utilizador, ou, mediante a introdução de uma hora para finalização automática. Quando a função “STOP” é finalizada a aplicação sai da actividade cíclica já referida.

Quando a aquisição é finalizada, a função “CLOSE DEVICES” trata do encerramento dos dispositivos de comunicação série e da placa de aquisição. A função “FILE HANDLER” faz o manuseamento dos ficheiros resultantes da aquisição. Abordar-se-á adiante, com detalhe, esta funcionalidade. Finalmente “PRINT REPORT” imprime um relatório que consta de dois gráficos relativos à evolução durante a noite dos valores de saturação de oxigénio e pulsação cardíaca.

Manuseamento automático dos ficheiros do registo

O manuseamento dos ficheiros é uma tarefa crucial da aplicação. A manipulação dos dados resultantes do registo pode se tornar uma tarefa árdua para os principais utilizadores do *software* que são os técnicos que realizam o registo. Por um lado, a quantidade de informação adquirida durante aproximadamente 8 horas de uma noite de registo é elevada. Por outro, se ocorrerem falhas durante a aquisição (*crash* da aplicação, *crash* do sistema operativo, falha de energia) que obrigue reiniciar a aplicação, a manipulação dos ficheiros complica-se no sentido de evitar a perda dos dados já

adquiridos e recomeçar a nova aquisição. Para evitar complicações para utilizadores menos experientes em manuseamento de ficheiros em ambiente *Windows*, automatizou-se o processo de manipulação de toda a informação resultante do registo. Esta tarefa é suportada pela função “FILE HANDLER” que intervém no início e no final de cada registo. Para explicar o funcionamento desta tarefa consideremos dois casos: a aquisição é iniciada e finalizada sem qualquer interrupção, por um lado, e por outro, consideram-se a ocorrência de interrupções durante o registo. Consideremos ainda que uma sessão corresponde à uma aquisição de uma noite inteira que pode ser constituído por um único conjunto de ficheiros se não ocorrerem interrupções, ou por vários conjuntos dos mesmos ficheiros se ocorrerem interrupções (resulta um novo conjunto de ficheiros por cada interrupção).

No início da noite, ou sessão, quando o registo é iniciado, a aplicação verifica que se trata da primeira aquisição da noite. Se tal se verifica, a aquisição é iniciada normalmente e o registo gravado numa directoria temporária reservada para a corrente aquisição. Se até ao final da sessão não ocorrerem interrupções, os ficheiros resultantes são transportados para uma localização definitiva quando o registo é finalizado e apagados da directoria temporária.

Quando ocorre uma interrupção durante uma aquisição, e a aplicação é reiniciada, o *software* detecta a presença da aquisição anterior pela presença de ficheiros na directoria temporária. Os ficheiros da aquisição anterior são então guardados para um sub - directório do directório definitivo. A aquisição continua então normalmente. O resultado final de uma sessão que foi interrompida é um conjunto de ficheiros no directório definitivo e um sub - directório com os respectivos ficheiros para cada aquisição interrompida.

Ficheiros resultantes de um registo

Uma aquisição é constituída por um conjunto de 6 ficheiros. Os ficheiros “rawdata.daq” e “rawdata.oxi” são ficheiros binários onde são guardados a informação relativa respectivamente à aquisição dos sinais analógicos e dos dados de oximetria. Os restantes ficheiros são ficheiros de texto. O ficheiro “cfg.daq” contém informação relativa à configuração da placa de aquisição. O ficheiro “tmp.reg” contém informação temporal relativa a data e hora inicial e final do registo. “Data.pat” é o ficheiro onde são guardados a informação relativa aos dados pessoais do paciente. No ficheiro “Txt.oxi” é guardada a mesma informação que é impressa no papel do registo poligráfico

relativa a informação de oximetria e informação horária. A aplicação poderá ainda gerar um sétimo ficheiro com informação relativa à ocorrência de perda de dados provenientes da aquisição dos sinais analógicos. Este ficheiro tem por nome “DataLost.daq” e contém, se for o caso, a ocorrência de perda de dados, bem como a quantidade de informação perdida. No entanto, este ficheiro nunca foi gerado pela aplicação, podendo-se assim concluir que não se perderam dados durante as aquisições. Este assunto será abordado no capítulo V desta dissertação.

4.4.2 O módulo *Off – Line*

4.4.2.1 Requisitos específicos do módulo *off – line*

Este módulo deve permitir a extracção de trechos específicos do registo sobre os quais será realizado processamento digital. A extracção de trechos específicos pode ser relativa a uma ou várias variáveis analógicas, às variáveis de oximetria, ou uma conjunção dessas variáveis. Esta estruturação advém da grande quantidade de informação armazenada durante um registo completo nocturno de oito horas, que além de não poder ser processado de uma só vez, pode tornar possível a redução da quantidade de dados armazenados através da selecção de partes de registo com informação útil e eliminação de partes com informação danificada por ruídos que tornam inútil a realização de processamento sobre esses trechos do registo.

Apresenta-se abaixo um diagrama geral da estrutura do módulo *off – line*:

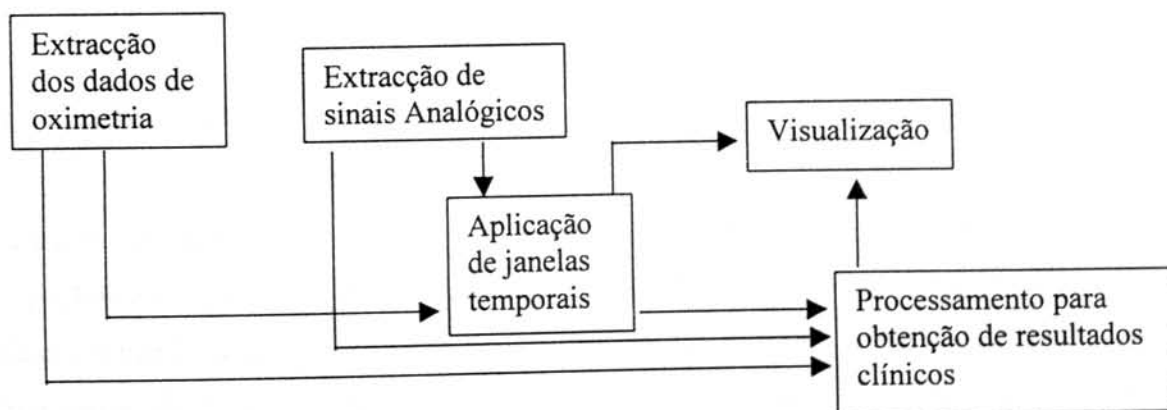


Figura 4-7: Desenho geral do módulo *off - line*

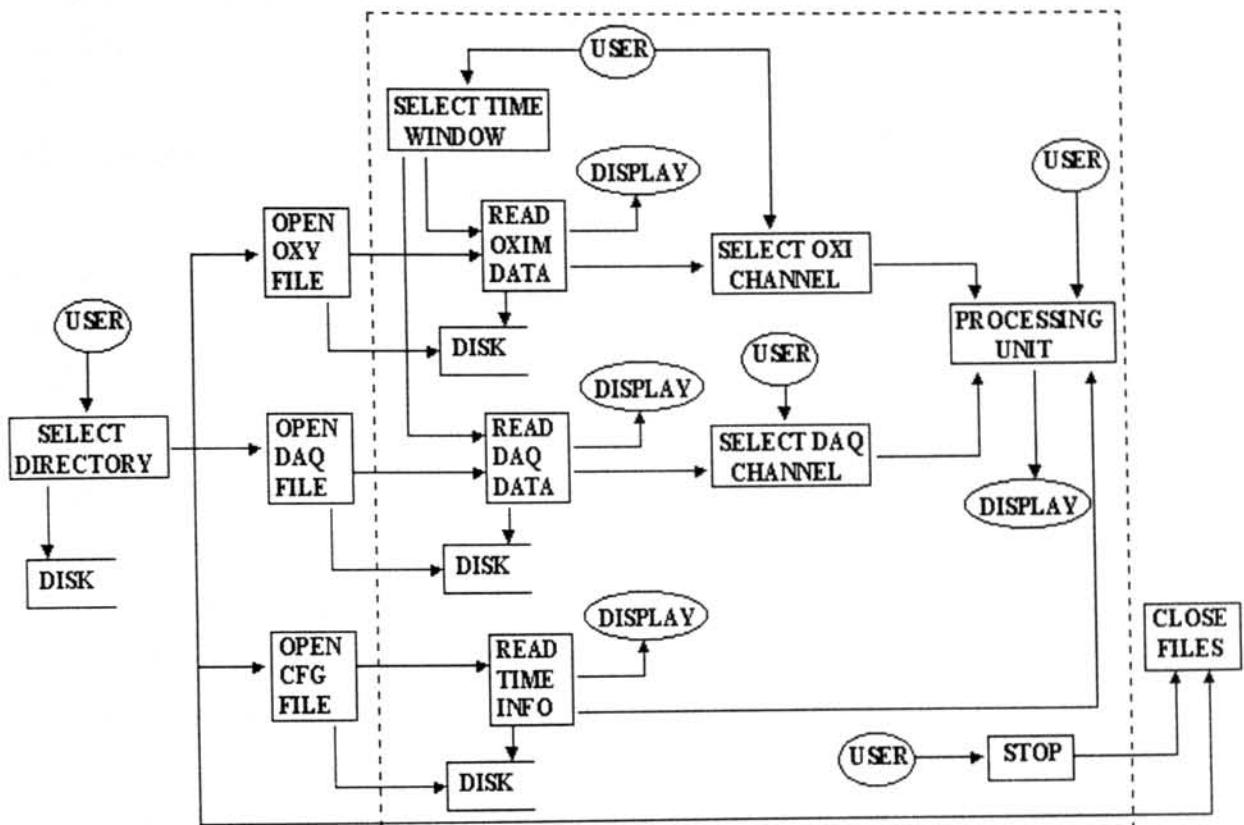


Figura 4-8: Desenho detalhado módulo off - line

Várias melhorias estão pensadas para a funcionalidade do módulo *off-line*. Modificações respeitantes ao processamento de sinal não modificam a estrutura global deste módulo, limitando-se apenas à efectuar alterações na unidade “PROCESSING UNIT”. Este assunto será abordado com mais detalhe no próximo capítulo.

4.5 Codificação

O desenho detalhado foi codificado usando a linguagem gráfica *G* parte do IDE (Ambiente de Desenvolvimento Integrado) do *LabView* (ver anexo) Os diagramas representativos do código são extensos, tornando pouco conveniente a sua apresentação em papel. É ainda importante referir que os diagramas de fluxo dos desenhos detalhados já apresentados são uma representação muito aproximada do código escrito na linguagem *G*.

O desenvolvimento de *interfaces* gráficos é muito simplificado usando o *LabView*, que fornece uma forma intuitiva para os implementar, resultando em ambientes gráficos igualmente intuitivos na utilização.

4.6 Interfaces gráficos

O ambiente gráfico dos dois módulos foi implementado tendo essencialmente um objectivo em mente: fácil utilização. O módulo de aquisição, como foi já referido, é utilizado pelos técnicos que realizam o registo nocturno e que formularam como principal requisito um ambiente gráfico fácil de utilizar. No entanto, a grande quantidade de informação a apresentar durante a aquisição implica um ambiente gráfico complexo e bastante extenso. Para entender o funcionamento do ambiente gráfico, acrescentamos que existem dois tipos básicos de objectos usados na sua construção: *controladores* que servem para o utilizador introduzir dados dirigidos à aplicação e *indicadores* através dos quais a aplicação mostra resultados ao utilizador. A figura 4-9 apresentada abaixo, mostra o *interface* do módulo *on – line* cuja funcionalidade e utilização passamos a descrever:

Os dois primeiros gráficos são representativos da evolução dos dados relativos à oximetria (saturação de oxigénio e pulsação cardíaca) sendo aqui apresentada um registo completo de cerca de oito horas para estas duas variáveis. O valor mínimo e máximo do eixo das ordenadas é automaticamente ajustado consoante o valor mínimo e máximo da respectiva variável. O valor máximo do eixo das abcissas é automaticamente ajustado ao tempo total de aquisição (neste caso 8 horas e 51 segundos). À direita de cada gráfico encontra-se um indicador numérico do valor em cada instante da aquisição para cada uma das variáveis em causa.

Abaixo dos gráficos até agora mencionados, existe uma secção, delimitada por um rectângulo, dedicada à informação relativa aos dados pessoais do paciente. Esta informação poderá ser preenchida ou alterada em qualquer momento do registo, e carece de um *click* sobre o botão “salvar” para registar a informação em disco.

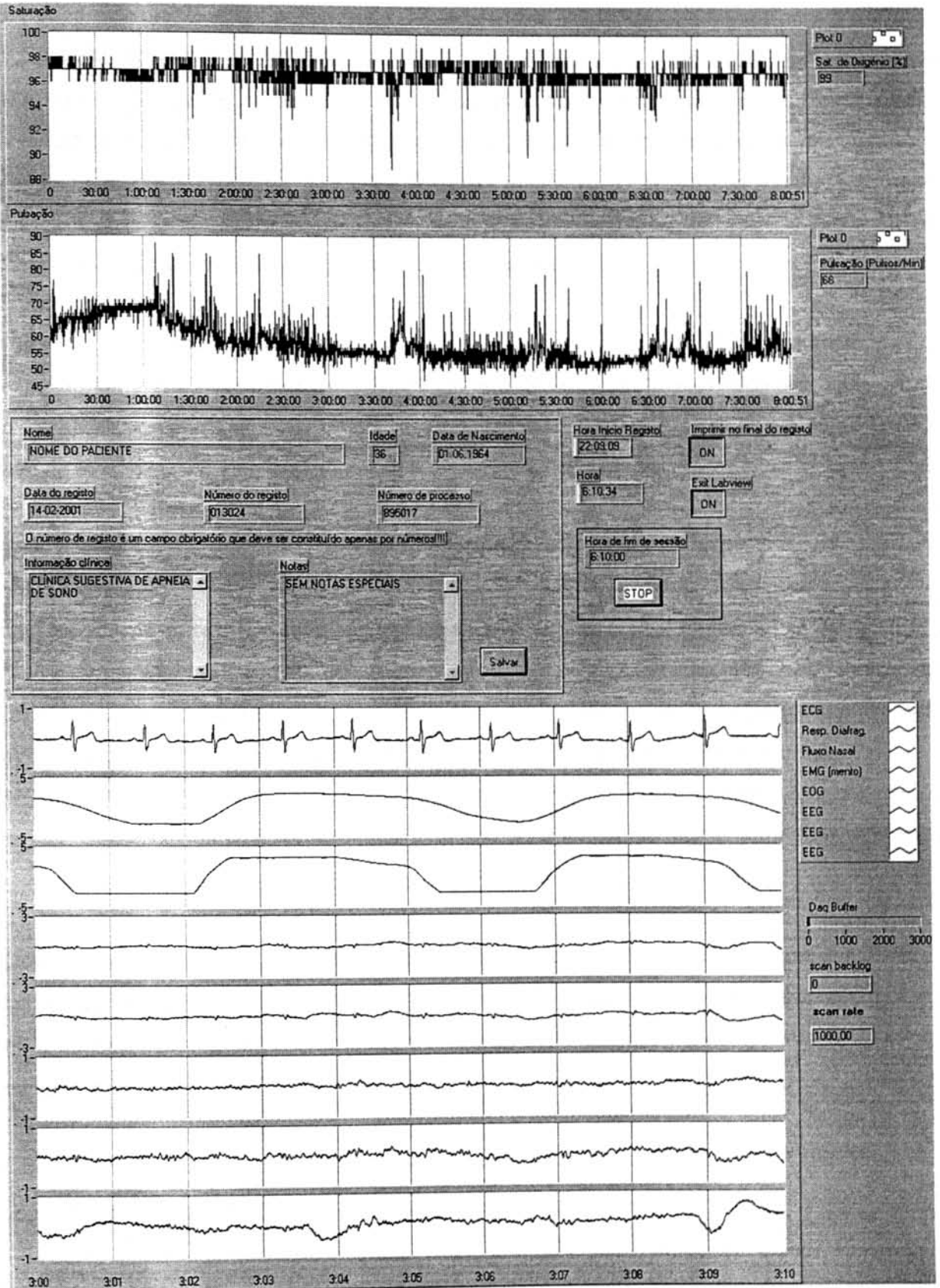


Figura 4-9: Interface gráfica do módulo on-line

À direita da informação sobre o paciente é indicada a hora inicial do registo e a hora actualizada com resolução de um segundo. À direita destes indicadores estão dois botões de pressão que possibilitam a escolha de imprimir ou não o relatório, bem como fechar ou não a aplicação automaticamente no final do registo. Abaixo, delimitado por um pequeno rectângulo, está um controlador cuja funcionalidade é receber do utilizador uma hora que será usada pela aplicação para finalizar o registo automaticamente mediante essa informação. Alternativamente o registo pode ser finalizado em qualquer momento mediante o uso do controlador “STOP”.

Por último, o interface gráfico apresenta a informação relativa à aquisição dos sinais analógicos. É apresentado um gráfico que mostra a evolução das oito variáveis biológicas durante a aquisição. O eixo das abcissas representa o tempo (estão representados 10 segundos de sinal depois do terceiro minuto de aquisição), e o eixo das ordenadas representa a amplitude do respectivo sinal. À direita do gráfico é apresentada informação relativa ao estado do *buffer* de aquisição que indica a ocorrência de perda de dados.

A imagem abaixo apresenta o interface gráfico do módulo *off-line*. Como foi já referido, este módulo é essencialmente usado por nós. É representada a informação gráfica relativa à evolução das variáveis analógicas em janelas de 30 segundos. Abaixo do gráfico aparece a respectiva informação de oximetria que consta da indicação numérica da evolução do valor da pulsação cardíaca e do nível de saturação de oxigénio a cada segundo. A informação “P64S97” indica o valor médio dos últimos 10 segundos, respectivamente, da pulsação e da saturação. Esta *string* e a *string* seguinte, indicadora da hora, formam a informação que é impressa no registo em papel.

Os controladores localizados à direita permitem alterar a amplitude de cada gráfico, o número de segundos por janela visualizada (ou página de 10s ou 30s) e navegar pelo registo acedendo à página anterior ou à próxima página. A informação visualizada neste ambiente gráfico é encaminhada para a secção de processamento de sinal.

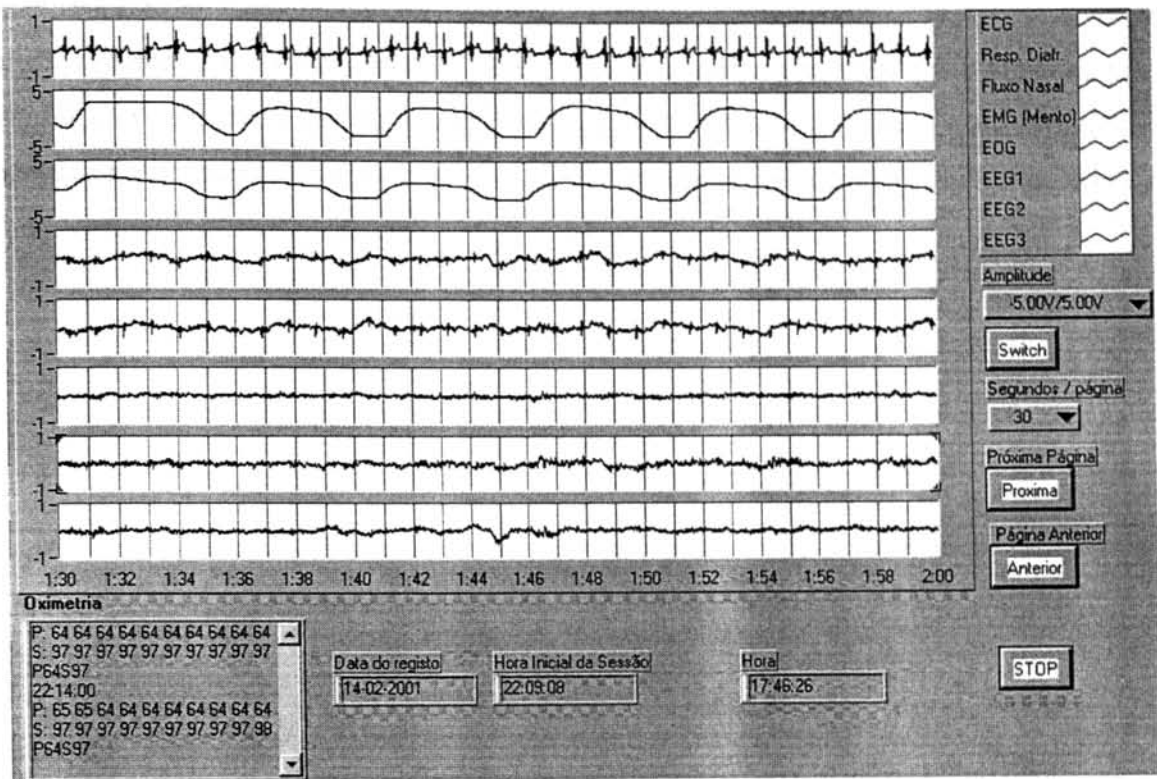


Figura 4-10: Interface gráfica do módulo off-line

4.7 conclusões

Este capítulo foi dedicado à apresentação do sistema desenvolvido neste trabalho de mestrado. Foi apresentado o hardware e a estruturação dos diferentes dispositivos envolvidos. A nova plataforma física criada através do uso de dispositivos actualizados introduz, relativamente ao sistema ISAS, a possibilidade do uso do sistema operativo *Windows* como plataforma de *software*.

Este capítulo refere ainda o trabalho que se desenvolveu no sentido de criar a aplicação responsável pelo manuseamento do hardware e dos sinais biológicos adquiridos e armazenados. Apresentou-se ainda um resumo de um estudo sobre engenharia de software e a interacção deste estudo com o desenvolvimento prático da aplicação. Apresentou-se a estrutura interna do software sem entrar em pormenores concretos sobre codificação e foi feita uma referência aos dois principais ambientes gráficos implementados.

Apresentar-se-ão no capítulo seguinte conclusões gerais sobre este trabalho realçando os principais resultados obtidos com a utilização do sistema desenvolvido acompanhado de algumas possíveis melhorias a introduzir em futuras versões. Far-se-á ainda referência a algum trabalho realizado no campo do processamento de sinal com finalidade clínica que irá constituir uma plataforma para o desenvolvimento de trabalhos futuros.

Capítulo 5

Conclusões gerais e preparação de trabalhos futuros

Este capítulo é dedicado à elaboração das conclusões gerais sobre o trabalho desenvolvido nesta tese de mestrado. Analisar-se-ão os resultados obtidos com o uso deste sistema na rotina clínica do SNHGSA, realçando as vantagens proporcionadas aos seus diferentes utilizadores. Falar-se-á de algum trabalho desenvolvido e por desenvolver, no sentido de validar o sistema como meio de armazenamento digital para polissonografia. A introdução de melhorias às funcionalidades existentes no sistema, bem como o desenvolvimento de novas funcionalidades serão ainda temas deste capítulo. Apresenta-se ainda uma secção dedicada à estruturação de uma plataforma para desenvolvimento de algoritmos de detecção de eventos em sinais biológicos durante o sono.

5.1 O sistema na rotina clínica do SNHGSA

O sistema está actualmente em uso na rotina clínica essencialmente para armazenamento digital do conjunto de sinais biológicos de polissonografia. Ainda em rotina clínica, o sistema é usado para escrever no registo em papel informação horária e informação numérica relativa à evolução dos níveis de saturação de oxigénio e de pulsação cardíaca. Os técnicos que usam o sistema para realizar a aquisição beneficiam destas características pelo facto de estarem dispensados de realizar esta tarefa manualmente (é de notar que esta funcionalidade foi introduzida pelo sistema ISAS e mantida neste trabalho por ser de mais valia para os técnicos do serviço). Estes utilizadores são ainda beneficiados com um ambiente gráfico de fácil utilização no qual a intervenção é minimizada. Basicamente, os técnicos necessitam apenas de iniciar a aplicação, aguardar por directivas para sincronizar os diferentes dispositivos externos, preencher os dados informativos do paciente quando acharem conveniente, e escolher opções básicas para finalizar o registo (manualmente ou automaticamente, com ou sem impressão de relatório, no final da sessão nocturna).

Os clínicos do serviço beneficiam também da informação complementar impressa no registo em papel, que lhes permite, por um lado, relacionar os valores de oximetria com os restantes sinais analógicos e por outro, localizar no tempo os trechos que estão a analisar. Os clínicos são ainda actualmente providos com um relatório simples, no final do registo, que contém informação gráfica relativa à evolução, durante toda a noite, dos níveis de saturação de oxigénio e de pulsação cardíaca acompanhada de informação relativa aos dados pessoais do paciente. A vista geral da evolução da saturação de oxigénio ao longo da noite permite ao clínico uma rápida localização no registo em papel de zonas com baixos níveis de saturação de oxigénio.

Os engenheiros que trabalham ou virão a trabalhar com a aplicação beneficiam de um fácil acesso a toda a informação armazenada em formato digital. A sincronização da informação digital com o registo em papel formará ainda um meio simples de verificar resultados de processamento digital de sinal com a opinião clínica do médico retirada da análise do registo em papel.

5.2 Validação do sistema de armazenamento digital

O sistema adquire e armazena informação de variáveis biológicas a partir de duas fontes distintas: do oxímetro que fornece informação digital já processada e da placa de aquisição de sinais analógicos. A validação da correcção da informação armazenada relativa aos sinais analógicos engloba duas vertentes: por um lado é necessário validar a informação inerente ao sinal (amplitude, espectro de frequências, etc...) e por outro, garantir que a ocorrência de falhas durante a aquisição que implique perda de dados seja controlada. O fabricante da placa de aquisição garante a acuidade da informação digitalizada. No entanto, foram realizados testes com vários sinais padrão (amplitudes e frequências conhecidas) que confirmaram a validade da informação digitalizada. Relativamente à validade do registo, e como foi já referido, a aplicação controla a existência de perda de dados gerando um ficheiro que indica o instante da ocorrência e a quantidade de dados perdidos. No entanto, esta situação nunca se verificou, isto é, nunca ocorreram perdas de informação enquanto a aplicação estava a ser executada. Fora do controlo da aplicação está a perda de dados devido à paragem (*crash*) da execução do programa originado por exemplo por um bloqueio do sistema operativo ou por uma falha de energia. No entanto, nestas situações, como foi já referido, a aplicação garante automaticamente que os dados já armazenados não sejam sobrepostos pelos dados

resultantes da nova aquisição. A ocorrência deste tipo de falhas é ainda facilmente confirmada no registo em papel por não ser impressa a informação relativa à oximetria e à informação horária enquanto a aplicação não estiver novamente em funcionamento. Finalmente, foi desenvolvido um módulo que determina o tamanho que deveriam ter os respectivos ficheiros mediante o tempo total efectivo de aquisição que é comparado com o tamanho real de cada ficheiro. Esta é uma forma simples de verificar que o registo está completo.

5.3 Melhorias e novas funcionalidades

O sistema está bastante completo relativamente à aquisição, sincronização e armazenamento de toda a informação de um registo polissonográfico que é realizado pelo módulo *on-line*. A visualização dos sinais que oferece o módulo *on-line* serve o propósito fundamental de verificar que a aquisição digital está a ser realizada correctamente. Relativamente ao armazenamento, relembramos que numa sessão onde ocorreram interrupções resulta um registo final fragmentado em vários conjuntos de ficheiros (Ver capítulo IV: Manuseamento automático dos ficheiros do registo). Uma possível melhoria que está a ser desenvolvida depara-se com a conjugação dos diferentes conjuntos de ficheiros para a constituição de um único conjunto equivalente que facilitará a sua análise. Esta tarefa é bastante complexa por envolver o manuseamento dos ficheiros dos dados coordenado com a informação temporal sobre cada aquisição.

O módulo *off-line* actualmente em desenvolvimento precisa de várias melhorias principalmente em relação ao bloco de processamento de sinal. Actualmente, o módulo *off-line* é usado para a inspecção visual do registo do qual se pode retirar uma ideia geral da evolução dos sinais e escolher os trechos para processar. Esta escolha é manual e restringida à visualização de 10 ou 30 segundos de sinal, aspecto este que carece de melhorias. É também necessário automatizar o processo de escolha dos trechos de sinal a processar.

Outra melhoria relevante para o módulo *off-line*, que poderá ser igualmente usada no módulo *on-line*, é tornar a visualização dos sinais num monitor idêntica à do registo em papel. Esta tarefa é condicionada pelo tipo de monitor a usar que deverá no mínimo ter dimensão suficiente para

acomodar o equivalente espacial de uma página de registo em papel. Esta tarefa necessita ainda de uma cuidada validação em conjunto com um clínico experiente na leitura do registo em papel.

Um objectivo a longo prazo, que constitui a introdução de uma nova funcionalidade no sistema depois de validar a visualização dos sinais num monitor, está relacionado com a impressão em papel do registo pelo sistema. Actualmente o registo em papel impresso pelo polígrafo chega a atingir 500 metros de comprimento. Se a impressão for realizada pelo sistema seria possível reduzir substancialmente a quantidade de papel usado. Por um lado, eliminava-se a impressão de informação irrelevante (por exemplo informação corrompida com artefactos) e por outro, era possível fornecer ao médico somente informação com interesse clínico (por exemplo um trecho no qual se identificou uma apneia). A impressão do registo em papel carece igualmente de uma forte componente de validação a realizar em colaboração com os clínicos do serviço, que por sinal, estão relutantes em relação ao abandono do convencional registo poligráfico e substituição por um sistema digital.

O armazenamento do registo é feito actualmente usando um formato próprio. No futuro poderá vir a ser relevante o armazenamento dos sinais usando formatos standard, como por exemplo o formato EDF (European Data Format) descrito em [Kemp 92], que possibilitam o intercâmbio de informação com outras entidades.

O sistema *off-line* é facilmente acomodado para receber algoritmos de processamento de sinal que carece apenas da introdução de funções (VIs) no bloco "PROCESSING UNIT" apresentado no desenho detalhado do módulo *off-line* no capítulo anterior. Assim, outras melhorias que podem ser introduzidas no módulo *off-line* estão relacionadas com o desenvolvimento de técnicas de processamento de sinal para obtenção de resultados clínicos.

5.4 Processamento digital de sinal

O processamento de sinal que se pretende efectuar é relativo à detecção de eventos de sono. Concretamente, é importante em termos clínicos realizar detecção automática das actividades características do EEG, EOG e EMG para definição dos estádios de sono. Este trabalho foi levado a

cabo por Tomé em [Tomé 90] e utilizado por Oliveira em [Oliveira 96]. Estes algoritmos precisam agora de serem implementados em ambiente *LabView* e introduzidos no módulo *off-line* do sistema. Os algoritmos necessitam de uma melhoria relativamente à classificação dos estádios 1 e 5, e 3 e 4 (as razões estão descritas em [Tomé 90]).

Relativamente à detecção de eventos de sono relacionados com a ocorrência de apneias, foram desenvolvidos alguns trabalhos já mencionados nesta dissertação. O sistema SAIAS [Silva Cunha 95] processa os sinais do fluxo aéreo nasal e dos movimentos torácicos. A estratégia de decisão baseia-se na comparação dos níveis de amplitude dos sinais com limiares pré – definidos. Os limiares de decisão são definidos, dependendo do tipo de apneia, como percentagens da excursão máxima de cada um dos sinais de respiração. A variabilidade da amplitude dos sinais respiratórios entre indivíduos obriga os técnicos a calibrarem o sistema SAIAS no início de cada sessão enquanto o paciente se encontra a respirar normalmente. A variabilidade da excursão máxima normal desses sinais para o mesmo indivíduo durante uma noite de sono é outro factor que obriga o técnico a estar atento perante o facto de ser necessário calibrar novamente o sistema. Se esta tarefa de calibragem não for executada com rigor poderá piorar substancialmente o desempenho dos algoritmos de detecção [Oliveira 96]. Estes algoritmos de detecção precisam de melhorias a vários níveis: por um lado o método de calibragem é manual e dependente do técnico e da sua atenção durante oito horas nocturnas; por outro, o uso de valores fixos para os limiares de decisão torna esta metodologia muito estática perante a grande variabilidade natural dos sinais em causa.

A resolução deste problemas poderá passar pelo desenvolvimento de algoritmos que façam uso de análise contextual inteligente. Para as apneias serão monitorados os sinais de respiração associados por exemplo ao nível de saturação de oxigénio como suporte extra de decisão. A análise contextual poderá servir ainda para melhorar os algoritmos de classificação dos estádios de sono. Este tipo de análise baseada em tomadas de decisões mediante um conjunto de condições poderá ser implementada usando sistemas periciais ou outra forma de inteligência artificial. A variabilidade natural das condições de decisão poderá ser suportada com a introdução de algoritmos adaptativos.

5.5 Conclusão

Esta dissertação de mestrado apresenta a evolução natural dos trabalhos de engenharia desenvolvidos em colaboração com o SNHGSA. Neste sentido, tentamos satisfazer os requisitos de trabalhos futuros para o sistema ISAS referenciados na dissertação de mestrado de Oliveira [Oliveira 96]: Mudança de hardware, uso do sistema operativo *Windows* e uso do *LabView* para criação da aplicação de software. O sistema desenvolvido apresenta assim um degrau evolutivo relativamente ao sistema ISAS que apresentava as seguintes características básicas: PC 486DX a 33 MHz com o sistema operativo DOS. O sistema é agora suportado pela plataforma *Windows* com um PC Pentium III a 400MHz e hardware compatível. Esta nova estruturação confere ao sistema um certo grau de longevidade pelo facto de não carecer de mudanças enquanto o sistema operativo *Windows* se mantiver no mercado e apresentar novas versões compatíveis com as anteriores.

O protótipo aqui apresentado, como qualquer outro sistema de *software*, precisa de uma constante manutenção, existindo ainda uma infindável possibilidade de melhorias e introdução de novas funcionalidades. No entanto, criou-se uma plataforma para polissonografia digital que permite agora, ao autor e outros interessados, focarem o seu trabalho no desenvolvimento de algoritmos de detecção de eventos de sono cuja experimentação será facilmente realizada usando este sistema.

Pensamos assim que se alcançou o objectivo de desenvolver um sistema de aquisição e registo de variáveis cardíaco-respiratórias durante o sono, criando um protótipo de um sistema para polissonografia digital de simples utilização que fornece ainda uma plataforma de experimentação de processamento de sinal.

Finalizamos esperando que este trabalho de mestrado incentive outros da mesma forma que o autor se sente incentivado em continuar a investigação tecnológica para aplicação em neurofisiologia clínica e em particular no fascinante domínio do sono.

Referências

- [Aminolf 97] Aminolf Michael J. “Electrodiagnosis in Clinical Neurology”. Cap 16, “The polysomnographic Evaluation of Sleep Disorders in Man” escrito por Elliot D. Weitzman, Charles P. Pollak and Peter Mc Gregor SLEEP, vol 20, No6: 423-487 1997.
- [ASDA 92] American Sleep Disorders Association Guidelines, “Sleep Apnea and Snoring”, 1992
- [ASDA 97(a)] ASDA polysomnography Task Force, “The indications for polysomnography and related Procedures”, An American Sleep disorders Association Review. ASDA and Sleep Research Society, 1997.
- [ASDA 97(b)] the international classification of sleep disorders – “Diagnostic and coding manual. American Sleep Disorders Association Guidelines”, 1997.
- [Bass 97] Len Bass, Paul Clements, Rick Kazman, “Software architecture in practice”, SEI series in software engineering, 1997.
- [Cadweel] Cadweel Laboratories Medelec, “Easy II sleep”, <http://www.oxfordinstruments.com/medical/index.cfm>
- [Culebras 92] António Culebras, “The neurology of sleep”, Neurology N° 42 (supl 6):6-8, 1992.
- [Cunha 90] Cunha M.B., Guedes de Oliveira P., Príncipe J.C., “Integrated System for Simultaneous recording and display of image and signal”, Proceedings of the SINPHOS – *Symposium Informática Hospitalária*, Pg. 1132, Barcelona 1990.
- [Cunha 92] Cunha M.B., “An Instrument for Time Synchronization of data stored by unrelated equipment in the clinical neurophysiology environment ”, Proceedings of the IEEE/EMBS, Paris 1992.

[DLP Ano] Dicionário da língua portuguesa, 6ª edição, Porto Editora.

[Dean 95] Thomas R. Dean, James R. Cordy, "A syntactic theory of software architecture", IEEE transaction on software engineering, Vol.21, No.4, abril 1995.

[Digitrace] Digitrace, "Home monitoring system", <http://www.digitrace.com>

[DiPhillipo 98] June M. Fry, Mark A. DiPhillipo, "Full polysomnography in the home, Evaluation of the Digitrace Home Sleep System", SLEEP, Vol. 21, No, 6, 1998 .

[Dolsch] Dolsch, "Morfeu", www.dolsch.com/polisson.html

[Embla] Flaga , "Embla e somnológica *software* ", www.flaga.is/

[EMSA] EMSA Equipamentos Médicos SA., "PoliWin", www.emsamed.com.br/ems.html

[Garlan 95] Garlan David, Dewayne E. perry, "Introduction to the special issue on software architecture", IEEE transaction on software engineering, Vol.21, No.4, abril 1995.

[Guedes de Oliveira 87] Guedes de Oliveira P., Príncipe J.C., Cruz A., Tomé A.M., "HIDRA: A Hierarchical Instrument for Distributed Real - Time Analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 24, Nr.12, 1987.

[Healthdyne] Healthdyne , "ALICE™ 3 ", www.respironics.com/providers/sleep/alice3_1.html

[Hobson 89] J. Allan Hobson, "Sleep", Scientific American Library, 1989.

[Humphrey 95] Watt S. Humphrey, "A discipline for software engineering", SEI series in software engineering, 1995.

[Kemp 92] Bob Kemp, Agostinho C. Rosa, *et al.*, "A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 82, 391-393, 1992.

- [McConnel 93] Steve McConnel, "Code complete, a practical handbook of software construction", Microsoft press, 1993.
- [McDermid 99] J.A.McDermid, K.H.Bennett, "Software Engineering research: A critical appraisal", IEEE Proc. on Software, Vol. 146, No.4, August 1999.
- [Medcare] Medcare diagnostics, " The Rembrandt system", <http://www.medcarediagnostics.com/>
- [Mills 75] Harlan D. Mills, "Foreword to programming proverbs", Hayden book company 1975
- [NatSleep 95], <http://www.natsleep.com/patients.htm>
- [Nervus] Nervus, "Hera", www.nervus.is/
- [NCI] Network concepts, "Sleep monitoring system", <http://www.nci.com>
- [NI 99] National Instruments Corporation, "Professional G Developers tools reference manual" 1999.
- [NIH 95] National Institute of Health, "Facts about Sleep Apnea", National Heart, Lung, and blood institute. NIH publication, N° 95-3798, September 1995.
- [NINDS 97] National Institute of Neurological Disorders and Stroke, <http://www.ninds.nih.gov/disorder/sleep/sleep.htm>
- [NK] Nihon Khoden America Inc., "Polysmith, Sleep analysis", <http://www.khoden.co.jp>
- [Oliveira 96] José Manuel Nunes de Oliveira, "Sistema Automático para a Monitorização de Exames Neurofisiológicos de Sono", Dissertação de Mestrado, Universidade de Aveiro 1996
- [Oxford] "Medelec", Oxford instruments, www.oxfordinstruments.com/medical/products/med1.cfm

- [Pacheco 96] Osvaldo Pacheco, "Sistema Assistido por Computador para Classificação do Electroencefalograma do Sono e Detecção de Micro Despertares", Dissertação de Doutoramento, Universidade de Aveiro, 1996
- [Paiva 91] Teresa Paiva, "Sono: Aspectos clínicos e funcionais", Tese de doutoramento, Lisboa 1991.
- [PENN 95] PENN Today, University of Pennsylvania health system, Volume 6, Number 1, spring 1995, http://www.med.upenn.edu/healf/pf_files/penntoday/v6n1/sleep.htm
- [Pressman 92] Roger S. Pressman, "Software Engineering, a practitioner's approach", computer science series, Mac Graw Hill, third edition 1992.
- [Príncipe 89] Príncipe J.C., Tomé A.M., "Performance and Training Strategies in Feed-forward Neural Networks: An application to Sleep Scoring", Proceedings of the IEEE BME, Seattle 1989.
- [R&K 68] Retschaffen A., Kales A., "A manual of standerized technology, techniques, and scoring systems for sleep stages of human subject", US Government Printing Office, 1968
- [Russo 99] A. Russo, B. Nuseibeh and J. Kramer, "Restructuring requirements specifications", IEEE proceedings on software, Vol. 146, No.1, fevereiro 1999.
- [Shapiro 97] Stuart Shapiro, "Splitting the difference: The historical necessity of synthesis in Software Engineering", IEEE Annals of the History of Computing, Vol. 19, No.1, 1997.
- [Silva Cunha 95] Silva Cunha J.P., Oliveira J.M., "SAIAS: A Sleep Apnoea Analysis System", Não chegou a ser publicado mas foi apresentado no BIOENG95, Porto 1995.
- [Silva Cunha 96] Silva Cunha J.P., "Actividade de Base no EEG de doentes epilépticos: procura de relações entre derivações baseada em medidas não-lineares", Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, 1996.
- [Sommerville 01] Ian sommerville, "software engineering", Addison Wesley, 6th edition 2001.

[Sutcliffe 98] Alistair Sutcliffe, Neil Maiden, "The Domain Theory for requirements engineering", IEEE transaction on software engineering, Vol. 24, No. 3, março 1998.

[Tomé 90] Ana Maria Perfeito Tomé, "Sistema para microanálise e classificação automática do electroencefalograma de sono" – Dissertação de doutoramento, Universidade de Aveiro, 1990.

[Tremblay 89] Jean Paul Trembley, Richard B. Bunt, "Introduction to computer science – An algorithmic approach", Mc Graw Hill 1989.

[White 98] David P. White and Thomas J. Gibb, "Evaluation of the Healthdyne AliceTM 3 system", SLEEP, Vol. 21, No. 2, 1998.

[Withelaw 96] William A. Withelaw "Polysomnography: addressing the need for standards", Canadian medical association journal 1996; 155: 1693-1694

Anexo A

O LabView

A.1 Introdução

Apresenta-se o LabView – *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*, da National Instruments™. Não se pretende elaborar um manual do utilizador, ou outro documento com os pormenores daqueles disponibilizados pelo fabricante. Tentar-se-á, de uma forma concisa e eficaz, apresentar as principais características, a filosofia, e a utilização desta ambiente no desenvolvimento de aplicações.

O LabView IDE é um ambiente de desenvolvimento integrado, uma ferramenta de programação, tal como o Microsoft Visual C++ ou BASIC, que tem vindo a ser adoptada pelas indústrias, academias e laboratórios de investigação por todo o mundo, essencialmente para aplicações de aquisição, instrumentação e controlo. No entanto, o Labview distingue-se pelo facto de ser baseado numa linguagem totalmente gráfica denominada *G*, e por não ser uma linguagem orientada à instrução, mas sim, uma linguagem que se baseia na filosofia do fluxo de dados para perfazer o controlo da execução do código. É uma ferramenta multiplataforma: SUN™, Mac OS™, HP - UX™, e Windows™ (NT, 9x), que lhe confere uma invejável portabilidade. O LabView é um ambiente de programação de propósito genérico, com extensas livrarias de funções que permitem criar qualquer tarefa de programação. Entre outros, O LabView possui inúmeras rotinas para aquisição, apresentação, registo e processamento de dados. O LabView inclui ainda as ferramentas tradicionais para desenvolvimento de programação, tal como um *debugger*, e um *profiler*, que permite verificar a performance das aplicações desenvolvidas em termos de velocidade e uso de memória.

A.2 Virtual instrument

Virtual Instrument, abreviado VI, é para o LabView a denominação da rotina ou função da linguagem *C*. Os VIs são estruturas modulares e hierárquicas, podem ser usados individualmente como função única, como sub-programas ou sub-rotinas de outros VIs ou ainda como um programa completo.

Um VI possui três partes: Um interface gráfico interactivo, o código fonte na forma de um diagrama de blocos, e um ícone que o caracteriza. Especificamente um VI é estruturado da seguinte forma:

Um interface interactivo denominado “Painel Frontal”, que contem indicadores, como por exemplo gráficos, ou controladores, como por exemplo botões de pressão.

O código executado pelo VI, denominado “Diagrama de blocos”, constitui a segunda parte de qualquer VI. Escrito usando a linguagem G, apresenta de uma forma pictórica o algoritmo da função em causa.

A terceira parte de um VI é o Icon e os seus conectores. O Icon de um VI é usado e colocado no diagrama de blocos quando se pretende fazer uma chamada a esse VI. Os conectores do Icon são representações picturais dos parâmetros de entrada e saída do respectivo VI.

Estas características tornam o LabView um sistema de programação flexível e modular. Uma tarefa complexa é dividida em sub - tarefas que por sua vez podem ser divididas por forma a transformar um programa complexo num conjunto de tarefas simples.

A.3 Fluxo de dados e a linguagem gráfica G

As linguagens de programação convencionais como o C ou o Pascal são, além de textual, orientadas ao fluxo das instruções, isto é, as instruções são executadas linha de código à linha de código. A linguagem G é, além de gráfica, orientada não à instrução, mas ao fluxo de dados. O princípio do fluxo de dados, no qual as funções executam somente após terem todos os dados de entrada disponíveis, orientam o fluxo das instruções de uma forma eficaz e intuitiva, fornecendo ainda uma forma natural de sincronizar informação proveniente de diferentes fontes. O desenvolvimento de código textual é palco de inúmeros erros de sintaxe que levam à perda de horas de trabalho na tentativa de correcção. O código gráfico elimina drasticamente estes inconvenientes

A.4 Um exemplo

Apresenta-se um pequeno exemplo que mostra um painel de controlo e o correspondente diagrama de blocos. O painel de controlo constituído por três controladores: Amostras, Amplitude e ciclos(número de ciclos), cuja funcionalidade é implícita, e um indicador: Gráfico Sinusoidal. O correspondente diagrama de blocos está apresentado à direita.

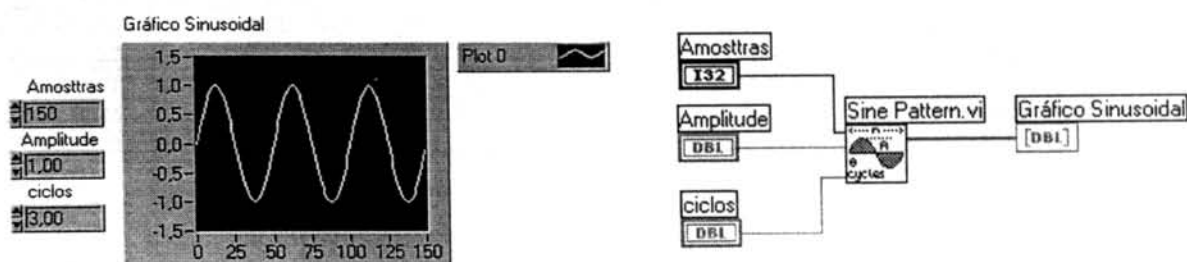


Figura A- 1: Exemplo de um programa em LabView

A.5 O Icon e os conectores

O exemplo anterior mostra o ícone de um VI denominado SinePattern.vi que pertence às livrarias do LabView. Este VI recebe três parâmetros de entrada, associado a controladores, e, um parâmetro de saída, associado a indicadores. Chama-se conector de um VI ao ponto de ligação entre o bloco que representa o indicador, ou controlador, e respectivamente o ponto de entrada ou saída do ícone representativo do VI.

A.6 Programar com LabView

A programação em LabView é altamente intuitiva e resume-se a escolher com o “rato”, da paleta e sub-paleta de controladores e indicadores (Figura A2 esquerda) o objecto desejado e arrastar o respectivo ícone para o “Front Panel”. O LabView adiciona automaticamente no diagrama de blocos, o bloco correspondente a esse objecto. No diagrama de blocos serão adicionadas pelo mesmo processo os ícones das rotinas retiradas da paleta e sub-paleta de funções (Figura A2 direita). Finalmente são estabelecidas as ligações necessárias entre dados de entrada de um VI e controladores, bem como, entre dados de saída e indicadores.

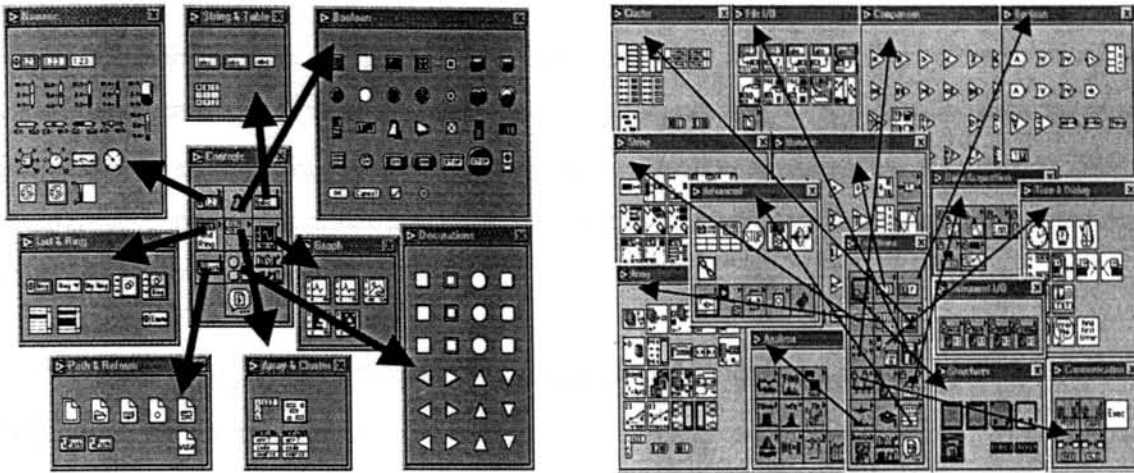


Figura A- 2: Paleta de controladores, indicadores e funções.

A.7 As ferramentas do LabView

Como é possível verificar na imagem acima, existe uma extensa colecção de indicadores e controladores de inúmeros feitios que permitem elaborar rapidamente interfaces gráficas simples e intuitivos. Verifica-se ainda a grande quantidade de funções fornecidas pelas livrarias do LabView. Sucintamente podemos referir que a paleta de funções fornece VIs para: estruturação do controlo do fluxo dos programas; tratamento alfanumérico, matemático e estatístico; definição de estrutura de dados; manuseamento de temporizações; comunicação, instrumentação e aquisição de dados; medida e análise avançada de sinal.

A.7.1 O Debugger

Nenhuma ferramenta de programação estaria completa sem um *Debugger* que possibilite a análise do código desenvolvido. A execução passo a passo (neste caso dados de entrada para dados de saída) permite uma visualização concreta e instantânea do processo em curso. Torna-se assim possível detectar e localizar facilmente e rapidamente erros de codificação ou de algoritmo. Como no LabView tudo é visual e funcional, o *Debugger* não foge à regra. Baseado na filosofia do LabView, o *Debugger* oferece a visualização do fluxo dos dados e dos respectivos valores em cada instante do processamento.

O *Debugger* pode ser executado de duas maneiras:

Fazendo apenas o *Highlight* da execução, cada momento do processamento é assinalado visualmente com a indicação do valor dos dados envolvidos. O processo executa do início ao fim, isto é, desde a obtenção dos dados até o final do processamento, sem interrupção. No entanto, o programador pode, em qualquer instante, parar o processo num ponto fulcral ou passar para a execução controlada.

Com o *Highlight* e a execução controlada seleccionados, o *Debugger* encaminha os dados segundo as ordens do programador.

O LabView permite executar e fazer o *debug* de cada VI separadamente, ou do programa como um todo, tornando a programação altamente eficaz. Sempre que se faz uso do *Debugger* a execução é mais lenta, para permitir a visualização do fluxo dos dados através dos VIs. Toda a funcionalidade básica dos *debuggers* dos pacotes clássicos de programação encontra-se no debugger do LabView. Por exemplo, é possível entrar num VI para visualizar o fluxo dos dados, ou “saltar” por cima do VI e continuar a visualizar o processamento posterior. Uma ferramenta denominada *Probe* pode ser usada em determinada ponto do diagrama de blocos para monitorar o valor do dado que é encaminhado. É ainda possível a colocação de *Breakpoints* em qualquer local do fluxo dos dados para parar o processamento.

Usar O *debugger* é ainda um modo muito agradável e eficaz de entender o funcionamento da linguagem de programação gráfica do LabView.

A.7.2 A janela de Hierarquias

A janela de hierarquias mostra uma representação gráfica hierárquica dos VIs presentes na memória bem como as dependências existentes entre eles.

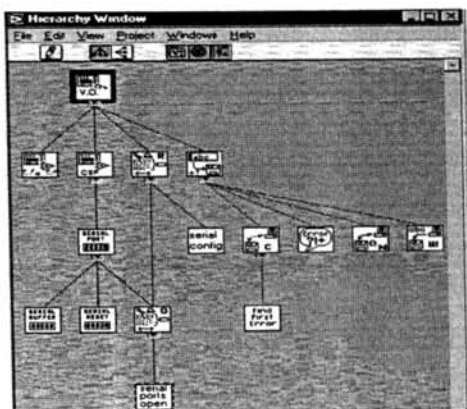


Figura A- 3: Exemplo de uma janela de hierarquia

A.7.3 O Profiler

Esta ferramenta do LabView permite visualizar numa janela própria, *Profile Window*, o comportamento dum VI, em termos estatísticos. A informação é bastante completa e consta essencialmente dos seguintes aspectos:

Perfil Temporal:

- Tempo de execução do VI.
- Tempo de execução dos SubVIs se existirem.
- Tempo Total de execução.

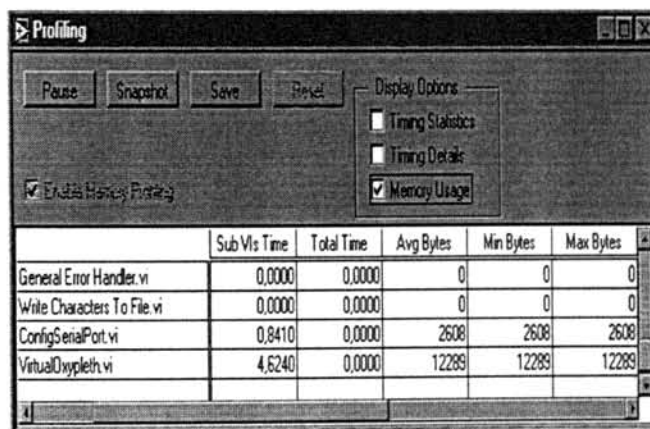
Número de vezes que executou.

- Tempo médio.

- Menor tempo de execução.
- Maior tempo de execução.

Perfil do uso da memória:

- Número mínimo de *bytes*.
- Número máximo de *bytes*.
- Número médio de *bytes*.



The screenshot shows the 'Profiling' window in LabView. It includes buttons for 'Pause', 'Snapshot', 'Save', and 'Reset'. There are checkboxes for 'Enable Memory Profiling' (checked), 'Timing Statistics', 'Timing Details', and 'Memory Usage' (checked). Below these is a table with the following data:

	Sub VIs Time	Total Time	Avg Bytes	Min Bytes	Max Bytes
General Error Handler.vi	0,0000	0,0000	0	0	0
Write Characters To File.vi	0,0000	0,0000	0	0	0
ConfigSerialPort.vi	0,8410	0,0000	2608	2608	2608
VirtualOxypleth.vi	4,6240	0,0000	12289	12289	12289

Figura A- 4: *Profile window*

Para grandes aplicações, onde o desenvolvimento requer um código otimizado, em termos de velocidade e recursos de memória, o *profiler* torna-se uma ferramenta indispensável.

A.8 Discussão

O LabView é uma ferramenta de programação completa, intuitiva, elaborada, onde tarefas complexas são altamente simplificadas. O LabView não perde qualidade, nem robustez, por ser fundamentada numa linguagem de programação pictórica. A experiência com outros linguagens e ambientes de programação permite dizer que esta é sem dúvidas uma solução completa, sólida e

eficaz. Mas, como é normal, nada é perfeito: O LabView peca pelo preço, pela necessidade de comprar um pacote de software independente para a criação de ficheiros executáveis, sem o qual o LabView necessita de estar instalado na máquina. Finalmente parece importante realçar que o LabView encontra-se um nível acima do sistema operativo. Isto é, quando se usa o LabView num dado ambiente, programa-se o LabView e não directamente o sistema operativo em causa. No entanto, conclui-se que a resultante é, sem dúvidas, positiva.





FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

BIBLIOTECA



0000060305